



UNIVERSITA' DEGLI STUDI "G. d'Annunzio"
Chieti-Pescara

SCUOLA SUPERIORE "G. d'Annunzio"

Dottorato di ricerca in Science & Technology for Sustainable Development

Ciclo XXXVIII

TITOLO

*EFFETTO DEL CARICO CICLICO SULLA CONNESSIONE PROTESICA
IMPIANTO-ABUTMENT: STUDIO IN VITRO*

Dipartimento di Tecnologie Innovative in Medicina e Odontoiatria (DTIMO)

Settore Scientifico Disciplinare

MED-28

Dottorando

Iris Alla

Co-Tutor

Chiar.mo Prof. Antonio
Scarano

Coordinatore

Chiar.mo Prof. Piero Di Carlo

Tutor

Chiar.ma Prof.ssa Bruna

Sinjari

Anni accademici
2022/2025

Sommario

Capitolo 1 – Introduzione	4
1.1 Contesto generale	4
1.2 Sviluppo storico dell'implantologia orale	5
1.3 Osteointegrazione e criteri di successo implantare	6
1.4 Tipologie di connessione impianto–abutment	8
1.5 Il concetto di platform switching	9
1.6 Materiali implantari e risposta biologica	10
1.7 Morfologia e trattamenti superficiali	10
1.8 Risposta biologica dell'osso e interfaccia implantare	11
1.9 Carico ciclico e fatica meccanica nelle connessioni implantari	12
1.10 Degradazione superficiale delle connessioni e microinfiltrazioni	13
1.11 Scopo dello studio	14
Capitolo 2 – Materiali e Metodi	14
2.1 Disegno di studio	14
2.2 Dispositivi implantari	16
2.3 Caratteristiche dei dispositivi implantari	17
2.4 Preparazione dei campioni	22
2.5 Dimensione del campione	23
2.6 Prova di carico ciclico	23
2.7 Prova di compressione a frattura	24
2.8 Analisi statistica	24
2.9 Conformità normativa	24
Capitolo 3 – Risultati	26
Risultati del test di carico	26
<i>Gruppo I: MULTI I-System</i>	26
<i>Gruppo II: MULTI T-System</i>	27
<i>Gruppo III: Multi R-System</i>	27
<i>Gruppo IV: Plus I-System</i>	28
<i>Gruppo V: Plus T-System</i>	28
<i>Gruppo VI: Plus R-System</i>	28
Fracture test	29
1. Multi I-System	29
2. Multi T-System	31
3. Multi R-System	32
4. Plus I-System	35

5. Plus T-System.....	37
6. Plus R-System.....	39
Capitolo 4 – Discussione.....	42
Capitolo 5 – Conclusioni	46
Riferimenti bibliografici.....	48

Capitolo 1 – Introduzione

1.1 Contesto generale

Il trattamento delle edentulie rappresenta una delle sfide più complesse dell'odontoiatria moderna, poiché richiede il conseguimento di una stabilità primaria ottimale in fase di posizionamento implantare, un adeguato supporto protesico e dunque, funzionale ai carichi masticatori generati in tale regione¹⁻⁴.

Tali obiettivi costituiscono principi fondamentali per il successo a lungo termine delle riabilitazioni implantoprotesiche⁴⁻⁷, in particolare nei casi di atrofia o bassa densità ossea⁵⁻⁷. Parallelamente, il mantenimento della salute dei tessuti peri-implantari duri e molli è un requisito essenziale per la predicibilità del trattamento, poiché la stabilità alveolare può essere influenzata da fattori chirurgici, protesici e geometrici dell'impianto⁸⁻¹¹.

L'osteointegrazione, definita come un contatto diretto e stabile tra tessuto osseo e superficie implantare, rappresenta il presupposto biologico del successo implantare. Essa dipende da molteplici fattori: la geometria delle spire, la topografia e la chimica superficiale della fixture, la microrugosità e la bagnabilità della superficie, che influenzano l'adesione del coagulo ematico e la successiva osteogenesi da contatto^{2,12}.

L'osteointegrazione non è un processo statico ma un adattamento continuo del tessuto osseo al carico funzionale, caratterizzato dal rimodellamento e dalla riorganizzazione tissutale nel tempo^{5,13}. Tuttavia, diversi fattori locali e sistemici — come carichi incongrui, traumi chirurgici, infiammazione cronica, tabagismo e accumulo di placca — possono compromettere l'integrità all'interfaccia impianto–ossea e causare il riassorbimento osseo peri-implantare¹³.

Un ulteriore elemento determinante per il mantenimento del livello osseo marginale è la stabilità della connessione impianto–abutment. Irregolarità o mismatch tra le componenti possono infatti favorire microinfiltrazioni batteriche all'interno della camera implantare, con la conseguente

formazione di nicchie biologiche, che promuovono processi infiammatori cronici e perdita ossea marginale^{4,7,13}.

La presenza di un micro-gap all'interfaccia tra impianto e abutment è stata ampiamente descritta come uno dei principali fattori responsabili della microinfiltrazione batterica e dell'instaurarsi di una risposta infiammatoria cronica nei tessuti peri-implantari, con potenziali ripercussioni sul mantenimento del livello osseo marginale.

Durante il carico funzionale, eventuali incongruenze geometriche e micromovimenti relativi tra le componenti protesiche possono amplificare tali fenomeni, favorendo microleakage e instabilità dell'interfaccia. Per questo motivo, il design della connessione implantare riveste un ruolo centrale nel controllo delle sollecitazioni biomeccaniche e dei processi biologici che influenzano la stabilità peri-implantare nel tempo.

Le connessioni coniche sono state introdotte con l'obiettivo di migliorare la stabilità dell'accoppiamento implanto-protesico e ridurre l'ampiezza del micro-gap, garantendo una maggiore resistenza ai micromovimenti e una migliore tenuta biologica rispetto alle connessioni tradizionali. All'interno di questa tipologia, differenti configurazioni geometriche della connessione conica sono state proposte, ipotizzando un possibile ruolo dell'angolo di contatto nel determinare il comportamento biomeccanico del sistema implantare e la stabilità dell'osso marginale¹⁴.

In linea con tali considerazioni, numerose evidenze scientifiche documentate in letteratura hanno dimostrato che la connessione conica tipo Cone Morse garantisce un'elevata stabilità meccanica e un efficace sigillo contro la microinfiltrazione, riducendo il rischio di svitamento, frattura delle viti di serraggio e riassorbimento crestale^{2,8}.

1.2 Sviluppo storico dell'implantologia orale

L'implantologia orale rappresenta una delle più importanti conquiste dell'odontoiatria moderna, risultato di un lungo ed articolato processo di ricerca interdisciplinare che ha trasformato un concetto sperimentale in una pratica clinica consolidata.

I primi tentativi di sostituire elementi dentari con materiali artificiali risalgono al XIX secolo, ma solo a metà del XX secolo, grazie agli studi pionieristici di Brånemark, emerge il concetto di **osteointegrazione**, definita come “il contatto diretto, stabile e funzionale tra osso vitale e superficie implantare in titanio, privo di interposizione fibrosa”^{15,16}.

L'introduzione di questo principio rivoluzionò la riabilitazione dei pazienti edentuli, rendendo possibile l'ancoraggio stabile e duraturo di impianti in titanio biocompatibili. Nei decenni successivi, lo sviluppo di nuove leghe metalliche, nonché il perfezionamento delle superfici implantari e l'ottimizzazione dei protocolli chirurgici e protesici portarono a un progressivo incremento dei tassi di sopravvivenza, che oggi superano il 95% a dieci anni^{4,17}.

Parallelamente, il concetto di “successo implantare” si è evoluto, includendo non solo la permanenza dell'impianto a livello osseo, ma anche la **stabilità dei tessuti peri-implantari** e la **preservazione del livello osseo marginale** nel tempo.

Ciò ha favorito l'affermazione di un approccio multidisciplinare, in cui biomeccanica, biologia e scienza dei materiali concorrono alla progettazione di sistemi implantari sempre più affidabili e predicibili.

1.3 Osteointegrazione e criteri di successo implantare

L'osteointegrazione rappresenta il fondamento biologico dell'implantologia e dipende dall'interazione tra biocompatibilità del materiale, stabilità primaria, qualità dell'osso e distribuzione delle sollecitazioni meccaniche.

Secondo Albrektsson et al.^{2,17}, i criteri di successo implantare comprendono:

1. Assenza di mobilità clinica;
2. Assenza di dolore, infezione o infiammazione peri-implantare;

3. Perdita ossea marginale inferiore a 1,5 mm nel primo anno, seguita da un riassorbimento non superiore a 0,2 mm per anno.

La stabilità a lungo termine di un impianto è data dall'equilibrio tra fattori biologici e meccanici.

L'attenzione clinica si è progressivamente spostata dall'osteointegrazione “strutturale” alla **stabilità dell'interfaccia impianto–tessuti duri e molli peri-implantari**, ponendo la connessione impianto–abutment come elemento cruciale nella conservazione del livello osseo crestale e nella prevenzione della colonizzazione batterica.¹⁵

Il riassorbimento osseo marginale rappresenta un fenomeno multifattoriale e progressivo che, pur rientrando entro limiti fisiologici nei primi mesi dopo il carico, può compromettere la prognosi implantare se supera determinate soglie^{17–19}.

Le cause principali includono fattori chirurgici (traumi da fresaggio o surriscaldamento osseo), protesici (sovraccarichi o disallineamenti), biologici (infiammazione cronica dei tessuti molli) e meccanici (micromovimenti all'interfaccia impianto-abutment)^{20,21}.

Tra questi fattori, la **distribuzione delle forze occlusali** e la **configurazione geometrica della connessione impianto–abutment** rappresentano elementi determinanti.

Durante il carico funzionale, le sollecitazioni trasmesse alla cresta alveolare possono indurre microfratture o rimodellamento osseo da stress, soprattutto in presenza di impianti short o in presenza di osso di bassa densità^{6,21}.

Il rimodellamento osseo peri-implantare è infatti una risposta fisiologica all'adattamento meccanico, ma diviene patologico quando l'intensità e la direzione delle forze che regolano tale riassorbimento eccedono la capacità di adattamento tissutale^{22–24}.

A ciò si aggiunge il ruolo critico delle microinfiltrazioni batteriche a livello implantare, le quali possono determinare un'inflammatione cronica a livello crestale e accelerare il riassorbimento

osseo marginale.

Questa evenienza è strettamente correlata alla precisione della connessione implantare, poiché la presenza di micro-gap consente la penetrazione di fluidi e microrganismi ^{8,25}.

Diversi studi hanno dimostrato che la posizione del microgap in relazione alla cresta ossea è un fattore chiave nel determinare l'entità del riassorbimento marginale ^{7,26}.

1.4 Tipologie di connessione impianto–abutment

Le connessioni implantari si classificano in base alla geometria e alla modalità di accoppiamento tra fixture e abutment. Le principali tipologie includono:

1. connessione esterna esagonale,
2. connessione interna esagonale o ottagonale,
3. connessione conica tipo *Cone Morse*

La **connessione esterna esagonale**, introdotta originariamente da Brånemark, rappresenta la soluzione storicamente più utilizzata per la semplicità costruttiva e la compatibilità protesica ^{16,27}.

Tuttavia, la sua scarsa resistenza ai carichi laterali e l'ampiezza del microgap tra fixture e abutment ne hanno progressivamente limitato l'impiego clinico ^{24,28,29}.

Le **connessioni interne**, invece, presentano un accoppiamento più profondo, che consente una migliore distribuzione dei carichi e una maggiore stabilità torsionale ^{27,30,31}.

Tuttavia, la tipologia che ha mostrato i risultati più favorevoli in termini di stabilità meccanica e biologica è la **connessione conica tipo *Cone morse***, caratterizzata da un accoppiamento frizionale con angolo conico ridotto, in grado di garantire un sigillo pressoché ermetico e un'ottimale resistenza ai micromovimenti ^{11,24,32}.

La riduzione del micro-gap a livello crestale, ottenuta con connessioni coniche, è associata a una minore infiltrazione batterica e a un miglior mantenimento del livello osseo marginale nel tempo ^{7,8,27}.

Studi in vitro e in vivo hanno dimostrato che le connessioni Cone Morse riducono la concentrazione degli stress meccanici all'interfaccia, migliorando la resistenza e limitando la micromobilità della connessione³³.

Inoltre la presenza di un accoppiamento conico profondo riduce l'effetto leva esercitato dall'abutment, con conseguente miglior distribuzione delle forze lungo l'asse implantare ^{32,34,35}.

1.5 Il concetto di platform switching

Un ulteriore progresso concettuale nel design implantare è rappresentato dal **platform switching**, introdotto per la prima volta da Lazzara e Porter (2006).³³

Tale configurazione prevede l'utilizzo di un abutment di diametro inferiore rispetto alla piattaforma implantare, determinando lo spostamento del micro-gap verso il centro dell'impianto e lontano dalla cresta ossea ^{33,36,37}.

Questo accorgimento consente di ridurre l'infiammazione marginale e la perdita ossea peri-implantare grazie a due meccanismi principali ³⁸⁻⁴⁰ :

1. diminuzione della concentrazione di stress meccanici nella zona crestale;
2. incremento della distanza tra la microflora batterica e l'osso marginale ^{33,41}.

Numerosi studi clinici longitudinali hanno confermato che gli impianti con platform switching presentano un riassorbimento osseo significativamente inferiore rispetto ai sistemi tradizionali, con una media di perdita ossea marginale inferiore a 0,5 mm dopo il primo anno di carico funzionale ^{39,41,42}.

Inoltre, la connessione conica interna associata al platform switching amplifica l'effetto sigillante, riducendo la colonizzazione batterica e migliorando la stabilità del complesso tessuto molle-osso crestale ^{37,43}.

1.6 Materiali implantari e risposta biologica

Il materiale costitutivo di un impianto dentale rappresenta un elemento determinante per la biocompatibilità e l'efficacia del processo di osteointegrazione^{20,44,45}.

Attualmente, il **titanio commerciale puro (c.p. Ti)** e le sue leghe (principalmente Ti-6Al-4V) costituiscono lo standard di riferimento per l'impiego implantare, grazie alle eccellenti proprietà meccaniche, alla resistenza alla corrosione e alla capacità di formare spontaneamente uno strato superficiale di ossido stabile (TiO₂), essenziale per l'interazione biologica con i tessuti ossei^{20,46,47}.

La formazione di tale film di ossidi è alla base del fenomeno di *bio-passivazione*, che consente al titanio di mantenere la propria stabilità chimica anche in ambiente biologicamente aggressivo, riducendo il rilascio ionico e l'attività citotossica⁴⁸⁻⁵¹.

Numerosi studi hanno confermato che la superficie del titanio, una volta ossidata, promuove l'adesione delle proteine plasmatiche e la differenziazione osteoblastica, favorendo così l'osteointegrazione per contatto diretto (*contact osteogenesis*)^{20,45,52}.

Parallelamente, è stato evidenziato che le leghe di titanio contenenti vanadio e alluminio, pur garantendo elevate prestazioni meccaniche, possono rilasciare tracce metalliche con potenziale effetto citotossico; da ciò deriva la tendenza a preferire varianti alternative, come Ti-6Al-7Nb o Ti-Zr, considerate più biocompatibili e stabili nel lungo periodo^{45,53,54}.

1.7 Morfologia e trattamenti superficiali

L'evoluzione delle superfici implantari ha rappresentato una delle innovazioni determinanti nel miglioramento dei tassi di osteointegrazione.^{44,55-58}

Le superfici implantari possono essere classificate, in base alla rugosità media (*Ra*), in:

- superfici lisce o levigate ($Ra < 0,5 \mu\text{m}$);
- superfici moderatamente ruvide (Ra tra 1 e 2 μm);
- superfici altamente ruvide ($Ra > 2 \mu\text{m}$).^{54,59,60}

È stato dimostrato che superfici con una rugosità moderata–elevata favoriscono la formazione di una maggiore area di contatto osso–impianto (Bone to Implant Contact, BIC)^{61–63} e stimolano la differenziazione osteoblastica ^{62,64,65}.

Tra i trattamenti di superficie più diffusi vi sono la sabbiatura con particelle di ossido di alluminio o di titanio (SLA), seguita da mordenzatura acida (SLA–etched), la doppia mordenzatura (DAE) e l’anodizzazione ^{57,65,66}.

Questi trattamenti producono micro- e nanostrutture capaci di migliorare l’adesione cellulare e la bagnabilità della superficie, parametri strettamente correlati all’attività osteogenica ^{51,57,66}.

Nel caso specifico dei sistemi analizzati dal presente studio, la superficie SLA presenta una rugosità media compresa tra 2,0 e 3,0 µm, ottenuta attraverso un processo controllato che rimuove completamente i residui acidi, come confermato da analisi ICP/IC, riducendo così il rischio di interferenze biologiche indesiderate ⁶⁷.

Questa morfologia microstrutturata consente un miglior ancoraggio meccanico e una più rapida stabilizzazione del coagulo, favorendo l’attività osteoblastica precoce ^{68,69}.

1.8 Risposta biologica dell’osso e interfaccia implantare

La risposta biologica all’impianto dentale è un processo dinamico, che si articola in quattro fasi principali: ^{5,70–72}

1. **Emostasi e formazione del coagulo:** immediatamente dopo l’inserimento dell’impianto, il contatto con il sangue determina l’adesione di proteine plasmatiche e piastrine, le quali avviano la cascata coagulativa e il rilascio di fattori di crescita come PDGF, TGF-β e VEGF ^{70,73,74}.
2. **Infiammazione e proliferazione cellulare:** i macrofagi e i fibroblasti migrano nell’area peri-implantare, rimuovendo detriti e sintetizzando matrice extracellulare ^{20,75,76}.

3. **Formazione del tessuto osteoide:** gli osteoblasti, derivanti dalla differenziazione delle cellule mesenchimali locali, depositano la matrice organica e promuovono la mineralizzazione iniziale⁷⁶⁻⁸⁰.
4. **Rimodellamento e maturazione:** la neoformazione ossea si organizza progressivamente in osso lamellare, con un equilibrio dinamico tra attività osteoblastica e osteoclastica⁵⁸.

Questo processo risulta influenzato sia da parametri biologici individuali, come l'età e lo stato metabolico del paziente, sia da fattori iatrogeni legati al design implantare e al microambiente meccanico locale^{77,81}.

In tale contesto, la microtopografia e la chimica di superficie determinano non solo la qualità del contatto osseo, ma anche la velocità di osteointegrazione e la stabilità a lungo termine del complesso implanto-protetico^{76,78}.

1.9 Carico ciclico e fatica meccanica nelle connessioni implantari

Nel contesto dell'implantologia moderna, il carico ciclico rappresenta uno dei principali fattori di stress meccanico responsabile dell'usura e del deterioramento progressivo della connessione implantare^{8,27,82}. Durante la funzione masticatoria, gli impianti dentali sono sottoposti a forze dinamiche multidirezionali che, sebbene di entità contenuta (fino a 300 N nel distretto posteriore), generano un'elevata frequenza di cicli ripetuti, stimata in oltre due milioni l'anno⁸³⁻⁸⁵. Queste sollecitazioni, distribuite in modo asimmetrico lungo la struttura implantare, inducono fenomeni di deformazione plastica e microfessurazione del materiale, determinando nel tempo una riduzione delle proprietà meccaniche e un possibile fallimento per **fatica meccanica**⁸⁵⁻⁸⁷.

La fatica dei materiali metallici, e in particolare delle leghe in titanio, è fortemente influenzata dalla microgeometria, dalla finitura superficiale e dalla presenza di discontinuità strutturali che agiscono come punti di innesco per le cricche da stress^{83,84,88}. Nel caso delle connessioni coniche interne, la precisione dell'accoppiamento e la distribuzione uniforme delle tensioni sono elementi chiave per prevenire tali fenomeni^{87,89}. È stato dimostrato che un corretto pre-carico della vite di connessione,

generalmente compreso tra 25 e 35 N·cm, consente di mantenere la stabilità del complesso meccanico anche in condizioni di carico dinamico prolungato⁹⁰. Tuttavia, la perdita progressiva del torque iniziale, dovuta a *settling effect* e micro-scorrimenti delle superfici, può favorire il micromovimento relativo tra le componenti, amplificando l'usura e la possibilità di svitamento^{86,91,92}.

1.10 Degradazione superficiale delle connessioni e microinfiltrazioni

L'interfaccia impianto–abutment, sottoposta a carichi ciclici di natura masticatoria, sviluppa nel tempo fenomeni di degradazione superficiale dovuti al contatto ripetuto tra le componenti metalliche accoppiate^{93,94}. Tale processo comprende alterazioni microstrutturali progressive, come abrasioni, deformazioni plastiche e microfratture, che possono compromettere la stabilità meccanica del sistema e modificare le proprietà di adattamento.

In presenza di carichi dinamici, la perdita parziale del torque di serraggio e i conseguenti micromovimenti relativi tra impianto e abutment amplificano l'entità della deformazione, favorendo il rilascio di residui metallici nel microambiente peri-implantare⁹⁵⁻⁹⁷. Queste particelle, associate alla corrosione elettrochimica locale, possono indurre risposte infiammatorie croniche nei tessuti peri-implantari, contribuendo al riassorbimento dell'osso marginale.

Parallelamente, l'imperfetta congruenza geometrica delle connessioni e i micromovimenti residui favoriscono la **microinfiltrazione batterica** attraverso il micro-gap della connessione^{93,95,98}. Il fenomeno del *pumping effect*, generato dalle forze cicliche masticatorie, promuove il passaggio di fluidi e microrganismi tra le componenti, creando una nicchia favorevole alla formazione di biofilm anaerobi^{99,100}.

Diversi studi hanno dimostrato una correlazione diretta tra ampiezza del micro-gap e grado di infiltrazione batterica^{9,24,101}, confermando che le connessioni ad **accoppiamento conico frizionale**

garantiscono una migliore tenuta biologica e riducono significativamente il rischio di infiammazione peri-implantare^{98,100,102}.

Diversi studi hanno dimostrato una correlazione diretta tra ampiezza del micro-gap e grado di infiltrazione batterica, confermando che le connessioni a accoppiamento conico garantiscono una migliore tenuta biologica e una maggiore stabilità meccanica nel tempo. Tali caratteristiche risultano particolarmente rilevanti quando le connessioni implantari sono sottoposte a carichi ciclici e a sollecitazioni elevate, condizioni che possono determinare fenomeni di usura, deformazione e cedimento strutturale del complesso implanto–protesico^{95,101}.

1.11 Scopo dello studio

Alla luce di quanto esposto, il presente studio in vitro ha lo scopo di **valutare l'effetto del carico meccanico ciclico sull'usura dell'interfaccia impianto–abutment**, analizzando il comportamento di due differenti sistemi implantari prodotti caratterizzati da diverse configurazioni di connessione protesica.

La valutazione morfologica delle superfici post-carico è stata condotta mediante **test di carico ciclico** allo scopo di fine di determinare la resistenza e l'usura meccanica delle superfici di accoppiamento.

Parallelamente, un'analisi statistica dei dati ottenuti ha permesso di validare il comportamento delle differenti connessioni implantari, individuando i parametri di stabilità meccanica e mantenimento della precisione dell'accoppiamento dopo il carico.

Capitolo 2 – Materiali e Metodi

2.1 Disegno di studio

Il presente studio in vitro è stato progettato per valutare l'usura della connessione impianto–abutment in seguito a carico meccanico ciclico prolungato, applicato al fine di simulare condizioni

funzionali clinicamente rilevanti. In particolare, l'attenzione è stata rivolta agli effetti della sollecitazione dinamica ripetuta sulla stabilità meccanica del complesso impianto–abutment.

A tal fine, i campioni sono stati sottoposti a un protocollo di carico meccanico ciclico volto a riprodurre le sollecitazioni funzionali di lungo periodo. Al termine del carico ciclico, è stato eseguito un test di frattura con l'obiettivo di valutare la resistenza meccanica residua e le modalità di cedimento delle differenti configurazioni di connessione impianto–abutment.

L'endpoint primario dello studio è stato rappresentato dall'usura della connessione impianto–abutment in seguito all'applicazione di 2×10^6 cicli di carico. L'endpoint secondario è stato il fallimento protesico della connessione, definito come la perdita di integrità strutturale del complesso impianto–abutment sotto carico. Un'ulteriore analisi ha previsto un test di frattura allo scopo di verificare la resistenza massimale di carico dei dispositivi.

Lo studio è stato condotto secondo un disegno sperimentale controllato e ripetibile, con condizioni di carico e parametri ambientali standardizzati al fine di simulare le sollecitazioni funzionali dell'ambiente orale.

Gli impianti e i rispettivi abutment diritti sono stati avvitati con una coppia di serraggio pari a 30 N·cm, secondo le indicazioni del produttore. Per garantire il corretto posizionamento, è stato realizzato un alloggiamento in blocchi di resina all'interno dei quali gli impianti sono stati fissati con un'inclinazione di 30°, al fine di simulare l'angolazione delle forze masticatorie durante la funzione orale.

La connessione impianto–abutment è stata mantenuta a circa 3 mm al di sopra del blocco di resina, così da riprodurre una condizione clinica sfavorevole di perdita ossea marginale. I blocchi di resina sono stati progettati mediante software di modellazione tridimensionale (Microsoft 3D Builder, Redmond, WA, USA) e il modello master è stato realizzato mediante stampante 3D a resina (New Kinpo Group, New Taipei City, Taiwan).

Successivamente, il modello master è stato utilizzato per produrre in serie tutti i campioni sperimentali, garantendo uniformità nelle condizioni di prova. Tutti i campioni sono stati sottoposti a carico ciclico mediante una macchina di prova universale (Imada ZTS, Japan), con applicazione di un carico variabile tra 20 N e 300 N a una frequenza di 4 Hz, per un totale di 2×10^6 cicli, al fine di simulare le sollecitazioni funzionali di lungo periodo.

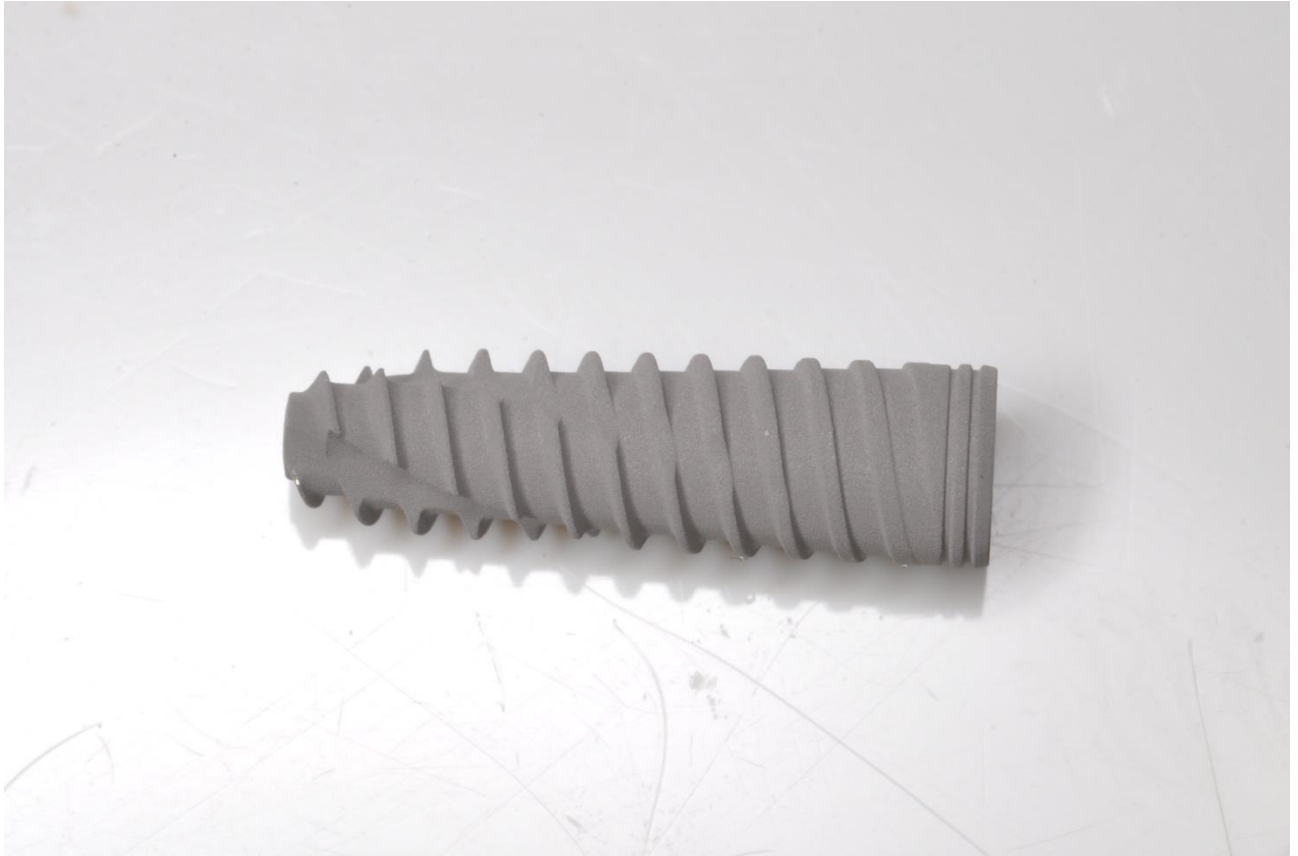
2.2 Dispositivi implantari

Sono stati utilizzati **impianti dentali forniti da Izen Implant Co., Ltd.** (Repubblica di Corea), appartenenti a due linee commerciali:

- **Zenex Multi Implant System**



- **Zenex Plus Implant System**



Ciascun sistema comprende tre differenti **configurazioni protesiche di connessione interna** (I-System, T-System e R-System), per un totale di sei gruppi sperimentali.

Tutti gli impianti erano realizzati in **titanio grado 5 (Ti-6Al-4V)**, con diametro di 3,5 mm e lunghezza di 13 mm, caratterizzati da **superficie SLA (Sandblasted Large Grid Acid Etched)** con rugosità media compresa tra $Ra = 2,0-3,0 \mu m$.

Il design implantare prevede corpo conico, **doppia filettatura** (pitch 0,8–1,0) e apice a diametro maggiorato per ottimizzare la **stabilità primaria** anche in osso a bassa densità.

Il **torque massimo di inserzione raccomandato** è inferiore a 40 N·cm.

2.3 Caratteristiche dei dispositivi implantari

ZENEX Multi System

Il sistema **ZENEX Multi System** (IZEN Implant Co., Ltd., Repubblica di Corea) è caratterizzato da tre diverse tipologie di connessione protesica: **I-System, T-System e R-System**.

L'impianto presenta una superficie **SLA** con rugosità media compresa tra **Ra 2,0–3,0 µm**, ottenuta tramite un processo controllato privo di residui acidi, come confermato da analisi **ICP/IC**, che garantisce elevata sicurezza biologica.

Il corpo conico assicura una stabilità primaria ottimale, ulteriormente potenziata da un apice a diametro maggiorato. La presenza del **tagliente elicoidale** riduce il rischio di over-torque in fase di inserimento e favorisce l'osteointegrazione stabile migliorando l'apporto ematico.

Il disegno **a doppia filettatura (passo 0,8 mm)** consente un controllo accurato della profondità di inserimento e una riduzione dei tempi operatori.

Il torque di inserimento raccomandato è inferiore a **40 N·cm**, e il design rastremato ne consente l'utilizzo anche in osso di ridotto spessore, con compensazione angolare agevolata nelle zone anteriori.

ZENEX Plus System

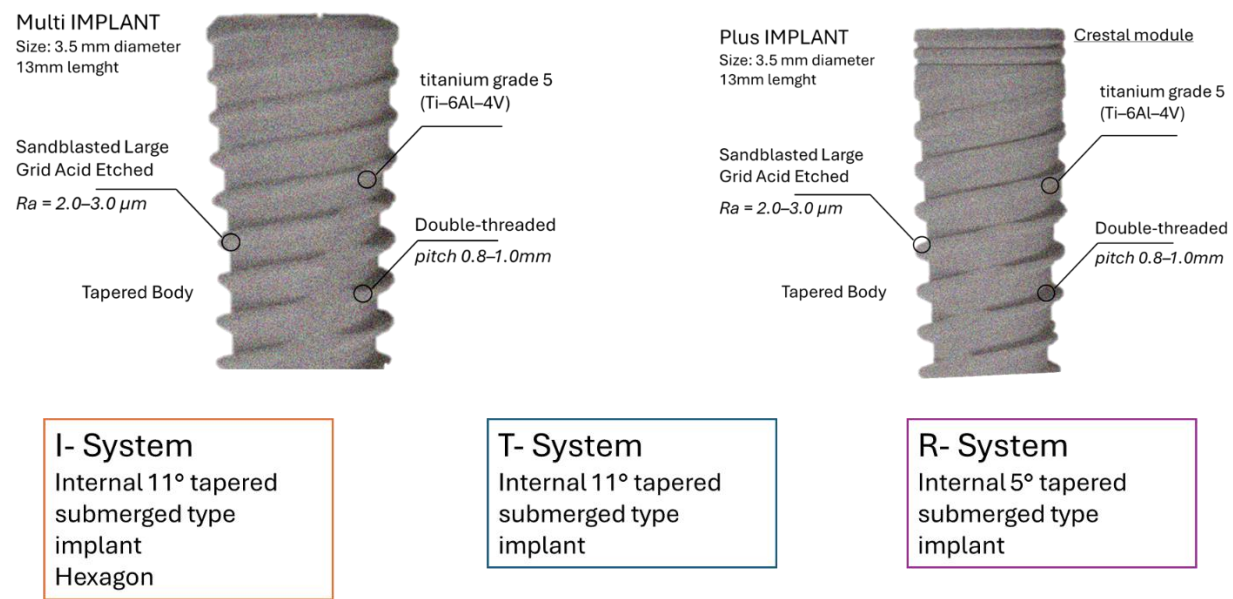
Il sistema **ZENEX Plus System** (IZEN Implant Co., Ltd., Repubblica di Corea) presenta anch'esso tre configurazioni di connessioni impianto- protesiche (I-System, T-System e R-System) e una superficie **SLA** con rugosità **Ra 2,0–3,0 µm**, anch'essa priva di residui acidi secondo le analisi **ICP/IC**.

Il corpo conico garantisce un'eccellente stabilità primaria grazie al **filetto ampio e profondo**, mentre la **microstruttura a microgroove** a livello delle spire superiori riduce la perdita ossea marginale e migliora l'estetica del profilo protesico.

Il **design a cono inverso** limita lo stress a livello della corticale crestale, mentre l'allargamento progressivo della filettatura verso l'alto è in grado di migliorare la performance in condizioni di bassa densità ossea.

La doppia filettatura a **passo 1,0 mm** riduce i tempi di inserimento, mentre il **foro filettato profondo** garantisce stabilità anche in osso poco denso. Il torque d'inserimento raccomandato è inferiore a **40 N·cm**.

La conformazione elicoidale apicale consente una migliore dissipazione del carico e un flusso ematico ottimale, favorendo una più rapida osteointegrazione.









2.4 Preparazione dei campioni

Per lo studio **in vitro** sono stati analizzati **60 impianti** suddivisi in sei gruppi sperimentali:

Sistema implantare	Produttore	Diametro (mm)	Lunghezza (mm)	Tipo di connessione
ZENEX Multi System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	I-System
ZENEX Multi System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	T-System
ZENEX Multi System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	R-System
ZENEX Plus System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	I-System
ZENEX Plus System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	T-System
ZENEX Plus System	IZEN Implant Co., Ltd. (Rep. Corea)	3,5	13	R-System

Sono stati preparati **80 impianti** (10 per ciascun gruppo sperimentale, con campioni di riserva).

Gli impianti sono stati accoppiati con **abutment diritti** e serrati a **30 N·cm**, in accordo con le istruzioni del produttore. Ciascun complesso impianto–abutment è stato inglobato in **blocchi di resina sintetica**, realizzati mediante foratura e posizionamento con **inclinazione di 30°** per simulare le forze masticatorie oblique. La connessione è stata lasciata emergente di circa **3 mm** dal margine del blocco.

I blocchi sono stati progettati con **software 3D Builder (Microsoft, Redmond, WA, USA)** e prodotti con stampante 3D (**New Kinpo Group, New Taipei City, Taiwan**) in **resina fotopolimerica**. Il **modello master** stampato è stato utilizzato per la fabbricazione di tutti i blocchi sperimentali, garantendo **uniformità geometrica e ripetibilità**.

2.5 Dimensione del campione

Il calcolo della dimensione campionaria ha previsto un effetto di grandezza **$f = 0,60$** , con livello di significatività **$\alpha = 0,05$** e potenza statistica dell'**80%**, corrispondente a un numero minimo di **55 impianti**. Il campione è stato successivamente incrementato a **60 impianti (+12%)** per garantire maggiore robustezza statistica. Sono stati pertanto inclusi **10 impianti per ciascun gruppo di studio**.

2.6 Prova di carico ciclico

Le prove di carico sono state condotte con **macchina universale di test (Imada ZTS, Giappone)**. Ogni campione è stato sottoposto a una **forza ciclica variabile tra 20 N e 300 N**, con **frequenza di 4 Hz**, per un totale di **2×10^6 cicli**.

L'asse di carico è stato mantenuto **inclinato di 30°** rispetto all'asse implantare per riprodurre la direzione media delle forze masticatorie.

2.7 Prova di compressione a frattura

- La prova di compressione a frattura è stata realizzata sono state condotte con **macchina per i test universali (LK50, Loyd Instrument, UK)**.

L'asse di carico è stato mantenuto **inclinato di 30°** rispetto all'asse implantare per riprodurre la direzione media delle forze masticatorie in accordo alle linee guida UNI ISO:14801.

2.8 Analisi statistica

- Le elaborazioni statistiche sono state eseguite con **GraphPad Prism 9** (San Diego, CA, USA).

Sono state calcolate **misure di tendenza centrale** (media, mediana) e **di dispersione** (deviazione standard, intervallo interquartile).

La **normalità delle distribuzioni** è stata verificata mediante **test di Shapiro–Wilk**.

In caso di distribuzione normale, è stata applicata una **ANOVA a una via**; in caso contrario, è stato impiegato un test non parametrico equivalente.

Il livello di **significatività statistica** è stato fissato a $p < 0,05$.

La **numerosità campionaria** è stata determinata con potenza dell'80%, dimensione dell'effetto $f = 0,60$ e $\alpha = 0,05$, per un minimo di 55 impianti. Il campione è stato ampliato a **80 unità** per garantire maggiore solidità analitica.

2.9 Conformità normativa

Tutte le procedure sono state condotte in conformità al protocollo approvato "*In vitro evaluation of mechanical loading on implant–abutment joint wear*" (Izen Implant Co., Ltd., Versione 1.0 – 26/01/2024).

Le prove di carico ciclico sono state eseguite nel rispetto della norma **ISO 14801:2017**, relativa ai metodi di test dinamici per impianti dentali endossei.

Lo studio è stato realizzato presso il **laboratorio di ricerca dell'Università degli Studi di Chieti–**

Pescara, con controllo ambientale e taratura periodica della strumentazione.

Le modalità di preparazione dei campioni e i parametri di prova sono stati progettati per garantire **riproducibilità e validità sperimentale**.

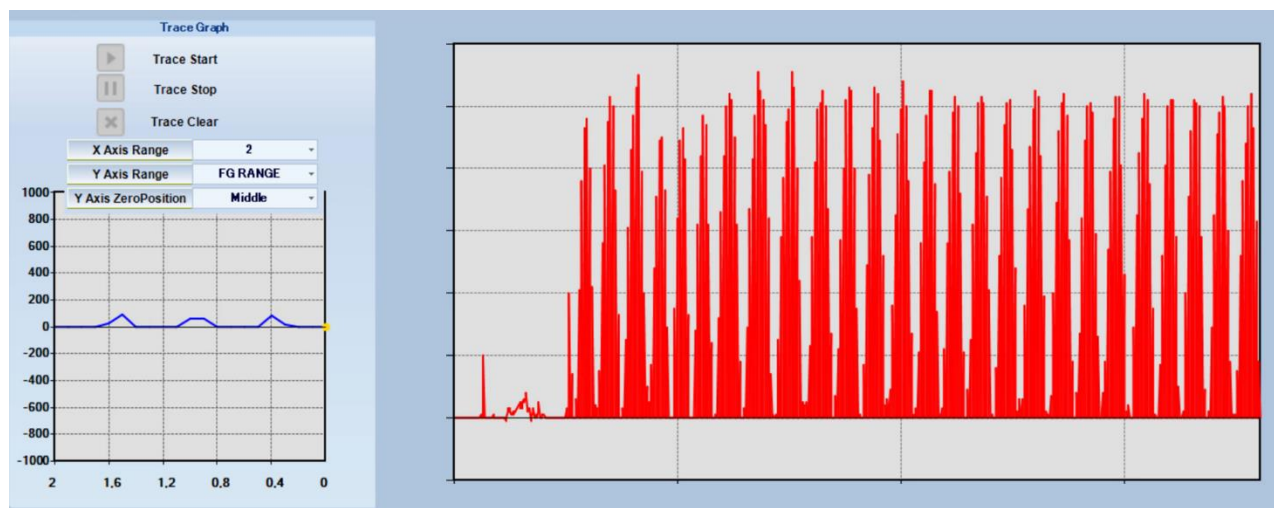
L'intero protocollo è stato condotto in conformità ai **principi del Good Laboratory Practice (GLP)**, assicurando tracciabilità dei dati e qualità analitica.

Capitolo 3 – Risultati

Risultati del test di carico

Tutti i componenti dei sistemi implantari testati hanno completato il protocollo di carico ciclico fino a 2×10^6 cicli senza evidenziare fallimenti strutturali. Il carico applicato è stato compreso tra un valore minimo (F_{min}) di 10 N e un valore massimo (F_{max}) di 300 N, con un carico applicato compreso tra un valore minimo (F_{min}) di 10 N e un valore massimo (F_{max}) di 300 N, corrispondente a un carico medio oscillante di 260 ± 141 N.

I risultati dettagliati per ciascun gruppo sperimentale sono riportati nelle Tabelle 1–4. La Figura 1 illustra l'andamento del carico ciclico applicato nel tempo, evidenziando la curva di carico utilizzata durante il test.



Gruppo I: MULTI I-System

Il campione di test di Gruppo I ha riportato un'integrità del sistema impianto-pilare in risposta alle sollecitazioni di carico. Nessun micromovimento del sistema di impianto. Nessun segno di alterazione o deformazione nell'interfaccia di connessione. Nessuna tensione e/o usura del sistema di serratura della vite dell'impianto.

Carico Massimo $F_{\max}$ / N	Frequenza / Hz	Componenti		
		Provino-	Impianto-	Abutment
300,0	1.5	O	O	O

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Gruppo II: MULTI T-System

I campioni appartenenti al Gruppo II (Multi T-System) hanno mantenuto l'integrità del complesso impianto–abutment al termine del protocollo di carico ciclico pari a 2×10^6 cicli.

Non sono stati osservati micromovimenti tra le componenti implantoprotesiche né deformazioni macroscopiche dell'interfaccia di connessione. Inoltre, il sistema di fissaggio della vite non ha evidenziato segni di deformazione o usura al termine della prova.

Carico Massimo $F_{\max}$ / N	Frequenza / Hz	Componenti		
		Provino-	Impianto-	Abutment
300,0	1.5	O	O	O

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Gruppo III: Multi R-System

I campioni appartenenti al **Gruppo III (Multi R-System)** hanno mantenuto l'integrità del complesso impianto–abutment in risposta alle sollecitazioni di carico ciclico applicate.

Al termine del protocollo di prova non sono stati rilevati micromovimenti del sistema implantare, né segni macroscopici di deformazione dell'interfaccia di connessione. Il sistema di fissaggio della vite non ha mostrato evidenze di deformazione o usura.

Carico Massimo $F_{\max}$ / N	Frequenza / Hz	Componenti		
		Provino-	Impianto-	Abutment

300,0	1.5	O	O	O
-------	-----	---	---	---

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Gruppo IV: Plus I-System

I campioni appartenenti al **Gruppo IV (Plus I-System)** hanno mantenuto l'integrità del complesso impianto-abutment in risposta alle sollecitazioni di carico ciclico applicate.

Al termine del test non sono stati osservati micromovimenti del sistema implantare, né segni macroscopici evidenti di deformazione a livello dell'interfaccia di connessione. Il sistema di serraggio della vite implantare non ha mostrato segni di deformazione o usura.

Carico Massimo F_{max} / N	Frequenza / Hz	Componenti Provino- Impianto-Abutment		
300,0	1.5	O	O	O

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Gruppo V: Plus T-System

I campioni appartenenti al **Gruppo V (Plus T-System)** hanno mantenuto l'integrità del complesso impianto-abutment in risposta alle sollecitazioni di carico ciclico applicate.

Al termine della prova non sono stati rilevati micromovimenti del sistema implantare, né segni macroscopici evidenti di deformazione a livello dell'interfaccia di connessione. Il sistema di serraggio della vite implantare non ha mostrato segni di deformazione o usura.

Carico Massimo F_{max} / N	Frequenza / Hz	Componenti Provino- Impianto-Abutment		
300,0	1.5	O	O	O

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Gruppo VI: Plus R-System

I campioni appartenenti al **Gruppo VI (Plus R-System)** hanno mantenuto l'integrità del

complesso impianto–abutment in risposta alle sollecitazioni di carico ciclico applicate.

Al termine della prova non sono stati evidenziati micromovimenti del sistema implantare, né segni macroscopici di deformazione a livello dell’interfaccia di connessione. Il sistema di serraggio della vite implantare non ha mostrato segni di deformazione o usura.

Carico Massimo F_{max} / N	Frequenza / Hz	Componenti		
		Provino-	Impianto-	Abutment
300,0	1.5	O	O	O

X componenti rotti (numero di cicli eseguiti)

O componenti non rotti che hanno raggiunto i 1.000.000 di cicli.

Fracture test

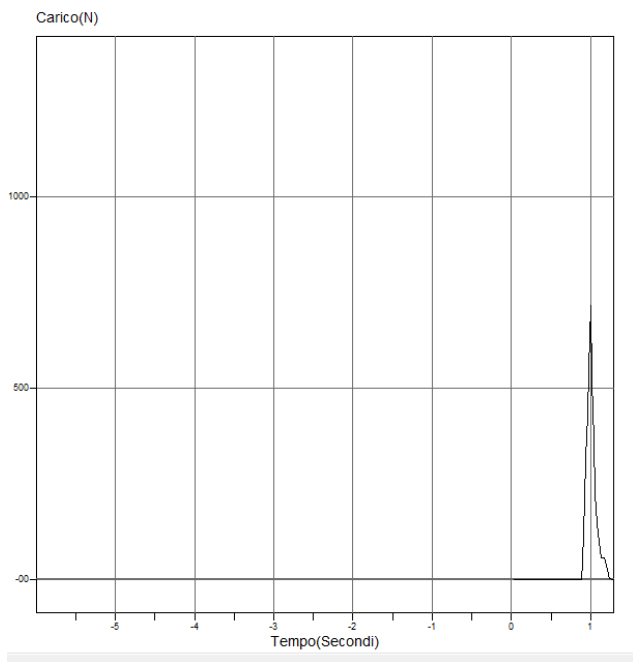
1. Multi I-System

Per il **Gruppo I (Multi I-System)**, l’inizio della deformazione plastica è stato registrato a un valore di carico pari a **612 ± 58 N**.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di **764 ± 73 N**.

In corrispondenza del punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell’impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.



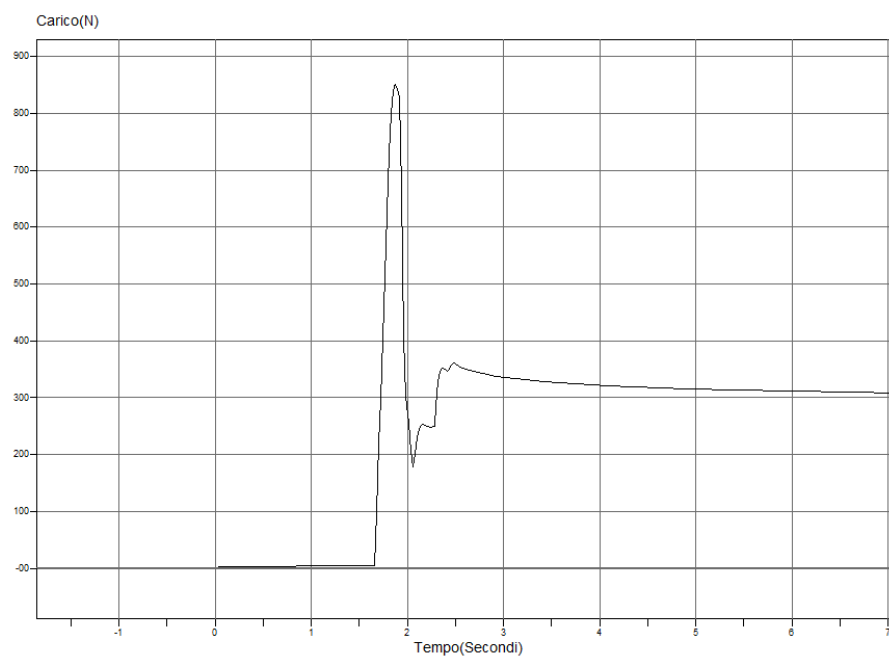


2. Multi T-System

Per il **Gruppo II (Multi T-System)**, l'inizio della deformazione plastica è stato registrato a un valore di carico pari a **672 ± 72 N**.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di **840 ± 61 N**.

In corrispondenza del punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell'impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.



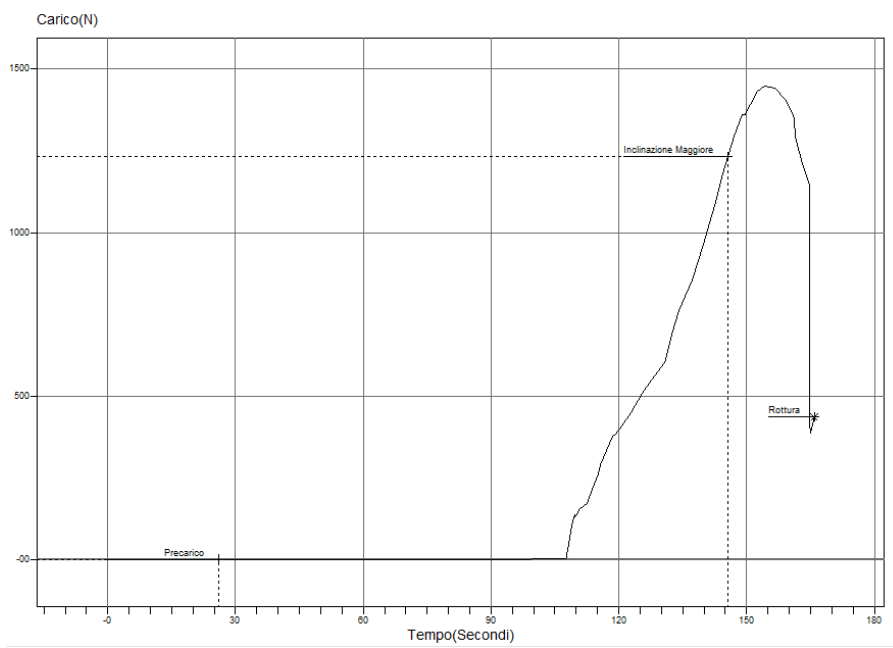
3. Multi R-System

Per il **Gruppo III (Multi R-System)**, l'inizio della deformazione plastica è stato registrato a un valore di carico pari a **912 ± 72 N**.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di **1438 ± 63 N**.

In corrispondenza del punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell'impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.





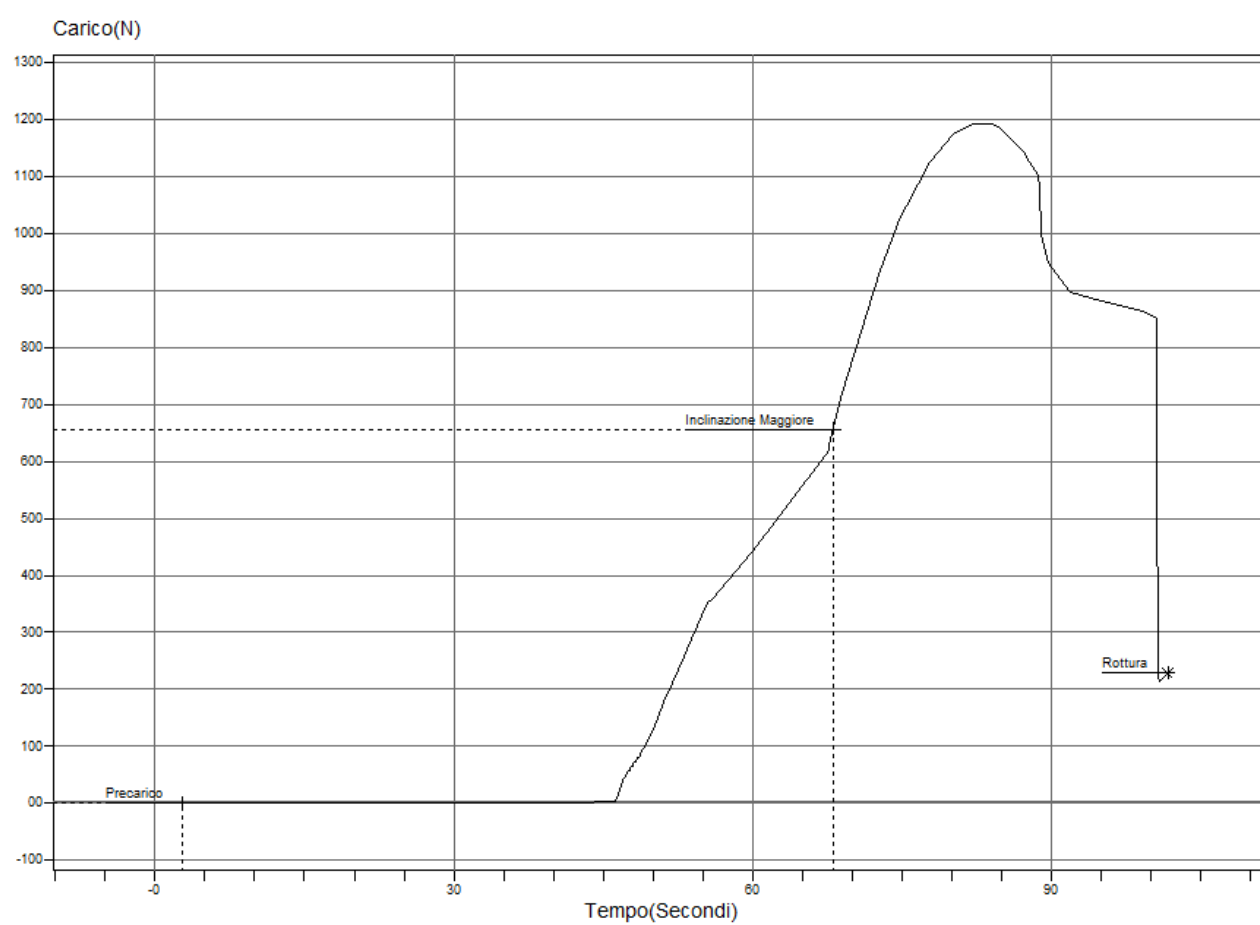
4. Plus I-System

Per il **Gruppo IV (Plus I-System)**, l'inizio della deformazione plastica è stato registrato a un valore di carico pari a **680 ± 62 N**.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di **1134 ± 110 N**.

In corrispondenza del punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell'impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.





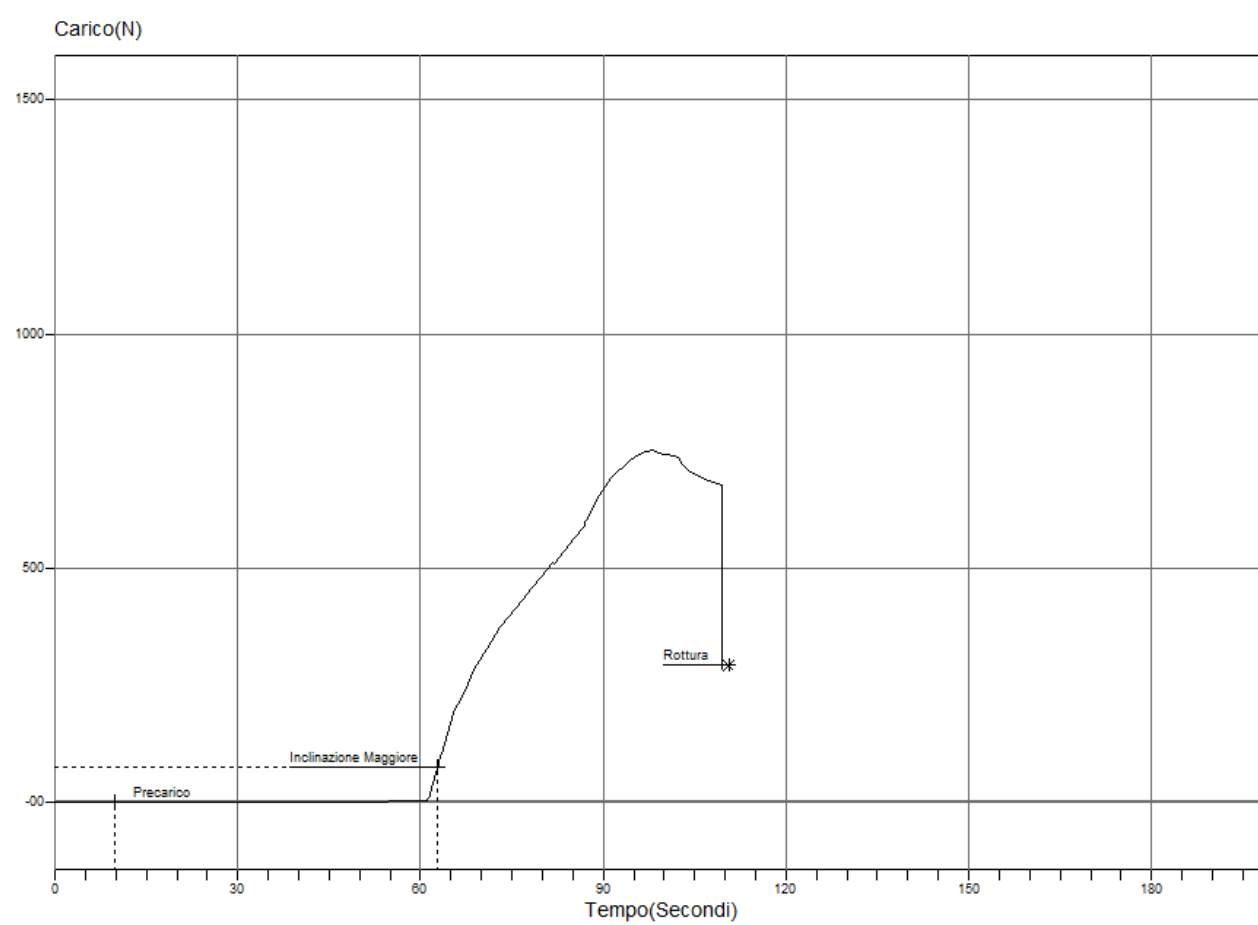
5. Plus T-System

Per il **Gruppo V (Plus T-System)**, l'inizio della deformazione plastica è stata registrata a un valore di carico pari a **690 ± 72 N**.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di **712 ± 61 N**.

Al punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell'impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.





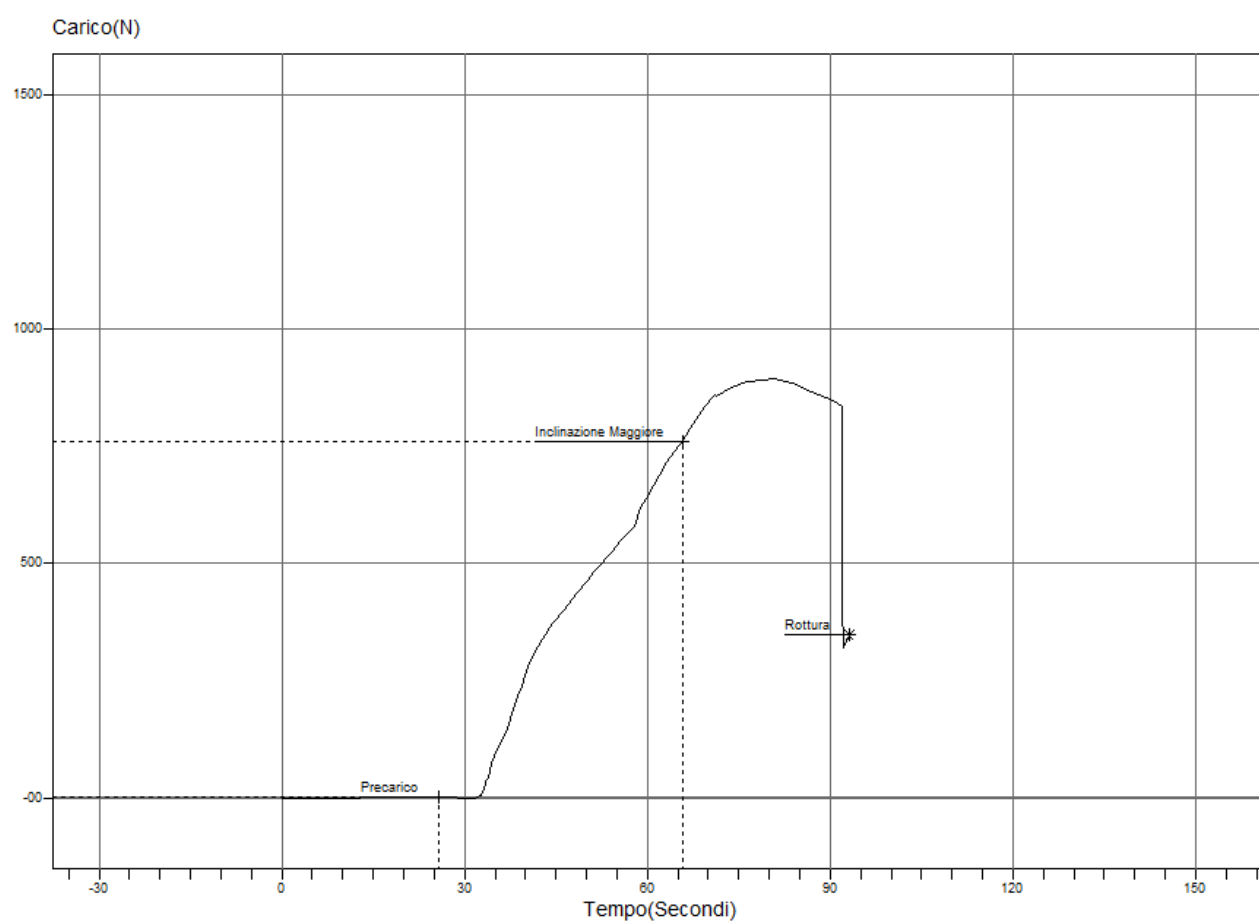
6. Plus R-System

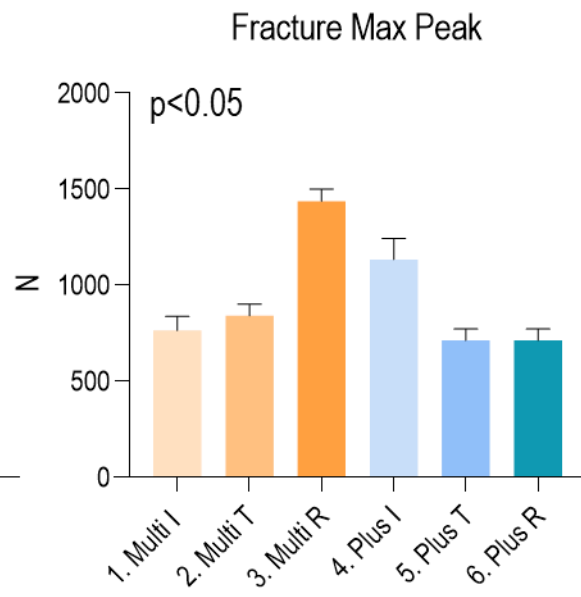
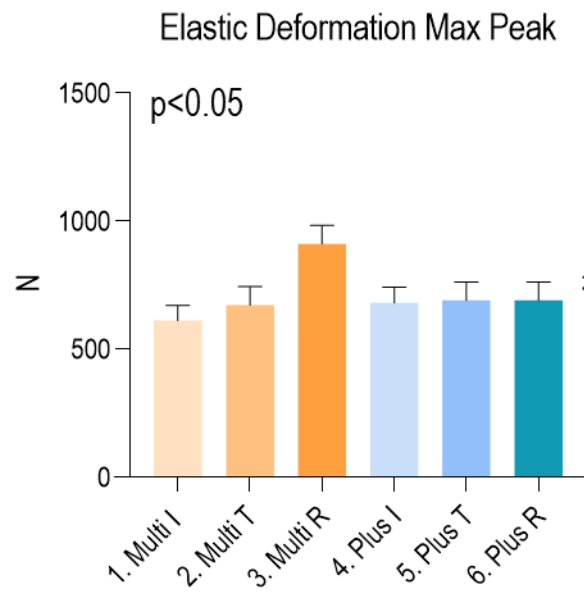
Per il **Gruppo VI (Plus R-System)**, l'inizio della deformazione plastica è stata registrata a un valore di carico pari a 690 ± 72 N.

Il carico massimo alla frattura ha raggiunto un valore medio di 712 ± 61 N.

Al punto di frattura è stata osservata una compromissione del modulo crestale dell'impianto, associata alla separazione dei componenti impianto–abutment.







Capitolo 4 – Discussione

L'analisi condotta ha consentito di valutare in modo sistematico il comportamento meccanico e morfologico delle connessioni implantari sottoposte a carico ciclico, con particolare riferimento ai sistemi in oggetto, caratterizzati da differenti configurazioni e design di accoppiamento interno. L'obiettivo principale è stato quello di indagare l'entità dei fenomeni di deformazione e usura a livello dell'interfaccia impianto–abutment, nonché la loro potenziale influenza sulla stabilità meccanica e biologica del complesso implantare. I risultati ottenuti mostrano come la **morfologia della connessione** rappresenti un fattore determinante nella resistenza ai carichi dinamici, in accordo con quanto riportato da precedenti studi.

Tale evidenza risulta coerente con la letteratura scientifica, che attribuisce alle connessioni di tipo **Cone Morse** una superiore capacità di sigillare il micro-gap e di distribuire uniformemente le tensioni lungo l'asse implantare, riducendo i picchi di stress a livello crestale e limitando il rischio di svitamento della vite di connessione. Questo comportamento suggerisce che una corretta geometria di accoppiamento e un'adequata profondità del cono interno contribuiscano in modo significativo alla **stabilità del pre-carico** della vite e al mantenimento dell'integrità strutturale nel tempo. Il sistema **Multi I-System** ha mostrato un indice di resistenza superiore sia nella fase elastica sia in corrispondenza del carico massimo di compressione a frattura.

Tutti i gruppi sperimentali hanno inoltre evidenziato valori di resistenza al carico ampiamente superiori alle sollecitazioni generate dalle forze masticatorie fisiologiche riportate in letteratura.

Al termine del protocollo di carico ciclico non sono stati registrati fallimenti strutturali né deformazioni rilevabili dell'interfaccia impianto–abutment in nessuno dei gruppi di studio.

L'interpretazione dei risultati ottenuti richiede un confronto con i valori di forza masticatoria massima riportati in letteratura, al fine di valutarne la reale rilevanza clinica.

I livelli di carico applicati nel presente studio risultano coerenti con le forze masticatorie fisiologiche descritte in studi precedenti. Braun et al. e van Eijden hanno dimostrato come la forza di chiusura massima vari significativamente in funzione della regione dentaria, con valori inferiori

nel settore anteriore e progressivamente più elevati nel settore posteriore. In particolare, a livello molare sono stati riportati valori compresi tra circa 450 N e oltre 700 N, con picchi più elevati nei soggetti di sesso maschile e nei primi molari.^{103,104}

In modo analogo, Bakke et al. hanno evidenziato una riduzione progressiva della forza di chiusura con l'aumentare dell'età, pur mantenendo valori medi nel settore molare compresi tra 370 N e 570 N.¹⁰⁵ Alla luce di tali evidenze, il protocollo sperimentale adottato nel presente studio, caratterizzato da un carico ciclico massimo pari a 300 N applicato per 2×10^6 cicli, può essere considerato rappresentativo delle sollecitazioni funzionali masticatorie fisiologiche e, al contempo, prudentiale rispetto ai picchi massimi riportati in condizioni cliniche estreme.

In questo contesto, il superamento dell'intero protocollo di carico ciclico senza evidenza di fallimenti strutturali o micromovimenti dell'interfaccia impianto–abutment in tutti i gruppi sperimentali assume particolare rilevanza clinica. I risultati ottenuti suggeriscono che le connessioni analizzate presentano un'adeguata resistenza meccanica in grado di garantire un margine di sicurezza funzionale anche in condizioni di carico prolungato.

Pertanto, il confronto con i dati disponibili conferma che il modello di carico ciclico adottato rappresenta un approccio sperimentale realistico e clinicamente significativo per la valutazione della stabilità meccanica delle connessioni implantari e della loro potenziale durabilità funzionale nel lungo termine. Il confronto evidenzia come i valori di carico ciclico applicati nel presente studio (fino a 300 N per 2×10^6 cicli) risultino rappresentativi delle sollecitazioni funzionali fisiologiche riportate in letteratura e, in relazione ai valori medi registrati in condizioni di masticazione funzionale, comparabili ai carichi agenti nei settori posteriori.

Pertanto, l'assenza di fallimenti strutturali al termine del protocollo di carico ciclico suggerisce la presenza di un adeguato margine di sicurezza meccanica delle connessioni analizzate.

Un aspetto di particolare interesse riguarda la **degradazione superficiale** osservata in alcuni campioni dopo l'applicazione del carico ciclico. Le microabrasioni e le lievi deformazioni plastiche

rilevate non sembrano compromettere la funzionalità immediata della connessione; tuttavia, esse potrebbero rappresentare un potenziale punto di innesco per fenomeni di corrosione o per il rilascio di particelle metalliche, come già riportato in letteratura da Scarano et al. e Ivanoff et al.

Tali residui, qualora rilasciati nell'ambiente peri-implantare, sono stati associati a una risposta infiammatoria cronica dei tessuti molli e duri, con possibile contributo ai processi di riassorbimento osseo marginale nel lungo termine.

Il confronto tra i due sistemi implantari analizzati ha messo in evidenza differenze lievi ma rilevanti dal punto di vista biomeccanico. Il sistema Zenex Plus, in relazione alla presenza di microgroove a livello della filettatura implantare crestale e a un design apicale più pronunciato, ha mostrato un comportamento meccanico complessivamente più favorevole, con una minore evidenza di alterazioni superficiali dopo carico ciclico e una risposta più stabile in condizioni di carico obliquo. Tali osservazioni supportano il ruolo della morfologia della filettatura implantare e della geometria apicale nel miglioramento della stabilità primaria e nella riduzione delle sollecitazioni trasmesse all'interfaccia osso–impianto, in accordo con quanto riportato in letteratura.^{23,42} Un ulteriore aspetto emerso riguarda la **tenuta biologica della connessione**, strettamente correlata alla precisione dell'accoppiamento meccanico tra impianto e abutment. Le connessioni coniche di tipo Cone Morse, come nel sistema R, sono associate in letteratura a una **riduzione potenziale dell'ampiezza del micro-gap** e, conseguentemente, a una **minore suscettibilità alla microinfiltrazione batterica**, confermando il nesso tra stabilità meccanica dell'interfaccia e protezione dei tessuti peri-implantari.^{24,106} Questa correlazione riveste un ruolo cruciale nella prevenzione della perdita ossea marginale, poiché la presenza di micro-gap può favorire il cosiddetto *pumping effect*, con il passaggio ciclico di fluidi e microrganismi attraverso l'interfaccia impianto–abutment durante il carico funzionale.^{24,101,107} Nel complesso, i risultati ottenuti indicano che la **stabilità meccanica e biologica** dell'interfaccia impianto–abutment è influenzata da molteplici fattori interdipendenti,^{95,100,108,107} tra cui:

- la geometria e l'angolo conico della connessione;
- la profondità dell'accoppiamento interno;
- la qualità del pre-carico della vite;
- la distribuzione delle forze di carico;
- e la microtopografia della superficie.

L'integrazione delle **analisi sperimentali** risulta pertanto essenziale per comprendere la distribuzione delle tensioni all'interno del sistema implantare e per ottimizzare la progettazione delle connessioni implantari di nuova generazione.^{91,95,97}

L'approccio sperimentale adottato in questo studio, condotto in conformità alle linee guida ISO 14801:2016, consente di fornire una rappresentazione realistica delle condizioni masticatorie e dei fenomeni di carico ciclico a lungo termine, garantendo riproducibilità metodologica e solidità dei risultati ottenuti.

In prospettiva, i dati emersi possono contribuire allo sviluppo di sistemi implantari caratterizzati da **maggiore resistenza a fatica, minore usura interfacciale e migliore tenuta biologica**, elementi fondamentali per assicurare la durata clinica delle riabilitazioni implantoprotesiche e preservare la salute dei tessuti peri-implantari nel tempo.

Capitolo 5 – Conclusioni

Il presente studio in vitro ha consentito di analizzare in modo approfondito l'effetto del carico ciclico sull'interfaccia impianto–abutment, mettendo in evidenza come la configurazione geometrica della connessione rappresenti un fattore determinante per la stabilità meccanica e biologica della connessione implanto-protetica. I risultati ottenuti confermano che le connessioni di tipo cone morse, garantiscono una maggiore resistenza ai carichi dinamici, una minore incidenza di microfessurazioni e una più efficace limitazione della microinfiltrazione batterica.

Le osservazioni hanno evidenziato livelli contenuti di usura e un'elevata integrità del contatto meccanico nelle connessioni di tipo cone morse, rispetto alle connessioni interne tradizionali. Tali risultati sono coerenti con la letteratura contemporanea, che attribuisce al Morse taper e al platform switching un ruolo chiave nel mantenimento dei livelli ossei marginali e nella prevenzione delle complicanze biomeccaniche e biologiche a lungo termine.

Il confronto tra i sistemi Zenex Multi e Zenex Plus ha inoltre mostrato come specifiche differenze microgeometriche, quali la presenza di microgroove e un profilo apicale espanso, possano influenzare favorevolmente la distribuzione delle tensioni e il comportamento a fatica dell'impianto. Queste evidenze suggeriscono che la combinazione tra un design cone morse e una microstruttura ottimizzata rappresenti una strategia efficace per incrementare la durata funzionale delle connessioni implantari e dunque dell'impianto stesso.

Da un punto di vista prospettico, l'approccio metodologico adottato, basato sull'integrazione tra prove meccaniche standardizzate e analisi morfologica ad alta risoluzione, si configura come un modello sperimentale affidabile per la validazione di nuovi sistemi implantari e per la definizione di criteri progettuali applicabili allo sviluppo di connessioni di nuova generazione.

In sintesi, i risultati di questo lavoro ribadiscono l'importanza di una progettazione accurata della connessione impianto–abutment nel garantire la longevità clinica del sistema implantoprotesico, riducendo la probabilità di svitamento, usura progressiva e perdita ossea marginale.

L'ottimizzazione della geometria della connessione, associata a un controllo rigoroso dei parametri di carico, rappresenta un elemento centrale nello sviluppo di dispositivi implantari sempre più predicibili, biocompatibili e duraturi nel tempo.

Riferimenti bibliografici

1. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Brånemark, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* **10**, 387–416 (1981).
2. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. & Eriksson, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **1**, 11–25 (1986).
3. Jivraj, S. & Chee, W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br. Dent. J.* **201**, 77–89 (2006).
4. Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U. & Thomsen, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur. J. Oral Sci.* **106**, 721–764 (1998).
5. Davies, J. E. Bone bonding at natural and biomaterial surfaces. *Biomaterials* **28**, 5058–5067 (2007).
6. Hermann, J. S., Buser, D., Schenk, R. K., Higginbottom, F. L. & Cochran, D. L. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clin. Oral Implants Res.* **11**, 1–11 (2000).
7. Scarano, A., Assenza, B., Inchingolo, F., Mastrangelo, F. & Lorusso, F. New Implant Design with Midcrestal and Apical Wing Thread for Increased Implant Stability in Single Postextraction Maxillary Implant. *Case Rep. Dent.* **2019**, 9529248 (2019).
8. Lorusso, F., Gehrke, S. A., Tari, S. R. & Scarano, A. Fracture Strength of Conometric Joint Implants Versus Internal Hexagon Abutment Joint Design: An In Vitro Study. *J. Oral Implantol.* **51**, 356–360 (2025).
9. Zipprich, H., Weigl, P., Ratka, C., Lange, B. & Lauer, H.-C. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **20**, 814–823 (2018).
10. Bozkaya, D. & Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J. Biomech.* **36**, 1649–1658 (2003).

11. Jansen, V. K., Conrads, G. & Richter, E. J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **12**, 527–540 (1997).
12. Scarano, A., Perrotti, V., Piattelli, A., Iaculli, F. & Iezzi, G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.* **13**, e293-295 (2015).
13. Cochran, D. L., Hermann, J. S., Schenk, R. K., Higginbottom, F. L. & Buser, D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J. Periodontol.* **68**, 186–198 (1997).
14. Alla, I., Scarano, A., Sinjari, B., Xhajanka, E. & Lorusso, F. Peri-Implant Bone Stability Around Tapered Implant Prosthetic Connection: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Different Cone Morse and Conometric Implants Angle Contact and Coupling Interface Designs. *Appl. Sci.* **15**, 1237 (2025).
15. Brånemark, P. I. *et al.* Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.* **16**, 1–132 (1977).
16. Brånemark, P. I. *et al.* Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* **3**, 81–100 (1969).
17. Albrektsson, T., Jansson, T. & Lekholm, U. Osseointegrated dental implants. *Dent. Clin. North Am.* **30**, 151–174 (1986).
18. Lindhe, J., Meyle, J., & Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J. Clin. Periodontol.* **35**, 282–285 (2008).
19. Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Singh, M., Weber, H.-P. & Gallucci, G. O. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J. Dent. Res.* **91**, 242–248 (2012).
20. Piattelli, A., Manzon, L., Scarano, A., Paolantonio, M. & Piattelli, M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: an experimental study in rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **13**, 805–810 (1998).

21. Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T. & Wennerberg, A. Reasons for failures of oral implants. *J. Oral Rehabil.* **41**, 443–476 (2014).
22. Misch, C. E., Suzuki, J. B., Misch-Dietsh, F. M. & Bidez, M. W. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* **14**, 108–116 (2005).
23. Trisi, P. *et al.* Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin. Oral Implants Res.* **20**, 467–471 (2009).
24. Zipprich, H., Miatke, S., Hmaidouch, R. & Lauer, H.-C. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **31**, 37–44 (2016).
25. Caballero, C. *et al.* Mechanical Behavior of Five Different Morse Taper Implants and Abutments with Different Conical Internal Connections and Angles: An In Vitro Experimental Study. *J. Funct. Biomater.* **15**, 177 (2024).
26. Di Stefano, D. A., Piattelli, A., Iezzi, G., Orlando, F. & Arosio, P. Cortical Thickness, Bone Density, and the Insertion Torque/Depth Integral: A Study Using Polyurethane Foam Blocks. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **36**, 423–431 (2021).
27. Steinebrunner, L., Wolfart, S., Bössmann, K. & Kern, M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **20**, 875–881 (2005).
28. Yao, K.-T. *et al.* Optimization of the Conical Angle Design in Conical Implant-Abutment Connections: A Pilot Study Based on the Finite Element Method. *J. Oral Implantol.* **44**, 26–35 (2018).
29. Norton, M. R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin. Oral Implants Res.* **8**, 290–298 (1997).
30. Binon, P. P. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15**, 76–94 (2000).
31. Binon, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent.* **5**, 235–248 (1996).

32. Aloise, J. P. *et al.* Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin. Oral Implants Res.* **21**, 328–335 (2010).
33. Lazzara, R. J. & Porter, S. S. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **26**, 9–17 (2006).
34. Gracis, S. *et al.* Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **23 Suppl 6**, 202–216 (2012).
35. Geng, J. P., Tan, K. B. & Liu, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **85**, 585–598 (2001).
36. Vela, X., Méndez, V., Rodríguez, X., Segalá, M. & Tarnow, D. P. Crestal bone changes on platform-switched implants and adjacent teeth when the tooth-implant distance is less than 1.5 mm. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **32**, 149–155 (2012).
37. Canullo, L. & Rasperini, G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **22**, 995–1000 (2007).
38. Gardner, D. M. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N. Y. State Dent. J.* **71**, 34–37 (2005).
39. Cappiello, M. *et al.* Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **28**, 347–355 (2008).
40. Al-Nsour, M. M., Chan, H.-L. & Wang, H.-L. Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **27**, 138–145 (2012).
41. Atieh, M. A., Ibrahim, H. M. & Atieh, A. H. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J. Periodontol.* **81**, 1350–1366 (2010).
42. Degidi, M., Iezzi, G., Scarano, A. & Piattelli, A. Immediately loaded titanium implant with a tissue-stabilizing/maintaining design ('beyond platform switch') retrieved from man after 4

weeks: a histological and histomorphometrical evaluation. A case report. *Clin. Oral Implants Res.* **19**, 276–282 (2008).

43. Maeda, Y., Miura, J., Taki, I. & Sogo, M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? *Clin. Oral Implants Res.* **18**, 581–584 (2007).
44. Albrektsson, T. New implant designs and improved surface chemistry. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **21 Suppl 1**, 3 (2019).
45. Iezzi, G. *et al.* Machined and sandblasted human dental implants retrieved after 5 years: a histologic and histomorphometric analysis of three cases. *Quintessence Int. Berl. Ger. 1985* **43**, 287–292 (2012).
46. Di Carmine, M. *et al.* Spreading of epithelial cells on machined and sandblasted titanium surfaces: an in vitro study. *J. Periodontol.* **74**, 289–295 (2003).
47. Rupp, F. *et al.* Enhancing surface free energy and hydrophilicity through chemical modification of microstructured titanium implant surfaces. *J. Biomed. Mater. Res. A* **76**, 323–334 (2006).
48. Scarano, A. *et al.* A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J. Oral Implantol.* **31**, 269–275 (2005).
49. Gehrke, S. A. *et al.* Comparison Between Micro- and Micro-Nano Surface Texturization in the Initial Osseointegration Process: An Experimental In Vitro and In Vivo Preclinical Study. *Bioeng. Basel Switz.* **12**, 175 (2025).
50. Scarano, A. *et al.* Blood vessels are concentrated within the implant surface concavities: a histologic study in rabbit tibia. *Odontology* **102**, 259–266 (2014).
51. Naddeo, P. *et al.* Surface biocompatibility of differently textured titanium implants with mesenchymal stem cells. *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.* **31**, 235–243 (2015).
52. Sidambe, A. T. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Mater. Basel Switz.* **7**, 8168–8188 (2014).
53. Cervino, G. *et al.* Sandblasted and Acid Etched Titanium Dental Implant Surfaces Systematic Review and Confocal Microscopy Evaluation. *Mater. Basel Switz.* **12**, 1763 (2019).

54. Scarano, A. *et al.* Titanium Implants Coated with a Bifunctional Molecule with Antimicrobial Activity: A Rabbit Study. *Mater. Basel Switz.* **13**, 3613 (2020).
55. Buser, D. *et al.* Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J. Dent. Res.* **83**, 529–533 (2004).
56. Albrektsson, T. & Wennerberg, A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **21 Suppl 1**, 4–7 (2019).
57. Scarano, A. *et al.* Titanium Implants Coated with a Bifunctional Molecule with Antimicrobial Activity: A Rabbit Study. *Mater. Basel Switz.* **13**, 3613 (2020).
58. Kim, Y.-H., Koak, J.-Y., Chang, I.-T., Wennerberg, A. & Heo, S.-J. A histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **18**, 349–356 (2003).
59. Wennerberg, A., Albrektsson, T., Johansson, C. & Andersson, B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials* **17**, 15–22 (1996).
60. Scarano, A., Lorusso, F., Inchingolo, F., Postiglione, F. & Petrini, M. The Effects of Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet Laser (Er: YAG) Irradiation on Sandblasted and Acid-Etched (SLA) Titanium, an In Vitro Study. *Mater. Basel Switz.* **13**, 4174 (2020).
61. Carossa, M., Cavagnetto, D., Mancini, F., Mosca Balma, A. & Mussano, F. Plasma of Argon Treatment of the Implant Surface, Systematic Review of In Vitro Studies. *Biomolecules* **12**, 1219 (2022).
62. Dohan Ehrenfest, D. M., Coelho, P. G., Kang, B.-S., Sul, Y.-T. & Albrektsson, T. Classification of osseointegrated implant surfaces: materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol.* **28**, 198–206 (2010).
63. Zhao, G., Raines, A. L., Wieland, M., Schwartz, Z. & Boyan, B. D. Requirement for both micron- and submicron scale structure for synergistic responses of osteoblasts to substrate surface energy and topography. *Biomaterials* **28**, 2821–2829 (2007).
64. De Santis, S. *et al.* A Nanoindentation Approach for Time-Dependent Evaluation of Surface Free Energy in Micro- and Nano-Structured Titanium. *Mater. Basel Switz.* **15**, 287 (2021).

65. Sul, Y.-T. The significance of the surface properties of oxidized titanium to the bone response: special emphasis on potential biochemical bonding of oxidized titanium implant. *Biomaterials* **24**, 3893–3907 (2003).
66. Scarano, A., Orsini, T., Di Carlo, F., Valbonetti, L. & Lorusso, F. Graphene-Doped Poly (Methyl-Methacrylate) (Pmma) Implants: A Micro-CT and Histomorphometrical Study in Rabbits. *Int. J. Mol. Sci.* **22**, 1441 (2021).
67. Cordioli, G., Majzoub, Z., Piattelli, A. & Scarano, A. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: an experimental study in the rabbit tibia. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15**, 668–674 (2000).
68. Lijnev, A. *et al.* Residual-Free Micro-Nano Titanium Surfaces via Titanium Blasting and Single Acid-Etching: A Cleaner Alternative. *Bioeng. Basel Switz.* **12**, 735 (2025).
69. Orsini, G., Assenza, B., Scarano, A., Piattelli, M. & Piattelli, A. Surface analysis of machined versus sandblasted and acid-etched titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **15**, 779–784 (2000).
70. Albrektsson, T. & Johansson, C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur. Spine J. Off. Publ. Eur. Spine Soc. Eur. Spinal Deform. Soc. Eur. Sect. Cerv. Spine Res. Soc.* **10 Suppl 2**, S96-101 (2001).
71. Anselme, K. Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials* **21**, 667–681 (2000).
72. Molly, L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin. Oral Implants Res.* **17 Suppl 2**, 124–135 (2006).
73. Clark, R. A. Fibrin and wound healing. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* **936**, 355–367 (2001).
74. Cooper, L. F. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.* **84**, 522–534 (2000).
75. Bosshardt, D. D., Chappuis, V. & Buser, D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol. 2000* **73**, 22–40 (2017).
76. Berglundh, T., Abrahamsson, I., Lang, N. P. & Lindhe, J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. *Clin. Oral Implants Res.* **14**, 251–262 (2003).

77. Piattelli, M. *et al.* Bone response to machined and resorbable blast material titanium implants: an experimental study in rabbits. *J. Oral Implantol.* **28**, 2–8 (2002).
78. Wennerberg, A., Albrektsson, T. & Andersson, B. Bone tissue response to commercially pure titanium implants blasted with fine and coarse particles of aluminum oxide. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **11**, 38–45 (1996).
79. Kim, Y.-H., Koak, J.-Y., Chang, I.-T., Wennerberg, A. & Heo, S.-J. A histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **18**, 349–356 (2003).
80. Fernandes, E. de L., Unikowski, I. L., Teixeira, E. R., da Costa, N. P. & Shinkai, R. S. Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **22**, 886–892 (2007).
81. Park, J.-M. *et al.* Osseointegration of anodized titanium implants coated with fibroblast growth factor-fibronectin (FGF-FN) fusion protein. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **21**, 859–866 (2006).
82. Coelho, P. G. *et al.* In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J. Oral Rehabil.* **35**, 917–924 (2008).
83. Lorenzoni, F. C. *et al.* Sealing Capability and SEM Observation of the Implant-Abutment Interface. *Int. J. Dent.* **2011**, 864183 (2011).
84. Lorusso, F. *et al.* Microleakage and mechanical behavior of conical vs. internal hexagon implant-abutment connection under a cyclic load fatigue test. *Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.* **27**, 122–127 (2023).
85. Lorusso, F., Gehrke, S. A., Tari, S. R. & Scarano, A. Fracture Strength of Conometric Joint Implants Versus Internal Hexagon Abutment Joint Design: An In Vitro Study. *J. Oral Implantol.* **51**, 356–360 (2025).
86. Quek, H. C., Tan, K. B. & Nicholls, J. I. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **23**, 253–262 (2008).

87. Sakaguchi, R. L. & Borgersen, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **10**, 295–302 (1995).
88. Cecchinato, D., Olsson, C. & Lindhe, J. Submerged or non-submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. *J. Clin. Periodontol.* **31**, 299–308 (2004).
89. Benjaboonyazit, K., Chaijareenont, P. & Khongkhunthian, P. Removal torque pattern of a combined cone and octalobule index implant-abutment connection at different cyclic loading: an in-vitro experimental study. *Int. J. Implant Dent.* **5**, 1 (2019).
90. Helmy, M. H. E.-D., Alqutaibi, A. Y., El-Ella, A. A. & Shawky, A. F. Effect of implant loading protocols on failure and marginal bone loss with unsplinted two-implant-supported mandibular overdentures: systematic review and meta-analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **47**, 642–650 (2018).
91. Siamos, G., Winkler, S. & Boberick, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J. Oral Implantol.* **28**, 67–73 (2002).
92. Troiano, G. *et al.* Early and late implant failure of submerged versus non-submerged implant healing: A systematic review, meta-analysis and trial sequential analysis. *J. Clin. Periodontol.* **45**, 613–623 (2018).
93. Piattelli, A. *et al.* Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J. Periodontol.* **72**, 1146–1150 (2001).
94. Silva-Neto, J. P. da *et al.* Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB* **20**, 581–587 (2012).
95. Scarano, A. *et al.* A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J. Oral Implantol.* **31**, 269–275 (2005).
96. Hermann, J. S., Schoolfield, J. D., Schenk, R. K., Buser, D. & Cochran, D. L. 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.* **72**, 1372–1383 (2001).

97. Schwarz, F., Hegewald, A. & Becker, J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.* **25**, 417–425 (2014).
98. Piattelli, A. *et al.* Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J. Periodontol.* **72**, 1146–1150 (2001).
99. Steinebrunner, L., Wolfart, S., Bössmann, K. & Kern, M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **20**, 875–881 (2005).
100. Coelho, P. G. *et al.* In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J. Oral Rehabil.* **35**, 917–924 (2008).
101. Jansen, V. K., Conrads, G. & Richter, E. J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **12**, 527–540 (1997).
102. da Silva-Neto, J. P., Nóbilo, M. A. de A., Penatti, M. P. A., Simamoto, P. C. & das Neves, F. D. Influence of methodologic aspects on the results of implant-abutment interface microleakage tests: a critical review of in vitro studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **27**, 793–800 (2012).
103. Braun, S. *et al.* A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthod.* **66**, 261–264 (1996).
104. van Eijden, T. M. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch. Oral Biol.* **36**, 535–539 (1991).
105. Bakke, M. Bite Force and Occlusion. *Semin. Orthod.* **12**, 120–126 (2006).
106. Gehrke, S. A., Aramburú Júnior, J. S., Dedavid, B. A. & Shibli, J. A. Analysis of Implant Strength After Implantoplasty in Three Implant-Abutment Connection Designs: An In Vitro Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **31**, e65-70 (2016).
107. Quek, H. C., Tan, K. B. & Nicholls, J. I. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **23**, 253–262 (2008).
108. Assenza, B. *et al.* Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. *J. Periodontol.* **83**, 491–497 (2012).

