

Parametri che determinano il micromovimento nell'interfaccia impianto-moncone

Matthias Karl, Priv-Doz, Dr Med Dent¹/Thomas D. Taylor, DDS, MSD²

Scopo: È stato segnalato che i micromovimenti a livello dell'impianto-abutment sono un fattore determinante del successo dell'impianto a lungo termine, poiché a causa di micromovimenti eccessivi possono verificarsi problemi tecnici che vanno dall'allentamento della vite alla frattura della vite. **Materiali e metodi:** Seguendo gli standard pubblicati, gli assemblaggi impianto-abutment sono stati fissati in una macchina di prova universale con un angolo di 30 gradi. Un carico ciclico di 200 N è stato applicato ai provini 10 volte ad una velocità della traversa di 100 N/s mentre lo spostamento relativo tra l'impianto e il moncone è stato quantificato utilizzando estensimetri. Per cinque cicli di carico consecutivi per campione, i micromovimenti sono stati registrati come base per l'analisi statistica, con l'applicazione del test t su due campioni (test di Welch). **Risultati:** I micromovimenti nell'interfaccia impianto-moncone variavano da 1,52 a 94,00 μm. Sebbene sia stato riscontrato un effetto significativo del torque di serraggio, il design della spalla dell'impianto non ha rivelato un effetto significativo in tutti i casi. La mancanza di impegno delle caratteristiche antirotazionali degli impianti ha comportato un aumento dei micromovimenti. La fusione su cilindri in oro prefabbricati ha prodotto abutment con micromovimenti significativamente inferiori rispetto agli abutment fresati a copiatura e grezzi. Gli abutment in zirconio con progettazione assistita da computer/produzione assistita da computer (CAD/CAM) hanno mostrato meno micromovimenti rispetto agli abutment in titanio CAD/CAM. Sono stati registrati livelli inconsistenti di micromovimenti per abutment CAD/CAM accoppiati a sistemi implantari proprietari e concorrenti. Sono state riscontrate grandi variazioni nei micromovimenti con abutment clone e sistemi implantari clone. **Conclusioni:** È stata osservata un'ampia gamma di valori di micromovimenti con le combinazioni di impianti e componenti secondarie esaminate. Sembra che non esista una geometria perfetta della spalla dell'impianto o una tecnica di fabbricazione perfetta che non dia origine a micromovimenti rilevabili. Int J Oral Maxillofac Implants

2014;29:1338-1347. doi: 10.11607/jomi.3762

Parole chiave: biomeccanica, abutment clone, connessione impianto-abutment, micromovimenti

UN Sebbene siano stati riportati buoni tassi di sopravvivenza per le ricostruzioni supportate da impianti, le complicazioni tecniche e biologiche sono frequenti.¹ In una revisione del successo delle corone singole supportate da impianti, è stata riscontrata un'incidenza cumulativa di allentamento di viti o abutment del 12,7%,² il che sembra essere coerente con altri rapporti in questo campo.³⁻⁵

In questo contesto, la stabilità della connessione impianto-moncone è stata identificata come un fattore determinante per il successo a lungo termine di un impianto dentale.^{1,6,7} A livello dell'interfaccia protesica, il carico clinico può provocare micromovimenti dei componenti, che a loro volta possono contribuire al fallimento della protesiae tessuto

infiammazione⁹ derivanti dalla colonizzazione batterica del microgap.^{10,11} Poiché i movimenti tra i componenti dell'impianto influenzano anche i cambiamenti dell'osso creatale attorno agli impianti in titanio in due pezzi, non sommersi,¹² l'idea del cambio di piattaforma è stata introdotta come possibile soluzione.^{13,14}

In passato sono stati proposti diversi concetti per la progettazione della connessione impianto-abutment, che influiscono sui micromovimenti sull'interfaccia protesica^{15,16} nonché la stabilità dei monconi utilizzati.¹⁷⁻¹⁹ Data la meccanica superiore delle connessioni dei monconi conici,²⁰ i design alternativi dei giunti di testa sono stati in gran parte soppiantati, anche se rimane il problema degli inevitabili divari tra impianto e moncone,²¹ poiché la saldatura a freddo non avviene quando il moncone è serrato.²² Precisione di adattamento tra impianto e moncone, caratteristiche antirotazionali,²³ e il precarico sulle viti costituiscono parametri aggiuntivi dei fenomeni di micromovimento all'interfaccia impianto-moncone.

Con l'avvento della ceramica in zirconio come materiale da restauro, sono stati introdotti gli abutment in ceramica integrale^{24,25} come alternativa ai tradizionali componenti in titanio.²⁶ Sebbene sufficiente precisione di adattamento e

¹Professore Associato, Dipartimento di Protesi Dentaria, Università di Erlangen-Norimberga, Erlangen, Germania.

²Professore e Direttore del Dipartimento di Scienze Ricostruttive, Università del Connecticut, Farmington, Connecticut.

Corrispondenza a: PD Dr Matthias Karl, Dipartimento di protesi, Università di Erlangen-Norimberga, Glueckstrasse 11, 91054 Erlangen, Germania.
Fax: +49-9131-853 6781. E-mail: Matthias.Karl@uk-erlangen.de

©2014 di Quintessence Publishing Co Inc.

è stata segnalata resistenza alla frattura per gli abutment in ceramica, la scelta del materiale dell'abutment influenza la resistenza dell'abutment,^{27,28} il grado di disadattamento,²⁹ e usura dei componenti nell'interfaccia impianto-abutment,³⁰ con il rischio di successivo allentamento dei componenti.

Oltre ai monconi standard standard forniti dai produttori di impianti, una varietà di tecniche di fabbricazione, che vanno dai "cilindri fusi ai monconi"³¹ e fresatura manuale di copie di ceramica di zirconio presinterizzata^{32,33} alle opzioni CAD/CAM, sono attualmente disponibili.³⁴ Sebbene sia stato segnalato un aumento del disadattamento quando si associano impianti e abutment di diversi produttori,^{35,36} numerose aziende forniscono tuttavia componenti restaurativi a basso costo per sistemi implantari consolidati.

Nonostante l'importanza clinica dei fenomeni di micromovimento nell'interfaccia impianto-abutment, non è stato ancora descritto un metodo universalmente valido per quantificare questo fenomeno. I metodi utilizzati includono la microscopia ottica,²⁴ microscopia laser a scansione,^{24e} microscopia elettronica a scansione,²¹ così come diverse forme di applicazioni a raggi X³⁷ come la tomografia microcomputerizzata³⁸ e radiografia basata sul sincrotrone.^{39,40} Le valutazioni meccaniche si sono basate su misurazioni della libertà di rotazione,⁷ discrepanza marginale e perdita di coppia,⁴¹ mentre l'analisi agli elementi finiti⁴² è stato applicato per simulare gli effetti dei micromovimenti.

Lo scopo di questo studio era stabilire un approccio biomeccanico per misurare direttamente il movimento relativo all'interfaccia impianto-abutment e quantificare il micromovimento in una varietà di combinazioni impianto-abutment. Dovevano essere studiati gli effetti dei seguenti parametri: geometria dell'interfaccia impianto-abutment (ottagono interno, cross-fit interno, esagono esterno, doppio esagono interno, esagono interno, trilobo interno); metodo di fabbricazione dell'abutment (stock, stock provvisorio, progettazione assistita da computer/produzione assistita da computer [CAD/CAM], fusione, copiatura fresata); inserimento delle funzionalità antirotazionali; materiale dell'abutment (titanio, zirconia); coppia di serraggio; e tipo di produttore (originale, clone).

MATERIALI E METODI

Setup sperimentale

Aderendo ai requisiti stabiliti dal protocollo 14801 dell'Organizzazione internazionale per la standardizzazione per testare le prestazioni meccaniche degli impianti dentali,^{18,43,44} gli impianti (Tabella 1) sono stati incorporati perpendicolarmente in barre cave di alluminio con resina poliuretana autopolimeroizzante (Biresin, Sika Deutschland). A tal fine sono stati fissati gli impianti

un geometra e abbassato nella resina finché 3 mm del corpo dell'impianto non fuoriescono dalla superficie superiore della barra. I campioni sono stati posizionati in una macchina di prova universale (ispeziona mini 3kN, Hegewald und Peschke) con un angolo di 30 gradi rispetto all'asse dell'impianto,³⁶ e gli abutment (n = 5 per tipo di abutment) sono stati serrati sulla spalla dell'impianto applicando la coppia consigliata dal produttore dell'abutment con i corrispondenti cricchetti manuali. Tutte le combinazioni impianto-abutment sono state caricate ciclicamente 10 volte con una forza di 200 N ad una velocità della traversa di 100 N/s, mentre lo spostamento sia dell'abutment che dell'impianto è stato quantificato utilizzando due dispositivi di nuova concezione che trasferivano lo spostamento della componente implantare su barre dotate di estensimetri (Sandner Messtechnik) (Fig 1). La combinazione di grandezza della forza, spostamento dell'impianto e spostamento dell'abutment è stata registrata per cinque cicli di carico consecutivi utilizzando un amplificatore di misurazione (Quantum X, Hottinger Baldwin Messtechnik) e un software di analisi (catman, Hottinger Baldwin Messtechnik) (Fig. 2).

Combinazioni impianto-moncone

Le combinazioni impianto-componente secondaria esaminate e le relative abbreviazioni sono riportate nella Tabella 1. Ad eccezione delle "componenti secondarie fuse su fusione" e delle "componenti secondarie in zirconio fresate a copiatura personalizzate" per il sistema implantare Straumann Regular Neck, tutti i campioni sono stati utilizzati come forniti da parte dei produttori. Tuttavia, l'altezza degli abutment che si estendono dalla spalla dell'impianto è stata standardizzata a 5,5 mm accorciando manualmente gli abutment più lunghi.

Gli abutment fusi su sono stati modificati mediante fusione con leghe altamente nobili (Wegold Norm, Wegold Edelmetalle) per riflettere la geometria degli abutment per restauri cementati. Allo stesso modo, i perni synOcta per restauri provvisori sono stati utilizzati come base per la fresatura manuale (Ceramill multi-x, AmannGirrbach) di abutment in zirconio. I cilindri sono stati modificati mediante aggiunta di cera fino ad ottenere la forma esterna dei monconi per restauri cementati. Dopo la rimozione della vite di ritenzione, questi modelli sono stati scansionati manualmente, mentre gli abutment definitivi sono stati copiati in ceramica di zirconio non sinterizzata (Ceramill zi, AmannGirrbach). Dopo il processo di sinterizzazione, le vite di ritenzione presenti nei cilindri sono state utilizzate per fissare gli abutment sugli impianti.

Le basi in titanio per abutment incollati (CAD star, Medentis) sono state estese fino a un'altezza di 5,5 mm utilizzando resina composita (Tetric Evo Ceram, Ivoclar Vivadent). Il piano di studio originale prevedeva anche basi in titanio per impianti Straumann Bone Level (Medentis), che non potevano essere fornite dal produttore. Inoltre, un solo abutment ATLANTIS CAD/CAM

Tabella 1 Abbreviazioni per tutte le combinazioni impianto-moncone esaminate

Sistema implantare/abutment	Produttore di monconi	Coppia (Ncm)	Abbreviazione
Impianto standard (4.1×10 mm, collo regolare; Stramann)			
Moncone cementabile in due pezzi	Stramann	5	ST-1 – 5 Ncm
Moncone cementabile in due pezzi	Stramann	15	ST-1 – 15 Ncm
Moncone cementabile in due pezzi	Stramann	35	ST-1 – 35 Ncm
Moncone cementabile monopezzo conico	Stramann	35	ST-2
Moncone colato	Stramann	35	ST-3
Moncone provvisorio	Stramann	15	ST-4
Moncone CAD/CAM in titanio	Stramann	35	ST-5
Abutment CAD/CAM in zirconio	Stramann	35	ST-6
Moncone cementabile in due pezzi	Dottor Ihde Dental	35	ST-7
Moncone in zirconio fresato a copia	Schmidler Zahntechnik	35	ST-8
Moncone cementabile in due pezzi	Medentika	35	ST-9
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	35	ST-10
Moncone CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	35	ST-11
Moncone CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	35	ST-12
Allfit Implant SSO (4.1×11mm; Dottor Ihde Dental)			
Moncone cementabile monopezzo conico	Dottor Ihde Dental	35	DI-1
Moncone cementabile in due pezzi	Dottor Ihde Dental	35	DI-2
Moncone cementabile due pezzi conico	Dottor Ihde Dental	35	DI-3
Impianto Bone Level (4.1×10 mm, connessione incrociata regolare; Stramann)			
Moncone cementabile in due pezzi	Stramann	35	SB-1
Moncone cementabile in due pezzi	Medentika	35	SB-2
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	35	SB-3
Moncone CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	35	SB-4
Moncone CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	35	SB-5
Sistema Brånemark (4.0×10 mm, piattaforma normale; NobelBiocare)			
Abutment cementabile in due pezzi	NobelBiocare	35	NB-1
Abutment CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	35	NB-2
CAD/CAM in zirconio	NobelBiocare	35	NB-3
Abutment cementabile in due pezzi	Medentika	35	NB-4
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	35	NB-5
Abutment CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	35	NB-6
Nobel attivo (4.3×10 mm, piattaforma normale; NobelBiocare)			
Moncone cementabile in due pezzi	NobelBiocare	35	NA-1
Moncone CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	35	NA-2
Moncone cementabile in due pezzi	Medentika	35	NA-3
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	35	NA-4
Moncone CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	35	NA-5
Sostituisci Selezione Rastremato (4.3×10 mm, piattaforma normale; NobelBiocare)			
Moncone cementabile in due pezzi	NobelBiocare	35	NR-1
Moncone CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	35	NR-2
Moncone cementabile in due pezzi	Medentika	35	NR-3
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	35	NR-4
Moncone CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	35	NR-5
OsseoSpeed TX 4.0S (3.5/4.0×11 mm, turchese; AstraTech/DENTSPLY Impianti)			
Moncone cementabile in due pezzi	Impianti DENTSPLY	20	DA-1
Moncone CAD/CAM in titanio	Impianti DENTSPLY	20	DA-2
Moncone cementabile in due pezzi	Medentika	25	DA-3
Base in titanio per abutment incollati	Medentika	20	DA-4
Base in titanio per abutment incollati	CADstar	20	DA-5
Moncone CAD/CAM in titanio	NobelBiocare	20	DA-6
AlfaGate SCIP (3.75×10 millimetri; AlfaGate)			
Moncone cementabile in due pezzi	AlfaGate	25	AG

Sono stati testati cinque pilastri per ciascun tipo. Tutti gli abutment presentavano caratteristiche antirotazionali nell'interfaccia impianto-abutment, salvo diversa indicazione. CAD/CAM = progettazione assistita da computer/produzione assistita da computer.



Fig. 1 Configurazione sperimentale con un assemblaggio impianto-moncone inglobato in una barra di alluminio e posizionato in una macchina di prova universale con un angolo di 30 gradi rispetto all'asse lungo dell'impianto; la barra verticale color ottone rappresenta l'applicatore di carico. Le sonde meccaniche si toccano (*Sinistra*) la spalla dell'impianto e (*Giusto*) il moncone per trasferire qualsiasi movimento agli estensimetri posizionati a distanza.

in titanio per gruppo è stato fornito dal produttore perché questi abutment dovevano essere utilizzati come parte di uno studio in vitro. Inoltre, ATLANTIS non ha fornito abutment in zirconia. Ciò è avvenuto nonostante, in tutti i casi, gli ordini fossero stati effettuati regolarmente e sarebbero stati pagati i prezzi di mercato.

Analisi statistica

L'analisi statistica si è basata sullo spostamento relativo del moncone; ovvero, lo spostamento dell'impianto misurato è stato sottratto dallo spostamento misurato dell'abutment. Poiché l'analisi di regressione non ha indicato né un effetto uniforme dei test ripetuti né alcun effetto di entità di carico leggermente variabili, è stato ottenuto un valore medio di micromovimento per ciascuna combinazione impianto-abutment. L'analisi statistica comparativa è stata quindi basata sui test di Welch, con il livello di significatività fissato a $\alpha = 0,05$.

RISULTATI

I valori medi dei micromovimenti all'interfaccia dell'impianto-abutment variavano da $1,52\mu\text{m}$ (per basi in titanio per abutment incollati su impianti Nobel Biocare replace) a $94,00\mu\text{m}$ (per componenti secondarie cementabili in due pezzi su impianti Straumann Tissue Level serrati con 5 Ncm) (Fig. 3).

Effetto di diverse coppie di serraggio

Stringendo le componenti secondarie cementabili in due pezzi per gli impianti Straumann Tissue Level con valori di torque compresi tra 5 e 35 Ncm, sono state osservate differenze significative (Tabella 2), confermando una correlazione inversa tra torque di serraggio e micromovimento. Tuttavia, quando cementabile in due pezzi

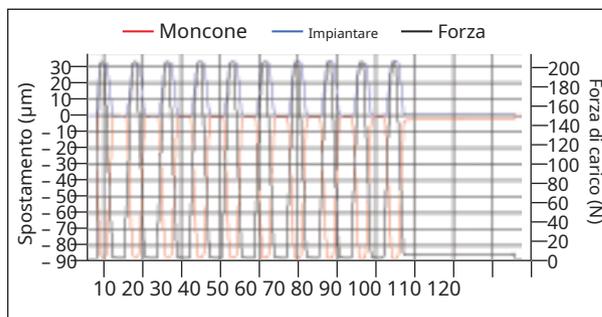


Figura 2 Schermata del software di analisi che mostra la correlazione tra lo spostamento dell'impianto e dell'abutment con la forza di carico. Sono stati eseguiti un totale di 10 cicli di carico per ciascuna combinazione impianto-abutment e cinque set di dati per combinazione hanno costituito la base per l'analisi statistica. Nota: a causa della configurazione sperimentale, i movimenti dell'abutment presentano un segno negativo.

Le componenti secondarie standard (ST-1 – 35 Ncm) serrate a 35 Ncm sono state confrontate con le componenti secondarie provvisorie (ST-4) per il sistema implantare Straumann Tissue Level, serrate a 15 Ncm, non è stata osservata alcuna differenza significativa nei micromovimenti ($P = .1338$). Al contrario, per il sistema implantare OsseoSpeed, è stato osservato un micromovimento significativamente maggiore per il clone (DA-3) rispetto agli abutment cementabili originali in due pezzi (DA-1), sebbene gli abutment clone fossero stati serrati a 25 Ncm, mentre gli abutment originali sono stati fissati con 20 Ncm di torque ($P = .0000$).

Effetto della geometria dell'interfaccia impianto-moncone

Per valutare l'effetto delle diverse geometrie delle spalle degli impianti, sono stati confrontati gli impianti combinati con i loro abutment cementabili originali in due pezzi. I livelli più bassi di micromovimento sono stati registrati per gli impianti Nobel Biocare replace, mentre i livelli maggiori di micromovimento sono stati osservati con gli impianti Straumann Tissue Level e Dr Ihde. Come mostrato nella Tabella 3, non è stata riscontrata alcuna differenza significativa nei micromovimenti tra Straumann Tissue Level e Dr Ihde ($P = .1123$), Straumann Bone Level contro Nobel Biocare Brånemark ($P = .1329$), Straumann Bone Level rispetto a OsseoSpeed ($P = .5040$), o Nobel Biocare Active vs Alfa-Gate ($P = .6212$).

Effetto del metodo di fabbricazione dell'abutment

I livelli di micromovimento delle componenti secondarie sovrapposte, delle componenti secondarie in zirconio fresate a copiatura e delle componenti secondarie provvisorie sono stati confrontati con quelli delle componenti secondarie cementabili in due pezzi per il sistema implantare Straumann Tissue Level (Tabella 4). Sono stati osservati valori significativamente più bassi per le componenti secondarie sovrapposte rispetto a quelle fresate a copiare ($P = .0181$) e monconi standard ($P = .0000$).

Figg. da 3a a 3g Valori medi di micromovimento sull'interfaccia impianto-abutment e deviazioni standard per tutte le combinazioni testate. Le abbreviazioni utilizzate sono introdotte nella Tabella 1.

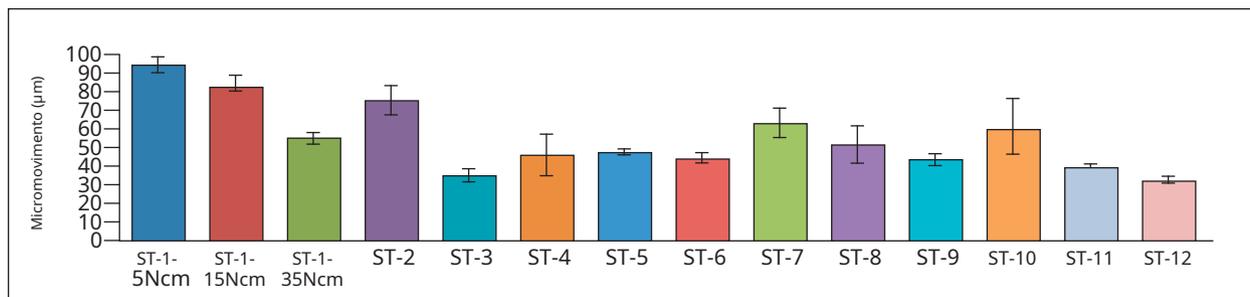


Figura 3a Valori di micromovimento per le combinazioni impianto-componente secondaria Straumann Tissue Level.

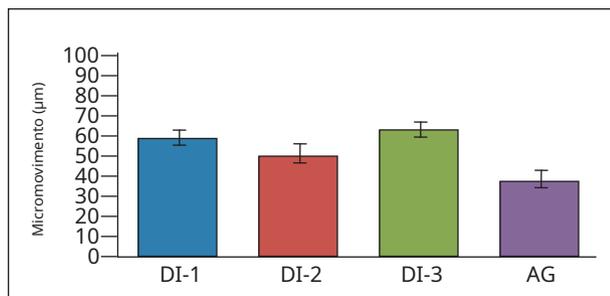


Figura 3b Valori di micromovimento per le combinazioni di abutment implantari Dr Ihde e AlfaGate.

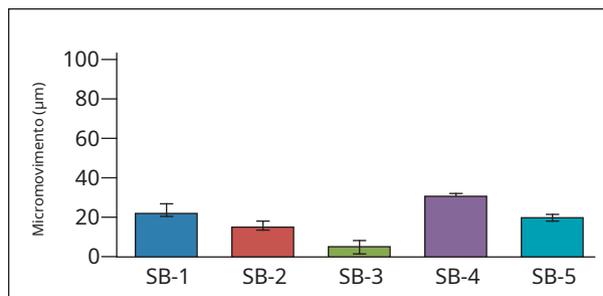


Figura 3c Valori di micromovimento per combinazioni di componenti secondarie impianto Straumann Bone Level.

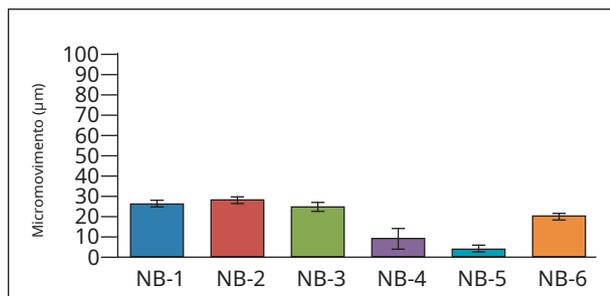


Figura 3d Valori di micromovimento per le combinazioni impianto-abutment Nobel Biocare Brånemark System.

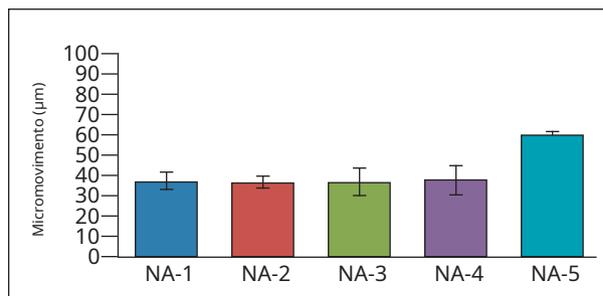


Figura 3e Valori di micromovimento per le combinazioni impianto-abutment Nobel Biocare NobelActive.

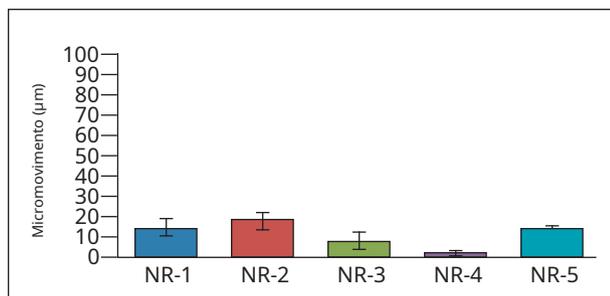


Figura 3f Valori di micromovimento per Nobel Biocare Sostituisci combinazioni impianto-abutment selezionate.

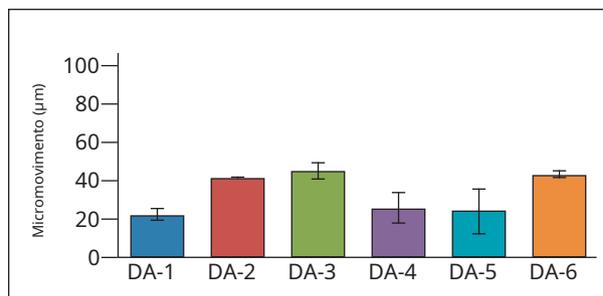


Figura 3g Valori di micromovimento per le combinazioni impianto-abutment Dentsply/AstraTech OsseoSpeed.

Effetto del materiale dell'abutment per abutment CAD/CAM

Le componenti secondarie CAD/CAM in zirconio e titanio sono state confrontate in base allo Straumann Tissue Level

sistema implantare e il sistema implantare Nobel Biocare Brånemark. Gli abutment sono stati ottenuti dai sistemi CAD/CAM dei produttori di impianti. In entrambi i casi è stato osservato un numero significativamente inferiore di micromovimenti

Tabella 2 Confronti tra gruppi dell'effetto di diverse coppie di serraggio

	ST-1-5 Ncm	ST-1 – 15 Ncm	ST-1 – 35 Ncm
ST-1 – 5 Ncm		. 0019*	. 0000*
ST-1 – 15 Ncm			. 0000*
ST-1 – 35 Ncm			

* Significativo (test di Welch).

Tabella 3 Confronti tra gruppi dell'effetto della geometria dell'interfaccia impianto-moncone

	ST-1 – 35 Ncm	DI-2	SB-1	NB-1	NA-1	NR-1	DA-1	AG
ST-1 – 35 Ncm								
DI-2	. 1123							
SB-1	. 0000*	. 0000*						
NB-1	. 0000*	. 0001*	. 1329					
NA-1	. 0001*	. 0010*	. 0004*	. 0019*				
NR-1	. 0000*	. 0000*	. 0037*	. 0014*	. 0000*			
DA-1	. 0000*	. 0000*	. 5040	. 0424*	. 0002*	. 0083*		
AG	. 0003*	. 0027*	. 0005*	. 0022*	. 6212	. 0000*	. 0003*	

* Significativo (test di Welch).

Tabella 4 Confronti tra gruppi dell'effetto del metodo di fabbricazione dell'abutment

	ST-1 – 35 Ncm	ST-3	ST-4	ST-8
ST-1 – 35 Ncm				
ST-3	. 0000*			
ST-4	. 1338	. 0886		
ST-8	. 4186	. 0181*	. 4542	

* Significativo (test di Welch).

con gli abutment in zirconia (ST-5 vs ST-6, $P = .0209$ per Straumann Tissue Level; NB-2 contro NB-3, $P = .0210$ per Nobel Biocare Brånemark) rispetto agli abutment in titanio.

Effetto della fabbricazione CAD/CAM

Con gli impianti Straumann Tissue Level, è stato osservato un micromovimento significativamente inferiore con le componenti secondarie CAD/CAM in titanio ottenute da un sistema CAD/CAM proprietario (Straumann CARES) rispetto alle componenti secondarie antirotazionali stock in due pezzi. Tuttavia, gli abutment ottenuti da un sistema CAD/CAM concorrente (Nobel Biocare Procera) hanno mostrato i livelli più bassi di micromovimenti in quel contesto. Per gli impianti Nobel Biocare non è stata osservata alcuna differenza nei micromovimenti tra gli abutment CAD/CAM e quelli standard.

Per gli impianti OsseoSpeed, la realizzazione CAD/CAM degli abutment in generale ha causato micromovimenti maggiori rispetto all'utilizzo degli abutment standard. Tuttavia, a causa delle dimensioni ridotte del campione, in questo caso non è stato possibile applicare test statistici (Tabella 5).

Ad eccezione degli impianti Nobel Biocare NobelActive, sono stati osservati livelli di micromovimenti comparabili o inferiori con gli abutment ATLANTIS su sistemi implantari concorrenti, rispetto al sistema implantare proprietario (OsseoSpeed). Ancora una volta, ciò non può essere verificato statisticamente a causa della piccola dimensione del campione.

È stato osservato un micromovimento significativamente maggiore nelle componenti secondarie Nobel Biocare Procera posizionate su impianti Straumann Tissue Level rispetto agli impianti Nobel Biocare Brånemark e Nobel Biocare replace. Tuttavia, le componenti secondarie Nobel Biocare Procera sugli impianti Nobel Biocare Active hanno mostrato micromovimenti maggiori rispetto alle componenti secondarie Nobel Biocare Procera sugli impianti Straumann Tissue Level. Gli abutment Nobel Biocare Procera sugli impianti Straumann Bone Level e Nobel Biocare replace hanno funzionato altrettanto bene, mentre gli abutment posizionati sugli impianti Nobel Biocare replace e Nobel Biocare NobelActive hanno mostrato micromovimenti significativamente maggiori. Sugli impianti OsseoSpeed, gli abutment Nobel Biocare Procera in generale hanno avuto prestazioni peggiori rispetto ai sistemi implantari proprietari (Tabella 6).

Tabella 5 Confronto tra gruppi dell'effetto della fabbricazione CAD/CAM su sistemi implantari proprietari

	ST-1 - 35 Ncm	ST-11	ST-12
ST-5	.0025*	N/A	.0000*
	NB-1	NB-6	
NB-2	.0735	N/A	
	NA-1	NA-5	
NA-2	.6390	N/A	
	NR-1	NR-5	
NR-2	.1697	N/A	
	DA-1	DA-6	
DA-2	N/A	N/A	

* Significativo (test di Welch).

NA = non applicabile (un solo campione nel gruppo di abutment ATLANTIS).

Tabella 6 Confronto tra gruppi dei micromovimenti degli abutment Nobel Biocare Procera su sistemi implantari proprietari e concorrenti

	ST-12	SB-5	DA-6
NB-2	.0009*	.0003*	.0000*
NA-2	.0420*	.0000*	.0010*
NR-2	.0007*	.2657	.0000*

* Significativo (test di Welch).

Tabella 7 Confronto tra gruppi dell'effetto dei monconi clonati

	ST-7	ST-9	ST-10
ST-1 - 35 Ncm	.1029	.0002*	.4064
	SB-2	SB-3	
SB-1	.0020*	.0001*	
	NB-4	NB-5	
NB-1	.0014*	.0000*	
	NA-3	NA-4	
NA-1	.8759	.8776	
	NR-3	NR-4	
NR-1	.0158*	.0007*	
	DA-3	DA-4	DA-5
DA-1	.0000*	.3917	.7225

* Significativo (test di Welch).

Effetto delle caratteristiche antirotazionali

Quando sono state confrontate le componenti secondarie cementabili agganciabili (ST-1) e non agganciabili (ST-2) per il sistema implantare Straumann Tissue Level, è stato riscontrato un micromovimento significativamente maggiore con le componenti secondarie non agganciabili

monconi ($P = .0037$). Una relazione simile è stata riscontrata per il sistema implantare Dr Ihde, indipendentemente dal fatto che l'abutment non agganciato fosse un componente monopezzo (DI-1 vs DI-2, $P = .0102$) o un componente in due pezzi (DI-3 vs DI-2, $P = .0012$). Non è stata riscontrata alcuna differenza nei micromovimenti per gli abutment cementabili monopezzo (DI-1) e a due pezzi (DI-3) senza impegno sugli impianti Dr Ihde ($P = .1076$).

Effetto del produttore dell'abutment in stock

Per il sistema implantare Straumann Tissue Level, è stato registrato un micromovimento significativamente inferiore per le componenti secondarie clonate cementabili fabbricate da Medentika, rispetto alle componenti secondarie cementabili proprietarie (ST-1 - 35 Ncm vs ST-9, $P = .0002$). Per il sistema implantare Straumann Bone Level, la stessa osservazione è stata fatta per entrambe le componenti secondarie clonate cementabili di Medentika (SB-1 vs SB-2, $P = .0020$) e basi in titanio per abutment incollati di CADstar (SB-1 vs SB-3, $P = .0001$).

Mentre per gli impianti Nobel Biocare NobelActive non è stata osservata alcuna differenza nei micromovimenti tra gli abutment proprietari e quelli clonati per i sistemi implantari Nobel Biocare Brånemark e Nobel Biocare replace, è stato registrato un micromovimento significativamente inferiore con gli abutment clonati cementabili di Medentika e le basi in titanio di CADstar (Tabella 7). Al contrario, con il sistema implantare OsseoSpeed, l'utilizzo di abutment cementabili clone di Medentika ha portato ad un aumento significativo dei micromovimenti rispetto all'utilizzo degli abutment originali (DA-1 vs DA-3, $P = .0000$). Tuttavia, non è stata registrata alcuna differenza nel micromovimento tra gli abutment originali e gli abutment clone di Medentika o con le basi in titanio di CADstar su impianti OsseoSpeed.

Effetto del produttore dell'impianto

In un confronto tra sistemi implantari a basso costo e di alto valore con geometria della spalla implantare comparabile, non è stata riscontrata alcuna differenza significativa quando sono stati considerati abutment cementabili in due pezzi su impianti con connessioni a ottagono interno (ST-1 vs DI-2, $P = .1123$). Tuttavia, quando sono stati confrontati questi impianti combinati con abutment cementabili monopezzo non agganciabili, il sistema implantare a basso costo ha mostrato meno micromovimenti (ST-2 vs DI-1, $P = .0093$).

Gli abutment cementabili in due pezzi su impianti con connessioni ad esagono interno non hanno mostrato differenze nei micromovimenti quando sono stati confrontati Nobel Biocare NobelActive e AlfaGate (NA-1 vs AG, $P = .6212$), mentre AlfaGate ha mostrato livelli di micromovimento maggiori rispetto al sistema implantare OsseoSpeed (DA-1 vs AG, $P = .0003$). Contemporaneamente, è stato misurato un micromovimento significativamente maggiore con gli impianti Nobel Biocare NobelActive rispetto agli impianti OsseoSpeed (NA-1 vs DA-1, $P = .0002$).

DISCUSSIONE

Questo studio è stato caratterizzato da una nuova tecnica di misurazione che ha valutato direttamente il movimento relativo all'interfaccia impianto-abutment che si è verificato come conseguenza del carico oclusale. Di conseguenza, comparabilità dei risultati con i dati già pubblicati³⁷ potrebbe essere limitato. Inoltre, la tecnica di misurazione applicata richiedeva l'accesso sia alla spalla dell'impianto che al moncone per determinare lo spostamento di entrambi i componenti. In una situazione clinica, tuttavia, sarebbe stato presente un restauro, creando una seconda interfaccia (abutment-restauro) in cui avrebbero potuto verificarsi anche micromovimenti. Per questi motivi non è stato possibile riprodurre completamente la situazione clinica in questa indagine.

Nonostante tutti i movimenti degli impianti e degli abutment siano stati rilevati direttamente con una tecnologia estremamente sensibile, i valori che rappresentano lo spostamento relativo dell'abutment possono servire solo per confronti all'interno della configurazione data. È necessario tenere presente che dal setup è derivato un errore sistematico di misurazione a causa del posizionamento delle sonde meccaniche a diverse altezze sull'impianto e sull'abutment. Sebbene sembri tecnicamente impossibile, il micromovimento reale dovrebbe essere catturato con entrambi i sensori posizionati alla stessa altezza o escludendo qualsiasi movimento dell'impianto. Sono stati studiati impianti sia a livello tissutale che a livello osseo, con gli abutment che si estendevano di 5,5 mm sopra la spalla dell'impianto. In ambito clinico, tuttavia, gli abutment sugli impianti a livello dell'osso sono necessariamente più lunghi degli abutment sugli impianti a livello del tessuto. L'aumento del braccio di leva in una situazione del genere potrebbe aver influenzato i conseguenti fenomeni di micromovimento. A causa della necessità di standardizzazione, questa variabile non è stata presa in considerazione in questo caso.

Nel presente studio non è stato eseguito alcun invecchiamento termomeccanico, sebbene studi precedenti abbiano dimostrato che l'invecchiamento può influenzare negativamente il livello di micromovimento,⁴⁰ in particolare quando si combinano abutment in zirconio e impianti in titanio.³⁰ Nei dati raccolti non è stato osservato alcun effetto uniforme del carico ripetuto, indicando che non si erano verificati fenomeni di usura nell'interfaccia impianto-abutment durante il carico ciclico.⁴⁵

Tuttavia, questo deve essere visto come un limite dello studio. Nella pratica clinica si verifica un carico ciclico che può causare effetti di assestamento dell'abutment, che a loro volta influenzerebbero l'entità dei micromovimenti. Le ragioni principali per non simulare l'uso clinico a lungo termine degli abutment nell'ambito di questo studio erano, in primo luogo, che dopo aver serrato l'abutment e inserito i restauri, i medici tendono a non serrarli nuovamente dopo un periodo di tempo prestabilito, a meno che il restauro non si allenti. Inoltre, sembrano esserci due fattori diversi

responsabile dei micromovimenti iniziali e a lungo termine. Mentre il micromovimento iniziale dipende prevalentemente dalla precisione di fabbricazione raggiunta, il micromovimento a lungo termine sembra essere correlato principalmente ai fenomeni di usura nell'interfaccia impianto-abutment.³⁰

In questo studio è stato possibile esaminare solo un numero limitato di abutment per tipologia provenienti da un determinato lotto. Date le variazioni sostanziali occasionalmente osservate tra i diversi lotti, i risultati presentati non devono essere generalizzati.⁴⁴ Poiché dal produttore è stato possibile ottenere un solo campione per gruppo di abutment ATLANTIS, questi abutment sono stati esclusi dalle analisi statistiche.

La quantità di torque di serraggio ha influenzato significativamente il livello di micromovimento quando è stato considerato un tipo specifico di moncone; questo sembra essere coerente con i rapporti precedenti.⁹ Tuttavia, in base al fatto che i monconi provvisori serrati a 15 Ncm e i monconi definitivi serrati a 35 Ncm sullo stesso sistema implantare non differivano rispetto al micromovimento risultante, sembra che il torque di serraggio ottimale sia specifico del moncone. Mentre in questo caso il moncone definitivo è stato unito all'impianto solo impegnando le superfici interne, il moncone provvisorio ha appoggiato anche sulle superfici esterne dell'impianto.

In letteratura sembra esserci consenso sul fatto che la geometria dell'interfaccia impianto-abutment abbia un effetto significativo sui micromovimenti risultanti,^{31,42,46} con sistemi implantari collegati esternamente si verifica più frequentemente l'allentamento delle viti come conseguenza dei micromovimenti.⁵ Nel presente studio, tuttavia, il massimo micromovimento è stato riscontrato negli impianti con connessioni a ottagono interno, mentre la connessione trilobata interna ha prodotto la minima quantità di micromovimento registrata. In letteratura è presente un solo studio che afferma che il tipo di connessione impianto-abutment non ha alcun effetto sull'allentamento della vite dell'abutment.¹⁷

La fresatura a copiatura degli abutment in zirconia come alternativa a basso costo ai metodi di fabbricazione consolidati è diventata popolare, sebbene sia stato dimostrato che questi abutment si adattano in modo meno accurato rispetto agli abutment prefabbricati.^{33,47} Tuttavia, in questo studio, non è stata riscontrata alcuna differenza significativa nei micromovimenti tra i monconi in titanio standard e i monconi in zirconio fresati a copiatura. La fusione su cilindri d'oro prefabbricati ha prodotto monconi ben adattati con i livelli più bassi di micromovimento, il che sembra essere coerente con i rapporti precedenti.⁴⁸

In letteratura si possono trovare risultati contraddittori sull'adattamento degli abutment in zirconio sugli impianti in titanio.^{29,49} In questo studio, gli abutment CAD/CAM in zirconio senza inserti metallici sono stati confrontati con gli abutment CAD/CAM in titanio; gli abutment in zirconia hanno rivelato livelli inferiori di micromovimenti.

Sono stati riscontrati risultati incoerenti confrontando gli abutment CAD/CAM di produttori proprietari e concorrenti con gli abutment originali in stock sui diversi sistemi implantari. Nella maggior parte dei casi, gli abutment CAD/CAM hanno avuto le stesse prestazioni degli abutment standard. Ciò sembra essere in accordo con studi precedenti che indicano bassi livelli di disadattamento rotazionale per gli abutment CAD/CAM.^{48,50} Al contrario, Alves da Cunha e colleghi hanno descritto gli abutment in zirconio Nobel Biocare Procera su sistemi implantari concorrenti come caratterizzati da notevoli disadattamenti verticali.³⁵

È stata riscontrata una tendenza costante verso maggiori livelli di micromovimento per gli abutment non agganciati rispetto a quelli agganciati, indipendentemente dal sistema implantare considerato. Ciò è contraddetto da un precedente rapporto che indicava che l'eliminazione di una caratteristica antirotazionale non ha influenzato i valori del torque di rimozione dell'abutment dopo il test di fatica.²³

Livelli maggiori di variazione sembrano essere presenti negli abutment clone prodotti per sistemi implantari di alto valore. Mentre le componenti secondarie cementabili Medentika hanno mostrato micromovimenti significativamente inferiori rispetto alle componenti secondarie standard in quattro dei sei sistemi implantari testati (Straumann Tissue Level, Straumann Bone Level, Nobel Biocare Brånemark, Nobel Biocare replace Select), non è stata riscontrata alcuna differenza per gli impianti Nobel Biocare NobelActive e significativamente è stato riscontrato un maggiore micromovimento per gli impianti OsseoSpeed. Un'osservazione analoga è stata fatta per le basi in titanio per abutment incollati fabbricati da CADstar. Mentre per tre sistemi implantari (Straumann Bone Level, Nobel Biocare Brånemark, Nobel Biocare replace Select) è stato riscontrato un micromovimento significativamente inferiore per queste componenti secondarie rispetto alle componenti secondarie standard, con i restanti tre sistemi implantari non è stata rilevata alcuna differenza significativa. Tuttavia, è necessario tenere presente che, per ottenere altezze standardizzate dell'abutment di 5,5 mm che si estendono dalla spalla dell'impianto per tutti i campioni testati, è stata aggiunta resina composita alle basi in titanio per i restauri incollati. Si può sostenere che le caratteristiche del materiale di una resina relativamente morbida potrebbero aver influenzato i risultati della misurazione in modo tale che la forza applicata sia stata in una certa misura assorbita dal materiale in resina. Anche se questo può essere visto come un limite dello studio, lo scopo di aggiungere resina composita invece di una struttura in zirconio era quello di evitare di alterare la qualità dell'interfaccia stabilita dal produttore dell'abutment. Sebbene i disegni degli studi differiscano sostanzialmente, questi risultati contraddicono in una certa misura i precedenti rapporti di un maggiore disadattamento rotazionale³⁴ aumento del rischio di allentamento della vite dell'abutment con abutment non originali.³⁶ Allo stesso modo, non è stata osservata alcuna tendenza chiara nel confronto tra sistemi implantari di alto valore e cloni a basso costo. A seconda di

per il tipo di moncone considerato sono stati osservati sia livelli minori che maggiori di micromovimenti.

CONCLUSIONE

Utilizzando un nuovo approccio meccanico per valutare i fenomeni di micromovimento nell'interfaccia impianto-moncone, il presente studio ha dimostrato che lo spostamento relativo dei componenti si verificava a varia entità. Sulla base dei risultati qui presentati, non si può prevedere che un certo tipo di abutment porterà sempre ad un certo livello di micromovimento. Tuttavia, il professionista deve essere informato che il rigoroso rispetto delle linee guida del produttore (ad esempio, per quanto riguarda la coppia di serraggio) può aiutare a ridurre i micromovimenti impianto-abutment. Dato che durante la fase iniziale del carico si verificano micromovimenti, potrebbe essere consigliabile serrare nuovamente le viti dell'abutment, che potrebbero aver perso il precarico.

RICONOSCIMENTI

Questo progetto è stato sostenuto da un finanziamento della Fondazione ITI per la promozione dell'implantologia orale, Svizzera. Gli autori desiderano ringraziare il dottor Friedrich Graef, Dipartimento di Matematica, Università di Erlangen-Norimberga, per l'analisi statistica dei dati. Gli autori non hanno segnalato conflitti di interesse legati a questo studio.

RIFERIMENTI

1. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Il design dell'interfaccia impianto-moncone influisce sulla resistenza alla fatica e alla frattura degli impianti. *Clin Impianti orali Res* 2008;19:1276-1284.
2. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. Una revisione sistematica dei tassi di sopravvivenza e di complicanze a 5 anni delle corone singole supportate da impianti. *Clin Impianti orali Res* 2008;19:119-130.
3. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Rotazioni e precarichi delle viti degli abutment implantari per quattro diversi materiali e superfici delle viti. *J Prothet Dent* 2001;86:24-32.
4. Freitas AC Jr, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Affidabilità e modalità di fallimento delle connessioni implantari coniche interne. *Clin Impianti orali Res* 2013;24:197-202.
5. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Connessioni interne vs esterne per abutment/ricostruzioni: una revisione sistematica. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(suppl 6):202-216.
6. Bozkaya D, Müftü S. Meccanica dell'adattamento con interferenza conica negli impianti dentali. *J Biomech* 2003;36:1649-1658.
7. Prisco R, Santagata M, Vigolo P. Effetto dell'invecchiamento e della sinterizzazione della porcellana sulla libertà di rotazione degli abutment monopezzo in zirconio con esagono interno. *Int J Impianti maxillofacciali orali* 2013;28:1003-1008.
8. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. Un sistema di classificazione per misurare il microgap impianto-abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:879-885.
9. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromovimenti e proprietà di fatica dinamica dell'interfaccia impianto dentale-moncone. *J Prothet Dent* 2001;85:47-52.

10. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H. Valutazione delle dimensioni del microgap e della perdita microbica nell'area di connessione di 4 abutment con impianto Straumann (ITI). *J Oral Implantol* 2012;38:677-685.
11. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Perdita microbica attraverso l'interfaccia impianto-abutment degli impianti con cono Morse in vitro. *Clin Impianti orali Res* 2010;21:328-335.
12. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influenza della dimensione del microgap sui cambiamenti dell'osso creatale attorno agli impianti in titanio. Una valutazione istometrica di impianti non sommersi senza carico nella mandibola del canino. *J Periodontol* 2001;72:1372-1383.
13. Batei M, Att W, Strub JR. Configurazioni del collo dell'impianto per la preservazione del livello osseo marginale: una revisione sistematica. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:290-303.
14. Enkling N, Jöhren P, Klimberg V, Bayer S, Mericske-Stern R, Jepsen S. Effetto del cambio di piattaforma sui livelli ossei perimplantari: uno studio clinico randomizzato. *Clin Impianti orali Res* 2011;22:1185-1192.
15. Norton SIG. Valutazione in vitro della resistenza dell'articolazione conica impianto-abutment in due sistemi implantari disponibili in commercio. *J Prothet Dent* 2000;83:567-571.
16. Asvanund P, Morgano SM. Analisi delle sollecitazioni fotoelastiche delle connessioni impianto-moncone esterne rispetto a quelle interne. *J Prothet Dent* 2011;106:266-271.
17. Tsuge T, Hagiwara Y. Influenza del carico ciclico laterale-obliquo sull'allentamento della vite dell'abutment di impianti esagonali interni ed esterni. *Dent Mater J* 2009;28:373-381.
18. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effetto della progettazione della connessione impianto-moncone sulla capacità di carico e sulla modalità di fallimento degli impianti. *J Prosthodont* 2011;20:510-516.
19. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH, Sailer I. Momenti flettenti e tipi di fallimento di abutment in zirconio e titanio con connessioni interne impianto-abutment: uno studio di laboratorio. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:505-512.
20. Merz BR, Hunenbart S, Belsler UC. Meccanica della connessione impianto-abutment: una conicità di 8 gradi rispetto a una connessione di testa. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
21. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Perdita microbica e adattamento marginale dell'interfaccia impianto-abutment. *Int J Impianti maxillofaciali orali* 1997;12:527-540.
22. Norton SIG. Valutazione delle proprietà di saldatura a freddo dell'interfaccia conica interna di due sistemi implantari disponibili in commercio. *J Prothet Dent* 1999;81:159-166.
23. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Esame dell'interfaccia impianto-moncone dopo la prova di fatica. *J Prothet Dent* 2001;85:268-275.
24. Sumi T, Braian M, Shimada A, et al. Caratteristiche delle connessioni impianto-CAD/abutment CAM di due diversi sistemi di connessione interna. *J Riabilitazione orale* 2012;39:391-398.
25. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CH. Studio clinico randomizzato e controllato su abutment implantari personalizzati in zirconio e titanio per impianti di denti singoli nelle regioni canine e posteriori: risultati a 3 anni. *Clin Impianti orali Res* 2009;20:802-808.
26. Yüzügüllü B, Avci M. L'interfaccia impianto-abutment degli abutment in allumina e zirconia. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10:113-121.
27. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Momenti flettenti di abutment in zirconio e titanio con connessioni impianto-abutment interne ed esterne dopo l'invecchiamento e la simulazione della masticazione. *Clin Impianti orali Res* 2012;23:12-18.
28. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. Studio in vitro dell'influenza della tipologia di connessione sul carico di frattura di abutment in zirconio con connessioni impianto-abutment interne ed esterne. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:850-858.
29. Garine WN, Funkenbusch PD, Ercoli C, Wodenscheck J, Murphy WC. Misurazione del disadattamento rotazionale e del gap impianto-abutment di abutment in ceramica integrale. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:928-938.
30. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Usura dell'interfaccia impianto-abutment in titanio-zirconio: uno studio pilota. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:970-975.
31. Jesus Tavares RR, Bonachela WC, Xible AA. Effetto del carico ciclico sul disadattamento verticale di monconi singoli implantari prefabbricati e fusi. *J Appl Oral Sci* 2011;19:16-21.
32. Hjerpe J, Lassila LV, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK. Capacità di carico degli abutment in zirconio personalizzati rispetto a quelli prefabbricati disponibili in commercio. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:132-138.
33. Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. Un confronto tra precisione di adattamento, libertà di rotazione e perdita di coppia con zirconia fresata a copia e abutment in titanio prefabbricati. *Int J Impianti maxillofaciali orali* 2013;28:996-1002.
34. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Bürgin W, Brägger U. Impianti con connessioni abutment originali e non originali. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16:303-311.
35. Alves da Cunha TM, Correia de Araújo RP, Barbosa da Rocha PV, Pazos Amoedo RM. Confronto della precisione di adattamento tra gli abutment personalizzati Procera e tre sistemi implantari. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:772-777.
36. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryou S, Lee SY. Allentamento della vite con abutment intercambiabili in impianti collegati internamente dopo carico ciclico. *Int J Impianti maxillofaciali orali* 2012;27:42-47.
37. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Erfassung, Ursachen e Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie* 2007;15:31-46.
38. Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Misurazioni della superficie di connessione fixture-abutment e micro-gap mediante analisi con tecnica micro-tomografica 3D. *Ann Ist Super Sanita* 2012;48:53-58.
39. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. Radiografia in vitro basata su sincrotrone della formazione di micro-gap nell'interfaccia impianto-moncone di impianti dentali in due pezzi. *J Radiazione di sincrotrone* 2010;17:289-294.
40. Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. Uno studio pilota in vitro sulla stabilità dell'abutment durante il caricamento in impianti dentali conici nuovi e sottoposti a fatica utilizzando la radiografia basata sul sincrotrone. *Int J Impianti maxillofaciali orali* 2013;28:44-50.
41. Vianna Cde A, Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, dos Santos PH, Assunção WG. Stabilità della coppia di diverse viti dell'abutment sottoposte a cicli meccanici. *Int J Impianti maxillofaciali orali* 2013;28:e209-e214.
42. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effetti di diverse connessioni impianto-moncone sui micromovimenti e sulla distribuzione delle sollecitazioni: previsione della formazione di microgap. *J Dent* 2012;40:467-474.
43. Karl M, Kelly JR. Influenza della frequenza di carico sul fallimento dell'impianto in condizioni di fatica ciclica. *Dent Mater* 2009;25:1426-1432.
44. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Valutazione delle variabili del protocollo di test per la ricerca sulla fatica degli impianti dentali. *Dent Mater* 2009;25:1419-1425.
45. Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Carico ciclico di protesi supportate da impianti: confronto degli spazi nell'interfaccia protesi-moncone quando i monconi sottoposti a ciclo vengono sostituiti con monconi così come sono prodotti. *J Prothet Dent* 2006;95:26-32.
46. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influenza della geometria della connessione sui micromovimenti dinamici nell'interfaccia impianto-moncone. *Int J Prosthodont* 2007;20:623-625.
47. Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Confronto tra resistenza alla frattura e precisione di adattamento degli abutment in zirconia personalizzati con abutment in zirconia prefabbricati in impianti esagonali interni. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15:769-778.
48. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Valutazione di abutment di tipo UCLA lavorati in oro e abutment in titanio CAD/CAM con connessione esterna esagonale e con connessione interna. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:247-252.
49. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Monconi implantari in zirconio: resistenza alla frattura e influenza del carico ciclico sull'allentamento della vite di ritenzione. *Quintessence Int* 2006;37:19-26.
50. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Una valutazione in vitro di abutment Procera in titanio, zirconia e allumina con connessione esagonale. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:575-580.