



# Determinazione dei micromovimenti nell'interfaccia ossea dell'impianto – An *In vitro* Studio metodologico

Mattia Carlo<sup>1\*</sup>, Friedrich Graef<sup>2</sup> e Werner Winter<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Dipartimento di Protesi, Scuola di Odontoiatria dell'Università di Erlangen-Norimberga, 91054 Erlangen, Germania

<sup>2</sup>Dipartimento di Matematica, Università di Erlangen-Norimberga, 91058 Erlangen, Germania

<sup>3</sup>Dipartimento di Ingegneria Meccanica, Università di Erlangen-Norimberga, 91058 Erlangen, Germania

## Astratto

Gli impianti dentali privi di stabilità primaria mostrano livelli aumentati di micromovimenti che possono provocare un incapsulamento fibroso anziché un'osteointegrazione. Una nuova tecnica sperimentale è stata utilizzata per misurare direttamente lo spostamento dell'impianto come conseguenza del carico oclusale. Gli impianti sono stati inseriti in materiale surrogato osseo di diversa densità, misurando così il torque di inserimento e la stabilità dell'impianto mediante l'analisi della frequenza di risonanza. Gli impianti inseriti nell'osso con una densità di 10 pcf e caricati con una forza media di 62,7 N hanno mostrato uno spostamento medio massimo di 71,9 µm. Differenze significative nei micromovimenti sono risultate dal posizionamento degli impianti nell'osso con densità variabili. Le misurazioni del torque di inserimento dell'impianto erano ben correlate con le misurazioni dello spostamento dell'impianto. Le misurazioni della stabilità dell'impianto di impianti specifici hanno mostrato coerenza, non è stato possibile stabilire alcuna correlazione tra stabilità dell'impianto e spostamento massimo dell'impianto. Sembra che una valutazione affidabile della qualità dell'osso possa essere utilizzata al meglio per prevedere i micromovimenti nell'interfaccia impianto-abutment.

**Parole chiave:** Impianto dentale; Densità ossea; micromovimento; Coppia di inserimento; Stabilità primaria

## Introduzione

Il raggiungimento di una stabilità primaria sufficiente è uno degli obiettivi più importanti durante la chirurgia implantare [1]. I principali parametri che determinano il livello di stabilità raggiunta includono la qualità dell'osso alveolare [2-4], la tecnica chirurgica utilizzata nonché il design e la topografia superficiale dell'impianto inserito [5]. In caso di mancanza di stabilità primaria, qualsiasi forza potenzialmente agente su un impianto può portare ad uno spostamento dell'impianto rispetto all'alveolo osseo, descritto con il termine micromovimento [6,7]. È generalmente accettato che i micromovimenti che si verificano durante la fase di guarigione possano portare all'incapsulamento fibroso dell'impianto una volta superata la soglia di spostamento di 50-150 µm [8-14]. Nei concetti di trattamento tradizionali, il rischio di mettere a repentaglio l'osteointegrazione è stato ridotto al minimo applicando protocolli di carico tardivo per ricostruzioni supportate da impianti [15]. Tuttavia, con l'obiettivo di abbreviare i tempi di trattamento, i nuovi concetti si concentrano prevalentemente su protocolli di carico precoce e immediato [9]. Di conseguenza, i micromovimenti nell'interfaccia osso-impianto hanno ottenuto un crescente riconoscimento come potenziale fattore di rischio [15,16].

Finora sono state descritte in letteratura varie tecniche per determinare la qualità dell'osso [17] e la stabilità dell'impianto in base alle quali il chirurgo dovrebbe decidere se il carico immediato fosse fattibile o meno. Oltre alla valutazione soggettiva delle radiografie convenzionali e alla registrazione della sensazione tattile del chirurgo durante la preparazione del sito implantare [18], le radiografie 3D [19,20] forniscono dati numerici come scale di grigi (CBCT – tomografia computerizzata a fascio conico) o unità Hounsfield (CT – tomografia computerizzata tomografia), sono state riportate misurazioni del torque di inserimento dell'impianto [16] e della stabilità primaria dell'impianto utilizzando l'analisi della frequenza di risonanza (Osstell, Osstell AB, Göteborg, Svezia) o valutazioni della capacità di smorzamento (Periotest, Gulden Medizintechnik, Modautal, Germania) [21-23]. Nonostante l'enorme quantità di letteratura disponibile su queste tecniche [24] non è chiaro se le tecniche di valutazione clinica siano correlate ai micromovimenti che si verificano nell'interfaccia ossea dell'impianto [25,26].

Lo scopo di questo *in vitro* studio consisteva nell'investigare se le misurazioni dello spostamento dell'impianto causato dal carico obliquo potessero essere utilizzate per differenziare gli impianti posizionati in un surrogato osseo

materiale con densità variabili. Inoltre, dovrebbero essere quantificate le potenziali correlazioni tra la coppia di inserimento dell'impianto, la stabilità dell'impianto misurata dalla frequenza di risonanza e lo spostamento dell'impianto.

## Materiale e metodi

Un totale di 15 (n = 5 per gruppo) impianti a livello osseo (Figura 1a) con diametri di 4,7 mm alla spalla e 3,7 mm all'apice e una lunghezza di 16 mm (SCI-BioActive; AlfaGate; KfarQara, Israele) sono stati collocati in materiali surrogati dell'osso (Figura 1b) di diversa densità (schiuma di poliuretano rigida solida, 10 libbre per piede cubo (pcf), 20 pcf,



**Figura 1a:** Impianti dentali a livello osseo utilizzati in questo studio che sono stati inseriti in materiali surrogati dell'osso lasciando 3 mm dell'impianto che si estende dalla superficie dei blocchi ossei.

**\* Autore corrispondente:** Dr. Matthias Karl, Zahnklinik 2 – Dipartimento di protesi, Glueckstrasse 11, 91054 Erlangen, Germania, Tel: +49 9131-8535802; Fax: +49 9131-8536781; E-mail: [Matthias.Karl@uk-erlangen.de](mailto:Matthias.Karl@uk-erlangen.de)

**Ricevuto** 23 febbraio 2015; **Accettato** 07 marzo 2015; **Pubblicato** 11 marzo 2015

**Citazione:** Karl M, Graef F, Winter W (2015) Determinazione dei micromovimenti nell'interfaccia ossea dell'impianto – An *In vitro* Studio metodologico. *Odontoiatria* 5: 289. doi: [10.4172/2161-1122.1000289](https://doi.org/10.4172/2161-1122.1000289)

**Diritto d'autore:** © 2015 Karl M., et al. Questo è un articolo ad accesso aperto distribuito secondo i termini della licenza di attribuzione Creative Commons, che consente l'uso, la distribuzione e la riproduzione senza restrizioni con qualsiasi mezzo, a condizione che vengano citati l'autore originale e la fonte.



**Figura 1b:**I materiali surrogati ossei utilizzati in questo studio mostrano una struttura solida e omogenea e densità di 10 pcf, 20 pcf e 30 pcf (da sinistra a destra).

30 pezzi; Sawbones Europe AB, Malmö, Svezia). Il posizionamento dell'impianto ha seguito le linee guida cliniche stabilite dal produttore dell'impianto utilizzando frese elicoidali a pareti parallele con diametri di 2,0, 2,8, 3,2, 3,65 e 4,2 mm che sono state utilizzate per creare siti riceventi l'impianto con una profondità di 13 mm. Per poter accedere al corpo dell'impianto, la porzione cervicale (3 mm) dell'impianto è stata lasciata sporgere dalla superficie del materiale surrogato osseo. Il torque di inserimento massimo (Figura 2) è stato misurato attivamente utilizzando un motore chirurgico (Elcomed, W&H Dental work Bürmoos GmbH, Bürmoos, Austria) e la stabilità primaria dell'impianto è stata determinata mediante analisi della frequenza di risonanza (Osstell ISQ, Osstell AB, Göteborg, Svezia).

Per misurare lo spostamento dell'impianto durante il carico obliquo con un angolo di 30° rispetto all'asse lungo degli impianti [27], i gruppi surrogati dell'osso implantare sono stati posizionati in una macchina di prova universale (ispezionare mini 3 kN, Hegewald und Peschke, Nossen, Germania). Durante il caricamento degli impianti con una forza di 100 N ad una velocità della traversa di 100 N/s, lo spostamento dell'impianto è stato quantificato utilizzando un dispositivo di nuova concezione (Figura 3) che trasferiva qualsiasi spostamento avvenuto su barre dotate di estensimetri (SandnerMesstechnik GmbH,

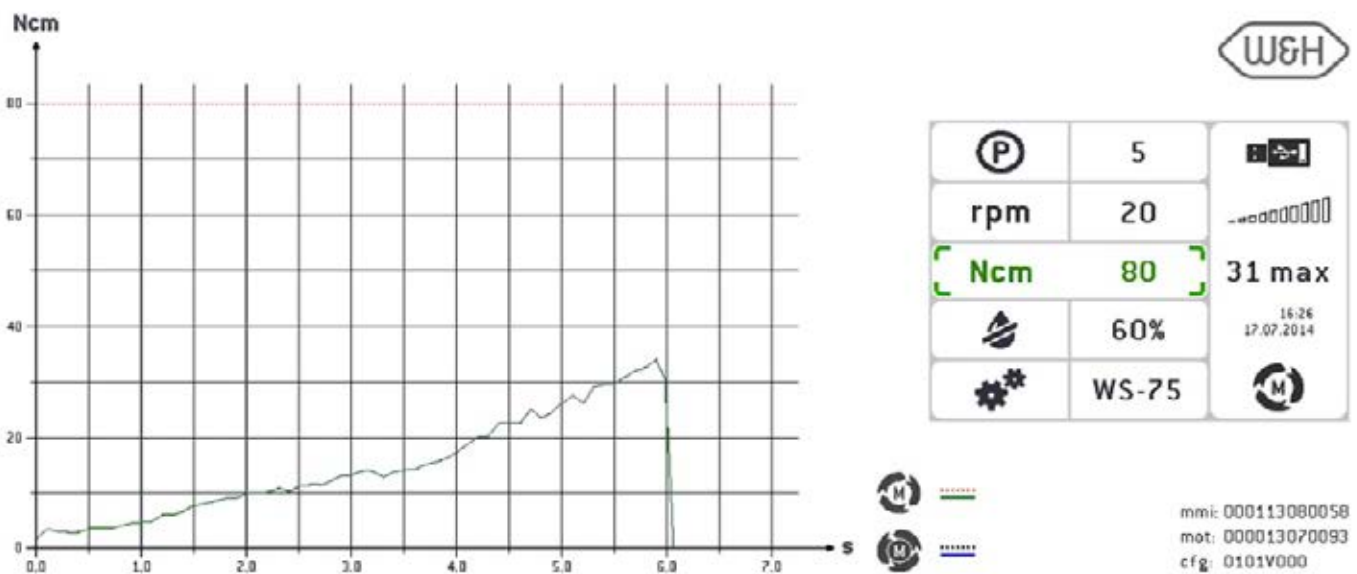
Biebesheim, Germania). Lo spostamento massimo dell'impianto è stato registrato utilizzando un amplificatore di misurazione (Quantum X; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germania) e un software di analisi (catman, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) (Figura 4). Tutti gli impianti sono stati posizionati da un implantologo che ha effettuato anche le misurazioni della coppia e di Osstell, mentre lo spostamento dell'impianto è stato determinato da un ingegnere meccanico.

È stata eseguita un'analisi statistica basata sui test dei ranghi di Wilcoxon per confrontare impianti posizionati in diverse densità ossee, mentre i coefficienti di correlazione dei ranghi di Spearman sono stati calcolati per esprimere le potenziali correlazioni tra torque di inserimento, ISQ e spostamento dell'impianto. Il livello di significatività è stato fissato a  $\alpha=0,05$  per tutte le operazioni statistiche effettuate (R, The R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria; www.R-project.org).

### Risultati

Come previsto, il torque medio di inserimento dell'impianto è aumentato da 3,9 Ncm in osso da 10 pcf a 18,9 Ncm in osso da 30 pcf (Tabella 1). Tuttavia, la differenza nel torque di inserimento tra gli impianti inseriti in osso da 10 pcf e da 20 pcf non era significativa ( $p=0,0512$ ; Tabella 2a). La stabilità dell'impianto risultante prima del carico è stata maggiore nell'osso da 30 pcf con un ISQ medio di 58,0, mentre l'ISQ medio più basso di 49,8 è stato riscontrato nell'osso da 20 pcf. Dopo il carico, i valori ISQ degli impianti inseriti nell'osso con densità di 20 e 30 pcf sono rimasti più o meno costanti mentre è stata osservata una marcata diminuzione della stabilità dell'impianto negli impianti inseriti in osso da 10 pcf. Di conseguenza, l'ISQ medio più basso è stato misurato in 10 pcf di osso (35,4) mentre l'ISQ medio massimo è stato osservato in 30 pcf di osso (60,6). Sulla base dei confronti statistici condotti, non è stata osservata alcuna differenza significativa nei valori ISQ tra impianti posizionati in diversi tipi di osso, sia prima che dopo il carico ( $p>0,05$ ; Tabella 2b).

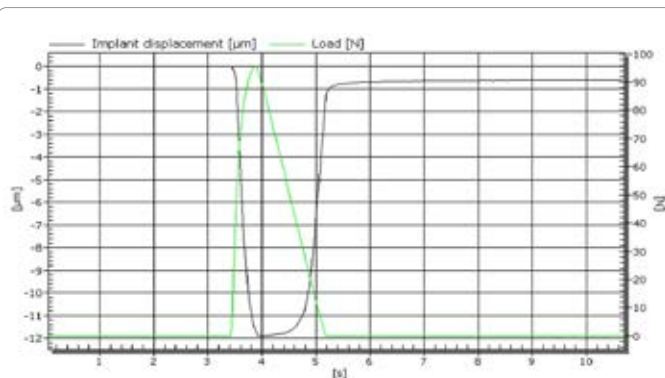
Con le impostazioni della macchina di prova universale in termini di spostamento e tempo consentiti, non era possibile esercitare un carico di 100 N su tutti gli impianti (Tabella 1). Mentre è stato possibile raggiungere carichi medi superiori a 90 N in impianti inseriti nell'osso con densità di 20 e 30 pcf, il carico medio applicato su impianti in osso da 10 pcf è stato di 62,7 N. Nonostante



**Figura 2:**Screenshot del motore chirurgico utilizzato per inserire gli impianti nel materiale surrogato dell'osso. Il valore massimo raggiunto viene fornito automaticamente dal software.



**Figura 3:** Campione costituito da un impianto inserito in materiale surrogato osseo posizionato in una macchina di prova universale con un angolo di 30° rispetto all'asse lungo dell'impianto. Il carico viene applicato attraverso la barra color ottone mentre lo spostamento dell'impianto viene trasferito a un estensimetro posizionato a distanza.



**Figura 4:** Screenshot del software di analisi che mostra l'applicazione del carico e il conseguente spostamento dell'impianto nel tempo.

in questi campioni è stato osservato il carico inferiore e lo spostamento massimo dell'impianto durante il carico (71,9 µm), che era significativamente più elevato rispetto agli impianti posizionati in osso da 30 pcf ( $p=0,0159$ ; Tabella 2c). Con un valore  $p$  di 0,0571, è stata osservata una differenza leggermente non significativa nello spostamento dell'impianto tra campioni da 10 e 20 pcf. Lo spostamento residuo massimo (21,7 µm) è stato misurato negli impianti inseriti in un osso da 10 pcf, che era significativamente maggiore rispetto agli impianti inseriti in un osso da 30 pcf ( $p=0,0369$ ; Tabella 2c). Sia lo spostamento massimo che quello residuo dell'impianto diminuivano con l'aumentare della densità ossea (Tabella 1).

Il torque di inserimento dell'impianto era correlato in modo significativo (Tabella 3) con lo spostamento massimo dell'impianto ( $p=0,0171$ ) e con la stabilità dell'impianto dopo il carico ( $p=0,0264$ ), mentre la stabilità dell'impianto prima del carico era correlata con la stabilità dell'impianto dopo il carico ( $p=0,0131$ ) e lo spostamento residuo dell'impianto ( $p=0,0129$ ). La stabilità dell'impianto dopo il carico ha mostrato correlazioni significative con lo spostamento massimo dell'impianto ( $p=0,0008$ ) e lo spostamento residuo dell'impianto ( $p=0,0001$ ). Anche,

lo spostamento massimo e residuo dell'impianto erano correlati in modo significativo tra loro ( $p=0,0161$ ).

## Discussione

Una nuova tecnica di misurazione è stata utilizzata per quantificare lo spostamento degli impianti dentali inseriti in materiali surrogati ossei di diversa densità [27]. Si potrebbe dimostrare che i cambiamenti nella densità ossea influenzano significativamente la quantità di spostamento dell'impianto che si verifica come conseguenza del carico occlusale. Sulla base dei confronti statistici condotti e dei coefficienti di correlazione rilevati, sembra che il metodo utilizzato per quantificare i micromovimenti degli impianti mostri una maggiore sensibilità rispetto alle misurazioni della stabilità degli impianti mediante l'analisi della frequenza di risonanza. Le misurazioni del torque di inserimento dell'impianto sembrano essere ugualmente sensibili e correlare bene con i valori di spostamento dell'impianto.

L'analisi della frequenza di risonanza [23] ha mostrato risultati coerenti con gli impianti posizionati in un tipo specifico di materiale surrogato osseo, mostrando una leggera tendenza verso una stabilità inferiore dopo il carico. I valori di stabilità dell'impianto registrati prima e dopo il carico erano ben correlati tra loro. Tuttavia, prima del carico sono stati osservati valori non coincidenti con la densità ossea, mettendo così in dubbio la validità di tali misurazioni [22,24].

Considerando i valori soglia per i micromovimenti non dannosi riportati da Szmukler-Moncler et al. [14,15] gli impianti posizionati nell'osso con densità di 20 e 30 pcf avrebbero avuto una stabilità primaria sufficiente per ottenere l'osteointegrazione. Gli impianti posizionati in osso da 10 pcf hanno mostrato micromovimenti in un intervallo critico con l'applicazione del carico che ha portato a un considerevole spostamento residuo dell'impianto. Il fatto che i livelli di micromovimento compresi nell'intervallo di rilevanza clinica [14,15] siano stati misurati con l'attuale configurazione convalida ulteriormente il metodo applicato, che era l'obiettivo principale di questa ricerca. I livelli di spostamento riportati non possono essere considerati valori assoluti per il tipo di impianto utilizzato poiché nella maggior parte delle situazioni cliniche gli impianti a livello osseo non si estendono dalla cresta alveolare.

Sebbene la quantità di micromovimenti che si verificano sull'interfaccia ossea dell'impianto sembri essere il fattore decisivo, la tecnica di misurazione applicata per quantificare lo spostamento dell'impianto non può essere applicata in ambito clinico. Sebbene non misurino direttamente il micromovimento dell'impianto, le misurazioni della coppia di inserimento dell'impianto [16,21-23] sono clinicamente applicabili e possono fornire alcune informazioni su quando è fattibile il carico immediato degli impianti. Sulla base dei livelli decrescenti di spostamento dell'impianto misurati con l'aumento della densità ossea, potrebbe essere possibile prevedere la quantità di micromovimenti nell'interfaccia impianto-osso sulla base di una valutazione affidabile della qualità dell'osso [1,3].

## Conclusione

Dato che questo esperimento è stata la prima applicazione della nuova configurazione di misurazione presentata, non è stato possibile effettuare in anticipo alcun calcolo della dimensione del campione. La dimensione del campione utilizzato riflette certamente un minimo assoluto e in parte è dovuta alle limitate risorse finanziarie. IL

Densità ossea	Coppia di inserimento [Ncm]	Stabilità dell'impianto prima di caricare [ISQ]	Stabilità dell'impianto dopo caricamento [ISQ]	Carico [N]	Massimo spostamento [µm]	Residuo spostamento [µm]
10 pz	3,87 (0,55)	54,80 (6,76)	35,40 (16,77)	62,74 (10,94)	71,88 (36,38)	21,69 (16,67)
20 pz	8,30 (4,40)	49,80 (10,64)	49,40 (11,01)	90,77 (7,31)	27,32 (15,52)	2,81 (3,01)
30 pz	18,88 (9,47)	58,00 (5,34)	60,60 (3,91)	95,49 (0,32)	7,34 (4,10)	1,06 (0,62)

**Tabella 1:** Valori medi e deviazioni standard per tutti i parametri esaminati in questo studio.

	10 pz	20 pz	30 pz
10 pz		0,0512	<b>0,0369</b>
20 pz			<b>0,0367</b>
30 pz			

**Tabella 2a:** Valori P per confronti tra impianti inseriti in diversi tipi di osso in base alla coppia di inserimento dell'impianto; (test dei ranghi di Wilcoxon;  $\alpha=0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto).

	10 pz	20 pz	30 pz
10 pz		0,4005	<b>0,5993</b>
20 pz	0,0937		<b>0,2477</b>
30 pz	0,0740	0,0947	

valori p per confronti tra impianti inseriti in diversi tipi di osso in base alla stabilità dell'impianto dopo il carico; (test dei ranghi di Wilcoxon;  $\alpha=0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto)

**Tabella 2b:** Valori P per confronti tra impianti inseriti in diversi tipi di osso in base alla stabilità dell'impianto prima del carico; (test dei ranghi di Wilcoxon;  $\alpha=0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto).

	10 pz	20 pz	30 pz
10 pz		0,0571	<b>0,0159</b>
20 pz	0,1904		<b>0,0159</b>
30 pz	<b>0,0369</b>	0,4534	

valori p per confronti tra impianti inseriti in diversi tipi di osso in base allo spostamento residuo; (test dei ranghi di Wilcoxon;  $\alpha=0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto)

**Tabella 2c:** Valori P per confronti tra impianti posizionati in diversi tipi di osso in base allo spostamento massimo; (test dei ranghi di Wilcoxon;  $\alpha=0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto).

	Inserimento coppia [Ncm]	Impiantare stabilità Prima caricamento [ISQ]	Impiantare stabilità Dopo caricamento [ISQ]	Massimo Dislocamento [ $\mu\text{m}$ ]	Residuo Dislocamento [ $\mu\text{m}$ ]
Coppia di inserimento [Ncm]		0,3059	<b>0,0264</b>	<b>0,0171</b>	0,2730
Stabilità dell'impianto prima del caricamento [ISQ]	0,3080		<b>0,0131</b>	0,4970	<b>0,0129</b>
Stabilità dell'impianto dopo aver caricato [ISQ]	0,6116	0,6230		<b>0,0008</b>	<b>0,0001</b>
Massimo spostamento [ $\mu\text{m}$ ]	-0,6970	-0,2072	-0,8116		<b>0,0161</b>
Residuo spostamento [ $\mu\text{m}$ ]	-0,4100	-0,7179	-0,9248	0,7016	
Coefficienti di correlazione del rango di Spearman per tutti i parametri misurati					

**Tabella 3:** Valori P per i test di correlazione dei ranghi di Spearman per tutti i parametri misurati ( $\alpha = 0,05$ ; i valori significativi sono scritti in grassetto).

si suppone che i materiali surrogati ossei utilizzati riflettano le classi ossee Lekholm e Zarb I (30 pcf), II e III (20 pcf) e IV (10 pcf) [17]. La struttura omogenea dei materiali realizzati in schiuma di poliuretano [28] sembra essere la principale limitazione dello studio presentato. Nella realtà clinica, l'osso alveolare è costituito da uno strato di osso corticale e da un sottostante osso trabecolare. È stato dimostrato che la presenza di uno strato corticale influisce notevolmente sulla stabilità primaria dell'impianto e quindi sembra essere più importante rispetto alla struttura sottostante [29]. Inoltre, è stato considerato solo uno scenario di carico specifico che imitava la situazione dei denti anteriori e che assomiglia allo standard ISO per le prove di fatica degli impianti dentali [30]. Questo sembrava essere un approccio praticabile poiché diversi millimetri di materiale osseo circondavano gli impianti su tutti i lati. In situazioni cliniche, si osserva spesso un volume osseo inferiore nella direzione bucco-linguale rispetto alla direzione mesio-distale.

## Ringraziamenti

Questa ricerca non ha ricevuto alcun finanziamento specifico da alcuna agenzia di finanziamento nei settori pubblico, commerciale o no-profit.

## Riferimenti

- Karl M, Palarie V, Nacu V, Krafft T (2013) Effetto dei test intraoperatori sulla qualità dell'osso sulla guarigione ossea e sull'osteointegrazione degli impianti dentali. Int J Impianti Maxillofac Orali 28: 1254-1260.
- Jaffin RA, Berman CL (1991) La perdita eccessiva di impianti Branemark nell'osso di tipo IV: un'analisi di 5 anni. J Periodontol 62: 2-4.
- Winter W, Krafft T, Steinmann P, Karl M (2011) Qualità dell'osso alveolare: proprietà del materiale dipendenti dalla struttura e progettazione di una nuova tecnica di misurazione. J Mech Behav Biomed Mater 4: 541-548.
- Malo MK, Rohrbach D, Isaksson H, Töyräs J, Jurvelin JS, et al. (2013) Le proprietà elastiche longitudinali e la porosità del tessuto osseo corticale variano con l'età nel femore prossimale umano. Osso 53: 451-458.
- Romanos GE, Basha-Hijazi A, Gupta B, Ren YF, Malmstrom H (2014) Ruolo dell'esperienza del medico e della progettazione dell'impianto sulla stabilità dell'impianto. Uno studio ex vivo su ossa morbide artificiali. Clin Implant Dent Relat Res 16: 166-171.
- Winter W, Klein D, Karl M (2013) Micromovimenti degli impianti dentali: considerazioni meccaniche di base. J Med Engin vol. 2013.
- Winter W, Klein D, Karl M (2013) Effetto dei parametri del modello sull'analisi degli elementi finiti dei micromovimenti in implantologia. J Implantol orale 39: 23-29.
- Udofia I, Liu F, Jin Z, Roberts P, Grigoris P (2007) La stabilità iniziale e la meccanica di contatto di un'artroplastica di rivestimento dell'anca press-fit. J Bone Joint Surg Br 89: 549-556.
- Romanos GE (2004) Stato attuale del carico immediato degli impianti orali. J Implantol orale 30: 189-197.
- Holmes DC, Loftus JT (1997) Influenza della qualità dell'osso sulla distribuzione dello stress per impianti endosse. J Implantol orale 23: 104-111.
- Holst S, Geiselhoeringer H, Wichmann M, Holst AI (2008) L'effetto del tipo di restauro provvisorio sul micromovimento degli impianti. J Prothet Dent 100: 173-182.
- Kawahara H, Kawahara D, Hayakawa M, Tamai Y, Kuremoto T, et al. (2003) Osteointegrazione sotto carico immediato: stress-deformazione biomeccanica e formazione ossea-riassorbimento. Ammaccatura dell'impianto 12: 61-68.
- Brunski JB (1999) Risposta ossea in vivo al carico biomeccanico sull'interfaccia osso/impianto dentale. Adv Dent Res 13: 99-119.
- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH (1998) Tempi di carico ed effetto dei micromovimenti sull'interfaccia osso-impianto dentale: revisione della letteratura sperimentale. J Biomed Mater Res. 43: 192-203.
- Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH (2000) Considerazioni preliminari all'applicazione di protocolli di carico precoce e immediato in implantologia dentale. Impianti orali Clin Res 11: 12-25.
- Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, et al. (2009) Il micromovimento dell'impianto è correlato al picco di torsione di inserimento e alla densità ossea. Impianti orali Clin Res 20: 467-471.
- Lekholm U, Zarb GA (1985) Selezione e preparazione dei pazienti, in Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (a cura di): Tissue Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, IL, Quintessenza Publishing; 199-209.
- Trisi P, Rao W (1999) Classificazione ossea: confronto clinico-istomorfometrico. Impianti orali Clin Res 10: 1-7.
- Norton MR, Gamble C (2001) Classificazione ossea: una scala oggettiva della densità ossea utilizzando la scansione tomografica computerizzata. Impianti orali Clin Res 12: 79-84.
- Rebaudi A, Trisi P, Cella R, Cecchini G (2010) Valutazione preoperatoria della qualità ossea e della densità ossea utilizzando un nuovo sistema di classificazione hard-normal-soft basato su CT/microCT. Int J Impianti Maxillofac Orali 25: 75-85.
- Lukas D, Schulte W, König M, Reim M (1992) Riprese ad alta velocità della misurazione Periotest. J Clin Periodontol 19: 388-391.
- Karl M, Graef F, Heckmann S, Krafft T (2008) Parametri dei valori di misurazione della frequenza di risonanza: uno studio retrospettivo di 385 impianti dentali ITI. Impianti orali Clin Res 19: 214-218.

23. Sennerby L, Meredith N (2008) Misurazioni della stabilità dell'impianto mediante l'analisi della frequenza di risonanza: aspetti biologici e biomeccanici e implicazioni cliniche. *Parodontolo* 2000 47: 51-66.
24. Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Rohlin M (2007) Efficacia dei metodi clinici per valutare il tessuto mascellare prima e durante il posizionamento dell'impianto dentale endosseo: una revisione sistematica della letteratura. *Int J Impianti Maxillofac Orali* 22: 289-300.
25. Holst AI, Karl M, Karolczak M, Goellner M, Holst S (2010) Valutazione quantitativa dello spostamento ortodontico del mini-impianto: l'effetto dell'applicazione della forza iniziale. *Quintessenza Int* 41: 59-66.
26. Goellner M, Schmitt J, Karl M, Wichmann M, Holst S (2011) L'effetto del carico assiale e obliquo sul micromovimento degli impianti dentali. *Int J Impianti Maxillofac Orali* 26: 257-264.
27. Karl M, Taylor TD (2014) Parametri che determinano il micromovimento all'interfaccia dell'impianto-abutment. *Int J Impianti maxillofacciali orali* 29: 1338-1347.
28. Orlando B, Barone A, Giorno TM, Giacomelli L, Tonelli P, et al. (2010) Torque di inserimento in diversi modelli ossei con diverso passo della vite: uno studio in vitro. *Int J Impianti Maxillofac orali* 25: 883-887.
29. Rozé J, Babu S, Saffarzadeh A, Gayet-Delacroix M, Hoornaert A, et al. (2009) Correlazione della stabilità dell'impianto con la struttura ossea. *Impianti orali Clin Res* 20: 1140-1145.
30. Karl M, Kelly JR (2009) Influenza della frequenza di carico sul cedimento dell'impianto in condizioni di fatica ciclica. *Dent Mater* 25: 1426-1432.

**Citazione:**Karl M, Graef F, Winter W (2015) Determinazione dei micromovimenti nell'interfaccia ossea dell'impianto – An*In vitro*Studio metodologico. Odontoiatria 5: 289. doi:[10.4172/2161-1122.1000289](https://doi.org/10.4172/2161-1122.1000289)

**Invia il tuo prossimo manoscritto e ottieni i vantaggi degli invii del Gruppo OMICS**

**Caratteristiche uniche:**

Traduzione del sito web facile da usare e fattibile del tuo articolo nelle 50 principali lingue del mondo.  
Versione audio dell'articolo pubblicato  
Articoli digitali da condividere ed esplorare

**Caratteristiche speciali:**

400 riviste ad accesso aperto  
30.000 team editoriali

Processo di revisione rapido di 21 giorni

Qualità e rapidità di elaborazione editoriale, di revisione e di pubblicazione

Indicizzazione su PubMed (parziale), Scopus, EBSCO, Index Copernicus e Google Scholar ecc.

Opzione di condivisione: Social Network abilitato

Autori, revisori ed editori premiati con crediti scientifici online Miglior sconto per i tuoi articoli successivi

Invia il tuo manoscritto a:<http://www.omicsonline.org/submission>

