

ricerca articolo

Variabili che influenzano l'accuratezza dei modelli master dell'impianto: uno studio pilota in vitro

Mattia Carlo¹e Vittorio Palarie²

¹Dipartimento di Protesi, Università di Erlangen-Norimberga, Glueckstraße 11, 91054 Erlangen, Germania

²Dipartimento di Chirurgia Orale e Maxillo Facciale, Stomatologia Ortopedica e Implantologia Orale, Università di Medicina e Farmacia "N. Testemitanu", 158 V. Lupu Street, Orhei, 3500 Chisinau, Moldavia

La corrispondenza dovrà essere indirizzata a Matthias Karl; matthias.karl@uk-erlangen.de

Ricevuto il 3 aprile 2014; Accettato il 25 aprile 2014; Pubblicato il 14 maggio 2014

Redattore accademico: Constantin Landes

Copyright © 2014 M. Karl e V. Palarie. Questo è un articolo ad accesso aperto distribuito sotto la licenza Creative Commons Attribution, che consente l'uso, la distribuzione e la riproduzione senza restrizioni con qualsiasi mezzo, a condizione che l'opera originale sia citata correttamente.

L'accuratezza dell'impronta e del modello master è stata identificata come i principali fattori determinanti dell'adattamento della sovrastruttura nei restauri supportati da impianti. L'obiettivo di questa indagine in vitro era determinare gli effetti dei diversi componenti di trasferimento, materiali da impronta, disinfezione, tempo di conservazione e tipo di gesso sulla precisione del modello master. Dopo la presa dell'impronta da un modello di riferimento con due impianti a livello osseo con esagono interno e la realizzazione del modello master (otto gruppi sperimentali; $N=5$), su tutti i modelli master è stato fissato un dispositivo di misurazione a barra dotato di estensimetro mentre veniva registrato lo sviluppo della deformazione. L'analisi statistica è stata eseguita applicando ANOVA e accoppiata T -test con il livello di significatività fissato a $\alpha=0,05$. I componenti di trasferimento con manicotti in plastica hanno causato la massima deformazione di disadattamento che era significativamente maggiore rispetto al clic ($P=0,02$) e componenti di trasferimento a vassoio aperto ($P=0,00$). Non è stato registrato alcun effetto significativo sulla precisione del modello master per i parametri materiale da impronta, disinfezione dell'impronta e conservazione delle impronte o dei modelli. È stato osservato uno sviluppo di deformazione inferiore nei calchi colati in pietra di tipo 3 rispetto ai calchi colati in pietra di tipo 4 ($P=0,01$). Per il sistema impiantare a livello osseo qui considerato, gli elevati livelli di precisione potrebbero essere raggiunti utilizzando impronte pick-up con componenti per impronte a clic o a cucchiaio aperto.

1. Introduzione

A causa del fissaggio anchilotico degli impianti dentali nell'osso alveolare, che è considerevolmente più rigido del legamento parodontale nei denti naturali, i restauri che fissano più impianti richiedono un adattamento passivo.1,2]. Se ciò non può essere raggiunto, si verificherà un carico statico dell'impianto, aumentando così il rischio di complicazioni tecniche come l'allentamento delle viti protesiche e complicazioni biologiche come la perdita di tessuto osseo.3].

In questo contesto, è stato chiarito che ogni fase del processo restaurativo contribuisce alla quantità di disadattamento presente in uno specifico restauro [4]. Sebbene il termine "adattamento passivo" non sia mai stato definito, la maggior parte degli autori concorda sul fatto che la quantità di stress da disadattamento evocato da un determinato restauro può essere minimizzato solo, ad esempio, utilizzando la tecnologia CAD/CAM.5], ma nessuna procedura finora descritta è in grado di produrre un adattamento totalmente passivo [6]. Sebbene sia stato affermato, sulla base di uno studio pilota in vivo, che i carichi statici sull'impianto possono indurre

adattamento osseo riducendo così la quantità di disadattamento dei restauri, finora manca una visione affidabile della risposta ossea al carico statico [7]. Il team protesico dovrebbe quindi continuare a impegnarsi per ottimizzare l'adattamento nell'interfaccia impianto-restauro.

Considerati gli elevati livelli di precisione riscontrati per i componenti implantari e il potenziale delle moderne tecniche di produzione, la realizzazione dell'impronta e la realizzazione del modello master sembrano essere le fasi più critiche coinvolte nella realizzazione della sovrastruttura. In una precedente indagine su questo argomento, è stato riscontrato che circa il 50% dei ceppi disadattati evocati da un restauro supportato da impianti sono dovuti a imprecisioni risultanti da queste prime fasi del processo di fabbricazione.3].

In una recente revisione della letteratura sulla precisione dell'impronta di impianti multiunità, le conoscenze esistenti sono state riassunte come segue [2]. Materiali da impronta in polivinililossano e poliuretano [8] e componenti di trasferimento di prelievo [9] sembrano influenzare positivamente la precisione dell'impronta durante lo splintaggio

Tabella 1: Materiali e parametri applicati per la realizzazione dell'impronta e la realizzazione del modello master.

Coping del trasferimento	Materiale per impronte	Disinfezione	Archiviazione delle impressioni	Malta	Archiviazione del cast
Fare clic su trasferimento	Polietere	Nessuna disinfezione	1 ora	Pietra di tipo IV	1 ora
Trasferimento con custodia in plastica	Polivinilsilossano	Immersione nella disinfezione soluzione per 5 minuti	24 ore	Pietra di tipo III	24 ore
Trasferimento a vassoio aperto					

(i) Polietere (Impregum, 3M Espe, Seefeld, Germania).

(ii) Polivinilsilossano (Affinis, Coltene/Whaledent AG, Altstätten, Svizzera).

(iii) EuroSept Max Impression Liquid (Henry Schein Inc., Melville NY, USA).

(iv) Pietra di tipo IV (FujiRock, GC Germany GmbH, Bad Homburg, Germania; 20 ml di acqua: 100 g di polvere; tempo di miscelazione di 45 s in un miscelatore per gesso sotto vuoto).

(v) Pietra di tipo III (Hera Moldano blau, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germania; 30 ml di acqua: 100 g di polvere; tempo di miscelazione di 30 s in un miscelatore per gesso sotto vuoto).

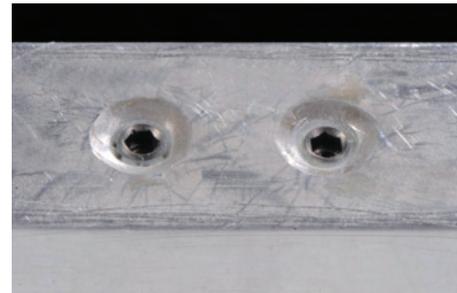
delle componenti del trasferimento potrebbero non comportare un vantaggio [8]. Una forte angolazione dell'impianto influisce negativamente sulla precisione dell'impronta dell'impianto multiunità [2]. Allo stesso modo, Gonçalves e colleghi hanno pubblicato un articolo di revisione sulla stabilità dimensionale dei materiali da impronta elastomerici [10] affermando che la temperatura, l'umidità e il tempo trascorso fino al versamento possono influire sulla precisione dell'impronta.

Sebbene diversi autori abbiano affrontato singoli aspetti dell'impronta e dell'accuratezza del modello master utilizzando una varietà di design implantari, manca una valutazione completa di tutti i parametri che influenzano l'accuratezza del modello master. Pertanto, l'obiettivo di questa indagine in vitro era quello di studiare gli effetti dei diversi componenti di trasferimento dell'impianto, dei materiali da impronta, della disinfezione, dell'impronta e della conservazione del modello, nonché del tipo di gesso, sulla precisione del modello master utilizzando un sistema implantare come riferimento.

2. Materiali e metodi

Utilizzando resina poliuretanic (Biresin, Sika Deutschland GmbH, Bad Urach, Germania), due impianti bone level con connessione ad esagono interno (AlfaGate SCIP3,75×11,5mm; LOTTO: S031307-03) sono stati posizionati a una distanza interimpianto di 14,7 mm da centro a centro in un blocco di alluminio per formare un modello di riferimento [11]. Gli impianti sono stati posizionati in base alla situazione esistente del paziente con due impianti posizionati nella regione del primo premolare e del primo molare inferiore sinistro con l'impianto premolare perpendicolare mentre l'impianto molare era leggermente inclinato mesialmente (Figura 1(a)).

Gli abutment per restauri cementati (perno di cementazione con spalla, AGM-602-2, AlfaGate) sono stati fissati sugli impianti e una struttura a barra con una superficie piatta posizionata centralmente che collega gli abutment è stata cerata e fusa in lega per formazione dentale (Phantom-metal; Ag 56%, Cu 22%, Zn 17%, Sn 5% DeguDent, Hanau, Germania). La struttura della barra finita è stata unita mediante adesivo (Nimetic Cem, 3M ESPE, Seefeld, Germania) con gli abutment sul modello di riferimento dopo il rivestimento con silice e la silanazione (Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Germania) delle superfici interessate. Un estensimetro (LY11-0.6/120; resistenza di riferimento 120Ω; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germania) è stato posizionato sulla superficie oclusale della struttura della barra con l'elemento sensibile orientato nella direzione mesio-distale (Figura 1(b)). Un amplificatore di misura (Spider 8; Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Germania) e un analizzatore



(UN)



(B)

Figura 1: (a) Due impianti dentali a livello osseo con esagono interno con una distanza di 14,7 mm da centro a centro sono stati incorporati in un blocco di alluminio per fungere da modello di riferimento per lo studio. (b) I monconi per restauri cementati sono stati collegati passivamente al modello di riferimento utilizzando una piastra metallica fusa individualmente che è stata unita mediante adesivo ai monconi. Sulla superficie oclusale della placca è stato fissato un estensimetro che ha consentito di rilevare le deformazioni unidirezionali durante il fissaggio di questo dispositivo di misurazione.

software (BEAM for Spider, AMS GmbH, Chemnitz, Germania) sono stati utilizzati per catturare le deformazioni che si verificano in questo dispositivo di misurazione a causa del suo fissaggio sugli impianti.

Un totale di 40 impressioni ($n=5$) [12] sono stati realizzati dal modello del paziente, utilizzando tutti i tipi di componenti di trasferimento del produttore dell'impianto (figura 2) in combinazione con portaimpronte personalizzati (Palatray XL; Heraeus Kulzer, Hanau, Germania). Gli analoghi dell'impianto sono stati fissati alle cappette di trasferimento e ai modelli master standardizzati (Figura 3) sono stati realizzati utilizzando uno stampo in silicone (Sil 18 Doublersilikon, Dr. Ihde Dental AG, Gommiswald, Svizzera). I parametri variati durante la realizzazione dell'impronta e la realizzazione del modello master sono descritti in dettaglio in Tabella 1.



(UN)



(B)



(C)

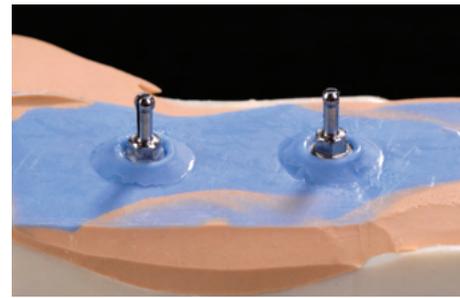
Figura 2: Cappette di trasferimento utilizzate per lo studio: (a) trasferimento con guaina in plastica; (b) fare clic su trasferimento; (c) trasferimento a vassoio aperto.

Per valutare l'accuratezza dei modelli master, l'estensimetro sul dispositivo di misurazione è stato impostato su zero, seguito dal posizionamento del dispositivo su uno specifico modello master e dal serraggio delle viti dell'abutment a 25 N cm utilizzando il cricchetto manuale del produttore dell'impianto [9,13]. I valori finali della deformazione dopo 2 minuti sono stati registrati per l'analisi (Figura 4).

Analisi statistica per valutare l'effetto dei parametri variati (Tabella 1) era basato sulle letture della deformazione assoluta. Dopo l'analisi della varianza (ANOVA), a coppie T-test sono stati condotti con il livello di significatività fissato a $\alpha=0,05$.

3. Risultati

Lo sviluppo medio della deformazione sui modelli master variava da 116,6 m/m a 693,65 mm (Tavolo 2) con ANOVA che indica differenze significative tra i gruppi testati ($\alpha = 0,01$). Vengono riportati i risultati dei confronti a coppie tra i gruppi sperimentali Tabella 3.



(UN)



(B)

Figura 3: Esempi di impronte realizzate con l'uso di componenti Click Transfer e (a) polivinilsilossano (b) polietere.



(UN)

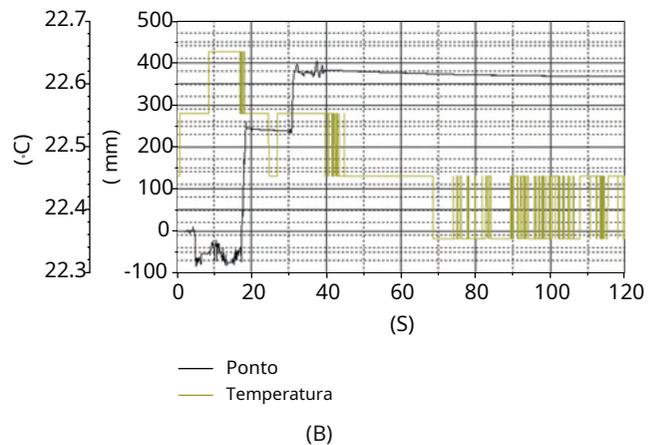


Figura 4: (a) Dispositivo di misurazione montato sul modello master. (b) Schermata del software di analisi che mostra lo sviluppo della deformazione sul dispositivo di misurazione come risultante dalla fissazione sul modello master.

Tabella 2: Valori medi di deformazione e deviazioni standard misurate per tutte le combinazioni di parametri testati.

Gruppo	Trasferimento affrontare	Materiale per impronte	Disinfezione	Archiviazione delle impressioni	Tipo di pietra	Archiviazione del cast	Sforzo medio valore [mm]	Standard deviazione
1	Clic	Polietere	NO	1 ora	FujiRock	1 ora	252,84	119,87
2	Custodia in plastica	Polietere	NO	1 ora	FujiRock	1 ora	506,82	114,78
3	Vassoio aperto	Polietere	NO	1 ora	FujiRock	1 ora	116,16	51,26
4	Clic	Polivinil-silossano	NO	1 ora	FujiRock	1 ora	174,58	151,08
5	Vassoio aperto	Polietere	SÌ	1 ora	FujiRock	1 ora	195,78	57,71
6	Clic	Polietere	NO	24 ore	FujiRock	1 ora	693,65	566,17
7	Custodia in plastica	Polietere	NO	1 ora	Blu Moldano	1 ora	149,34	13,22
8	Vassoio aperto	Polietere	NO	1 ora	FujiRock	24 ore	253,86	135,11

Tabella 3: -valori risultanti da confronti a coppie tra gruppi basati su -test; differenze significative ($<0,05$) sono scritti in grassetto.

Gruppo 1	2	3	4	5	6	7	8
1	0,02	0,10	0,41	0,44	0,16	0,18	0,99
2		0,00	0,01	0,01	0,51	0,01	0,03
3			0,45	0,09	0,08	0,29	0,13
4				0,78	0,11	0,73	0,43
5					0,12	0,21	0,47
6						0,10	0,16
7							0,22
8							

Confrontando le diverse cappellette per impronta utilizzate, i componenti di trasferimento con manicotti in plastica hanno causato la massima deformazione di disadattamento che era significativamente maggiore rispetto al click ($= 0,02$) e i componenti di trasferimento del vassoio aperto ($= 0,00$). Non è stata rilevata alcuna differenza significativa nella precisione del modello master tra il cucchiaio aperto e il trasferimento a clic ($= 0,10$).

L'uso del materiale da impronta in polivinilsilossano non ha avuto effetti significativi sulla deformazione del disadattamento rispetto all'uso del materiale da impronta in polietere. ($= 0,41$). Allo stesso modo, la disinfezione delle impronte in polietere realizzate con cappellette di trasferimento a cucchiaio aperto non ha avuto effetti significativi sulla precisione del modello master risultante ($= 0,09$). A causa di una variabilità notevolmente aumentata nello sviluppo della deformazione misurata nei modelli master che sono stati colati dopo 24 ore di conservazione dell'impronta, non è stata rilevata alcuna differenza significativa rispetto ai modelli prodotti dopo 1 ora di conservazione dell'impronta ($= 0,16$). Allo stesso modo, anche la conservazione dei gessi per 24 ore ha portato ad un aumento della variabilità che ha comportato una differenza non significativa rispetto ai gessi conservati per un'ora ($= 0,13$). Al contrario, è stato osservato uno sviluppo di deformazioni significativamente inferiore nei calchi colati in pietra di tipo 3 rispetto ai calchi colati in pietra di tipo 4 ($= 0,01$).

4. Discussione

In ciascun modello master testato è stato riscontrato un notevole sviluppo di deformazione, indicando che nessuna delle procedure di impronta impiegate ha consentito di trasferire le posizioni originali dell'impianto senza errori di posizionamento. [3,5].

Sebbene non sia stata rilevata alcuna differenza in termini di precisione tra i modelli master realizzati con impronte pick-up (cappellette per impronta con cucchiaio aperto e a clic; gruppi 1 e 3), l'uso di impronte di riposizionamento (transfer cappellette in plastica). manica; gruppo 2) ha portato a distorsioni significativamente maggiori. Una possibile spiegazione di ciò potrebbe essere il fatto che la guaina di plastica è completamente ricoperta dal materiale da impronta, impedendo il controllo visivo quando l'analogo dell'impianto viene riattaccato. Questo può essere specifico per gli impianti a livello osseo come nelle indagini precedenti; non è stata riscontrata alcuna differenza tra le impronte di prelievo e quelle di riposizionamento quando è stato utilizzato un impianto a livello dei tessuti molli [3].

Nello studio in questione, la scelta del materiale da impronta utilizzato non ha avuto alcun effetto sulla precisione del modello master risultante, il che è coerente con uno studio in vitro comparabile utilizzando impianti a livello tissutale [13]. Tuttavia, la letteratura non è conclusiva in merito poiché entrambi i rapporti sono a favore del polivinilsilossano [8] o polietere [14] possono essere trovati.

È stato affermato che la disinfezione delle impronte può alterare le proprietà del materiale come la bagnabilità [15] e causare cambiamenti dimensionali [16,17] che a sua volta potrebbe influire sulla precisione del lancio principale. La procedura di disinfezione qui impiegata prevedeva l'immersione dell'impronta in una soluzione disinfettante per 5 minuti seguita dal risciacquo sotto l'acqua del rubinetto. Analogamente a due studi in vitro condotti da Melilli e collaboratori nonché da Yilmaz e collaboratori, non è stato rilevato alcun effetto negativo di questa procedura sulla precisione del modello master. [18,19].

È stato dimostrato anche che il versamento ritardato delle impronte influisce negativamente sulla stabilità dimensionale [17] in particolare nei materiali a base di polietere che possono assorbire acqua a causa delle loro proprietà idrofile [20]. Nello studio in questione non è stato notato alcun effetto significativo della conservazione dell'impronta per 24 ore, sebbene la colata ritardata abbia causato una maggiore variazione nella precisione del modello master. Questo effetto limitato della conservazione delle impronte sembra essere coerente con uno studio condotto da Franco e colleghi in cui sono stati rilevati solo cambiamenti minori quando la colata delle impronte è stata eseguita entro 24 ore [21]. Risultati simili sono stati riportati per i materiali di duplicazione del polivinilsilossano anche dopo diverse settimane di conservazione. [22].

Considerando che spesso non è possibile evitare il versamento ritardato dell'impronta, soprattutto quando si lavora con laboratori odontotecnici commerciali, il momento in cui iniziare a lavorare su un modello master può essere determinato dal tecnico. In questo contesto, è stato dimostrato che l'espansione del modello

il materiale continua per diverse ore dopo l'inizio della fase di miscelazione [23] seguita da una fase contrattiva che può durare diversi giorni [24]. Nel presente studio non è stato rilevato alcun effetto significativo della conservazione del getto, sebbene sia stata osservata una tendenza verso valori di deformazione medi maggiori dopo 24 ore di conservazione. Oltre alle possibili modifiche dimensionali nei modelli master, una riduzione del contenuto di umidità della pietra avrebbe potuto aumentare il modulo elastico del materiale del modello, causando anche un aumento dello sviluppo di deformazioni sul dispositivo di misurazione. Una differenza comparabile nel modulo elastico tra le pietre di tipo 3 e di tipo 4 utilizzate potrebbe aver portato a letture di deformazione significativamente inferiori nei calchi prodotti con pietre di tipo 3 che normalmente dovrebbero essere meno accurate.

In letteratura sono state descritte una varietà di potenziali tecniche di misurazione che avrebbero potuto essere utilizzate per lo scopo di questo studio, comprese le macchine di misura a coordinate [9], procedure di correlazione delle immagini 3D [22,25], E Scansione TC [26]. Come più volte descritto, un restauro dotato di estensimetri che si adatta a un modello di riferimento può essere utilizzato anche per valutare l'accuratezza dei modelli master [9,12,14,27,28]. Sebbene si possa affermare che tecniche più sofisticate forniscono dati separatamente in tutte le direzioni dello spazio [11], il vantaggio principale del metodo di misurazione qui applicato sembra essere che queste deformazioni sono integrate in un valore di deformazione [25]. Questa quantità di deformazione potrebbe anche essere catturata in una situazione clinica in cui un restauro realizzato su uno specifico modello master veniva posizionato e misurato nella cavità orale del paziente [7]. Tuttavia, i dati presentati consentono solo confronti relativi sulla base della particolare situazione qui testata [2] e si deve tenere conto del fatto che numerose combinazioni di deformazioni 3D potrebbero causare un segnale di deformazione identico con l'assetto scelto. Per questo motivo, i valori assoluti delle letture della deformazione sono stati utilizzati per l'analisi statistica [3].

Sebbene siano stati condotti studi comparabili con una dimensione del campione simile [12], il numero limitato di campioni testati e l'impostazione del test in vitro scelta, nonché il fatto che è stato utilizzato un solo sistema implantare, devono essere visti come limiti sistematici di questa indagine. Oltre alle variabili qui testate, l'angolazione dell'impianto [2,28,29] e la steccatura dei componenti di trasferimento [2,8,12,28] avrebbe rappresentato parametri aggiuntivi. Tuttavia, sulla base della letteratura disponibile, queste variabili sembrano avere solo un effetto minore rispetto ai parametri valutati nel presente studio.

5. conclusione

Entro i limiti di questo studio in vitro, sembra che i componenti di trasferimento scelti abbiano un effetto prevalente sulla precisione del modello master. Per il sistema implantare a livello osseo qui considerato, i massimi livelli di precisione potrebbero essere raggiunti utilizzando impronte pick-up con componenti per impronte a clic o a cucchiaio aperto.

Conflitto d'interessi

Gli autori dichiarano che non vi è alcun conflitto di interessi riguardo alla pubblicazione di questo articolo.

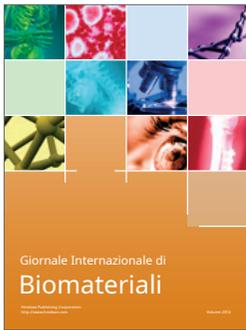
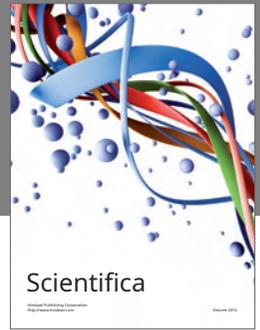
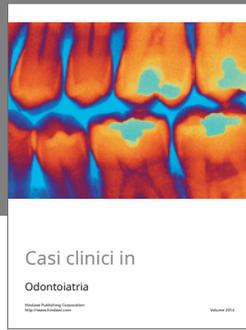
Riconoscimento

I componenti dell'impianto necessari per questo studio sono stati generosamente forniti da AlfaGate, Kfar Qara, Israele.

Riferimenti

- [1] R. Giordano II, "Problemi nella gestione dei materiali da impronta", *Odontoiatria generale*, vol. 48, n. 6, pagine 646-648, 2000.
- [2] MR Baig, "Precisione dell'impronta di impianti multi-unità: una revisione della letteratura", *Quintessenza Internazionale*, vol. 45, pagine 39-51, 2014.
- [3] SM Heckmann, M. Karl, MG Wichmann, W. Winter, F. Graef e TD Taylor, "Fissazione del cemento e ritenzione delle viti: parametri di adattamento passivo: uno studio in vitro di protesi parziali fisse supportate da impianti a tre unità", *Ricerca clinica sugli impianti orali*, vol. 15, n. 4, pagine 466-473, 2004.
- [4] KB Tan, "Il significato clinico della distorsione in protesica su impianti: esiste l'adattamento passivo?" *Annali dell'Accademia di Medicina Singapore*, vol. 24, n. 1, pagine 138-157, 1995.
- [5] M. Karl, F. Graef, P. Schubinski e T. Taylor, "Effetto della scansione intraorale sulla passività di adattamento delle protesi dentali fisse supportate da impianti", *Quintessenza Internazionale*, vol. 43, pagine 555-562, 2012.
- [6] AG Wee, SA Aquilino e RL Schneider, "Strategie per ottenere l'adattamento nella protesica su impianti: una revisione della letteratura", *Giornale internazionale di protesi odontoiatrica*, vol. 12, n. 2, pagine 167-178, 1999.
- [7] M. Karl, F. Graef, S. Heckmann e T. Taylor, "Una metodologia per studiare gli effetti del disadattamento della protesi nel tempo: un modello in vivo", *Il giornale internazionale degli impianti orali e maxillofacciali*, vol. 24, n. 4, pagine 689-694, 2009.
- [8] M. Buzayan, MR Baig e N. Yunus, "Valutazione dell'accuratezza delle impronte di impianti dentali a livello di moncone a unità multiple ad arco completo utilizzando diversi materiali per impronte e splint", *Il giornale internazionale degli impianti orali e maxillofacciali*, vol. 28, pagine 1512-1520, 2013.
- [9] T. Balamurugan e P. Manimaran, "Valutazione dell'accuratezza della tecnica di impronta a cucchiaio chiuso della capetta per impronta a trasferimento diretto e della tecnica di impronta a cucchiaio aperto a trasferimento diretto: uno studio in vitro", *Giornale della società indiana di protesi*, vol. 13, pagine 226-232, 2013.
- [10] FS Gonçalves, DA Popoff, CD Castro, GC Silva, CS Magalhães e AN Moreira, "Stabilità dimensionale dei materiali da impronta elastomerici: una revisione critica della letteratura", *Giornale europeo di protesica e odontoiatria restaurativa*, vol. 19, pagine 163-166, 2011.
- [11] M. Alikhasi, H. Siadat, A. Monzavi e F. Momen-Heravi, "Precisione tridimensionale delle tecniche di impronta a livello di impianto e moncone: effetto sulla discrepanza marginale", *Giornale di implantologia orale*, vol. 37, n. 6, pagine 649-657, 2011.
- [12] MM Naconecy, ER Teixeira, RSA Shinkai, LCF Frasca e A. Cervieri, "Valutazione dell'accuratezza di 3 tecniche di trasferimento per protesi supportate da impianti con abutment multipli", *Giornale internazionale degli impianti orali e maxillofacciali*, vol. 19, n. 2, pagine 192-198, 2004.
- [13] MC Çehreli e K. Akça, "Tecniche di impronta e tensioni indotte da disadattamenti su sovrastrutture supportate da impianti: uno studio in vitro", *Giornale internazionale di parodontologia e odontoiatria restaurativa*, vol. 26, n. 4, pagine 379-385, 2006.

- [14] JA Inturregui, SA Aquilino, JS Ryther e PS Lund, "Valutazione di tre tecniche di impronta per impianti orali osteointegrati", *Il giornale di odontoiatria protesica*, vol. 69, n. 5, pagine 503-509, 1993.
- [15] S. Shetty, G. Kamat e R. Shetty, "Cambiamenti di bagnabilità nei materiali da impronta in polietere sottoposti a disinfezione per immersione", *Giornale della ricerca dentale (Isfahan)*, vol. 10, pagine 539-544, 2013.
- [16] N. Martin, MV Martin e NM Jedynakiewicz, "La stabilità dimensionale dei materiali per impronte dentali dopo l'immersione in soluzioni disinfettanti", *Materiali dentali*, vol. 23, n. 6, pagine 760-768, 2007.
- [17] U. Nassar, A. Oko, S. Adeeb, M. El-Rich e C. Flores-Mir, "Uno studio in vitro sulla stabilità dimensionale di un materiale da impronta in silicone vinilpolietere per un periodo di conservazione prolungato", *Il giornale di odontoiatria protesica*, vol. 109, n. 3, pagine 172-178, 2013.
- [18] D. Melilli, A. Rallo, A. Cassaro e G. Pizzo, "L'effetto delle procedure di disinfezione per immersione sulla stabilità dimensionale di due materiali da impronta elastomerici", *Giornale di scienza orale*, vol. 50, n. 4, pagine 441-446, 2008.
- [19] H. Yilmaz, C. Aydin, B. Gul, C. Yilmaz e M. Semiz, "Effetto della disinfezione sulla stabilità dimensionale dei materiali da impronta in polietere", *Giornale di protesi odontoiatrica*, vol. 16, n. 6, pagine 473-479, 2007.
- [20] T. Endo e WJ Finger, "Precisione dimensionale di un nuovo materiale da impronta in polietere", *Quintessenza Internazionale*, vol. 37, n. 1, pagine 47-51, 2006.
- [21] EB Franco, LF da Cunha e AR Benetti, "Effetto del periodo di conservazione sull'accuratezza delle impronte elastomeriche", *Giornale di scienze orali applicate*, vol. 15, n. 3, pagine 195-198, 2007.
- [22] R. Pant, AS Juszczak, RKF Clark e DR Radford, "Stabilità dimensionale a lungo termine e riproduzione dei dettagli superficiali di quattro materiali di duplicazione di polivinilsilossano", *Giornale di odontoiatria*, vol. 36, n. 6, pagine 456-461, 2008.
- [23] RH Heshmati, WW Nagy, CG Wirth e VB Dhuru, "Espansione lineare ritardata del gesso dentale migliorato", *Il giornale di odontoiatria protesica*, vol. 88, n. 1, pagine 26-31, 2002.
- [24] G. Franz, "Tempismo corretto di lavoro su un gesso duro del modello di Parigi", *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, vol. 34, n. 9, pagine 694-697, 1979.
- [25] DT Chandran, DC Jagger, RG Jagger e ME Barbour, "Precisione bidimensionale e tridimensionale dei materiali per impronte dentali: effetti del tempo di conservazione e della contaminazione da umidità", *Materiali e ingegneria biomedica*, vol. 20, n. 5, pp. 243-249, 2010.
- [26] S. Steinhäuser-Andresen, A. Detterbeck, C. Funk et al., "Studio pilota sulla precisione e stabilità dimensionale dei materiali da impronta utilizzando la tecnologia CT industriale", *Giornale di ortopedia orofacciale*, vol. 72, n. 2, pagine 111-124, 2011.
- [27] AA Castilho, AN Kojima, SMB Pereira et al., "Valutazione in vitro della precisione dei modelli di lavoro per restauri supportati da impianti con abutment multipli", *Giornale di scienze orali applicate*, vol. 15, n. 3, pagine 241-246, 2007.
- [28] J.-H. Choi, Y.-J. Lim, S.-H. Yim e C.-W. Kim, "Valutazione dell'accuratezza delle tecniche di impronta a livello dell'impianto per protesi implantari a connessione interna in modelli paralleli e divergenti", *Giornale internazionale degli impianti orali e maxillofacciali*, vol. 22, n. 5, pagine 761-768, 2007.
- [29] K. Al-Abdullah, R. Zandparsa, M. Finkelman e H. Hirayama, "Un confronto in vitro dell'accuratezza delle impronte implantari con componenti secondarie di guarigione codificate e diverse angolazioni dell'impianto", *Il giornale di odontoiatria protesica*, vol. 110, n. 2, pp. 90-100, 2013.



Hindawi

Invia i tuoi manoscritti a
<http://www.hindawi.com>

