



Considerazioni, trattamento e gestione delle connessioni impianto-protesiche



Nicolino Angeloni

Odontotecnico, libero professionista in Teramo

Damiano Cigni

Odontoiatra, Libero professionista in Teramo

Maria Sofia Rini

Odontoiatra legale - Prof. a.c. Università di Bologna, Libero Professionista in Bologna

**Nicolino Angeloni, Damiano Cigni,
Maria Sofia Rini**

La connessione impianto-abutment è un elemento chiave capace di influenzare quella che sarà nel tempo la durata di un restauro impianto-protesico. Un non perfetto accoppiamento darebbe inizio a problematiche biologiche e meccaniche.

Precisione ed affidabilità associate ad una giusta scelta dei materiali sono tra i criteri di elezione per l'ottenimento di un successo a lungo termine sulla prognosi di trattamento impianto-protesico.

Lo scopo di questo articolo è quello di comparare le componenti prefabbricate con quelle individualizzate descrivendo agli operatori una linea guida per una scelta ponderata della migliore soluzione clinica e tecnica. Quintessenza Int. 2024;38(4):XX-XX.

Parole chiave: Connessioni, Abutment, Titanio, Cromo cobalto, Attacchi, Tipologia protesica, Complicanze meccaniche, Regolamento europeo.



Indirizzo per la corrispondenza:

Nicolino Angeloni

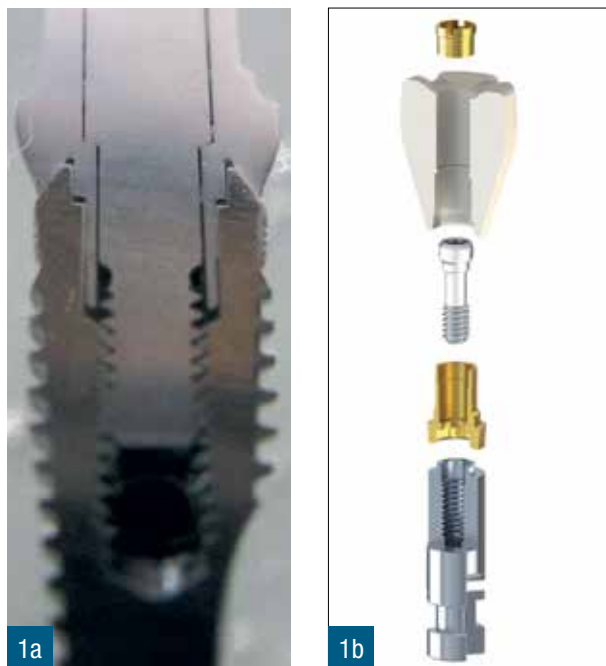
Via Badia, 5c

64100 Teramo

nicolinoangeloni@gmail.com

Introduzione

L'implantologia oggi è una pratica clinica consolidata che permette di risolvere casi clinici semplici e complessi con risultati stabili e predicibili a breve, medio e lungo periodo, consentendo di offrire ai pazienti trattamenti sempre più mirati per il ripristino di qualsiasi tipo di edentulia. Le sistematiche implantari utilizzate si basano principalmente su due tipologie di connessione: esterna e interna. L'accoppiamento tra impianto e abutment è stabilizzato da una vite, che spesso rappresenta l'anello debole della struttura (Fig. 1). Una precisione inadeguata nell'accoppiamento può portare a infiltrazioni batteriche nelle zone cave dell'impianto ed innescare problematiche meccaniche come lo svitamento, la frattura della vite di connessione o la rottura della componente protesica. Questo articolo intende valutare l'importanza della precisione nell'accoppiamento tra le componenti protesiche e l'impianto, considerando i materiali utilizzati con particolare riferimento al regolamento europeo 2017/745. L'obiettivo è fornire una panoramica completa per guidare gli operatori nella scelta delle migliori soluzioni implanto-protesiche, garantendo durata e funzionalità dei trattamenti.



Figg. 1a,b Sezione di abutment con vite ed impianto.

Connessioni e componenti implantari

Le connessioni implantari sono fondamentali per la stabilità e la funzionalità delle protesi su impianti. Il corretto accoppiamento tra impianto e abutment è essenziale per garantire la durabilità del trattamento e la salute dei tessuti circostanti. Le indicazioni all'utilizzo sono opinabili e necessiterebbero di supporto scientifico.

- **Connessione esterna:** questa connessione è caratterizzata da un esagono sul piatto implantare che impedisce la rotazione tra la componente protesica e l'impianto. Sebbene offra facilità di manipolazione, può essere più vulnerabile ai micromovimenti e agli stress meccanici, aumentando il rischio di svitamento della vite. Trova indicazioni per la realizzazione di mesostrutture multiple, barre e lavorazioni estese purché unite tra di loro. Connessione Interna: Presenta una cavità all'interno dell'impianto per un ingaggio antirotazionale con il pilastro protesico, il quale consente di ridurre le forze laterali e torsionali. Particolarmente indicata per restauri singoli e multipli, perlopiù nel caso di protesi cementate.
- **Connessione Conica o Morse Taper:** utilizza un design conico per un aggancio stabile e resistente, riducendo significativamente i micromovimenti e offrendo un eccellente sigillo contro l'infiltrazione batterica. Tuttavia, richiede elevata precisione nella preparazione e nell'installazione. La precisione nell'accoppiamento è essenziale per minimizzare le problematiche meccaniche e biologiche, come l'infiltrazione batterica, l'allentamento o la frattura della vite. Suggerita nella realizzazione di elementi singoli e multipli con inclinazioni non eccessive e nella costruzione di protesi a tenuta conometrica. Tutte le tipologie di connessione sono sottoposte a stress meccanici come forze di trazione, compressione, flessione e taglio ed una buona congruità degli spessori eviterebbe qualsiasi deformazione^{1,25} (Fig. 2).

Biomeccanica delle connessioni

La biomeccanica delle connessioni implantari è cruciale per comprendere come le diverse tipologie di connessione influenzino la distribuzione delle forze

masticatorie e la stabilità a lungo termine delle protesi su impianti. L'utilizzo mirato di una tipologia di connessione, finalizzata al progetto protesico, può ridurre significativamente il rischio di complicanze meccaniche e migliorare la prognosi dei trattamenti implantoprotetici. Carichi assiali, laterali e torsionali gravano sulle connessioni e la loro capacità di distribuire efficacemente queste forze è cruciale per prevenire il sovraccarico meccanico e il conseguente fallimento dell'impianto o delle componenti protesiche. Le connessioni interne e coniche offrono una maggiore resistenza a queste forze rispetto a quelle esterne. Quelle coniche distribuiscono lo stress in modo più uniforme lungo la superficie dell'impianto, riducendo il rischio di fratture della vite e del collo implantare.

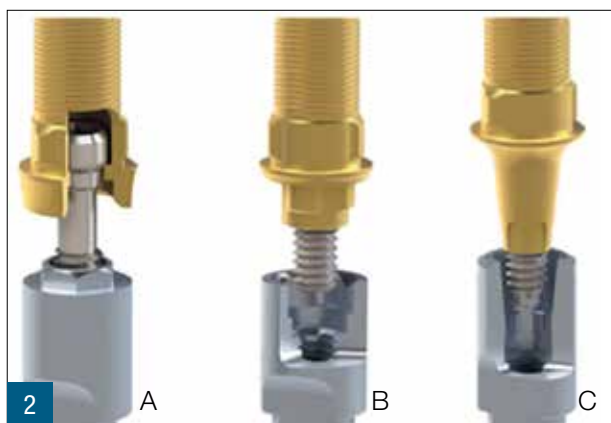


Fig. 2 Tipologie di connessione: (A) Esterna, (B) Interna, (C) Conica-Morse Taper.



Figg. 3a-l Pilastrini implantari: (a,b) pilastro calcinabile e Ucla. (c,d) Pistaro standard dritto e angolato. (e,f) Pistaro Ti-Base. (g,h) Pilastro con attacco sferico e Basso Profilo. (i,l) Pilastro MUA.

Inoltre, forniscono anche un migliore sigillo contro l'infiltrazione batterica. Le connessioni interne e coniche dimostrano una maggiore resistenza alla fatica rispetto a quelle esterne. A seconda della connessione, del progetto protesico e dell'asse di inserimento degli impianti possono essere indicate diverse tipologie di componenti protesiche, anch'esse pianificate al momento della progettazione del caso.

Il mercato offre differenti tipologie di componenti protesici distinguibili in: Pilastrini Mua, Pilastrini calcinabili e Ucla, Pilastrini standard, Pilastrini per protesi rimovibile, Componenti realizzati con sistemi CAD/CAM ed infine Pilastrini Ti Base² (Fig. 3).

- **Pilastrini Mua:** i Pilastrini Multi-Unit Abutment sono fondamentali per la risoluzione di casi complessi di protesi su impianti sia nella fase provvisoria che nella fase di protesizzazione definitiva. Questi componenti in titanio risolvono problemi di disparallelismo e ottimizzano la distribuzione delle forze masticatorie, aumentando stabilità, longevità e l'estetica del restauro protesico. Migliorano il sigillo ermetico tra l'abutment e l'impianto, riducendo significativamente l'infiltrazione batterica e di conseguenza l'infiammazione e peri-implantite. Offrono anche una grande flessibilità nella scelta del design e del materiale, permettendo un adattamento preciso, migliorando la biocompatibilità e la resistenza alla corrosione. La

scelta del tipo di MUA deve essere valutata attentamente in base alla posizione ed alla stabilità degli impianti. Equilibrio e passivazione sono indispensabili per una buona funzione.²²

- **Pilastro calcinabile e UCLA:** sono componenti protesici essenziali per la costruzione di strutture personalizzabili e precise su impianti sia nella fase provvisoria che in quella di finalizzazione protesica. I pilastri calcinabili, nascono per la tecnica della fusione a cera persa, vengono modellati a secondo delle necessità, poi fusi replicando la forma individualizzata con la lega scelta. I pilastri UCLA combinano una base in lega metallica con una parte calcinabile, offrendo una individualizzazione della forma e del volume del restauro protesico migliorando la precisione. Nonostante le tecnologie CAD/CAM abbiano introdotto nuove possibilità, i pilastri calcinabili e UCLA continuano a offrire un alto grado di personalizzazione e precisione, particolarmente utili in situazioni cliniche complesse. Con queste tipologie di pilastro, l'odontotecnico deve accettare una vera sfida tra tante variabili per garantire una precisione ed una passivazione, a partire dall'espansione del modello iniziale, alla gestione dei rivestimenti, al tipo di lega utilizzata, alle espansioni e contrazioni di tutti i materiali partecipi alla trasformazione in metallo (Fig. 4).
- **Pilastri standard:** utilizzati prevalentemente per la protesi definitiva cementata e talvolta anche provvisoria, per la loro semplicità e affidabilità. Sono lavorati prevalentemente in laboratorio con frese a taglio incrociato irrigate con lubrificante. Realizzati

principalmente in titanio, vengono avvitati sull'impianto, fornendo una soluzione versatile e stabile per i restauri protesici e la loro facilità di utilizzo garantisce un adattamento preciso, migliorando l'integrazione e la stabilità del restauro. Spesso subiscono un trattamento di nitrurazione, che oltre a renderli cromaticamente adatti a rifrangere con naturalezza la luce nei tessuti, migliora le proprietà di biocompatibilità del materiale conferendo anche proprietà batteriostatiche che aiutano a prevenire infezioni post-operatorie. La capacità dell'anatomo di inibire la crescita batterica riducendo la formazione di biofilm sulle superfici degli impianti lo rende un materiale di scelta per migliorare la sicurezza e l'efficacia dei dispositivi medici.^{11,18,19} La cementazione offre vantaggi significativi in termini di adattamento e sigillatura delle protesi, ma richiede una gestione attenta per prevenire complicanze come le peri-implantiti. A seconda delle tipologie di connessione, le tolleranze medie di fabbricazione industriale possono variare da 1/1,5 centesimi per le connessioni esterne, 1,5/2 centesimi sulla connessione esterna ed infine sulla connessione "Morse Taper" sono di 10 gradi all'interno dell'impianto e 2 gradi sul gambo del pilastro.²⁸

- **Pilastri per protesi rimovibile:** sono componenti progettati per stabilizzare protesi rimovibili in pazienti con edentulia parziale o totale. Consentono di ancorare le protesi agli impianti, migliorando la stabilità, la funzione masticatoria e il comfort generale del paziente. Esistono principalmente due tipologie



Figg. 4a,b Tecnica della fusione a cera persa con componenti Calcinabili e Ucla.

di pilastri per protesi rimovibile: gli attacchi sferici e gli attacchi a basso profilo. Gli attacchi sferici sono i pilastri standard per le protesi rimovibili. Presentano una forma sferica che si accoppia con delle cappellette ritentive di varie tenute all'interno di un box metallico inglobato nella protesi. Questa configurazione permette alla protesi una certa libertà di movimento verticale e rotazionale, riducendo le sollecitazioni eccessive sugli impianti. Questo è particolarmente utile per garantire il comfort del paziente durante la masticazione e facilita la manutenzione quotidiana. Sono adatti a situazioni dove è necessaria una certa flessibilità di movimento per adattarsi alle variazioni anatomiche del paziente. Gli attacchi a basso profilo, sono progettati per offrire una maggiore discrezione estetica e funzionale, specialmente in spazi verticali limitati. Hanno una forma cilindrica ritentiva che permette una migliore parallelizzazione degli impianti fino a 40 gradi di divergenza, non consentono l'intrusione o la rotazione della protesi e sono poco indicati per quelle risoluzioni protesiche con soli due impianti nell'arcata arcata inferiore. Spesso sono preferiti quando l'estetica e la stabilità sono prioritarie, offrendo un ancoraggio sicuro e discreto, garantiscono una stabilità eccellente alla protesi, migliorando la funzione masticatoria ed il comfort del paziente. Le protesi ancorate a questi pilastri sono facilmente rimovibili e riposizionabili dal paziente, facilitando la pulizia e la manutenzione quotidiana prevenendo complicanze. Dal punto di vista meccanico, sono progettati per distribuire uniformemente le forze masticatorie, riducendo il rischio di stress eccessivo sugli impianti migliorando la longevità delle fixture e delle protesi. Recenti innovazioni in implantologia hanno ulteriormente migliorato queste

tipologie di pilastri. L'uso di materiali performanti e tecniche di produzione innovative come la lavorazione CNC (Controllo Numerico Computerizzato) e le tecnologie CAD/CAM hanno permesso di ottenere componenti con tolleranze molto strette e superfici di contatto ottimizzate migliorando la precisione degli accoppiamenti e la stabilità dei corpi protesici. Inoltre, trattamenti di superficie innovativi, come la nitrurazione e la sabbiatura, hanno migliorato la biocompatibilità e le proprietà batteriostatiche dei pilastri, prevenendo l'adesione batterica e le infezioni, garantendo una migliore integrazione con i tessuti perimplantari e una maggiore durata delle protesi.^{11,18,19} In sintesi, rappresentano una soluzione avanzata, versatile, confortevole e stabilizzante per le protesi su impianti²² (Fig. 5).

- **Componenti TI-BASE:** raffigurano una delle componenti protesiche più moderne ed interessanti. La loro funzione è quella di simulare uno scheletro comprensivo di una connessione implantare che consente all'utilizzatore di avere una connessione certificata da ogni singola casa produttrice di sicura precisione. Rappresentano uno scheletro di sostegno con dei sistemi antirotazionali nella parte che va a diretto contatto con la parte anatomica che sarà progettata e realizzata dall'operatore. Permettono di incollare manufatti in zirconia, pmma, metallo, disilicato, resina stampata all'interno di flussi full digital, misti o completamente analogici. Nella quotidianità vengono utilizzati per corone monolitiche avvitate e per la realizzazione di monconi da protesi cementata.²³
- **Componenti realizzati con sistematiche CAD/CAM:** queste componenti hanno rivoluzionato il campo dell'implantologia e della protesi dentale, permettendo la creazione di abutment e strutture



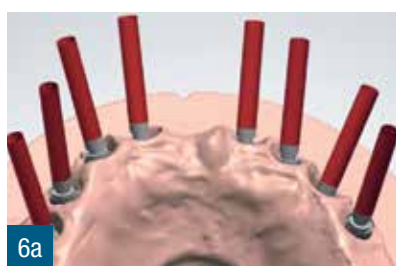
Figg. 5a,b Attacchi sferici e attacchi a basso profilo su barra.

protesiche con precisione e qualità ripetibili. Questi sistemi consentono la progettazione digitale e la fabbricazione automatizzata di componenti, migliorando l'efficienza e l'adattabilità dei trattamenti.

- *Abutment e strutture fresate*: la tecnologia CAD/CAM permette di ottenere strutture fresate con un alto grado di personalizzazione e precisione. Il processo inizia con la progettazione digitale dei componenti utilizzando software CAD (Computer-Aided Design), seguita dalla fresatura di materiali come titanio, zirconia o leghe metalliche con macchine CAM (Computer-Aided Manufacturing). Questo metodo garantisce tolleranze minime e un adattamento preciso, migliorando l'integrazione e la stabilità delle protesi.
- *Strutture in laser melting e fresate di ripresa*: oltre agli abutment fresati, la tecnologia CAD/CAM include anche la produzione di strutture tramite laser melting. Questo processo additivo utilizza un laser per fondere strati di polvere metallica, creando la struttura protesica strato dopo strato. Le strutture

realizzate con laser melting possono poi essere rifinite attraverso la fresatura di ripresa, combinando i vantaggi della produzione additiva con la fresatura sottrattiva. Questo garantisce superfici critiche ottimizzate e un adattamento delle protesi.

- *Vantaggi dei sistemi CAD/CAM*: uno dei principali vantaggi dei sistemi CAD/CAM è la possibilità di produrre componenti con un alto grado di precisione. La progettazione digitale consente di visualizzare e modificare il design in tempo reale, assicurando un adattamento perfetto ai requisiti anatomici e funzionali del paziente. Questo riduce il rischio di complicanze meccaniche e aumenta la longevità della protesi. I sistemi CAD/CAM migliorano anche l'efficienza della produzione, riducendo i tempi necessari per fabbricare i componenti protesici. Inoltre, la possibilità di archiviare e replicare i modelli digitali consente una facile sostituzione o modifica delle protesi in futuro, garantendo consistenza e continuità nel trattamento del paziente (Figg. 6,7).



Figg. 6a-g Lavorazione con flusso di lavoro misto: digitale e analogico.



Figg. 7a-d (a-c) Travate fresate su impianti avvitate direttamente. (d) Controllo spessori.

Considerazioni cliniche

L'uso di componenti CAD/CAM richiede una stretta collaborazione tra il clinico e il laboratorio odontotecnico. La precisione del rilevamento delle impronte digitali ed analogiche e la qualità dei dati acquisiti sono fondamentali per garantire che il prodotto finale si adatti perfettamente alle esigenze del paziente. La comunicazione continua tra clinico e tecnico è essenziale per ottenere risultati ottimali. In sintesi, i componenti realizzati con sistemi CAD/CAM, comprese le strutture in laser melting e fresate di ripresa, rappresentano una delle soluzioni più avanzate e precise in implantologia. Offrono numerosi vantaggi in termini di precisione, efficienza e personalizzazione, rendendoli una scelta preferita per molti professionisti del settore dentale. La continua innovazione in questo campo assicura che queste tecnologie rimangano all'avanguardia, offrendo risultati ottimali e duraturi per i pazienti.

Lavorazione e scelta del tipo di protesi

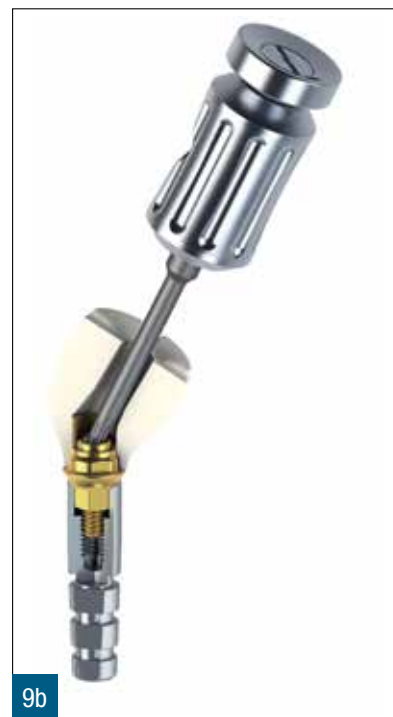
La scelta della soluzione protesica ideale in implantologia è strettamente legata al piano di trattamento e alla pianificazione chirurgica. Non esiste una connessione implantare universale che si adatti

perfettamente a tutte le situazioni protesiche, poiché differenti tipi di connessioni e impianti sono predisposti per specifiche soluzioni. Per evitare complicanze, è fondamentale pianificare un percorso logico anche nella scelta della componente protesica. Il punto di partenza è il piano di trattamento, che deve essere dettagliato, preciso e realizzabile. Quindi si individua il tipo di impianto con la connessione più adeguata al piano di trattamento scelto. Questo include considerazioni biomeccaniche e compatibilità con il flusso di lavoro scelto: digitale o analogico. La pianificazione chirurgica deve tenere conto anche delle librerie implantari disponibili nei software utilizzati, assicurando che tutte le componenti protesiche siano correttamente integrate nel piano. Il flusso di lavoro e l'approccio deciso influenzeranno la scelta delle tipologie protesiche. La scelta della soluzione protesica ideale richiede quindi una valutazione attenta di vari fattori, che si basano sul piano di trattamento tra cui si segnalano: la compatibilità della connessione implantare, il flusso di lavoro adottato e le specifiche biomeccaniche e cliniche del caso. Questi elementi devono essere integrati in un approccio personalizzato per ottimizzare i risultati clinici e garantire il successo delle restaurazioni implantari. Seguendo questo percorso, si possono evitare e/o in ogni caso ridurre errori

chirurgici e complicanze protesiche, assicurando una gestione efficace delle aspettative estetiche e funzionali dei pazienti.²⁶ Tutte le ricostruzioni protesiche, di per se, sia semplici che complesse, possono essere assicurate agli impianti tramite avvitamento o cementazione sul moncone protesico.

La scelta dipende da differenti fattori come il tipo di occlusione, l'altezza e l'inclinazione degli abutment, aspetti inerenti ad un possibile reintervento, l'estetica, la passivazione, e fattori legati al posizionamento tridimensionale dell'impianto e alla fuoriuscita delle viti di accesso. Nella protesi avvitata, esistono due tipologie realizzative: l'avvitata diretta e l'avvitata indiretta.²⁷ Entrambe consentono il reintervento clinico per eventuali problematiche e complicanze e facilitano il condizionamento dei tessuti. Nella prima soluzione è fondamentale il posizionamento tridimensionale dell'impianto, tenendo presente estetica e area di funzione. Può essere realizzata digitalmente o analogicamente, considerando forma e volume (Fig. 8).

Inoltre, possono essere inserite nel progetto protesico per ridurre problematiche del foro di accesso in area estetico-funzionale, anche dei fori inclinati per le viti di connessione, ma bisogna essere sicuri della congruità degli spessori a disposizione. Questa particolare vite (TPA) permette di progettare in laboratorio dispositivi avvitati con fori disassati fino a 30°. La forma ellittica-trilobata del cacciavite può basculare fino a 30° ed è progettato per rompersi in caso di sovraccarico al fine di impedire il danneggiarsi della vite stessa (Fig. 9). Nella seconda soluzione, il malposizionamento degli impianti può essere corretto entro certi limiti realizzando una "mesostruttura", ovvero un "moncone unico" monoblocco dove è fondamentale la forma geometrica, la ritenzione, la dimensione e l'altezza. Essa consente di mantenere integre le superfici oclusali, di eliminare completamente la fuoriuscita della vite in area estetica e di permettere il reintervento clinico e tecnico per qualsiasi problematica. Nel caso di più "mesostrutture", è importante che



Figg. 8a-d Fabbricazione di un dispositivo avvitato direttamente con tecnica full digital (tecnica e clinica). **Figg. 9a,b** TPA: foro e vite angolata.

l'asse di inserzione sia unico con pareti poco coniche e coulisse (Fig. 10). La protesi cementata segue i parametri che regolano i principi generali delle preparazioni dentali, tenendo presente alcuni accorgimenti che includono: conicità, area di superficie, altezza, ruvidità, design delle coulisse, asse di inserimento e margine di finitura che può essere o a finire o a spessore. La ritenzione di un singolo elemento dipende da un'altezza minima che non può essere al di sotto dei 5 mm e dalla conicità delle pareti tra 2 a 6 gradi per ridurre lo stress sull'impianto. La ruvidità delle pareti, ottenuta tramite sabbiatura o utilizzo di frese, aumenta la ritenzione nella protesi cementata. Inoltre, è importante la spaziatura del cemento, con particolare attenzione al design geometrico del moncone.⁶ Cercare di trasmettere il carico il più assiale possibile rispetto all'asse degli impianti, realizzando anche solchi di ritenzione (Fig. 11). In linea di massima la protesi su impianti, essendo un dispositivo rigido, nel caso di un progetto protesico ad arco completo, consente di realizzare delle estensioni che seguono la regola che stabilisce che l'estensione massima è data dalla

distanza tra la linea orizzontale di riferimento tra gli impianti anteriori e la linea orizzontale degli impianti posteriori. Questa rappresenta la misura della massima estensione possibile, ma va tenuto presente che il poligono di forze sull'arcata one-piece deve chiudersi parallelamente. Attualmente però strutture implantari e relativi dispositivi implantoprotesici strutturalmente molto resistenti sono in grado di sopportare estensioni relative sollecitazioni che vanno al di là di quelle regole sopra definite. Nel caso di estensione su una sella monolaterale, la tripodizzazione nel momento di inserimento degli impianti, considerando l'angolazione, il diametro, l'altezza e il tipo di connessione vanno presi in stretta considerazione già in fase progettuale.⁷ Scegliere un tipo di protesi risulta estremamente complesso per il team che deve valutare diversi parametri come l'area di integrazione, che spazia dal mono elemento anteriore a quello posteriore, al ponte parziale, all'arcata totale o all'intera riabilitazione, tenendo presente eventuali deficit anatomici, tipologie protesiche, richieste ed esigenze del paziente e infine, il reintervento protesico e la detergibilità. Sempre più



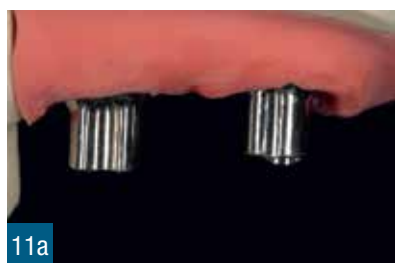
Fig. 10 Fabbricazione di un dispositivo avvitato indirettamente con vite laterale (tecnica e clinica).

frequente è l'incollaggio dell'abutment alla corona con compositi dedicati, ma a volte la componente deve essere modificata utilizzando pilastri più lunghi, per evitare decementazioni e rotture della parte protesica.

Complicanze biomeccaniche

Una rigorosa progettazione e pianificazione clinica e di laboratorio permette di ridurre il rischio di complicanze legate alla componente protesica nel breve,

medio e lungo periodo. Le principali complicanze includono lo svitamento o la rottura della vite di connessione, la frattura dell'abutment o dell'impianto stesso. Queste problematiche possono derivare da difetti strutturali di produzione, progettazione chirurgica e protesica (Figg. 12,13). I difetti strutturali possono riguardare l'impianto, la vite e il moncone. Tali difetti dovrebbero essere gestiti da sistemi di qualità aziendali che comprendono verifiche di produzione, raccolta di dati, analisi e valutazione di ogni singola



Figg. 11a-f Fabbricazione di un dispositivo su pilastri fresati e protesi cementata (Tecnica e clinica). **Fig. 12** Complicanze meccaniche delle viti di connessione. **Fig. 13** Frattura dell'impianto.



componente. Un controllo rigoroso e continuo della qualità può prevenire la comparsa di complicanze legate a difetti strutturali. Gli errori nella progettazione chirurgica possono portare a compromessi estetici e protesici, amplificando i limiti del dispositivo medico. La chirurgia guidata può ridurre significativamente questo tipo di errore, garantendo un posizionamento preciso dell'impianto e minimizzando le problematiche legate alle meccaniche di connessione. Un posizionamento errato dell'impianto può infatti compromettere la stabilità e l'efficacia della connessione impianto-protesica. I Difetti di Progettazione Protetica riguardano tutte le procedure che seguono la fabbricazione di un dispositivo medico su misura. La scelta protesica, dei materiali, la congruità degli spessori, il design della travata, la precisione e l'estetica sono fattori critici. La valutazione di tutti i dati disponibili, considerando anche fattori come il trauma occlusale, un errato design morfologico, la lunghezza dell'abutment e l'eccessiva angolazione dell'impianto, è essenziale per evitare complicanze meccaniche e biologiche. Un corretto schema occlusale è fondamentale per mantenere un carico equilibrato, riducendo sovraccarichi e torques eccessivi sulla

connessione impianto-protesica. L'ideale è sempre il rapporto cuspide-fossa, ma in alcuni casi possono essere adottate strategie alternative come la riduzione dell'inclinazione delle cuspidi, lo spostamento dei contatti occlusali, l'allargamento delle fosse o la creazione di uno schema occlusale a "cross occlusion". Queste strategie aiutano a distribuire le forze in modo più uniforme, prevenendo sovraccarichi localizzati che potrebbero danneggiare le componenti implantari^{6,22} (Fig. 14).

Il materiale definitivo deve mantenere stabile il design morfologico del dispositivo, evitando fratture o usura precoce. La scelta del materiale deve tenere conto della sua resistenza meccanica e della sua capacità di mantenere l'integrità strutturale nel tempo. Ad esempio, il titanio e le sue leghe sono preferiti per la loro biocompatibilità e resistenza, mentre materiali come la zirconia possono essere utilizzati per la loro estetica e resistenza alla frattura.⁷ Un adeguato serraggio della vite di connessione (precarico) è essenziale per garantire la stabilità del dispositivo. Il sistema anti-rotazionale deve essere efficace per prevenire movimenti indesiderati.^{5,10,20} Un torque di avvitamento insufficiente, associato a un'imprecisione



Fig. 14 Tipologie di cerature.

nell'accoppiamento abutment-impianto, può generare mobilità del dispositivo, portando prima all'allentamento e poi alla frattura della vite.²¹ La frattura della vite può verificarsi quando lo stress supera il limite di deformazione elastica del materiale. Le aree più suscettibili alla frattura sono il restringimento del gambo sotto la testa e la radice della prima spira, dove si concentrano maggiormente gli sforzi.^{8,9,11,21,22}

La vite, essendo la parte più esposta alla frattura, rappresenta comunque una componente facilmente sostituibile senza costi eccessivi.

Tuttavia, è possibile ridurre il rischio di svitamento utilizzando una chiave dinamometrica e, in alcuni casi, un fermafiletto siliconico con funzione antisvitamento. Questo metodo, però, può essere pericoloso in caso di frattura della vite, rendendone difficile la rimozione. Pertanto, il suo utilizzo deve essere documentato nella cartella clinica, informando il paziente e includendolo nell'analisi dei rischi del fascicolo tecnico. I metalli rappresentano una scelta eccellente per la realizzazione di protesi complesse, grazie al loro comportamento elastico sotto carico. Questo li rende preferibili rispetto a materiali più estetici ma meno resistenti.¹²

La zirconia, ad esempio, può essere utilizzata nelle lavorazioni meno complesse, ma richiede un abutment da incollaggio sulla connessione.¹¹ Il disilicato è un altro materiale utilizzato per elementi singoli con adeguati spessori.

I compositi da fresaggio e altri polimeri hanno un loro spazio nelle diverse lavorazioni, ma non garantiscono una durata decennale di stabilità nel cavo orale del paziente. In conclusione, la gestione delle complicanze della connessione implantare richiede un approccio multidisciplinare e attento.

La qualità della produzione, la precisione nella progettazione chirurgica e protesica, e la scelta accurata dei materiali e del design sono fattori fondamentali per garantire il successo a lungo termine delle riabilitazioni implantari (Fig. 15).

Considerazioni sulla gestione della documentazione tecnica e clinica

La gestione della documentazione tecnica e clinica in implantologia è fondamentale per garantire la sicurezza e l'efficacia dei trattamenti. I sistemi implantari e implanto-protesici sono complessi e delicati, e coinvolgono dispositivi medici di varie classi di rischio, come impianti, viti e connessioni. Queste componenti interagiscono con dispositivi protesici su misura realizzati per soddisfare le specifiche necessità cliniche, funzionali ed estetiche di ogni paziente. Questa complessità evidenzia l'importanza di una sinergia operativa tra tutte le figure professionali coinvolte, supportata da un percorso documentato e tracciabile che parte dalla visita odontoiatrica iniziale fino alle verifiche periodiche post-intervento. Il Regolamento UE



Fig. 15 Realizzazione con flusso digitale di una protesi su mesostruttura avvitata indirettamente su titanio e zirconia.

2017/745 impone controlli biennali per 10 anni, coinvolgendo attivamente anche il paziente. Questo iter richiede una stretta collaborazione tra clinici e odontotecnici, supportata da un'organizzazione moderna e strutturata, e da una raccolta sistematica di dati ed evidenze documentali. La creazione di fascicoli clinici e tecnici dettagliati è essenziale per rispettare le buone pratiche tecnico-cliniche e le normative europee. Ogni odontoiatra dovrebbe documentare meticolosamente tutte le fasi del processo clinico, dalla diagnosi alla pianificazione degli interventi, fino alla prescrizione dei dispositivi medici su misura, alla finalizzazione nel cavo orale ed al rilascio della conformità. Questa documentazione deve includere una pianificazione dettagliata degli interventi, le caratteristiche strutturali e merceologiche dei dispositivi, e le informazioni rilevanti per la loro realizzazione. Particolare attenzione va posta alla prescrizione per dispositivi su misura, che devono conformarsi ai requisiti delle classi di rischio IIb o III, come impianti, viti e connessioni, materiali per rigenerazione e ripristino dei tessuti di sostegno. Per il fabbricante di dispositivi su misura, la prescrizione è l'inizio di un processo documentale rigoroso che porta alla creazione del fascicolo tecnico. Questo deve tracciare e documentare tutto l'iter, includendo la provenienza dei materiali, le scelte merceologiche, la conformità alle normative europee. Clinici e tecnici si assumono la responsabilità di garantire la sicurezza e la qualità del prodotto finale. Documentare, tracciare e archiviare ogni fase del processo non è solo un obbligo normativo, ma anche un dovere etico e deontologico. Questa pratica consente di ripercorrere tutte le tappe del trattamento, identificare eventuali punti di debolezza e attuare interventi correttivi e tempestivi. La sicurezza e le performance dei dispositivi devono essere garantite attraverso scelte ponderate e motivate, e un'analisi accurata delle necessità cliniche, funzionali ed estetiche di ogni paziente. Alla fine del processo, ai pazienti devono essere rilasciate dichiarazioni di conformità, passaporti implantari e altre attestazioni che garantiscono la sicurezza e la tracciabilità del dispositivo. Coinvolgere i pazienti in questo processo aumenta la loro consapevolezza e contribuisce al raggiungimento del massimo livello di sicurezza, performance e compliance. In conclusione, un approccio documentale rigoroso e una stretta collaborazione tra tutte le figure professionali

coinvolte sono fondamentali per garantire il successo delle riabilitazioni implantari. Il Regolamento UE 2017/745 rappresenta una grande innovazione, garantendo la massima sicurezza e tutela per i pazienti e gli operatori del settore.¹⁵⁻¹⁷

Conclusioni

Materiali, connessioni, produzioni, tecniche, problematiche, sono stati illustrati in questo articolo, tenendo in considerazione molte delle possibili variabili spaziando dall'analogico al digitale. Le procedure digitali a differenza delle procedure analogiche, aiutano a standardizzare precisione e qualità, garantendo un manufatto protesico preciso, stabile e tracciabile.

Conflitti di interesse

Gli autori dichiarano di non avere nessun conflitto di interesse

Bibliografia

1. Pietrabissa R, Rodriguez y Baena R. Introduzione alla biomeccanica per l'implantologia dentale. Ed. Scienza e Tecnica Dent. Intern. Milano, 2002;Cap. 2:33-35.
2. Chiapasco M, Romeo E. La Riabilitazione Implantoprotesica nei casi complessi. Ed. Utet. Milano, 2002;Cap. 1:65-68.
3. Pompa G, D'Addona A, Nicolini E, Quaranta A. Concetti di Biomeccanica in implantoprotesi. Ed. Martina Edizioni. Bologna, 2001;Cap. 3:26-33.
4. Pietrabissa R, Rodriguez y Baena R. Introduzione alla biomeccanica per l'implantologia dentale. Ed. Scienza e Tecnica Dent. Intern. Milano, 2002;Cap. 2:45-47.
5. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16.
6. Cigni D, Angeloni N. I Tavolati Occlusali: design, e ripetibilità nella pratica quotidiana. Doctor OS. 2023;12-20.
7. Cigni D, Angeloni N. I materiali oggi: Performance, caratteristiche e limiti. Doctor OS. 2022;9-15.
8. Pompa G, D'Addona A, Nicolini E, Quaranta A. Concetti di Biomeccanica in implantoprotesi. Ed. Martina Edizioni. Bologna, 2001;Cap. 5:44-46.
9. Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. J Oral Rehabil. 2019 Aug;46(8):776-786.
10. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. J Esthet Restor Dent. 2019 Jul;31(4):338-345.
11. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Sep;62:333-346.

12. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:184-198.
13. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:199-214.
14. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Oct;14(5):633-45.
15. Regolamento (UE) 2017/745 del Parlamento europeo e del Consiglio del 5 aprile 2017 - GU U. E. Legge del 05 maggio 2017;117.
16. Direttiva 93/42/CEE del Consiglio, del 14 giugno 1993. G U Unione Europea L del 12 luglio 1993;169.
17. Sbrenni S, Marletta M, Di Sciacca D, Conduce A. Identificazione e tracciabilità dei dispositivi medici: ruolo e responsabilità degli operatori economici e strumenti per l'applicazione del Regolamento (UE) 2017/745. Roma: Istituto Superiore di Sanità; 2021.
18. Tsou H-K, Ping-Yen Hsieh P-Y. Anticorrosive, Antimicrobial, and Bioactive Titanium Dioxide Coating for Surface-modified Purpose on Biomedical Material. Application of titanium dioxide. Ed. IntechOpen. London, 2017;Cap 6:103-118.
19. Abdulazeem L, Bahahamdi H, Al-Amiedie B, Al-Mawlah YH. Titanium dioxide nanoparticles as antibacterial agents against some pathogenic bacteria. *Drug Invention Today*. 2019;12:963-966.
20. Armentia M, Abasolo M, Coria I, Albizuri J, Aguirrebeitia J. Fatigue performance of prosthetic screws used in dental implant restorations: Rolled versus cut threads. *J Prosthet Dent*. 2021 Sep;126(3):406.e1-406.e8.
21. Chang C-L, Lu H-K, Ou K-L, Su P-Y, Chen C-M. Fractographic analysis of fractured dental implant components. *J Dent Sci*. 2013;8(1):8-14.
22. Tun Naing S, Kanazawa M, Hada T, Iwaki M, Komagamine Y, Miyasu A, Uehara Y, Minakuchi S. In vitro study of the effect of implant position and attachment type on stress distribution of implant-assisted removable partial dentures. *J Dent Sci*. 2022 Oct;17(4):1697-1703.
23. Poovarodom P, Rungsiyakull C, Suriyawanakul J, Li Q, Sasaki K, Yoda N, Rungsiyakull P. Effect of gingival height of a titanium base on the biomechanical behavior of 2-piece custom implant abutments: A 3-dimensional nonlinear finite element study. *J Prosthet Dent*. 2023 Sep;130(3):380.e1-380.e9.
24. Körtvélyessy G, Szabó ÁL, Pelsőczy-Kovács I, Tarjányi T, Tóth Z, Kárpáti K, Matusovits D, Hangyási BD, Baráth Z. Different Conical Angle Connection of Implant and Abutment Behavior: A Static and Dynamic Load Test and Finite Element Analysis Study. *Materials (Basel)*. 2023 Feb 28;16(5):1988.
25. Camps-Font O, Rubianes-Porta L, Valmaseda-Castellón E, Jung RE, Gay-Escoda C, Figueiredo R. Comparison of external, internal flat-to-flat, and conical implant abutment connections for implant-supported prostheses: A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. *J Prosthet Dent*. 2023 Sep;130(3):327-340.
26. Ciccù M, Cervino G, Terranova A, Risitano G, Raffaele M, Cucinotta F, Santonocito D, Fiorillo L. Prosthetic and Mechanical Parameters of the Facial Bone under the Load of Different Dental Implant Shapes: A Parametric Study. *Prosthesis* 2019;1(1):41-53.
27. Noè G, Bonfiglioli R. La riabilitazione implantoprotesica mediante protesi "Avvitata Indiretta" metodica originale dalla pianificazione alla finalizzazione clinica e di laboratorio. *Quintess Odontot*. 2014;3:24-44.
28. INTERNATIONAL STANDARD ISO 286-2. Geometrical product specifications (GPS) - ISO code system for tolerances on linear sizes. Second Edition 2010-06-10:1-15.

Clinical and technical considerations for selecting implant-abutment interface



The implant-abutment connection is a key element capable of significantly influencing the prognosis of the implant supported restoration. A not ideal coupling would trigger biological and mechanical problems with dramatic consequences.

Precision and reliability combined with the right choice of material are the fundamental criteria for obtaining long-term results. This article is aiming to evaluate and compare stock and customised solutions identifying a guideline for a correct choice in each clinical situations.

Keywords: Implant abutment interface, Abutment, Titanium, Cobalt chrome, Attachments, Prosthetic solutions, BIOMechanical complications, European regulation.