

# Protesi telescopica in CoCrMo e zirconio-CoCrMo

con frizione regolabile grazie all'elettroerosione SAE.



- Esecuzione delicata e leggera
- Effetto prolungato dell'aderenza dovuta all'attrito radente
- CoCrMo-Okta = biocompatibile



Macchina di elettroerosione

SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH

Langener Landstraße 173 · D-27580 Bremerhaven

Tel.: 0471 - 9 84 87 45 · Fax: 0471 - 9 84 87 44

E-Mail: [info@sae-dental.de](mailto:info@sae-dental.de) · [www.sae-dental.de](http://www.sae-dental.de)



## **Usura delle corone doppie in CoCrMo, oro e ossido di zirconio**

### **Studio in vitro – Dr. C. Arnold**

#### **Introduzione e obiettivo**

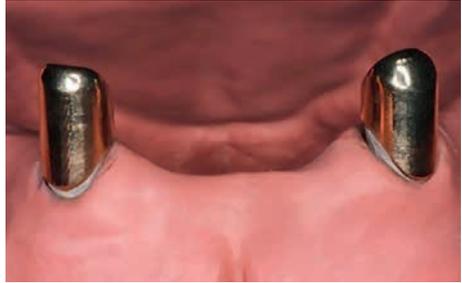
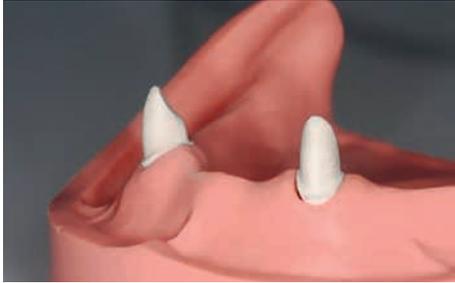
In futuro, nella struttura demografica assisteremo ad un sensibile aumento della percentuale di pazienti anziani e molto anziani. Nonostante la prevenzione a livello di profilassi della carie e della paradontite, alla morbilità orale dovuta all'età si associa la perdita di denti e, di conseguenza, la mancanza di contatto degli antagonisti. Per evitare quanto più possibile il cambiamento morfologico strutturale che ne deriva, occorre ricostruire i denti mancanti a livello odontoiatrico o protesico. Nonostante i notevoli progressi fatti nel campo dell'impiantologia, per motivi personali dei pazienti - per esempio una forte atrofia degli ossi mascellari, un'avversione contro interventi in parte dolorosi per ricostruire l'osso o il rifiuto generale di trattamenti molto lunghi e, non per ultimo, i costi - la protesi parziale rimovibile risulta essere un metodo terapeutico frequente (Micheelis et al., 2006). Tra i principali paesi in cui la corona doppia telescopica è l'elemento di ancoraggio di prima scelta troviamo la Germania, seguita dal Giappone e dalla Svezia (Wenz und Kern, 2007).

Oltre ai validi risultati clinici (Szentpétery et al., 2012; Behr et al., 2003; Verma et al., 2013), altri studi in vivo documentano che vi è anche un forte consenso da parte dei pazienti, i quali risultano soddisfatti - molto soddisfatti della corona telescopica (Schalk, 2011). Emerge innanzitutto che la soddisfazione del paziente dipende da un lato dalla capacità di masticazione (funzione) e dall'altro dalla tenuta della protesi. Oltre alle cause sociali di natura economica, alle diverse opinioni dottrinali e all'enorme varietà di materiale, dovuta non da ultimo alla rivoluzione digitale, si sono affermate numerose tipologie di corone doppie con varie modalità funzionali. L'entità delle forze di ritenzione richieste e determinate sia in vivo che in vitro variano moltissimo. La realizzazione di una corona telescopica con forze di ritenzione definite non è attuabile sotto il profilo tecnico o lo è solo in modo approssimativo. In conclusione, la forza di ritenzione complessiva dovrebbe essere sufficientemente elevata, regolabile nel miglior modo possibile a livello individuale e, soprattutto, costante.

Pertanto, lo scopo perseguito da questo studio è stato quello di quantificare i valori di ritenzione iniziali e l'usura determinando i valori di ritenzione a seguito di invecchiamento artificiale di coppie di corone doppie di varie tipologie e combinazioni di materiali.

## Materiale e metodo

Un modello di mascellare inferiore modificato con maschera gengivale elastica e una dentatura residua di 33 e 43 della KaVo (T2, KAVO GmbH, Biberach, D) ha costituito la base per lo svolgimento della prova. I canini sono stati preparati e quindi duplicati 25 volte ciascuno (resina epossidica, Tri-Dynamics, Keystone- industries, Cherry Hill, USA; fig. 1A). A seguito della modifica del modello, è stato possibile il fissaggio identico



**Fig. 1: protesi test modificata**

- A: monconi preparati;
- B: corone telescopiche primarie cementate (EM/EM 0°);
- C: protesi test senza coppie di corone secondarie



**Fig. 2:**

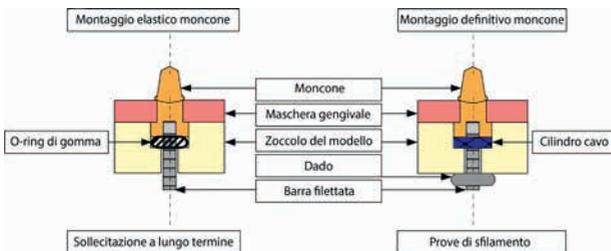
- A: coppia di corone secondarie;
- B: coppia di corone secondarie avvitata alla protesi test;
- C: bagno di saliva fissato in Z 010



e reversibile nello stesso di tutti i monconi, in modo sia elastico che fisso (fig. 3). È stata realizzata una protesi test adatta al modello (fig. 1C). In questa protesi, è stato possibile avvitare in sequenza le coppie di corone doppie da testare (figg. 2A e B).

Le rispettive corone telescopiche sono state cementate sui monconi di volta in volta duplicati e fissati nel modello test (Nimetic Cem, 3M Deutschland GmbH, Neuss, D; fig. 1B). La realizzazione della protesi test e

i provini è avvenuta nel laboratorio odontotecnico Rübeling GmbH di Bremerhaven. Sono state testate cinque diverse combinazioni di corone doppie (tabb. 1 e 2). Ogni serie di esperimenti comprendeva cinque coppie di corone doppie ciascuna. A seconda dell'esperienza quotidiana del maestro odontotecnico, per tutte le corone doppie si dovrebbe creare la migliore forza di ritenzione possibile.



**Fig. 3: Disegno**  
montaggio del moncone nella  
protesi test modificata



**Fig. 4:**  
Invecchiamento artificiale  
A: macchina per testare il  
movimento masticatorio  
B: macchina per prove universale

Le seguenti tipologie di corone doppie sono state prodotte e testate nella combinazione di materiali riportata:

Serie di esperimenti	1: Corone doppie - ZrO <sub>2</sub> /EMF con perno frizionante (FS)		
	Corona primaria [2°]	Corona secondaria	Frikionsstift (D: 1mm)
Materiale Produttore	ZrO <sub>2</sub> / Zirconio organico Rübeling & Klar Dental-Labor Berlino	Okta-M VS SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven	Filo Au / Degulor M Degu Dent GmbH Hanau
Composizione	ZrO <sub>2</sub> ; HfO <sub>2</sub> ; Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Co 61,1 wt %	Au 65,0 %
	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Cr 30,6 wt %	Ag 13,0 %
	HfO <sub>2</sub>	Mo 6,50 wt %	Pt 8,9 %
	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Si } Mn } <1 wt % C }	Pd 1,0 %
	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		Cu 11,5 %
	Na <sub>2</sub> O		Ir 0,1 %

Serie di esperimenti	2: Corone doppie - EMF/EMF con perno frizionante (FS)		
	Corona primaria [2°]	Corona secondaria	Perno frizionante (D: 0,9-0,95mm)
Materiale Produttore	Okta-C SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven	Okta-M VS SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven	Filo CoCrMo SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven
Composizione	Co 61,1 wt %	Co 61,1 wt %	trafilato e rettificato
	Cr 32,0 wt %	Cr 30,6 wt %	Co 65,1 %
	Mo 5,50 wt %	Mo 6,50 wt %	Cr 28,0 %
	Si nessun dato	Si } Mn } <1 wt % C }	Mo 5,9 %
	Mn nessun dato		Mn 0,5 %
			Si 0,5 %

Serie di esperimenti	3: Teleskope – EM/EM		4: Teleskope – EMF/EMF	
	Corona primaria [2°]	Corona secondaria	Corona primaria [0°]	Corona secondaria
Materiale Produttore	Bio RD 1 / Degunorm SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven		Okta-C SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven	Okta-M VS SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven
Composizione	Au 73,8 %		Co 61,1 wt %	Co 61,1 wt %
	Ag 9,2 %		Cr 32,0 wt %	Cr 30,6 wt %
	Pt 9,0 %		Mo 5,50 wt %	Mo 6,50 wt %
	Cu 4,4 %		Si keine Angaben	Si } Mn } <1 wt % C }
	Ir 0,1 %		Mn keine Angaben	
	Zn 2,0 %			
	In 1,5 %			

Serie di esperimenti	5: Corone coniche – EM/EM	
	Corona primaria [6°]	Corona secondaria
Materiale Produttore	Bio RD 1 / Degunorm SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH Bremerhaven	
Composizione	Au 73,8 %	
	Ag 9,2 %	
	Pt 9,0 %	
	Cu 4,4 %	
	Ir 0,1 %	
	Zn 2,0 %	
	In 1,5 %	

Tab. 1:  
Serie di esperimenti 1 e 2 – corone doppie con perno frizionante, fresatura 2°

La tab. 2:  
Serie di esperimenti 3 + 4 – corone telescopiche di tipo tradizionale, fresatura 0°

Tab. 3:  
serie di esperimenti 5 – corone coniche, fresatura 6°

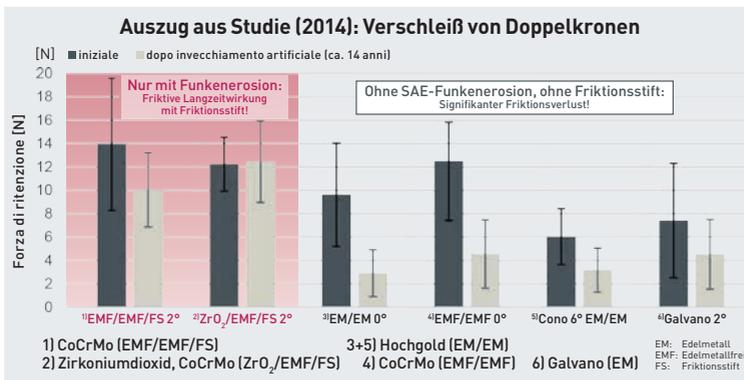
EMF: senza metallo nobile  
EM: contenente metallo nobile

Le forze di ritenzione complessive sono state misurate all'inizio e dopo l'invecchiamento artificiale. Tutte le prove sono state eseguite in un bagno di saliva (fig. 2C) con una soluzione artificiale di saliva composta da Glandosane (Cell Pharm GmbH, Bad, Vilbel, D) e acqua distillata in un rapporto 2:1. Le misurazioni iniziali e finali della forza di ritenzione sono state svolte con la macchina per prove universale Z 010 (Zwick Roell GmbH, Ulm; D; fig. 2C), eseguendo 20 sfilamenti per volta, ad una velocità di 50 mm/min, con una variazione in lunghezza di 3 mm. In precedenza, alla protesi era stato applicato un carico di 50 N. Per unire la protesi test alla traversa superiore della macchina per eseguire le prove (cella di carico), sia per le misurazioni della ritenzione che per la simulazione dell'invecchiamento, sulla protesi è stata fissata una croce a T (ottone) (figg. 28 e C). L'invecchiamento artificiale comprendeva, oltre alle sollecitazioni di masticazione nella macchina per testare il movimento masticatorio (IT 116G motore isel, Nanotec GmbH, München, D; non assiale, 25 000 cicli per ogni quadrante nelle regioni 36 e 46, carico verticale 50 N; fig. 4A), una simulazione di inserimenti ed estrazioni di protesi (macchina per prove universale Z010; assiale, 15 000 cicli, 10 mm/s, carico verticale 20 N; fig. 4B). Nella simulazione del movimento masticatorio, i monconi sono stati montati elasticamente in funzione della situazione clinica. Sia per determinare le forze di ritenzione che per la situazione di inserimento ed estrazione si è reso necessario fissare i monconi in modo rigido (fig. 3). L'analisi statistica dei valori misurati è stata eseguita con il programma SPSS 20.00 (SPSS Science Inc., USA), nello specifico con il test H secondo Kruskal-Wallis ( $p \leq 0,05$ ) e il test U secondo Mann-Whitney.

## Risultati

Come risulta dalla fig. 6, le corone doppie senza metallo nobile CoCrMo (EMF) con perno frizionante (FS) con  $13,9 \pm 5,7$  N hanno realizzato mediamente i massimi valori di ritenzione iniziali. Le corone doppie dello stesso tipo, le corone telescopiche primarie di ossido di zirconio ( $ZrO_2$ ) realizzate con CAD/CAM hanno realizzato, con  $12,2 \pm 2,3$  N, valori iniziali simili e la deviazione standard più bassa indica la variabilità vistosamente più bassa dei valori.

Le corone telescopiche senza metallo nobile con il valore iniziale medio pari a  $12,5 \pm 5,1$  N si collocano nella fascia dei valori iniziali delle corone doppie con FS. Anche in questo



**Fig. 6:** Rappresentazione delle forze di ritenzione iniziali in media e dopo l'invecchiamento artificiale

caso abbiamo assistito, come per le corone doppie EMF con FS, a una grande dispersione dei valori. Valori iniziali estremamente più bassi sono stati realizzati dalle corone telescopiche contenenti metallo nobile (EM) ( $p \leq 0,001$ ) con  $9,6 \pm 4,4$  N e dalle corone coniche  $6,0 \pm 2,4$  N.

La simulazione di un triplice inserimento ed estrazione nel corso di una durata di utilizzo di quasi 14 anni, unitamente ai movimenti di masticazione che agiscono in modo non assiale sulle corone doppie, ha causato soprattutto nelle corone telescopiche di tipo tradizionale forti perdite di forza di ritenzione per quanto riguarda i rispettivi valori iniziali (EMF/EMF: 64 %; EM/EM: 70 %). Anche per quanto riguarda le corone coniche il valore medio iniziale è sceso di quasi la metà attestandosi a  $3,2 \pm 2,4$  N.

Nelle corone doppie EMF con FS il valore iniziale è diminuito di quasi 4 N (28 %). Dal punto di vista statistico, soltanto nelle corone doppie  $ZrO_2$  con FS in Au dopo l'invecchiamento artificiale non è stato più possibile attestare una differenza rispetto ai relativi valori medi iniziali ( $p=0,857$ ). I valori di ritenzione medi finali delle corone doppie  $ZrO_2$  con FS ( $12,4 \pm 3,5$  N) e delle doppie corone EMF con FS ( $10,0 \pm 3,2$  N) sono estremamente superiori rispetto alle serie di esperimenti delle corone telescopiche e delle corone coniche ( $p \leq 0,001$ ).

## Discussione

Nei vari studi in vitro su pazienti, clinicamente sono stati misurati valori complessivi di ritenzione simili sulle corone telescopiche. Soprattutto le doppie corone  $ZrO_2$  con FS in Au con 12.23 N si collocano nella fascia dei valori iniziali dello studio clinico di Bayer et al. (2012), median 12.9 N). Su una protesi ancorata con corone coniche, Wagner e Kern (2000) dopo una durata di utilizzo di 10 anni hanno rilevato forze complessive di ritenzione pari a 4,9 N. Rispetto alla media di cui al presente studio è leggermente superiore, ma si colloca nella fascia dei valori misurati (STABW) delle corone coniche. Le forze di sfilamento cliniche iniziali, da Bayer et al. (2012) erano soggette a grosse oscillazioni, cosa che anche nel presente studio viene confermata in via sperimentale dalla deviazione standard, in confronto alta, delle corone telescopiche e delle corone doppie EMF con FS. Anche il comportamento alla ritenzione perlopiù continuo delle corone doppie in combinazione con le corone primarie  $ZrO_2$  è stato dimostrato in uno studio in vitro da Engels (2012). Pure le perdite di ritenzione individuate nelle corone telescopiche e in quelle coniche sono confermate in letteratura nel corso di vari studi in vitro (Güngör et al., 2004; Ohkawa et al., 1990).

Il diverso comportamento all'usura è dovuto probabilmente soprattutto ai vari design. Pertanto, la fresatura  $2^\circ$  e il movimento gestito dal perno frizionante delle corone doppie  $ZrO_2$  o EMF con FS crea un contatto superficiale minimo nell'accoppiamento (sfilamento) delle corone. La forza di attrito radente e, quindi, l'usura per attrito, sono notevolmente ridotti. Per contro, nelle corone telescopiche su tutta la lunghezza di accoppiamento o di sfilamento si forma un contatto perimetrale della superficie che potrebbe essere la causa della maggiore usura. Per quanto riguarda le corone coniche, grazie alla fresatura di  $6^\circ$  nell'accoppiamento, anche il contatto superficiale è molto ridotto, cosa che potrebbe spiegare il fatto che rispetto alle corone telescopiche abbiamo un'usura della frizione di circa il 20 % in meno.

## Conclusioni

Secondo lo studio in vitro, la scelta sia della combinazione di materiale che il design delle corone doppie incidono sul comportamento all'usura. Nonostante una perdita di ritenzione nelle corone telescopiche e in quelle coniche, rilevante sotto il profilo clinico, tutti i valori di ritenzione medi dopo l'invecchiamento simulato si collocano in una fascia clinicamente accettabile e confermata dai clienti per quanto riguarda funzionalità e soddisfazione (Schalk 2011).

L'usura bassa nelle corone primarie di ossido di zirconio e in quelle secondarie in CoCrMo con perni frizionanti in lega oro-platino ha effetti leggermente migliori sulla forza di ritenzione a lungo tempo di questo sistema a doppia corona, come EMF/EMF/FS. Pertanto, questo tipo di sistema a doppia corona è clinicamente raccomandabile. Soprattutto in quanto in caso di eventuale perdita di ritenzione è possibile aumentare la forza di ritenzione con la curvatura (attivazione) del perno frizionante. Pertanto, grazie alla possibilità di disattivare contemporaneamente la forza di ritenzione, sembra possibile realizzare una ritenzione personalizzabile e duratura per il paziente.

Bibliografia disponibile presso l'autore

## Usura delle corone doppie in CoCrMo, oro e ossido di zirconio

# Protesi telescopica con frizione regolabile in CoCrMo tramite elettroerosione

## ZTM G. Rübeling

## Introduzione

Per l'odontotecnico, la realizzazione della protesi telescopica con leghe CoCrMo è costituisce una sfida particolare per quanto riguarda l'accoppiamento di precisione e l'attrito radente della struttura secondaria sulle corone primarie.

Con la lega CoCrMo senza nichel, l'accoppiamento di precisione della protesi combinata fissa e rimovibile si ottiene con il metodo della monofusione SAE. Le strutture secondarie calzano sul modello con le corone primarie senza attrito radente, quindi senza tensione. L'attrito radente delle corone secondarie su quelle primarie si ottiene con i perni frizionanti, i cui accoppiamenti si eseguono in un unico passaggio con il sistema elettroerosivo in posizione parallela 0 nelle corone primarie e secondarie. I perni frizionanti vengono saldati nella struttura secondaria. Le superfici di fresatura a 2° delle corone primarie forniscono alla protesi, unitamente alla posizione parallela 0 dei perni frizionanti, uno scorrimento sicuro in fase di inserimento in bocca. In posizione finale, la protesi è posizionata in modo sicuro e stabile, ma si può estrarre senza alcun problema.

Le strutture secondarie di questo tipo di protesi, delicate e stabili sotto il profilo statico, migliorano a lungo la qualità della vita del paziente. In questo articolo illustriamo questa tecnologia di processo come „sistema Okta“.

## Contesto

Nella protesizzazione di pazienti con protesi combinata fissa/rimovibile in CoCrMo le strutture con corone doppie telescopiche sono soluzioni molto impegnative per quanto riguarda il lato estetico e funzionale. Odontoiatra e odontotecnico sono entrambi chiamati a svolgere un compito molto impegnativo.

## Protesi biocompatibile in CoCrMo – EMF [senza metallo nobile]

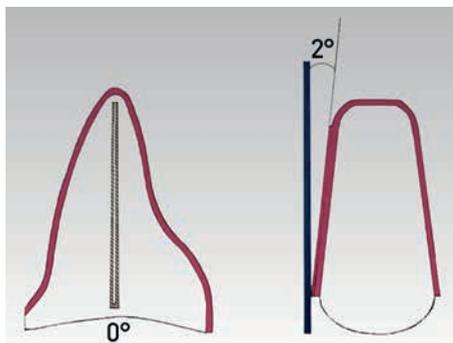
Negli ultimi 30 anni hanno dato validi risultati soprattutto le leghe CoCrMo che non contengono nichel, gallio e berillio. Pertanto, le leghe EMF si prestano per la esecuzione completa della protesi telescopica. Oltre alla funzionalità clinica durevole nel tempo e agli altri aspetti di carattere clinico, anche la lavorazione in laboratorio come modalità di lavoro che fa risparmiare tempo e non danneggia il materiale riveste una particolare importanza e la monofusione ha, in combinazione con il sistema elettroerosivo, una posizione chiave con validi risultati da 30 anni. Sono possibili la monofusione delle strutture secondarie con corone doppie telescopiche come ponte circolare e le strutture con connettori sublinguali e trasversali. Gli accoppiamenti di precisione della protesi telescopica in CoCrMo nel metodo di monofusione non sono risultati casuali, ma si possono ripetere ogni giorno. Alla base del lavoro c'è una grande sistematicità.

## Procedure sistematiche

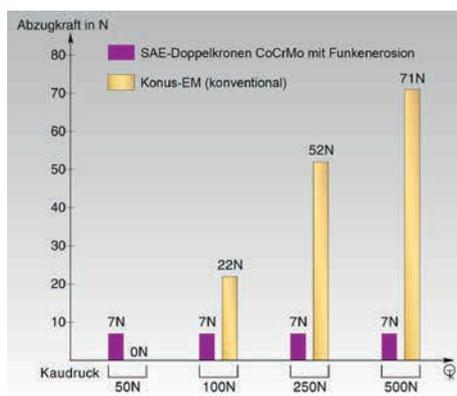
Condizioni necessarie sono la sistematizzazione e verbalizzazione di procedure collaudate e di successo – „una gestione della qualità dentale“ –, in modo da poter seguire quotidianamente i processi in laboratorio. Consente di rimediare subito ad eventuali insuccessi, semplicemente rilevando e circoscrivendo gli eventuali errori. La gestione qualità dentale comprende ovviamente anche le apparecchiature, gli utensili e i materiali da usare. Nel laboratorio di riferimento, per la protesi combinata fissa e rimovibile è stata messa a punto la tecnica della monofusione SAE-Okta che da anni viene applicata con grande successo nel proprio laboratorio dentale e in quelli aggregati in Germania e all'estero. La tecnologia di processo Okta per CoCrMo si usa per offrire un'alternativa migliore ai noti svantaggi della tecnica delle corone telescopiche e coniche con le leghe di metalli nobili e la galvanotecnica.

## Vantaggi della tecnica delle corone doppie SAE

- Accoppiamento di precisione delle strutture secondarie telescopiche come monofusione con il sistema dello scheletrato ottagonale.
- Nessuna scomposizione e nessun nuovo assemblaggio delle strutture fuse non calzanti.
- Strutture delicate e stabili con la lega fusa CoCrMo-Okta-MVS. Durezza Vicker 410 HVS, a confronto: Au Pt 200 HVS.
- Struttura a mo' di ponte facendo a meno della staffa trasversale e sub-linguale.
- Frizione regolabile dovuta ai perni frizionanti che sono montati e saldati in accoppiamenti di precisione elettroerosi e disposti in parallelo tra di loro.
- Una sola componente della lega CoCrMo: protesi biocompatibile senza brasatura.
- Angolo di conicità delle corone primarie 2° (fig. 1) – quindi si guadagna spazio per il rivestimento, configurazione labiale delicata per un'estetica ottimale.
- Risparmio in termini di costi grazie a CoCrMo al posto di costose leghe EM [metallo nobile], nonostante la prestazione aggiuntiva dovuta ai perni frizionanti in CoCrMo.
- Il sistema Okta si può applicare anche alla protesi telescopica con frizione regolabile e l'elemento primario è in ossido di zirconio.



Il grafico (fig. 2) illustra il crescente comportamento all'attrito delle corone coniche in AU con un angolo di conicità di 6° aumentando la pressione masticatoria, a confronto con la crescente pressione masticatoria, delle doppie corone EMF con perno frizionante, prodotte con il sistema.



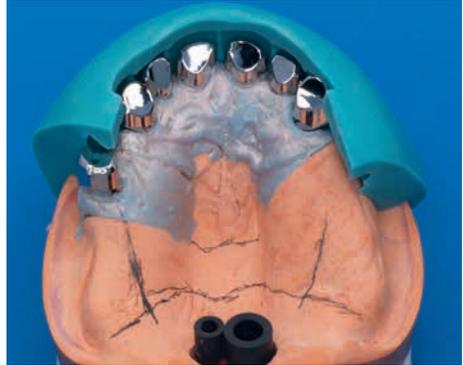
**Fig. 2**

Un diagramma del test delle forze di sfilamento nella corona conica in EM (giallo) a confronto con la doppia corona EMF con perno frizionante (viola). Forze di sfilamento controllate e regolate nel test di lunga durata all'Università di Bremerhaven.

## Il sistema Okta



**Fig. 3** Il modello sezionato in resina epossidica dalla forma costante e in gesso nelle corone grezze.



**Fig. 4** Il modello master dalla forma costante in resina epossidica e gesso della classe IV, pronto per la duplicazione.

ASul modello sezionato le corone primarie con l'angolo di conicità di  $2^\circ$  vengono modellate, fuse o scannerizzate, costruite, fresate e messe in sito con la tecnica CAD/CAM(fig. 3). Per la tecnica delle corone doppie SAE-Okta le corone doppie vengono fresate e lucidate con un angolo di conicità di  $2^\circ$  sul piattello di fresatura. Per la successiva fase di modellazione, prima dell'applicazione della cera viene realizzato un contenimento di silicone.



**Fig. 5**  
La duplicazione di silicone con il sistema Okta: il silicone scorre a filo nello stampo di duplicazione..

Dopo la fresatura e la finitura finale, si esegue la preparazione della duplicazione del modello master con le corone primarie fissate (fig. 4). Per la duplicazione si fa ricorso a un silicone con componenti A + B in parti uguali. Il silicone per la duplicazione utilizzato (Okta-Sil SAE, Bremerhaven) ha la viscosità 24 secondo la scala di valutazione Shore. Secondo l'esperienza fatta dalla persona di riferimento, il duplicato così ottenuto si ritira in modo ottimale. Non occorre rimetterlo in una cuvetta di duplicazione di tipo tradizionale. La massa di duplicazione viene versata in un cilindro realizzato con banda di plastica nervata applicato su una piastra base sulla quale è fissato il modello tradizionale da duplicare (fig. 5).



**Fig. 6+7:** La piastra di stabilizzazione è annegata nel silicone di duplicazione che ha la viscosità Shore 24. Il tempo necessario per l'indurimento del silicone è di 30 minuti. L'elevata viscosità garantisce la fedeltà del duplicato.



La piastra di stabilizzazione annegata nel duplicato conferisce a quest'ultimo la necessaria stabilità (fig. 6, 7) per il riempimento con la massa di rivestimento a prova di fuoco, tuttavia non impedisce l'espansione del modello duplicato in M2 desiderata e dovuta all'espansione di presa. La massa di rivestimento M2 (SAE) è costituita da un'alta percentuale di quarzo granulare sferico legato con fosfati. Le percentuali di quarzo distribuite omogeneamente nel modello duplicato consentono un'espansione omogenea e regolazione del modello per la compensazione della contrazione della monofusione in CoCrMo.

La modellazione viene trasferita dal modello master nell'articolatore al modello duplicato. Tutti i bordi vengono trattati per bene con la cera sul modello della massa di rivestimento, non devono esserci fessure aperte in cui potrebbe finire la massa di rivestimento prima del ricoprimento. Sul modello duplicato si completa la modellazione. Si collocano i canali di fusione di 3,5 mm di spessore o i canali di sfianto di 0,8 e 1,2 mm di spessore in senso orizzontale verso dorsale secondo il sistema Okta. Il modello viene attaccato con la cera alla piastra di base della cuvetta Okta. Per la tecnica della monofusione è stata messa a punto una cuvetta secondo il principio Okta, vale a dire un quadrato smussato sui quattro angoli della cassetta quadrata. Questa cuvetta ottagonale è formata da quattro elementi isosceli e dalla piastra di base in materiale plastico (plexiglas). Un elemento è dotato di foro circolare per inserire l'imbuto di colata. Tutti e quattro gli elementi vengono fissati alla piastra di base con una cera Amber morbida intorno al modello fissato con cera alla modellazione ad una distanza di 10 mm ciascuno. I canali di fusione vengono convogliati alla punta dell'imbuto di colata (fig. 8). Nella muffola scatolare Okta tutte le superfici esterne delle aree da ricoprire hanno la stessa distanza dall'oggetto di fusione, consentendo così un raffreddamento e una solidificazione omogenee della massa fusa e, quindi, una contrazione lineare regolata dell'oggetto di fusione. Il risultato è l'accoppiamento di precisione. Al centro non si formano depositi di calore come avviene con la muffola cilindrica circolare che non viene usata nella tecnica di scheletrato di tipo tradizionale.

Si esegue il ricoprimento del modello duplicato nella muffola ottagonale con la

massa di rivestimento di precisione dello scheletrato M2. Poco dopo inizia il processo chimico della fase di presa e l'espansione di presa che ne consegue causa una reazione termica. Gli elementi in materiale plastico assorbono il calore sviluppato e riscaldano la cera. In altre parole, l'espansione di presa può svilupparsi completamente in modo cubico, in quanto gli elementi laterali attuano una spinta verso l'esterno. Nessun anello metallico impedisce l'espansione di presa desiderata. Dopo l'indurimento, si tolgono gli elementi in materiale plastico e interviene il preriscaldamento graduale della muffola ottagonale (fig. 9) secondo le indicazioni fornite dal produttore della massa di rivestimento. La fusione della lega CoCrMo Ohta-M VS (SAE) avviene nell'impianto di fusione ad induzione sotto vuoto. Dopo la fase di raffreddamento, la fusione viene sabbata con corindone (fig. 10), facendo particolare attenzione alla sabbatura delle aree interne delle corone primarie, in quanto si tratta di aree sabbate soltanto con perle di vetro per evitare che la superficie relativamente liscia della fusione ottenuta con la peculiarità della massa di rivestimento diventi ruvida. Segue l'adattamento delle corone primarie in quelle secondarie (fig. 11). Gli adattamenti di precisione delle corone primarie e secondarie vengono eseguiti con la lucidatura delle aree interne con la pasta diamantata per lucidare (SAE) di varie granulometrie. Gli adattamenti ai bordi e la



**Fig. 8:** La cuvetta SAE ottagonale è costituita da una piastra di base e dai quattro elementi laterali. Il modello viene fissato con la cera alla piastra di base e gli elementi laterali vengono fissati con la cera Amber alla piastra di base ad una distanza di 10 mm dal modello.



**Fig. 9:** La muffola ottagonale in SAE-M2 prima del preriscaldamento.



**Fig. 10:** La parte superiore della monofusione viene sabbata con corindone. Le aree interne vengono sabbate delicatamente con perle di vetro.



**Fig. 11:** Tutte le corone primarie vengono posizionate con la resina di modellazione Pattern Resin su pin Dowel, per una migliore gestione dell'adattamento nelle corone secondarie. Seguono messa in sito e finitura..

finitura della struttura secondaria completano il processo di messa in sito privo di problemi della struttura secondaria sul modello master e sulle corone primarie per l'accoppiamento senza attrito e tensione.

A questo punto, vengono inseriti i perni frizionanti con l'elettroerosione e la saldatura a laser. Gli accoppiamenti nella parte primaria e secondaria per i perni frizionanti vengono eseguiti con il sistema elettroerosivo.

## Il sistema elettroerosivo SAE

L'elettroerosione è un metodo per la sagomatura per asportazione di metalli e leghe a conduttività elettrica, in particolare CoCrMo mediante impulsi di corrente elettrica tra l'elettrodo dell'utensile e il pezzo in lavorazione (struttura primaria e secondaria) in presenza di un liquido non conduttore (dielettrico).

In questo processo di lavoro, come utensile si utilizzano elettrodi di rame a barre circolari di 0,8 mm di diametro che hanno all'interno un foro di lavaggio di 0,3 mm.



Fig. 12: La macchina per elettroerosione SAE tipo EDM 2000, anno di costruzione 2012

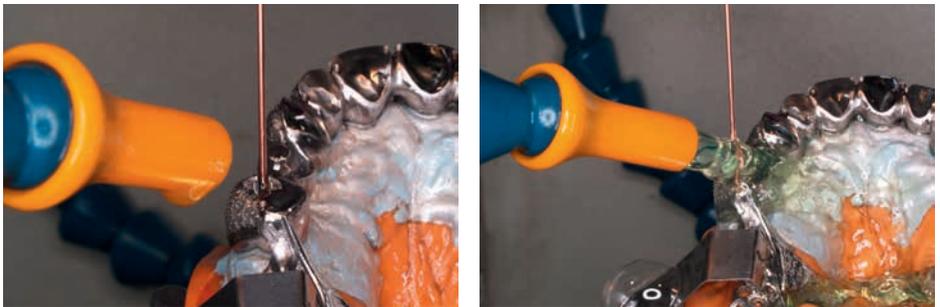


Fig. 13 + 14: Il processo di elettroerosione con l'elettrodo di rame di 0,8 mm di  $\varnothing$  dall'elemento primario a quello secondario.



**Fig. 15:** Le corone primarie con gli accoppiamenti elettroerosi per i perni frizionanti.



**Fig. 16:** La struttura secondaria come monofusione con i perni frizionanti saldati.



**Fig. 17:** La protesi con doppie corone con frizione regolabile di una sola componente di lega: CoCrMo

Il modello con il pezzo in lavorazione viene collocato sulla piattaforma magnetica della macchina per elettroerosione (SAE, EDM 2000, SAE, Bremerhaven) (fig. 12) in modo che l'elettrodo sia innanzitutto collocato nella posizione parallela predefinita dalla superficie fresata. In seguito, si procede al posizionamento di precisione dopo i listelli di rinforzo modellati nella zona approssimale delle corone primarie. Quindi, si fissa la struttura secondaria sopra le corone primarie sul modello con due graffette di acciaio, che provvedono anche a realizzare il contatto elettrico tra il pezzo in lavorazione e la macchina, per chiudere il circuito elettrico per il processo di elettroerosione. Segue il processo di elettroerosione con un elettrodo circolare in rame di 0,8 mm di diametro (figg. 13, 14).

Nell'elemento primario e secondario gli accoppiamenti così ottenuti sono allineati e nelle fasi di erosione successivi dello stesso pezzo in lavorazione sono sempre paralleli alla posizione zero. L'accoppiamento cilindrico formatosi con l'elettroerosione (fig. 15) ha un diametro di 0,9 mm. Nell'accoppiamento viene inserito il perno frizionante dello stesso gruppo di lega, CoCrMo senza nichel, e saldato nella struttura secondaria mediante tecnica di saldatura a laser. I perni frizionanti SAE vengono prodotti appositamente per questo tipo di utilizzo con materiale in barre a trafilatura industriale, che con una saldatura adeguata è resistente alla corrosione e duro elastico (fig. 16).

Ultimata la struttura metallica, si procede al completamento con il rivestimento e alla posa della resina e all'approntamento (fig. 17).

## Le corone doppie: primarie in ossido di zirconio

La protesi telescopica secondo il sistema SAE-Okta è possibile anche con le corone primarie in ossido di zirconio. Le corone primarie sono realizzate con la tecnologia CAD/CAM in ossido di zirconio.



**Fig. 18:** Corone primarie in ossido di zirconio, costruite e fresate con l'angolo di conicità di 2°. Le scanalature fresate e disposte in parallelo tra di loro accolgono i perni frizionanti.



**Fig. 19:** La struttura secondaria EMF è stata realizzata secondo il sistema Okta.



**Fig. 20:** Nella macchina per elettroerosione il modello con le corone primarie viene fissato al portamodello. La posizione dell'elettrodo abbassato e il consumo dell'elettrodo vengono fissati con il circuito memory.



**Fig. 21:** Per il processo di elettroerosione viene rimossa la corona primaria in zirconio.



**Fig. 22:** Il processo di elettroerosione parte.

Segue la rettifica della scanalatura per accogliere i perni frizionanti nella fresa parallela con la mola diamantata, raffreddata ad acqua con manipolo a turbina. L'impianto della scanalatura avviene sul lato rinforzato della corona primaria su 0° (fig. 18).

Segue l'uso del sistema Okta per lo scheletrato (fig. 19). Il processo di elettroerosione si svolge come descritto in precedenza, soltanto la lavorazione elettroerosiva si esegue di volta in volta senza corona primaria (figg. 20, 21, 22).