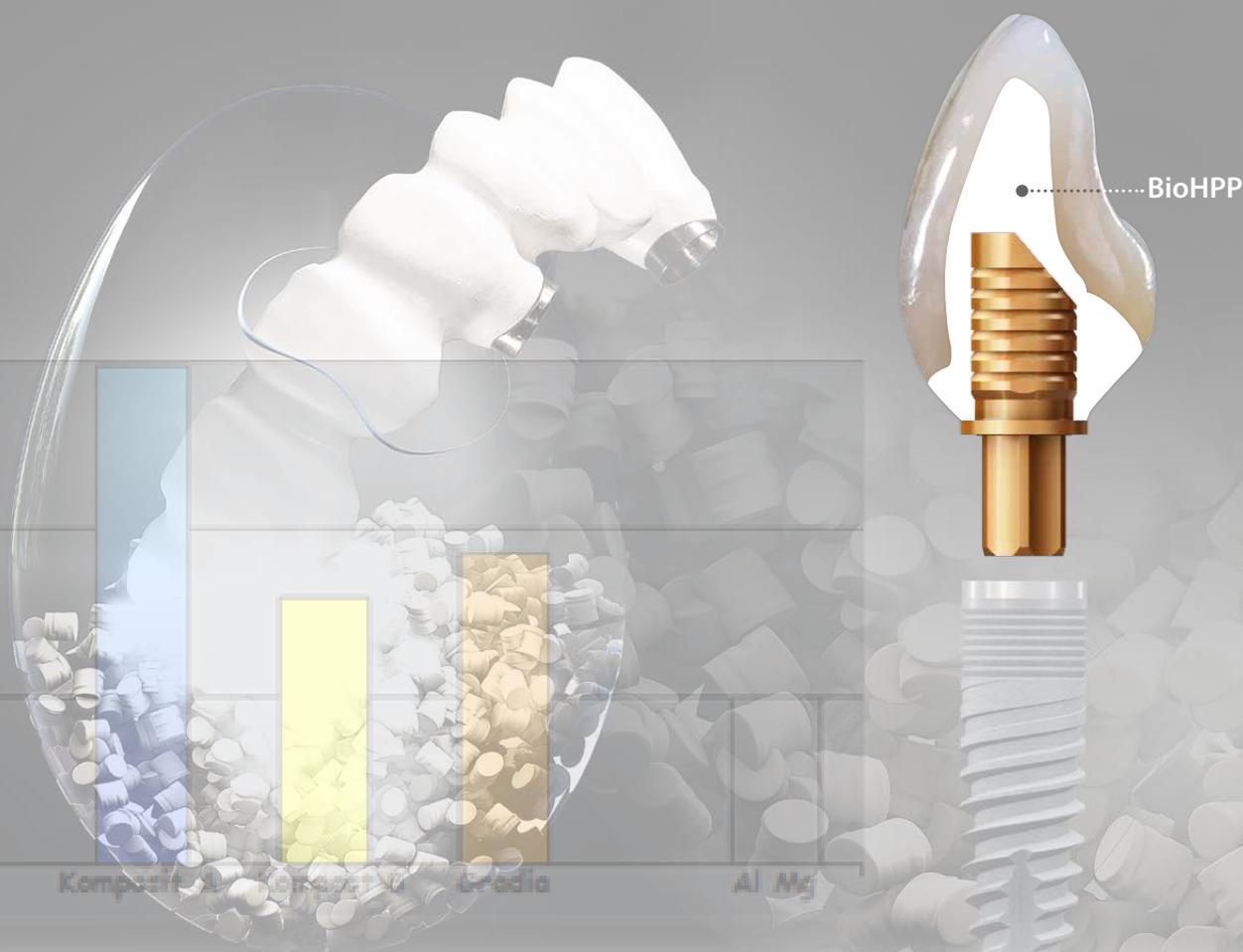


BioHPP Studi scientifici 2011-2018



BioHPP - La nuova classe di materiali per la protesica

Indice

Prefazione	4
Classificazione dei polimeri industriali	5
1 Analisi delle proprietà del BioHPP	6
2 Ricerche in vitro sulla frizione di BioHPP nella tecnica con corone telescopiche	10
3 Resistenza d'adesione tra il materiale PEEK e i compositi da rivestimento estetico in base alla preparazione della superficie con test di resistenza alle forze di taglio secondo la norma EN ISO 10477	12
4 Come influisce la tecnica di lavorazione sul carico di rottura di ponti in PEEK a 3 elementi.....	14
5 Studio sulle diverse metodiche di rifinitura e lucidatura per manufatti in BioHPP	16
6 Formazione di uno strato di ossido durante la sovrappressatura su basi in titanio preconfezionate in BioHPP.....	18
7 Esami in vitro di ponti a quattro elementi su monconi in resina (TCML - cicli termici e meccanici - e test con carico di rottura): realizzazione completamente anatomica in PEEK fresato e pressato	20
8 Controllo delle forze di adesione tra l'abutment (titanio, BioHPP) e le strutture (ossido di zirconio, BioHPP) con un angolo di preparazione di 4°/8° per verificare l'efficacia dei differenti cementi	22
9 Studio in vitro di ponti a quattro elementi su denti naturali (TCML - cicli termici e meccanici - e test con carico di rottura) con differenti tipologie di materiali per manufatti e rivestimenti	24
10 Studio in vitro di ponti a tre elementi realizzati con tecniche diverse ma identico design.....	25
11 Carico di rottura e tipologia di frattura delle protesi fisse in PEEK rivestite con differenti materiali	26
12 Adesione batterica sul BioHPP.....	28
13 Come influiscono i differenti metodi di trattamento delle superfici sull'angolo di contatto e sulla ruvidità superficiale.....	30
14 Studio sulla perdita di tessuto osseo marginale perimplantare in caso di carico immediato. Confronto tra protesi fisse su arcata completa con struttura in metallo e con struttura in polietereeterchetone.....	34
15 Studio clinico e sperimentale di un abutment ibrido in PEEK, rinforzato con microparticelle ceramiche, e titanio, sottoposto a carico immediato con corona in ceramica	36
16 Comportamento del tessuto perimplantare nell'ambito dei materiali metal free: studio sperimentale sui cani	39
Bibliografia	42

Prefazione

Materiali fisiologici per manufatti protesici – Dal materiale PEEK al BioHPP

Il materiale PEEK viene utilizzato in medicina già da oltre 35 anni come materiale per protesi artificiali (protesi per le articolazioni delle dita, dischi intervertebrali e protesi dell'articolazione dell'anca). Questo materiale è dotato di un'elevata biocompatibilità, che ne consente l'osteointegrazione. Inoltre le sue proprietà meccaniche sono paragonabili a quelle del tessuto osseo.

Il materiale PEEK (polietereterchetone) è un polimero ad elevate prestazioni, che deriva dal gruppo dei poliarileterchetoni e tra i quali rappresenta quello più importante. Il PEEK è un materiale bioinerte, che può essere utilizzato per un impianto nel corpo umano. A tale proposito si distingue per la sua elasticità, più simile a quella del tessuto osseo umano rispetto a quella delle leghe al titanio, come quelle utilizzate, per esempio, per sostituire le articolazioni.

Se invece di tali leghe, per realizzare la sovrastruttura implantare viene utilizzato il PEEK, si riducono le forze di carico rispetto ai materiali metallici, che agiscono sul tessuto osseo e sui tessuti molli. Di conseguenza, grazie agli impianti, si riduce il rischio di riassorbimento osseo. Mentre in chirurgia il PEEK viene utilizzato già da decenni

per le indicazioni sopra menzionate, in odontoiatria è stato introdotto solo recentemente. Per la realizzazione di protesi con dispositivi medici a base di PEEK la bredent mette a disposizione del laboratorio odontotecnico il materiale BioHPP nel formato in pellet e in granuli per una lavorazione tradizionale e in blank da fresaggio per quella digitale.

BioHPP è uno speciale PEEK modificato, a cui sono state aggiunte microparticelle ceramiche inorganiche (fino a ca. 30%) e che è stato certificato per un utilizzo in campo dentale (MDR - classe II b). La bredent ne ha modificato le proprietà specifiche per poterlo utilizzare come materiale per manufatti definitivi. Le caratteristiche biologiche e le proprietà meccaniche (p.es. elasticità e resistenza alla flessione) del polimero a base di PEEK non sono state modificate, ma sono state notevolmente ottimizzate per permetterne la combinazione anche con altri materiali (p.es. compositi da rivestimento estetici e sistemi d'adesione).

La presente raccolta di differenti studi scientifici evidenzia le proprietà e i vantaggi di BioHPP rispetto ai materiali tradizionali come l'ossido di zirconio e le leghe dentali.

bredent group

Classificazione dei polimeri industriali

In campo dentale la definizione „polimeri ad elevate prestazioni“ spesso può essere fraintesa. Dal punto di vista chimico questa definizione trae origine dalla temperatura di servizio permanente che è al di sopra dei 150°C. Insieme alle sue straordinarie caratteristiche meccaniche, il PEEK, fa parte di una classe a parte rispetto ai polimeri standard e ai tecnopolimeri.

Grazie all'aggiunta di particelle riempitive inorganiche, anche BioHPP si colloca nella classe più elevata e supera notevolmente le proprietà specifiche del materiale PEEK. Grazie alle sue ottime proprietà meccaniche (eccezionale lucidabilità, forza d'adesione ecc.) BioHPP è particolarmente qualificato per essere utilizzato in campo dentale.

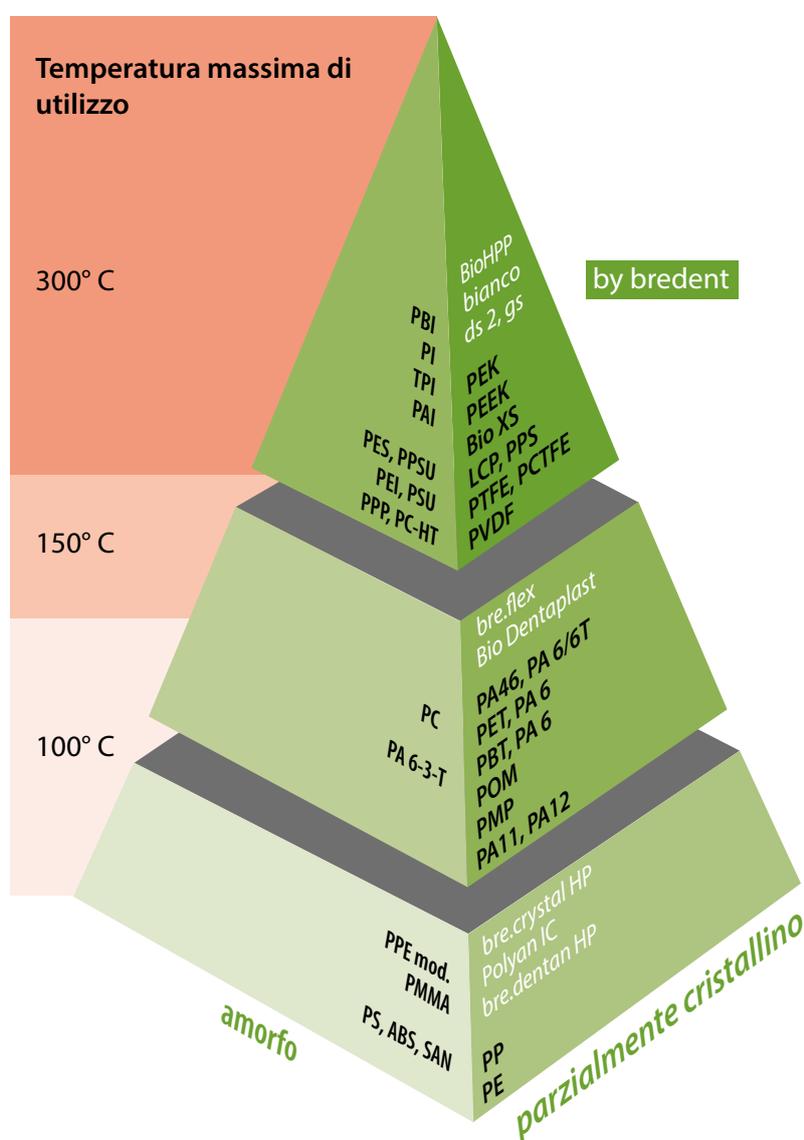


Fig. 1: la piramide dei polimeri rappresenta graficamente la suddivisione tra polimeri standard, tecnopolimeri e polimeri ad elevate prestazioni.

1 Analisi delle proprietà del BioHPP^{1,2)}

Prof. Dr. Roland Göbel, Dr. Angelika Rzanny
 Clinica Universitaria di Jena
 Policlinico per l'Odontoiatria Protetica
 e la Scienza dei materiali



Lo scopo di questo lavoro è stato quello di analizzare le proprietà del materiale PEEK BioHPP di colore bianco. Oltre alla resistenza alla flessione, al modulo elastico e alla durezza sono state testate le proprietà relative alla superficie del materiale, ovvero la resistenza all'abrasione e la tendenza alla decolorazione, nonché la forza d'adesione ai compositi di fissaggio.

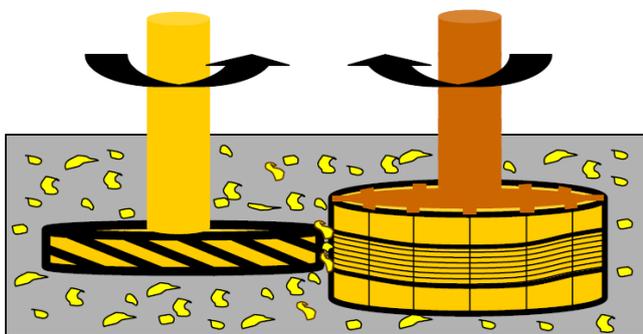


Fig. 2: Rappresentazione schematica del principio con cui funziona la macchina per il test d'abrasione tridimensionale, ideata da De Gee (Willytec).³⁾

Resistenza all'abrasione di BioHPP rispetto ai differenti compositi da rivestimento estetico e alle amalgame, come materiali di riempimento

Il test per la resistenza all'abrasione è stato eseguito con la macchina per il test d'abrasione tridimensionale (Willytec), in base al metodo ideato da De Gee. I provini sono stati applicati su un disco e come materiale per il confronto è stata utilizzata una lega AIMg della stessa durezza dell'amalgama e della massa dentinale Gradia. Il test di abrasione è stato eseguito facendo ruotare il disco, in cui sono stati applicati i provini, contro un altro disco diamantato con una differente granulometria di diamanti (prima grossa e poi fina) con una pressione di contatto pari a 15 N. Come abrasivo tra i due dischi sono stati utilizzati i materiali abrasivi HS RMS 11000015. Nel confronto BioHPP, grazie ad un valore di 1,5, ha presentato una ridotta tendenza all'abrasione (lega AIMg con stessa durezza di un'amalgama = 1). In base a ciò è possibile dedurre che le superfici occlusali in BioHPP sono più resistenti all'abrasione rispetto agli altri materiali da rivestimento. Anche i denti antagonisti al contatto con BioHPP si consumano meno rispetto ai materiali ceramici.

Grado di abrasione

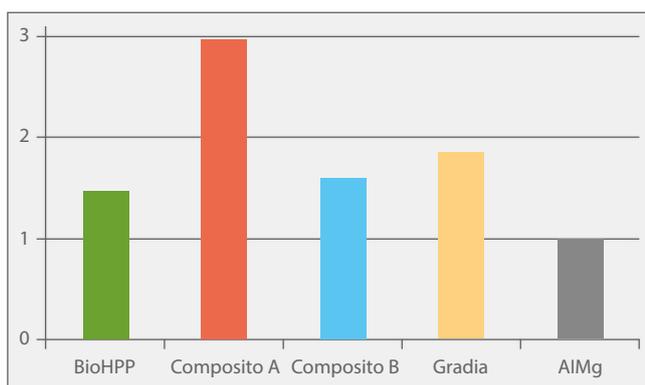


Fig. 3: Tendenza all'abrasione del materiale BioHPP e di differenti compositi da rivestimento rispetto alle leghe AIMg.⁴⁾

¹⁾ Vgl. Rzanny A, Goebel R, Küpper H. PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial. ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt. 2015;123:608-13.

²⁾ Vgl. Rzanny A, Göbel R, Facht M. BioHPP – Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen. Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.

³⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 5.

⁴⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 611.

⁵⁾ Rzanny, Werkstoffkundliche Untersuchungen, 2013, 9.

⁶⁾ Ebd., 12.

Tendenza alla decolorazione ΔE

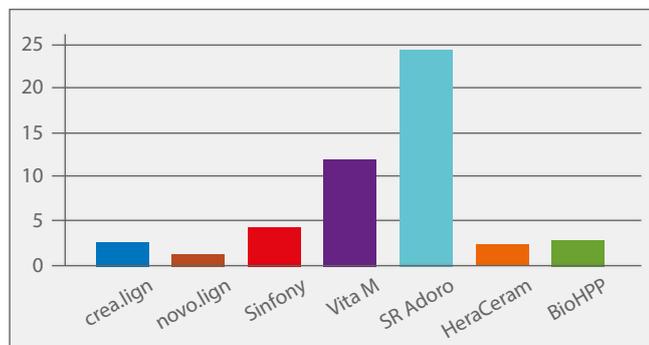


Fig. 4: Tendenza alla decolorazione ΔE di BioHPP dopo conservazione nel caffè, tè, tabacco, vino rosso e blu di Metilene.⁵⁾

Ruvidità delle superfici [μm]

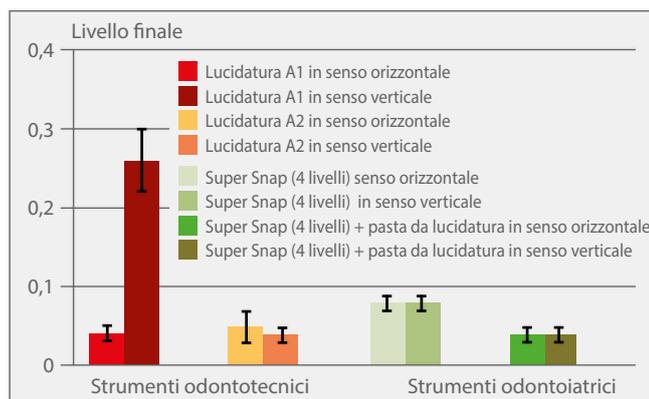


Fig. 5: Ruvidità delle superfici in BioHPP in senso orizzontale e verticale rispetto alla direzione di rifinitura in base a differenti tecniche di lucidatura.⁶⁾

Rifinitura in laboratorio per mezzo di manipolo (A1/A2):

1. Fresa in carburo di tungsteno (taglio incrociato) (REF H194 GH 40), pressione ridotta, 6.000-8.000 giri/min
2. Fresa Diagen-Turbo-Grinder verde (REF 340 0015 0), pressione ridotta, 6.000-8.000 giri/min
3. Gommino da lucidatura Ceragum a cilindro (REF PWK G065 0), pressione leggerissima, 6.000-8.000 giri/min
4. Spazzolino in pelo di capra con pasta pomice a granulometria fine (REF 350 0055 0), 5.000 giri/min
5. Spazzolino in pelo di capra con Abraso Starglanz, spazzolino in cotone senza pasta lucidante, 6.000-8.000 giri/min

Rifinitura di tipo odontoiatrico con contrangolo (B):

dischi da lucidatura Super Snap (Shofu) in questa sequenza: a grana grossa, media, fine ed extrafine, pasta da lucidatura DirectDia su disco Super-Snap Buff (Shofu) a 10.000 giri/min.

Tendenza alla decolorazione di BioHPP

Al fine di determinare la tendenza alla decolorazione esogena i provini sono stati conservati per 4 settimane in preparati di diverse sostanze (caffè, tè, tabacco, vino rosso, blu di metilene, acqua dist.) a 37 °C. La misurazione della decolorazione rispetto al provino di controllo (conservazione in un luogo asciutto e buio a 37 °C) è stata eseguita con l'ausilio dell'apparecchio ShadeEye-NCC (Shofu, Ratingen), che si basa sul principio del sistema CIELAB e rileva i valori $L^*a^*b^*$, che forniscono informazioni sulla tonalità cromatica, sulla luminosità e sulla saturazione. Attenendosi alle differenze standard è stata calcolata la variazione dei valori $L^*a^*b^*$ sul provino di controllo. Il valore ottenuto è stato contrassegnato come grado di decolorazione V. Per rilevare la totalità delle differenze tra il provino decolorato e quello di controllo, è stata calcolata la differenza di colorazione ΔE dai 3 valori. ΔE è un'unità di misura per la differenza di colorazione, riconoscibile visivamente in condizioni favorevoli.

La tendenza media alla decolorazione esogena dei campioni testati, dopo la conservazione nel caffè, nel tè, nel tabacco, nel vino rosso e nel blu di metilene, è risultata molto ridotta per novo.lign e BioHPP, con valori rispettivamente di 1,2 e 2,8 (fig. 4).

Ruvidità delle superfici e lucidatura di BioHPP

Una superficie molto liscia costituisce la premessa essenziale per un ridotto deposito di placca. Solo in questo modo la protesi rimarrà pulita a lungo e potrà essere facilmente igienizzata. Per analizzare la qualità delle superfici sono stati utilizzati provini con una lunghezza di 20 mm, una larghezza di 10 mm e uno spessore di 3 mm le cui superfici sono state lavorate come di seguito descritto: con la tecnica usuale di laboratorio senza movimento rotatorio (A1), con un'altra tecnica di laboratorio con movimento rotatorio (A2) e con un sistema di rifinitura di tipo odontoiatrico (B).

La qualità della superficie ha raggiunto, sia con la tecnica di laboratorio che con il sistema odontoiatrico, una ruvidità di 0,04 μm (fig. 5). Per poter ottenere quest'elevata qualità della superficie, è stato necessario rispettare molto attentamente la corretta procedura di lucidatura. Ne consegue che con le tradizionali tecniche di lucidatura dei compositi non si possono ottenere valori di ruvidità accettabili.

Analisi della struttura

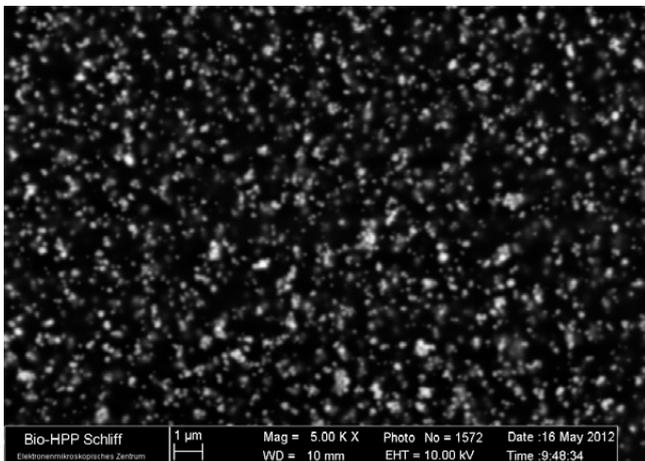


Fig. 6: Struttura di BioHPP⁷⁾.



Fig. 7: Provini con superfici in BioHPP preparate con differenti metodiche (a sinistra: fresate, al centro: con cristalli, a destra: con perle).⁸⁾

Resistenza al taglio e alla compressione [MPa] BioHPP fresato – adesivo DTK

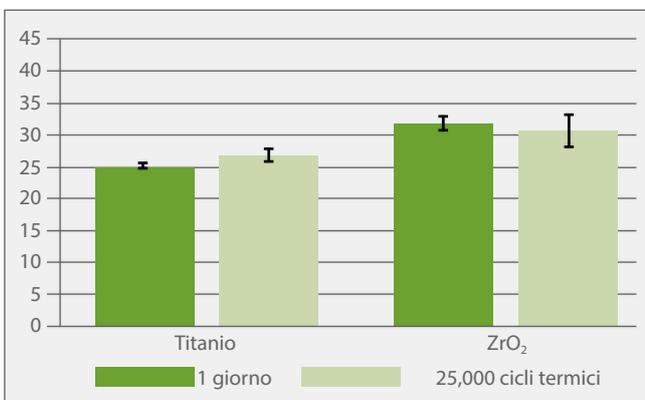


Fig. 8: Resistenza al taglio e alla compressione delle differenti versioni d'adesione BioHPP/adesivo DTK/titanio e BioHPP/adesivo DTK/ossido di zirconio dopo 1 giorno e dopo 25.000 cicli termici.⁹⁾

Misurazione della forza d'adesione di BioHPP- Provini con differenti materiali dentali

I test di resistenza al taglio e alla compressione sono stati eseguiti con la macchina elettromeccanica universale Zwick Z 005. La velocità trasversale era di 1mm/min. Per ogni metodica sono stati realizzati da 1 a 3 provini (valore iniziale) e 4 provini (invecchiamento artificiale). In questo modo è stata determinata la resistenza d'adesione di BioHPP al composito di rivestimento combo.lign e all'adesivo composito DTK. I provini in BioHPP sono stati realizzati con differenti procedimenti. Nel primo procedimento sono state applicate delle macroritenzioni meccaniche sottoforma di perle e cristalli, utilizzando la tecnica ad iniezione. Nella versione ottenuta per mezzo di fresaggio con sistema CAD/CAM le superfici dei provini erano lisce.

Le superfici delle placchette di tutti i provini sono state sabbiate con biossido di alluminio da 110 µm, a 3 bar di pressione (vedere anche fig. 7 e 9a):

1. BioHPP (fresato): 20 × 10 × 2 mm, applicazione di visio.link (90 s Dentacolor XS). Sulla superficie in BioHPP è stato inserito un anello in metallo, poi è stato applicato del combo.lign, che è stato lasciato riposare 10 min al buio e poi polimerizzato per 90 s nell'apparecchio Dentacolor XS.
2. BioHPP (tecnica ad iniezione con perle di ritenzione): 20 × 10 × 2 mm, applicazione di visio.link (90 s Dentacolor XS), applicazione dell'opaco combo.lign (90 s Dentacolor XS); su un anello in metallo inserito sulla superficie di BioHPP è stato applicato il combo.lign, che è stato fatto riposare per 10 min al buio e poi polimerizzato per 90 s nell'apparecchio Dentacolor XS.
3. BioHPP (tecnica ad iniezione con cristalli di ritenzione): 20×10×2mm, applicazione di visio.link (90 s Dentacolor XS), applicazione dell'opaco combo.lign (90 s Dentacolor XS); su un anello in metallo inserito sulla superficie di BioHPP è stato applicato il combo.lign, è stato fatto riposare per 10 min al buio e poi polimerizzato per 90 s nell'apparecchio Dentacolor XS.

La fig. 9a mostra la resistenza d'adesione di BioHPP al composito di fissaggio combo.lign. La resistenza al taglio e alla compressione di 25 MPa è rimasta stabile anche dopo l'invecchiamento artificiale. Grazie all'applicazione di macroritenzioni (perle, cristalli, vedere fig. 7) si è ottenuto un aumento considerevole della forza d'adesione fino a 40 MPa. La fig. 8 mostra la resistenza d'adesione, rilevata in vitro, di BioHPP sulle superfici in titanio e in

Resistenza al taglio e alla compressione [MPa] BioHPP – combo.lign

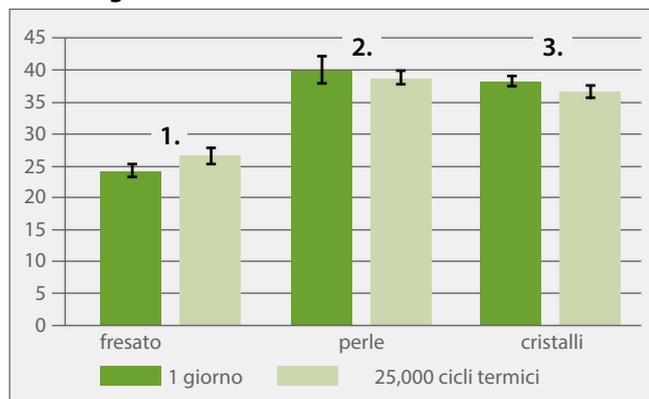


Fig. 9a: Resistenza al taglio e alla compressione di BioHPP su combo.lign su superfici preparate in modo differente dopo 1 giorno e dopo 25.000 cicli termici.¹⁰⁾

biossido di zirconio (adesivo: DTK). Sul titanio sono stati misurati 25 MPa, sull'ossido di zirconio 32 MPa, valori che anche dopo 25.000 cicli termici non hanno evidenziato alcuna diminuzione significativa dell'adesione.

I tradizionali materiali per manufatti protesici come le leghe auree, l'ossido di zirconio o le leghe non nobili evidenziano in questo test valori di resistenza d'adesione simili o inferiori, come illustrato nella fig. 9b. Inoltre è stata testata la resistenza d'adesione dei materiali sul composito da incollaggio combo.lign dopo invecchiamento artificiale e 25.000 cicli termici (TLW). Per la resistenza d'adesione viene raggiunto un livello clinicamente sicuro di 20 - 22 MPa in base alla norma DIN EN ISO 10477:2005-01.

Nota della redazione: una buona adesione sia sul materiale da rivestimento che su quello di fissaggio è determinante per una durata a lungo termine della protesi. L'aumento della ruvidità della superficie è una premessa essenziale per una buona adesione.

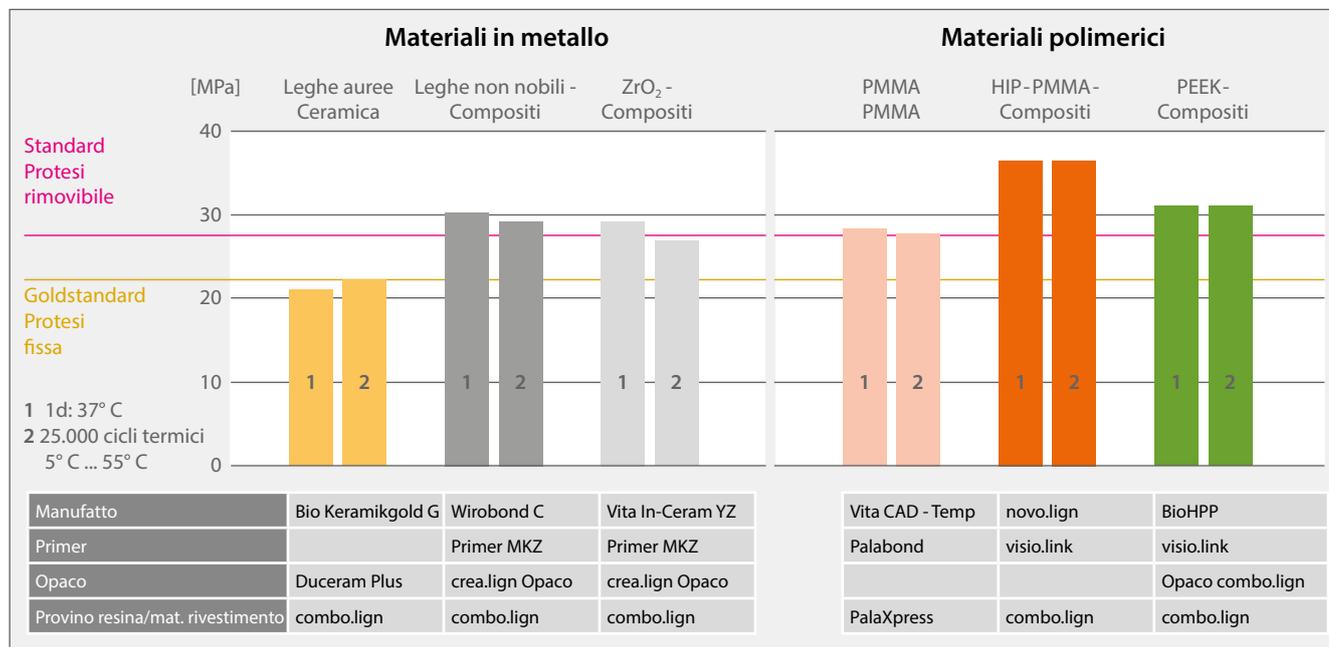


Fig. 9b: Resistenza al taglio e alla compressione di combo.lign su manufatti in metallo e in materiali polimerici.¹¹⁾

⁷⁾ Ebd., 18.

⁸⁾ Rzanny, PEEK – ein interessanter Werkstoff, ZWR 2015, 612.

⁹⁾ Ebd., 612.

¹⁰⁾ Ebd

¹¹⁾ Göbel R, Rzanny A. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe. Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.

2 Ricerche in vitro sulla frizione di BioHPP nella tecnica con corone telescopiche¹²⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Nadine Holzer
Università di Colonia
Centro di Odontoiatria e Chirurgia
oro-maxillo-facciale



L'obiettivo della presente ricerca è stato quello di misurare la forza ritentiva di corone telescopiche singole.

È stato testato come l'invecchiamento e il frizionamento possono influenzare la tenuta tra le parti telescopiche. In questo studio sono state verificate quali combinazioni di materiali portano all'abrasione del BioHPP e alla perdita di frizione, in considerazione della frequenza di inserimento della protesi. Da questi risultati è stata ottenuta la combinazione ottimale di materiali per realizzare strutture telescopiche sia primarie che secondarie. La forza di ritenzione iniziale era compresa tra 2 e 3 Newton. Un valore più alto su una telescopica singola potrebbe causare danni al tessuto parodontale.

Inoltre sono stati eseguiti dei test per determinare le linee guida ideali per realizzare la parte secondaria in BioHPP per ciò che concerne la tecnica di messa in rivestimento, le temperature di preriscaldamento e la rifinitura delle superfici interne.

Leghe non nobili



Ossido di zirconio



BioHPP pressato



BioHPP fresato



Analisi della curva di perdita di frizione tenendo conto dei differenti materiali per manufatti dentali

Con il test di trazione è stata misurata la forza ritentiva delle corone telescopiche ($\varnothing=6$ mm, altezza =5 mm) a secco e con immersione in acqua. Per verificare l'influenza dell'invecchiamento, le corone sono state ripetutamente inserite e disinserite (n max=10.000 cicli). Nel corso dei primi 100 cicli di inserimento la ritenzione è stata misurata per la prima volta dopo 10 frizioni. In seguito è stata fatta una successiva misurazione dopo 1.000 e 10.000 cicli. Su alcune corone, durante i primi controlli, è stata modificata la velocità di frizione (da 10 a 200 mm/min), per verificare se l'effetto idraulico avesse conseguenze negative sulla forza di ritenzione.

Fig. 10: Parte primaria in 3 differenti materiali per manufatti. ¹³⁾

¹²⁾ Vgl. Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H: In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik. Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.

¹³⁾ Faber, In-vitro-Untersuchungen in der Teleskoptechnik, 2013.

¹⁴⁾ Ebd.

¹⁵⁾ Ebd.

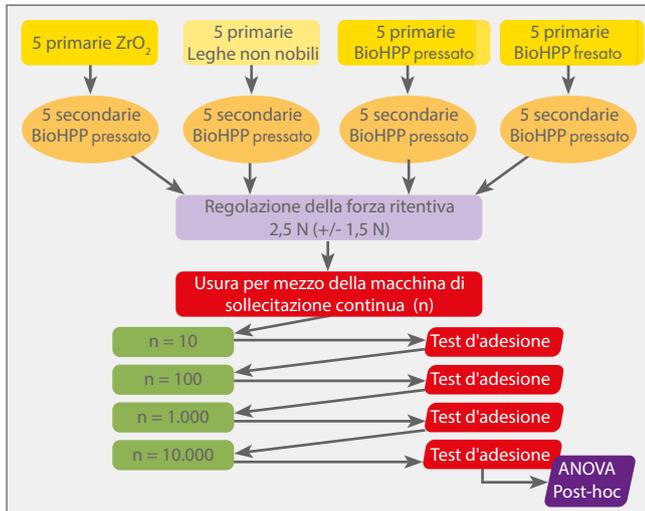


Fig. 11: Assemblaggio del materiale per telescopica primaria e secondaria nonché procedura per i test di controllo.¹⁴⁾

Dopo 10.000 cicli di inserimento e disinserimento, tutti i sistemi di telescopiche presentavano in media forze di disinserimento clinicamente accettabili. La frizione di tutti i provini è aumentata durante i primi 1.000 cicli. Successivamente queste forze tra le parti secondarie e quelle primarie in BioHPP sono rimaste più o meno stabili. Le forze ritentive delle parti secondarie sulle parti primarie in leghe non nobili e in ossido di zirconio mostravano un'elevata variabilità da 0,72 a 13,15 N. In considerazione dei valori di forza misurati, il materiale BioHPP può essere utilizzato come materiale definitivo per corone telescopiche. In combinazione con parti primarie realizzate con materiali più duri come l'ossido di zirconio e le leghe non nobili ci si deve attendere una maggiore dispersione delle forze di disinserimento. È preferibile quindi utilizzare parti primarie in BioHPP con parti secondarie in BioHPP.

Nota della redazione: i risultati dimostrano, che le parti primarie e secondarie in BioHPP rappresentano la migliore combinazione per quel che riguarda il mantenimento della frizione. Al paziente sarà quindi garantito un inserimento più semplice e una tenuta ottimale della protesi. Le forze iniziali di frizione vengono regolate grazie al controllo dell'espansione durante la realizzazione delle telescopiche secondarie. Grazie alla lucidatura a specchio delle superfici interne, per mezzo di uno spazzolino a pennello, è possibile regolare individualmente la frizione in base al numero di telescopiche.

Forza ritentiva in [N]

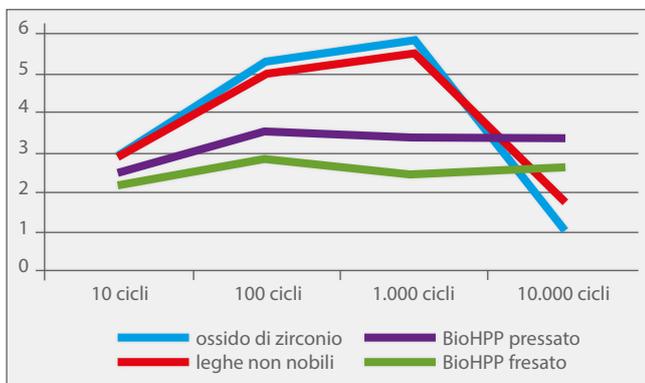


Fig. 12: Forze di ritenzione (perdita di frizione) di corone telescopiche in BioHPP su differenti materiali per corone primarie (ossido di zirconio, CoCr, BioHPP pressato, BioHPP fresato).¹⁵⁾

3 Resistenza d'adesione tra il materiale PEEK e i compositi da rivestimento estetico in base alla preparazione della superficie con test di resistenza alle forze di taglio secondo la norma EN ISO 10477¹⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Franziska Elsbernd
Università di Colonia
Centro di Odontoiatria e Chirurgia
oro-maxillo-facciale



Il controllo della forza d'adesione tra materiali per manufatti protesici (per questo studio sono stati analizzati 3 differenti polimeri ad elevate prestazioni) è stato eseguito per mezzo del test di resistenza al taglio e alla compressione in base alla norma EN ISO 10477. I provini sono stati realizzati con 3 differenti materiali PEEK per manufatti (PEEK-Optima, BioHPP fresato, BioHPP pressato). I 3 materiali sono stati condizionati in modo differente (Al₂O₃ e Rocatec) e in seguito sui materiali sono stati applicati e polimerizzati 3 differenti primer. Sulle superfici così preparate sono stati applicati 3 differenti opachi (combo.lign, opaco combo.lign, Sinfony). Dopo la misurazione, tutti i provini sono stati sottoposti ad invecchiamento artificiale per mezzo di cicli termici (71 ore a 37 °C), al fine di poterne valutare gli effetti su una durata di 5 anni nel cavo orale.

I polimeri ad elevate prestazioni a base di PEEK sono stati tutti opacizzati e per motivi estetici sono stati rivestiti con un apposito composito per rivestimento. Per aumentare la resistenza d'adesione, le superfici da rivestire sono state pretrattate in modo differente. In quest'analisi viene valutata la forza d'adesione del materiale per manufatti con i compositi da rivestimento di differenti aziende in base al tipo di condizionamento eseguito.

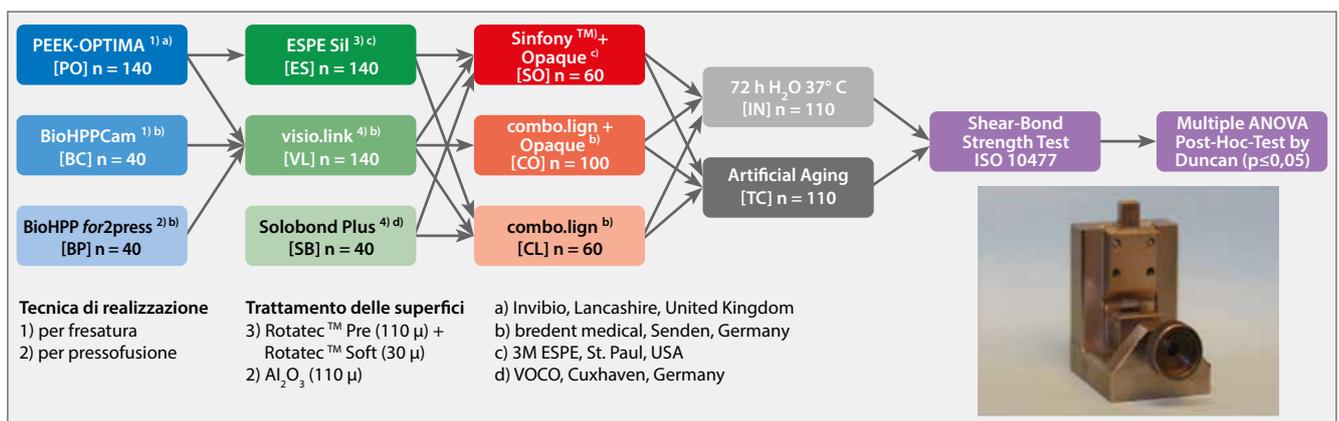


Fig. 13: Combinazione dei materiali, procedura del test e valutazione.¹⁷⁾

¹⁶⁾ Vgl. Schulte F. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbereitung [Dissertation]. Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁷⁾ Elsbernd (Schulte) F, Faber FJ, Roggendorf H. Bond Strength of different Composites to Polyetheretherketon (PEEK) (Poster). Köln: Universität zu Köln; 2015.

¹⁸⁾ Ebd.

¹⁹⁾ Ebd.

²⁰⁾ Ebd.

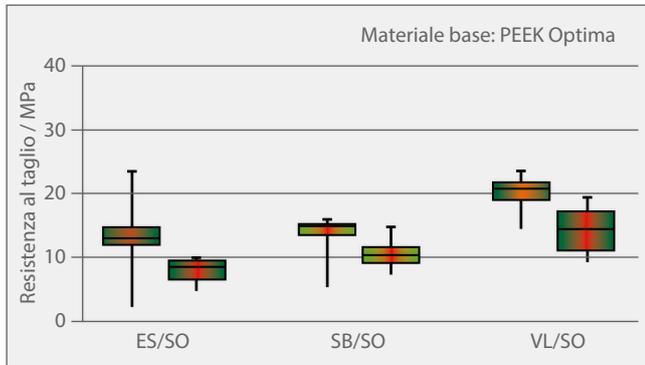


Fig. 14: Utilizzando Sinfony + Opaker la forza d'adesione, dopo la fase d'invecchiamento artificiale, è diminuita significativamente. I migliori risultati sono stati rilevati con l'utilizzo di visio.link ($p < 0,05$).¹⁸⁾

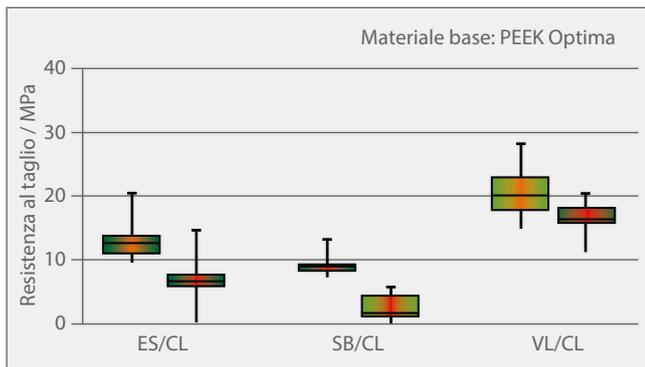


Fig. 15: I valori più bassi d'adesione, dopo la fase d'invecchiamento artificiale, sono stati misurati con l'utilizzo di Solobond Plus. I risultati di combo.lign e Sinfony+Opaker sono paragonabili.¹⁹⁾

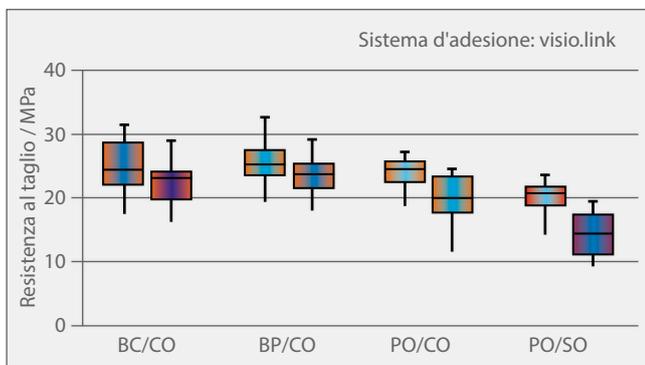


Fig. 16: In combinazione con l'adesivo visio.link si sono ottenuti dei valori di forza d'adesione >20 MPa. Solo con la combinazione del materiale PEEK Optima e Sinfony+Opaker i valori, dopo la fase d'invecchiamento artificiale, scendono in parte sotto i 20 MPa.²⁰⁾

Analisi della forza d'adesione

In base alla norma EN ISO 10477 tutti i valori si collocano in un range accettabile per l'applicazione clinica. L'unica eccezione è data dalla combinazione del materiale combo.lign sul BioHPP utilizzando l'adesivo Solobond Plus. Valori di forza d'adesione simili con i sistemi per metallo-ceramica sono stati raggiunti solo utilizzando l'adesivo visio.link.

Nota della redazione: i risultati evidenziano che il condizionamento delle superfici in BioHPP, in combinazione con un apposito primer e un opaco, è estremamente importante. Poiché BioHPP senza rivestimento risulta molto opaco, per ragioni estetiche è necessario applicare un composito da rivestimento estetico nelle zone visibili. Sono disponibili molti compositi da rivestimento con speciali primer, ma la massima forza d'adesione si ottiene con la combinazione del primer visio.link con l'opaco combo.lign. Il modulo elastico di combo.lign è stato adattato a quello del materiale BioHPP. Solo in tal modo è possibile evitare tensioni e distacchi di rivestimento. L'uso di ritenzioni meccaniche accresce ulteriormente la resistenza d'adesione.

4 Come influisce la tecnica di lavorazione sul carico di rottura di ponti in PEEK a 3 elementi²¹⁾

Dr. Bogna Stawarczyk,
Dr. Timea Wimmer,
Odt. Marlis Eichberger
Università Ludwig-Maximilian di Monaco
Policlinico di Odontoiatria Protetica

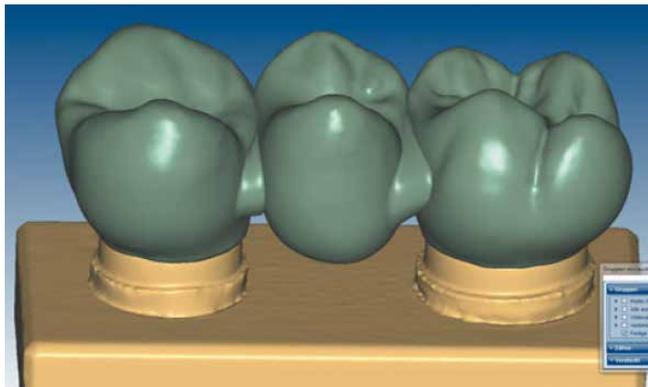


Fig. 17: Ponte costruito sul modello.²²⁾



Fig. 18: BioHPP nei 3 differenti formati: granuli, pellet e blank.²³⁾



Fig. 19: Ponte in BioHPP durante il test.²⁴⁾

I materiali a base di PEEK trovano sempre più spesso applicazione in odontoiatria. Il materiale PEEK-BioHPP rinforzato con microparticelle inorganiche può essere lavorato in diversi modi: il materiale BioHPP è disponibile nel formato in granuli o in pellet per sovrappressatura con sistema ad iniezione o in blank per fresatura, prodotti industrialmente per i sistemi CAD/CAM. L'obiettivo di questo studio è stato quello di confrontare la stabilità di ponti, realizzati con questi tre differenti tecniche di lavorazione.

Per questo studio sono stati realizzati per tre volte 15 ponti con forma congruente. La base è rappresentata da un modello di ponte standardizzato in regione 24-26 (fig. 17). Dopo la scansione (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Koblach, Austria) si è proceduto alla costruzione dei ponti (Ceramill Mind, Design-Software, Amann Girrbach), con una superficie avente un diametro di connessione di 16 mm². L'altezza occluso-gengivale della connessione misurava 4,45 mm, la larghezza vestibolo-orale era di 3,60 mm. Sulla superficie occlusale dell'elemento intermedio è stata realizzata una leggera bulinatura, affinché in questa zona potesse essere perfettamente posizionata una sfera in acciaio con diametro di 5 mm per determinare il carico di rottura (fig. 19).

Ciò ha garantito un contatto in 3 punti tra la sfera in acciaio e la superficie occlusale. Con il record di dati ottenuto, è stata eseguita la fresatura di 15 ponti su blank in BioHPP (breCAM.BioHPP, bredent) nonché di 30 ponti in cera (breCAM.wax, bredent) con la macchina fresatrice (ZENO 4030 M1, Wieland Dental + Technik, Pforzheim).

Sui ponti in cera sono stati applicati con della cera dei canali d'alimentazione, in base ai dati del produttore. I ponti in cera sono stati suddivisi in modo casuale in due gruppi e sono stati messi in rivestimento (Brevest for2press, bredent) con speciali cilindri per il BioHPP in granuli (bredent) o in pellet (bredent).

²¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahnmedizin 2014; 40:588-98.

²²⁾ Ebd., 591.

²³⁾ Ebd., 590.

²⁴⁾ Ebd., 593.

²⁵⁾ Ebd., 595.

²⁶⁾ Ebd., 594.

²⁷⁾ Ebd., 594.

²⁸⁾ Ebd., 595.

	Prodotto	Produttore	Numero di lotto	Composizione
Materiale per ponti	Materiale per ponti breCAM.BioHPP Blank	bredent Senden	381115	Polietereterchetone con microparticelle ceramiche 20 % (del peso)
	BioHPP in pellet		379806	
	BioHPP in granuli		381125	
Materiale per la cementazione	Variolink II	Ivoclar Vivadent Ellwangen	R35481/P84939	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, riempitivo inorganico (vetro di bario, trifluoruro di itterbio, Ba-Al vetro di fluoro di silicato, ossido misto sferoidale), catalizzatori, stabilizzatori, pigmenti

Carico di rottura (N) di ponti in PEEK a tre elementi

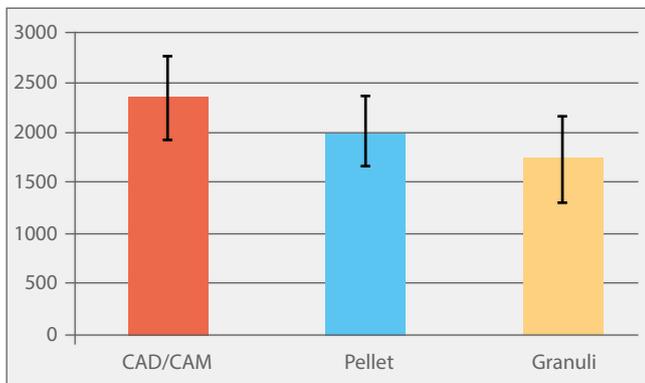


Fig. 21: Diagramma a barre (valore medio, deviazioni standard) dei valori ottenuti per il carico di rottura dei ponti realizzati con tecniche differenti e con forme congruenti.²⁶⁾

	Valore medio	Deviazioni standard	Min	Medio	Max	Modulo di Weibull
CAM.BioHPP Blank	2354	422	1571	2384	3169	2527
BioHPP in pellet	2011	353	1388	2026	2660	2155
BioHPP in granuli	1738	439	1187	1591	2631	1902

Fig. 22: Statistiche descrittive con differenze significative dei valori del carico di rottura, misurati per i ponti, nonché la distribuzione di Weibull; tutti i valori in Newton.²⁷⁾



Fig. 23: A sinistra una frattura spontanea di un ponte fresato in breCAM.BioHPP, a destra una deformazione plastica di un ponte realizzato in BioHPP in granuli.²⁸⁾

Dopo aver misurato il carico di rottura, i valori sono stati sottoposti ad una valutazione statistica per mezzo dell'analisi unifattoriale ANOVA e del test Post-hoc di Scheffé. Inoltre per definire l'affidabilità dei ponti e confrontarli tra loro, è stata calcolata anche la statistica di Weibull (modulo di Weibull). In tutti i test i valori p inferiori al 5% sono stati considerati significativi dal punto di vista statistico. I dati sono stati analizzati con il software di statistica SPSS, versione 20 (SPSS INC, Chicago, IL, USA).

I ponti fresati con blank in BioHPP, con la macchina fre-satrice, e i ponti pressati in BioHPP in pellet, con sistema ad iniezione presentavano una stabilità meccanica più elevata di quelli pressati in BioHPP in granuli. Un ulteriore vantaggio dei dischi per i sistemi CAD/CAM è dato dalla produzione industriale del materiale che presenta una qualità costante senza porosità e inclusioni. Il vantaggio della tecnica con pressofusione è rappresentato dai campi d'applicazione di BioHPP, la cui lavorazione è difficile da realizzare meccanicamente con i sistemi CAD/CAM. Indipendentemente dal metodo di realizzazione i ponti in PEEK/C a tre elementi esaminati hanno fornito valori del carico di rottura molto promettenti per l'applicazione clinica.

Nota della redazione: valori elevati del carico di rottura possono essere ottenuti solo con versioni del materiale PEEK rinforzate con microparticelle ceramiche (affinate). I riempitivi inorganici risultano perciò essere determinanti. Nel confronto tra i test sui materiali PEEK sono stati ottenuti valori di resistenza alla rottura di ca. 1.360 N. Con la tecnica di pressofusione è possibile ottenere una forza d'adesione ancora maggiore utilizzando delle ritenzioni meccaniche. A ciò si aggiunge una maggiore flessibilità che permette di realizzare costruzioni anche di grandi manufatti. Con la tecnica di pressofusione è possibile anche realizzare abutment individuali per mezzo di sovrappressatura. Un ulteriore vantaggio della tecnica di pressofusione è il tempo di lavorazione necessario, in particolare per la costruzione di grandi manufatti.

5 Studio sulle diverse metodiche di rifinitura e lucidatura per manufatti in BioHPP^{29,30)}

Dr. Bogna Stawarczyk,
 Dr. Sina Heimer,
 Dr. Anja Liebermann,
 Odt. Marlis Eichberger
 Università Ludwig-Maximilian di Monaco
 Policlinico di Odontoiatria Protesica

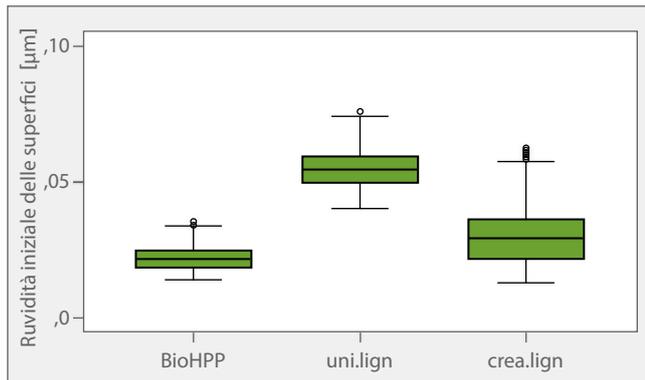


Fig. 24: Rugosità iniziale delle superfici in µm.³¹⁾

BioHPP

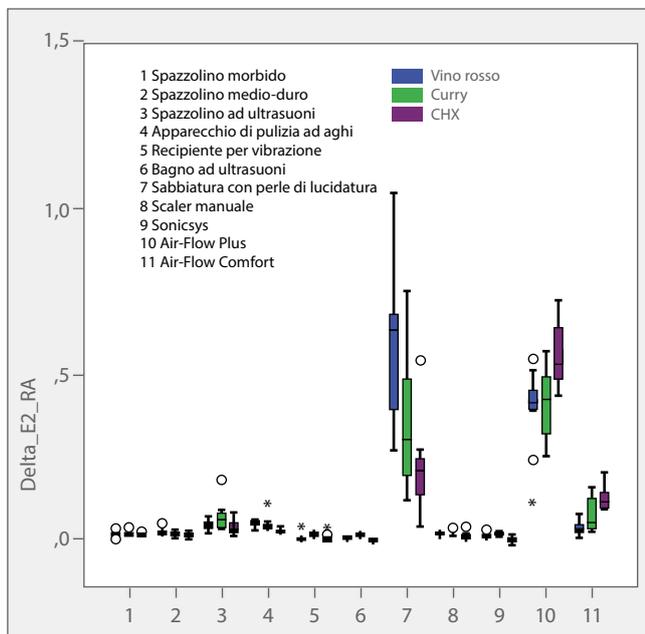


Fig. 25: Misurazione della rugosità in µm dopo il procedimento di pulizia.³²⁾

Per mezzo di questo studio sono stati esaminati quali sono i migliori metodi di di rifinitura e lucidatura, tenendo conto della tendenza alla decolorazione. I metodi comunemente in commercio sono stati suddivisi in base ai differenti campi d'applicazione: odontoiatria, odontotecnica e igiene domestica del paziente. In tal modo è stato possibile ricavare i consigli più appropriati.

I provini (15x3mm) sono stati realizzati in base alle indicazioni del produttore. Tutti i provini sono stati lucidati a specchio in base ad uno specifico protocollo di lucidatura. La qualità della lucidatura è stata misurata con un microscopio a scansione laser (fig. 24). Dopo la misurazione tutti i provini sono stati immersi per 7 giorni in differenti soluzioni a 37 °C (vino rosso, curry, clorexidina). Sui provini, invecchiati artificialmente come sopra descritto, è stata eseguita la misurazione del colore con un apposito apparecchio. A ciò è seguita la detersione dei provini in base ai differenti metodi e al termine si è proceduto a misurarne la rugosità e il grado di decolorazione.

La superficie del materiale per manufatti BioHPP ha dimostrato una migliore lucidabilità rispetto ai materiali uni.lign e crea.lign. Inoltre sul BioHPP è stata riscontrata una decolorazione ridotta rispetto ad uni.lign e crea.lign e grazie alla pulizia, è molto più facile riportare il materiale per manufatti al suo colore iniziale. I metodi di pulizia più indicati per BioHPP e uni.lign sono:

- paciente: spazzolino con setole morbide o medio-morbide
- laboratorio: apparecchio di pulizia ad aghi e bagno ad ultrasuoni
- studio odontoiatrico: Air-Flow Comfort e Air-Flow Plus

²⁹⁾ Vgl. Heimer S. Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.

³⁰⁾ Vgl. Heimer S. Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP. München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.

³¹⁾ Ebd.

³²⁾ Ebd.

³³⁾ Ebd.

³⁴⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

BioHPP

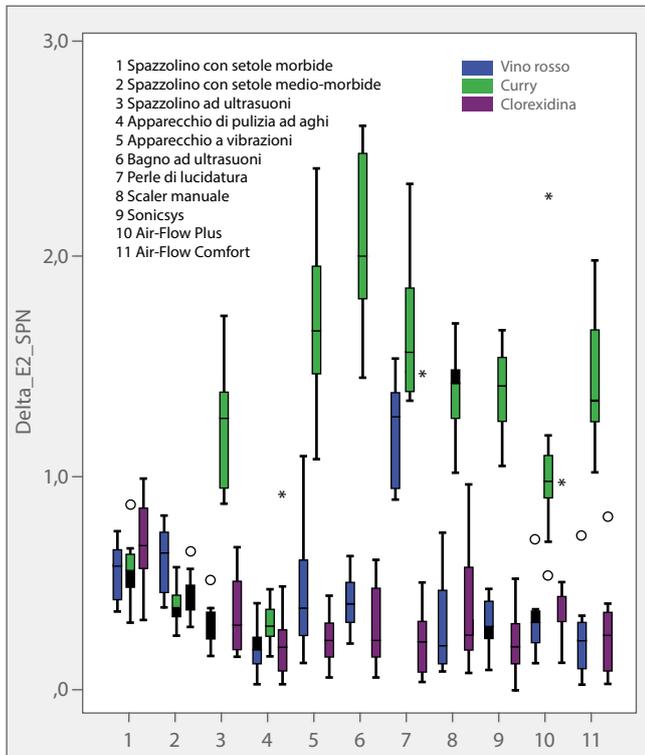


Fig. 26: Percentuali di decolorazione di BioHPP dopo il relativo procedimento di pulizia.³³⁾

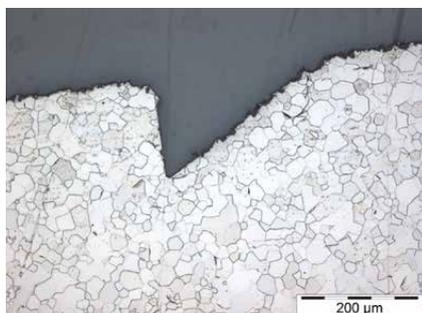
Nota della redazione: „è stato riscontrato che i pazienti con una protesi in BioHPP ottengono una migliore pulizia, se utilizzano quotidianamente spazzolini da denti con setole morbide o medio-morbide. Con questo metodo non è necessario eseguire la rifinitura e la successiva lucidatura. Non si consiglia l'utilizzo di spazzolini ad ultrasuoni, poichè in questo caso si possono formare delle superfici ruvide. Per quanto riguarda il laboratorio odontotecnico è emerso che i bagni ad ultrasuoni e gli apparecchi per pulizia ad aghi puliscono le protesi in BioHPP in modo eccellente. Anche in questo caso successivamente non è stato necessario eseguire la lucidatura. Per quanto riguarda lo studio odontoiatrico le superfici in BioHPP possono essere pulite con Air-Flow Comfort o Air-Flow Plus. In tal modo le superfici però diventano leggermente ruvide, richiedendo successivamente una lucidatura a specchio. Nel "Manuale di consultazione rapida per lo studio odontoiatrico" è possibile trovare informazioni utili sui metodi di pulizia.³⁴⁾

6 Formazione di uno strato di ossido durante la sovrappressatura su basi in titanio preconfezionate in BioHPP ³⁵⁾

Prof. Dr. I.-M. Zylla
Istituto Superiore Osnabrück
Laboratorio per la
metallurgia e l'analisi dei
materiali



Fig. 27: Base in titanio elegance con impermeatura ultimata (a sinistra) e dopo sovrappressatura con BioHPP (a destra).³⁶⁾



Provino: ordine n. 22131878
del 27.09.2013
Modellazione:
cera
Mordenzatura:
mordenzante Kroll
Ingrandimento:
100 : 1
Struttura:
nella zona di ritenzione
 α - cristalli misti
superficie senza strato di
ossido

Fig. 28: Immagine al microscopio ottico della struttura in titanio dopo sollecitazione termica a 630 °C.³⁷⁾

In questo studio è stato analizzato il cambiamento della struttura dei componenti preconfezionati in titanio (grado 4), che sono stati utilizzati per realizzare gli abutment individuali di elementi singoli con la tecnica di sovrappressatura. Il protocollo di lavorazione per la sovrappressatura richiede la messa in rivestimento, seguita da un trattamento termico. Tale trattamento termico può influire negativamente sulle proprietà meccaniche del titanio di grado 4. Inoltre è stata studiata la comparsa di uno strato di ossido e la formazione di gap tra il materiale BioHPP e l'abutment in titanio.

Gli abutment in titanio (SKY elegance) sono stati sovrappressati con il BioHPP, in base alle indicazioni del produttore, per mezzo del sistema for2press. Per la 1. e la 3. serie è stata impostata una temperatura di preriscaldamento di max. 630°C, mentre per la 2. serie una temperatura di preriscaldamento di 850 °C. Tutti i provini sono stati modellati in resina calcinabile. Sono state realizzate delle micrografie, che sono state analizzate al microscopio per verificare gli eventuali cambiamenti della struttura. Inoltre sono state eseguite delle misurazioni per la curva della durezza, al fine di poter provare un possibile indurimento e quindi un cambiamento della struttura. La formazione di titanio, alluminio e ossigeno è stata dimostrata utilizzando lo spettro lineare EDX.

Sono stati testati due provini per ciascuno tipo di modellazione e serie (in totale 10 provini). Sia i provini della prima serie che quelli dell'ultima non presentavano nessuno strato di ossido apprezzabile. È stato osservato solamente uno strato sottile di ossido di titanio.

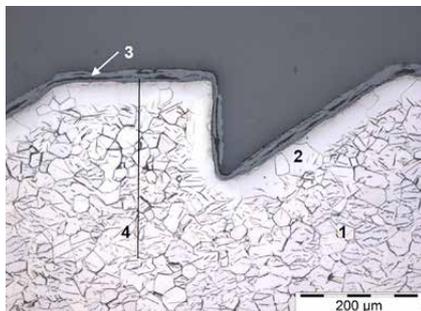
³⁵⁾ Vgl. Zylla, IM. Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP. Osnabrück: Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.

³⁶⁾ Bilder bredent GmbH & Co. KG, Senden.

³⁷⁾ Zylla, Entstehung der Oxidschicht, Osnabrück, 2014, 2.

³⁸⁾ Ebd., 8.

³⁹⁾ Ebd., 11



Provino: ordine n. 12839958 del 14.03.2014
Modellazione: PiKu
Mordenzatura: mordenzante Kroll
Ingrandimento: 100 : 1
Struttura: nella zona di ritenzione
 1. α - cristalli misti con precipitati aciculari
 2. strato ossido
 3. strato di ossido di titanio
 4. curva di durezza

Fig. 29: Base in titanio SKY elegance con demarcazione della linea della microdurezza rilevata con il microscopio ottico.³⁸⁾

Nella 2. serie è stato individuato uno strato di ossido con uno spessore di ca. 40 μm (fig. 29), come si può rilevare dai valori di microdurezza che sono stati documentati (fig. 30). In generale la struttura in titanio presentava cambiamenti significativi. Nei grani dei cristalli misti erano presenti precipitati aciculari contenenti ossigeno. Quest'ultimi si sono prodotti per reazione con i gas che si diffondono a temperature molto elevate. Si osservi inoltre la quota relativamente elevata di particelle Al₂O₃ (materiale abrasivo per sabbatura) sulla superficie dell'abutment, che avrebbe potuto influire sulla resistenza d'adesione.

Microdurezza – curva

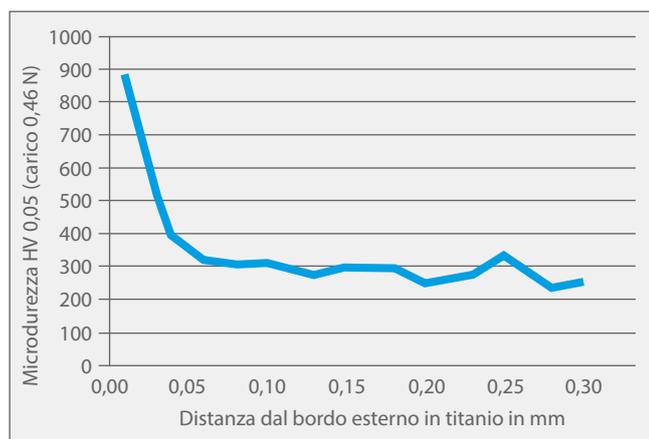


Fig. 30: Risultati della misurazione della curva di microdurezza (vedere anche fig. 29).³⁹⁾

Nota della redazione: lo studio ha dimostrato, che con una temperatura di preriscaldamento di max. 630 °C sulla superficie dell'abutment in titanio non si forma nessuno strato di ossido. È sconsigliabile la formazione di uno strato di ossido, poichè quest'ultimo, a causa della sua elevata durezza, presenta caratteristiche di fragilità e in caso di sollecitazione possono verificarsi lesioni o eventuali danni successivi. Se la temperatura del forno di preriscaldamento per il cilindro in rivestimento non viene controllata e si raggiunge in tal modo una temperatura troppo elevata, all'interno della struttura del titanio possono formarsi dei cristalli misti intermetallici. A causa di questo cambiamento della struttura si riducono i valori meccanici e l'abutment in titanio sovrappressato con il BioHPP può subire dei danni. La lega in titanio (grado 4) della base dell'abutment SKY elegance soddisfa tutte queste esigenze e può essere messa in rivestimento, preriscaldata ed impiegata per la tecnica di sovrappressatura.

7 Esami in vitro di ponti a quattro elementi su monconi in resina (TCML - cicli termici e meccanici - e test con carico di rottura): realizzazione completamente anatomica in PEEK fresato e pressato⁴⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinica Universitaria di Regensburg
Policlinico per l'Odontoiatria Protetica

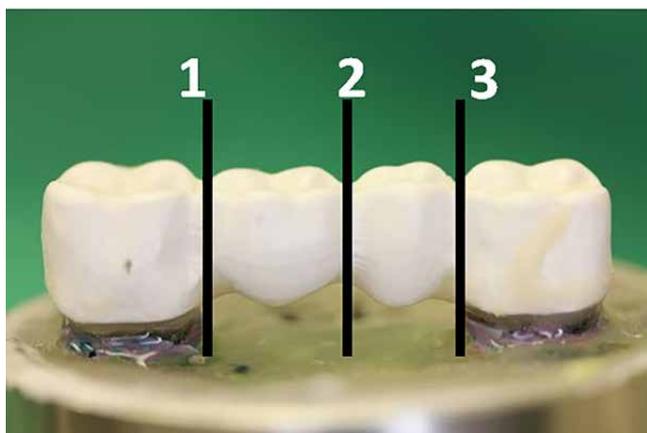


Fig. 31: Dimensioni delle aree di connessione (linea di demarcazione nera).⁴¹⁾



Fig. 32: Dimensioni di un elemento intermedio.⁴²⁾

L'obiettivo dello studio è stato quello di valutare il comportamento di ponti a quattro elementi senza rivestimento estetico, che sono stati realizzati in PEEK con una modellazione completamente anatomica. Le due serie, sottoposte allo studio, si differenziavano per il tipo di lavorazione del PEEK. Con la prima serie i ponti erano stati fresati in PEEK, con l'altra serie pressati in PEEK. L'attenzione si è focalizzata in particolare modo sulle dimensioni delle aree di connessione, per poter determinare a tal fine l'estensione massima possibile dei ponti per protesi fisse definitive in BioHPP.

Per eseguire l'esame sono stati realizzati monconi in resina con zoccolo mobile e un'ampiezza della sella intercalare libera di 17 mm e con una preparazione a chamfer (8 provini per ogni serie). Successivamente i monconi sono stati pretrattati con Al_2O_3 da 110 μm e a 2 bar di pressione e con Heliobond (Ivoclar Vivadent). Anche le superfici interne dell'ancoraggio dei ponti sono state opportunamente preparate e in aggiunta è stato applicato il primer visio.link (bredent). Al termine si è proceduto alla cementazione dei ponti con adesivo Variolink II (Ivoclar Vivadent). Le tre zone di connessione dei ponti a quattro elementi (fig. 31) sono state modellate allo stesso modo per tutti i ponti, che sono stati sottoposti allo studio.

Le dimensioni delle aree di connessione dalla zona palatinale a quella buccale misuravano in media 4.97mm (1), 4.44mm (2) e 4.95mm (3). Il diametro medio misurato dalla zona oclusale a quella basale era rispettivamente di 3.64mm (1), 3.91mm (2) e 3.73mm (3). La superficie di connessione era in media di 13.55mm² (1), 13.59mm² (2) e 13.55mm² (3). Nella zona degli elementi intermedi la sezione di rinforzo più lunga risultava al centro nella zona della fessura centrale fino al supporto basale (fig. 32). Questo tipo di modellazione, in studi condotti precedentemente, si è rivelato ottimale per quanto riguarda la resistenza alla rottura.

⁴⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁴¹⁾ Ebd., 4.

⁴²⁾ Ebd., 4.

⁴³⁾ Ebd., 9.

⁴⁴⁾ Ebd., 7

⁴⁵⁾ Ebd., 9.



Fig. 33: Frattura di un ponte in BioHPP realizzato con tecnologia CAD/CAM.⁴³⁾

n	Perdita di forza senza danni visibili	Formazione di una fessura alla base	Lesione del manufatto
	1158	1567	-
2	997	1475	-
3	979	1433	-
4	871	1325	-
5	-	1327	-
6	980	1583	-
7	1149	1407	-
8	-	1361	-

Fig. 34: Valori del carico di rottura (in Newton) misurati su ponti in BioHPP.⁴⁴⁾

n	Formazione di una fessura alla base	Lesione del manufatto
9	1538	1850
10	1734	1734
11	1540	1638
12	1338	-
13	1855	1868
14	1639	1639
15	1442	-
16	1385	1680

Fig. 35: Valori del carico di rottura (in Newton) misurati su ponti fresati in BioHPP.⁴⁵⁾

Dopo il pretrattamento i ponti cementati sono stati sottoposti ad un invecchiamento artificiale che corrispondeva ad una durata clinica di inserimento nel cavo orale di cinque anni (1.2 x 10⁶ x 50 N carichi meccanici e 2 x 3.000 x 5 / 55 °C cicli termici alternati). La misurazione del carico di rottura è stata eseguita con la macchina universale per il controllo della trazione-compressione (Zwick).

Per le strutture che hanno subito dei cedimenti, come valori del carico di rottura sono stati presi in esame quelli relativi alle fessure che si sono formate basalmente (vedere figg. 33-35). Prima che si formassero delle fessure sui ponti, sono stati percepiti acusticamente dei segnali di cedimento che indicavano probabili tensioni interne nella struttura. Le strutture hanno ceduto, senza che i danni fossero visibili. Con questi valori di carico, a seguito del cedimento dei ponti, probabilmente nel cavo orale si sarebbero verificati subito fenomeni di chipping.

La forza necessaria per formare una fessura nella zona basale è stata in media superiore di ca. 100 N nei ponti fresati rispetto a quella nei ponti pressati. È possibile supporre che le costruzioni fresate fossero meno elastiche (dopo la formazione della fessura è possibile uno sviluppo supplementare della forza fino alla frattura) e presentassero meno tensioni interne (nessun rumore di frattura).

Una costruzione completamente anatomica di un ponte in PEEK, in colore naturale del dente, tenendo conto della stabilità della costruzione, è indicata come soluzione alternativa possibile per una riabilitazione protesica metal free.

Nota della redazione: in base a questo studio è stato possibile far approvare l'utilizzo del materiale per manufatti BioHPP per l'indicazione di ponti fissi con un'estensione di max. 16 mm su monconi non preparati. Inoltre la superficie di connessione nella zona degli elementi diatorici non dovrebbe essere inferiore a 14mm². Per garantire una maggiore forza d'adesione tra il composito da rivestimento e il materiale per manufatti, la sezione più lunga di rinforzo dovrebbe essere posizionata tra la fessura centrale e il supporto basale, per permettere un buon assorbimento del carico masticatorio.

8 Controllo delle forze di adesione tra l'abutment (titanio, BioHPP) e le strutture (ossido di zirconio, BioHPP) con un angolo di preparazione di 4°/8° per verificare l'efficacia dei differenti cementi⁴⁶⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
 Clinica Universitaria di Regensburg
 Policlinico per l'Odontoiatria Protetica



In questo studio è stata verificata la forza d'adesione per mezzo di un test di trazione con differenti materiali di fissaggio (cementi, adesivi, compositi), in base a differenti angoli di preparazione (4°, 8°) e a due diversi materiali per abutment (titanio, BioHPP). Come materiali per le corone sono stati utilizzati l'ossido di zirconio e il BioHPP. In base ai valori della forza di resistenza registrati, è stato possibile determinare se un certo tipo di materiale da fissaggio sia indicato per cementazioni provvisorie o definitive. È stato inoltre esaminato il pretrattamento degli abutment e delle corone con differenti adesivi.

Come punto di partenza per i test di trazione sono stati realizzati degli abutment in titanio della ditta Straumann. Il design assomigliava a quello di un abutment preconfezionato con un angolo di preparazione di 4° e 8°. I provini sono stati puliti e su ogni abutment sono state fissate 8 cappette con differenti cementi. Durante la cementazione la cappetta è stata sottoposta ad una pressione costante di 15 N. I provini cementati sono stati lasciati in un'incubatrice per 24 ore, a 37 °C, e coperti con un panno umido, e successivamente sono stati rimossi assialmente ad una velocità di 1 mm/min. In tutti i casi, il pretrattamento dei provini è stato eseguito in un laboratorio odontotecnico con gli apparecchi ivi disponibili. Gli abutment in titanio e le cappette in BioHPP sono state sabbiate con 110 µm di Al₂O₃. Per ogni gruppo sono stati testati 8 provini con un angolo di preparazione di 4° e 8°.

Sono stati testati i seguenti cementi:

- 1) Ossido di zinco senza eugenolo (Temp-Bond, Kerr), senza pretrattamento
- 2) Ossido di zinco senza eugenolo (Temp-Bond, Kerr), con attivazione visio.link (polimerizzazione 90 s)
- 3) A base di silicone A (TempoSIL 2, Coltène), senza pretrattamento
- 4) A base di silicone A (TempoSIL 2, Coltène), con attivazione visio.link (polimerizzazione 90 s)

⁴⁶⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Kappchen (ZrO₂, BioHPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.

⁴⁷⁾ Ebd., 3.

⁴⁸⁾ Ebd., 4.

⁴⁹⁾ Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von BioHPP. bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

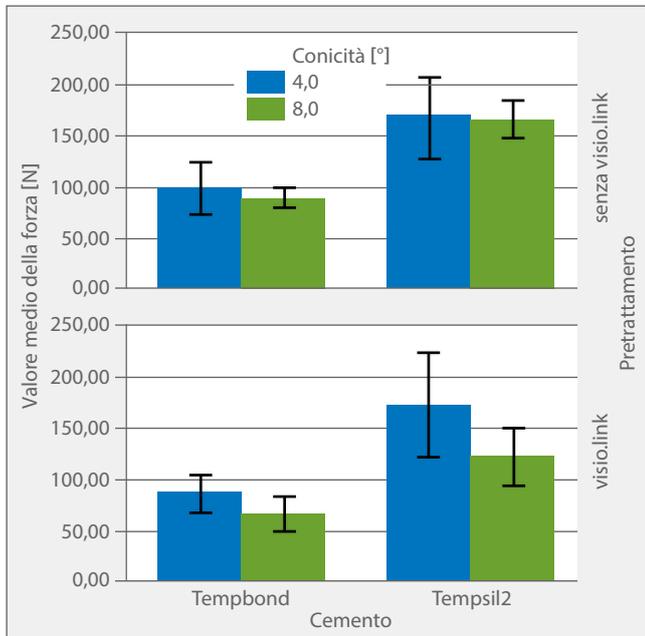


Fig. 36: Forza ritentiva delle corone in BioHPP con cementazione provvisoria su abutment in titanio con un angolo di preparazione di 4°/8°.47)

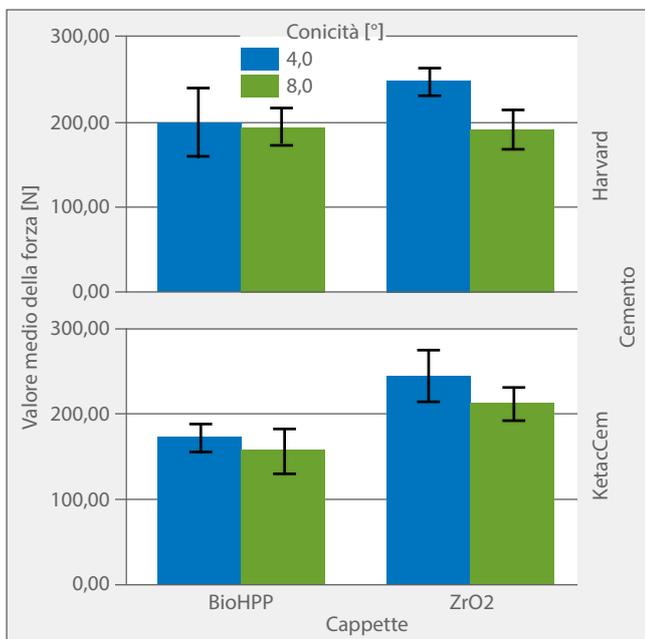


Fig. 37: Forza ritentiva delle corone in BioHPP/ossido di zirconio con cementazione definitiva sugli abutment (angolo di preparazione 4°/8°).48)

Nel caso dei materiali per cementazione provvisoria, TempoSIL 2 (Coltène) ha raggiunto una forza d'adesione significativamente più elevata ($p < 0,007$) in tutte le versioni rispetto a Temp-Bond (Kerr) (fig. 36). Solo con TempoSIL 2, utilizzato in combinazione con il primer visio.link, è stata registrata una differenza significativa ($p = 0,025$) tra la conicità di 4° e 8°.

Con l'utilizzo di Temp-Bond la quantità di residui del cemento sull'impianto è stata maggiore rispetto ai gruppi di confronto, con un'eccezione (TempoSIL 2: 8°). Applicando il primer visio.link, la quantità di residui del cemento con Temp-Bond è rimasta sempre elevata, mentre con TempoSIL 2 è stata inferiore rispetto all'applicazione senza il bonder.

Analogamente le cappette realizzate in ossido di zirconio e in BioHPP sono state cementate definitivamente sugli abutment in BioHPP, aventi lo stesso design (cemento al fosfato di zinco Harvard, Harvard; cemento vetroionomerico Ketac Cem, 3M).

Durante la cementazione l'ossido di zirconio ha evidenziato valori di forza d'adesione significativamente più elevati ($p < 0,024$) rispetto ai materiali per cappette di tutti i gruppi, solo nella cementazione con Harvard e un angolo di preparazione di 8° tra le cappette in BioHPP e quelle in ossido di zirconio non si presentava una differenza significativa ($P = 1,000$) (fig. 37).

Dopo il test di trazione sull'impianto sono rimasti dei residui di cemento con una percentuale compresa tra ca. il 10% (Ketac Cem/biossido di zirconio/4°+8°) e il 55% (Ketac Cem/BioHPP/4°+8° e Harvard/BioHPP/4°). Utilizzando le cappette in BioHPP i valori dei residui di cemento sono stati in generale più elevati rispetto a quelli ottenuti con l'utilizzo di cappette in biossido di zirconio. Tra le versioni con un angolo di preparazione di 4° e 8° non è stata accertata alcuna differenza.

Nota della redazione: TempoSIL 2 è ottimamente indicato per la cementazione provvisoria del BioHPP sugli abutment in titanio. Con TempoSIL 2 non è necessario un pretrattamento con visio.link. Per il fissaggio definitivo con i cementi, le cappette in biossido di zirconio sugli abutment in titanio hanno ottenuto valori di ritenzione più elevati. Con un angolo di preparazione di 8° non c'era alcuna differenza. Anche utilizzando KetacCem sono stati raggiunti valori d'adesione accettabili. I risultati di questo studio sono stati resi disponibili come informazioni supplementari per gli odontoiatri nello speciale "Manuale di consultazione rapida per lo studio odontoiatrico".49)

9 Studio in vitro di ponti a quattro elementi su denti naturali (TCML - cicli termici e meccanici - e test con carico di rottura) con differenti tipologie di materiali per manufatti e rivestimenti⁵⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinica Universitaria di Regensburg
Policlinico per l'Odontoiatria Protetica

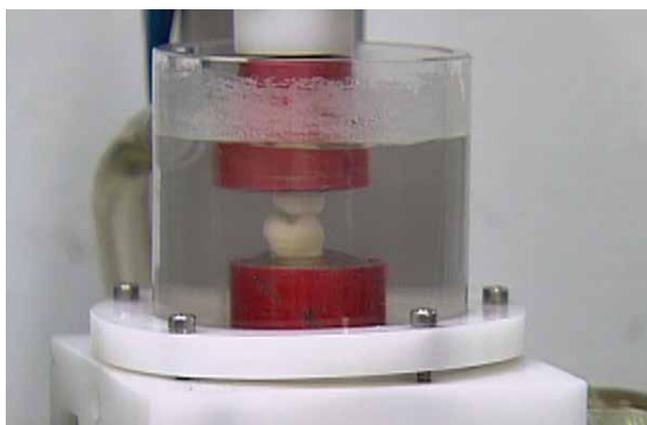


Fig. 38: Camera per provini per il carico masticatorio.⁵¹⁾



Fig. 39: Ponte dopo test di carico con chipping del rivestimento.⁵²⁾

Ponti	F [N] Apertura della fessura a livello della base	F [N] max	Tipo di frattura
1	300	1092	Formazione di fessure, nessun distacco del rivestimento, nessuna frattura del manufatto
2	600	2000	Frattura completa del rivestimento/manufatto/moncone
3	800	2150	Frattura del rivestimento
4	1000	1480	Frattura del rivestimento
5	600	1950	Frattura del manufatto
6	700	1830	Frattura del rivestimento
7	400	2660	Frattura del manufatto
8	1100	1600	Frattura del rivestimento

Fig. 40: Serie di test eseguiti con rivestimenti ottimizzati. Curva della forza [N] durante il carico di rottura e il tipo di frattura.⁵³⁾

L'obiettivo di questo studio è stato quello di valutare il comportamento di ponti a 4 elementi in BioHPP rivestiti in composito estetico. I manufatti sono stati realizzati con il materiale BioHPP in granuli e il sistema ad iniezione for2press di bredent e si differenziavano per il tipo di modellazione, per il materiale da rivestimento e per l'altezza verticale dei monconi.

Per questa ricerca è stata realizzata una serie di ponti a 4 elementi, con base mobile, per poter simulare il movimento fisiologico dei denti. Le basi dei monconi sono state preparate con una spalla circolare arrotondata internamente. L'altezza di ritenzione dei monconi variava tra 3 e 6 mm. Dopo la cementazione adesiva dei ponti con Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) i manufatti sono stati rivestiti con il composito crea.lign (bredent). Successivamente i provini sono stati sottoposti alla simulazione del carico masticatorio e al test del carico di rottura.

Nell'applicazione clinica persino la formazione di una fessura a livello della base è stata valutata come un insuccesso, poiché le fessure nel composito potevano contribuire, da un punto di vista clinico, ad un maggior deposito di placca, ad una maggiore predisposizione all'idrolisi del materiale ed inoltre ad un maggior rischio di parodontite e carie.

Le costruzioni di ponti, per i quali sono stati utilizzati rivestimenti estetici ottimizzati, al termine della simulazione del carico masticatorio e del test del carico di rottura presentavano una sufficiente resistenza. Nel caso dei rivestimenti estetici ottimizzati è stata fatta attenzione che quest'ultimi non sporgessero dal manufatto e che non presentassero né bordi o punti di separazione nelle zone delle connessioni con spigoli vivi.

Nota della redazione: durante la realizzazione di protesi fisse in BioHPP e rivestite con il composito crea.lign è necessario fare particolare attenzione all'aspetto morfologico. Valori di resistenza alla rottura compresi tra 600 e 1.100 Newton si sono raggiunti solo evitando lesioni sulla parte basale del ponte. In base a questi risultati e ai tipi di frattura è possibile fornire consigli per la lavorazione.

⁵⁰⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.

⁵¹⁾ Ebd., 3.

⁵²⁾ Ebd., 6.

⁵³⁾ Ebd., 6.

⁵⁴⁾ Vgl. Rosentritt M. In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken. Regensburg: Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.

⁵⁵⁾ Ebd., 3.

⁵⁶⁾ Ebd., 3.

10 Studio in vitro di ponti a tre elementi realizzati con tecniche diverse ma identico design⁵⁴⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Clinica Universitaria di Regensburg
Policlinico per l'Odontoiatria Protetica

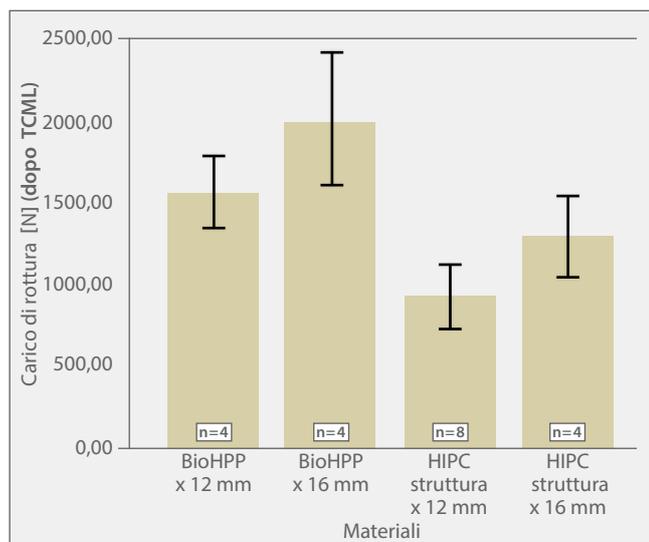


Fig. 41: Carico di rottura delle differenti serie di provini.⁵⁵⁾

Carico di rottura [N]	N	Valore medio	Deviazioni standard	min.	max.
Connessioni struttura in HIPC x 12 mm ²	8	920.3	196.3	602.0	1245.0
Connessioni struttura in HIPC x 16 mm ²	4	1289.0	249.9	951.0	1538.0
Connessioni BioHPP x 12 mm ²	4	1558.3	224.5	1259.0	1802.0
Connessioni BioHPP x 16 mm ²	4	2004.5	405.7	1642.0	2586.0

Fig. 42: Rappresentazione per mezzo di una tabella del carico di rottura con valore medio, deviazioni standard, valori minimi e massimi.⁶⁾

Con l'ausilio del simulatore di masticazione sono stati esaminati la durata e la resistenza alla rottura di ponti con tecniche diverse ma identico design dopo averli sottoposti a cicli termici e meccanici (TCML). Sono stati presi in considerazione contemporaneamente differenti diametri di connessione.

Monconi identici di molari in PMMA sono stati fissati a coppie nella resina per una simulazione dell'appoggio parodontale. Per simulare un'edentulia intercalata, la distanza tra i monconi era di ca. 10mm. Partendo da un modello in gesso, la breudent ha realizzato dei ponti identici standardizzati con ogni tipo di materiale protesico. La cementazione dei ponti è stata eseguita con Variolink II (Ivoclar Vivadent). I ponti sono stati sottoposti ad una simulazione del carico masticatorio (1.200.000 x 50 N; 2 x 3.000 x 5° / 55 °C; H2O, 2 min. per ogni ciclo). Come elemento antagonista è stata utilizzata una sfera in steatite (d=10mm). Durante la simulazione del carico masticatorio i ponti sono stati controllati per poter rilevare un'eventuale frattura, in base al relativo numero di cicli, e determinare la durata relativa di sopravvivenza.

Al termine della simulazione del carico masticatorio, tutti i ponti, sottoposti allo studio, non hanno evidenziato danni visibili. Tuttavia dopo la simulazione, i ponti presentavano tracce evidenti di usura nella zona di contatto. In generale i ponti esaminati fornivano valori di rottura, che erano notevolmente superiori al valore soglia di 500 N, che generalmente viene richiesto per gli elementi diatirici. Rispetto a ciò le protesi in ceramica presentano valori di rottura simili o più ridotti. In questo contesto è necessario tenere in considerazione che la flessione massima dei ponti al raggiungimento del valore di rottura può portare a limitazioni cliniche.

Nota della redazione: grazie all'elevata resistenza alla rottura di BioHPP dopo una simulazione masticatoria (invecchiamento), il materiale BioHPP può essere utilizzato per protesi fisse. I diametri delle connessioni di 12 e 16mm² permettono di realizzare delle strutture dal ridotto design per il successivo rivestimento estetico. Il risultato estetico non viene pregiudicato nello spazio interdentale. La resistenza alla rottura di BioHPP supera quella dei materiali ceramici tradizionali per manufatti fino a 1.000 Newton.

11 Carico di rottura e tipologia di frattura delle protesi fisse in PEEK rivestite con differenti materiali⁵⁷⁾

Dipl. Ing. Simon Taufall
Università Ludwig-Maximilians di Monaco
di Baviera

In questo studio è stato esaminato il carico di rottura delle protesi in BioHPP, rivestite con differenti materiali, dopo invecchiamento artificiale.

A tale scopo, per mezzo di blank fresati in BioHPP, sono stati realizzati ponti a tre elementi, aventi la stessa forma, che successivamente sono stati sabbiati con particelle di Al₂O₃. I provini erano tutti ponti di tre elementi, con canino e secondo premolare come denti pilastro, e con il primo premolare come elemento intermedio. Dopo il condizionamento con il primer visio.link e con l'opaco combo.lign i ricercatori hanno suddiviso i provini in quattro gruppi in base al diverso tipo di rivestimento:

- A) rivestimento con breCAM.HIPC per mezzo di fresatura con processo digitale,
- B) rivestimento in composito crea.lign in gel stratificato
- C) rivestimento in composito crea.lign in pasta stratificato
- D) incollaggio delle faccette estetiche preconfezionate novo.lign.

Manufatto	breCAM.BioHPP (PEEK), N=120, LOT: 400177							
Rivestimento	Rivestimento metodo digitale breCAM.HIPC (N=30), LOT: 406700	Rivestimento metodo tradizionale		Faccette estetiche preconfezionate novo.lign (N=30, LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681)				
		crea.lign (N=30), LOT: 130513	crea.lign Paste (N=30), LOT: 134524, 141207					
Invecchiamento	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici
Q.tà	15	15	15	15	15	15	15	15

Fig. 43: Processi eseguiti durante lo studio con i differenti tipi di rivestimento.⁵⁸⁾

La metà dei provini di ciascun gruppo di rivestimenti estetici è stata sottoposta ad invecchiamento artificiale per mezzo di cicli termici (10.000 cicli, 5-55°C, ognuno per 20 secondi, vedere fig. 43).

Per il test di carico di rottura i provini sono stati tutti cementati su abutment in CoCrMo condizionati. Gli abutment sul modello master sostituivano i denti pilastro canino e secondo premolare. Successivamente tutti i provini sono stati sottoposti a carico, applicando una forza di 100 N per 15 minuti. Dopo il test di carico di rottura i provini sono stati ulteriormente conservati per 48 ore in acqua distillata a 37°C.

I risultati del test di carico di rottura hanno dimostrato, che il rivestimento realizzato in modo digitale ha raggiunto valori di carico di rottura significativamente più elevati rispetto ai provini stratificati convenzionalmente (vedere figg. 44, 45). I valori raggiunti dopo il test di carico sui provini con rivestimento estetico, realizzato manualmente, non hanno evidenziato tra loro sostanziali differenze. Analizzando il tipo di frattura sono emerse due tipolo-

⁵⁷⁾ Vgl. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations* 2016;20(9): 2493-2500.

⁵⁸⁾ Ebd., Tabelle 1

⁵⁹⁾ Ebd., Tabelle 2

⁶⁰⁾ Ebd., Abb. 5

⁶¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? *Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahntechnik* 2014; 40:596.

⁶²⁾ Vgl. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, Schmidlin PR. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2015;114(5):666-673.

Manufatti	breCAM.BioHPP (PEEK), n=120, LOT: 400177							
Rivestimento	Rivestimento metodo digitale breCAM.HIPC (n=30), LOT: 406700		Rivestimento metodo tradizionale				Faccette preconfezionate novo.lign (n=30), LOT: Z3304499, Z3843532, 3849293, Z3303681	
			crea.lign (n=30), LOT: 130513		crea.lign in pasta (n=30), LOT: 134524, 141207			
Invecchiamento	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici	nessuno	10.000 cicli termici
Valore medio [N]	1882	2021	1138	1008	1226	1229	1213	1149
Divergenza media [N]	152	184	278	372	280	239	380	274
95% Intervallo di confidenza [N]	1797-1967	1919-2124	984-1293	802-1215	1070-1382	1096-1362	1002-1425	997-1301

Fig. 44: I risultati del test di carico di rottura evidenziano che i valori più alti ottenuti sono quelli del rivestimento con metodo digitale.⁵⁹⁾

gie di cedimento strutturale: i primi tre gruppi (rivestiti con metodo digitale e rivestiti con metodo tradizionale) hanno evidenziato fratture e lesioni nelle zone di connessione interprossimale. Nel quarto gruppo il tipo di frattura non era riscontrabile visivamente. Tuttavia la curva di carico indicava la frattura dei provini, che veniva percepita notevolmente anche a livello acustico. In questo caso i ricercatori hanno ipotizzato un cedimento dell'adesione tra il manufatto in BioHPP e le faccette estetiche preconfezionate.

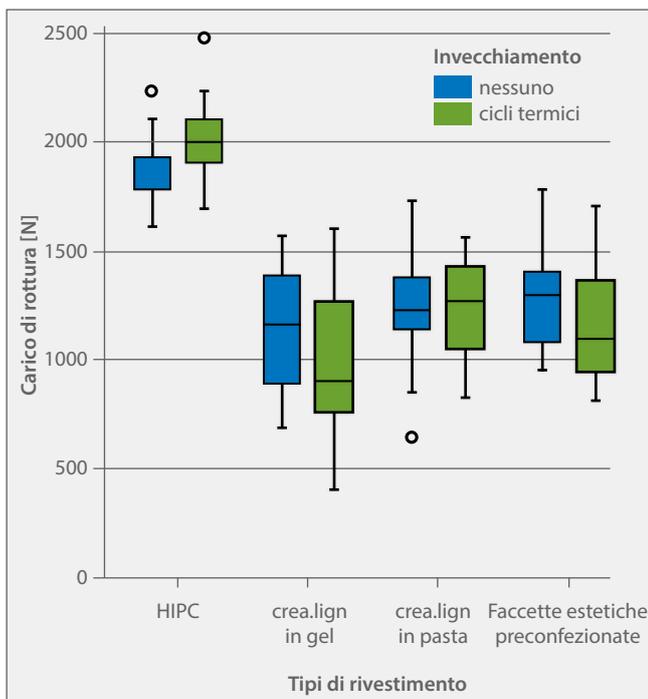


Fig. 45: I risultati dei test di carico di rottura rappresentati graficamente con un diagramma a scatola (box-plot)⁶⁰⁾.

In generale tutti i manufatti sottoposti ai test hanno evidenziato una sufficiente resistenza alla rottura. Il valore massimo delle forze occlusali nella zona dei diatorici è stato di 909 N.⁶¹⁾

I ricercatori hanno spiegato che i valori di resistenza alla rottura significativamente più elevati dei rivestimenti realizzati digitalmente sono riconducibili al ridotto numero di fasi di lavorazione manuale. È emerso inoltre che l'invecchiamento artificiale non ha avuto alcuna influenza rilevante sulla capacità di sopportazione del carico da parte dei provini.

Il punto debole dei primi tre gruppi di rivestimento è stato quello delle zone di connessione interprossimale, poiché il manufatto in quelle zone presentava delle sezioni più ridotte.

Per i rivestimenti del quarto gruppo si rilevava una maggiore resistenza, tale da dimostrare persino una riduzione della forza adesiva, prima ancora della lesione del rivestimento estetico.

Nella presente sperimentazione si dovrebbe tenere in considerazione che il CoCrMo, come materiale per abutment, ha un modulo elastico notevolmente più elevato rispetto a quello della sostanza dentale.

Nota della redazione: in uno studio condotto precedentemente dall'Università Ludwig-Maximilians i ricercatori erano giunti alla conclusione che il PEEK, in qualità di materiale per manufatti, non dovrebbe essere rivestito con i metodi tradizionali.⁶²⁾

Lo studio qui presentato è stato eseguito dall'Università con i componenti del sistema visio.lign ed ha quindi dimostrato che i manufatti in BioHPP (PEEK con riempitivo ceramico) possono essere rivestiti. Grazie al sistema visio.lign la brendent offre in totale quattro diverse tipologie di rivestimento per differenti indicazioni.

12 Adesione batterica sul BioHPP⁶³⁾

Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer, Dr. L. Scheideler
 Università Eberhard Karls di Tübingen
 Centro per l'Odontoiatria, la Medicina orale e maxillo-facciale, Dipartimento di „Scienza e Tecnologia dei materiali in medicina“

Adesione dello Streptococcus Gordonii (riepilogo)

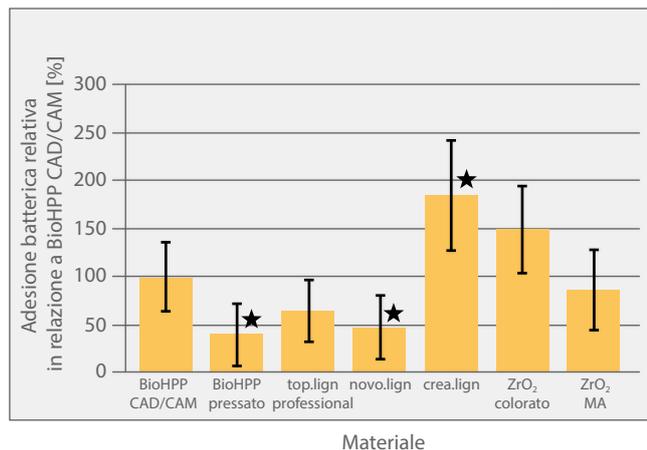
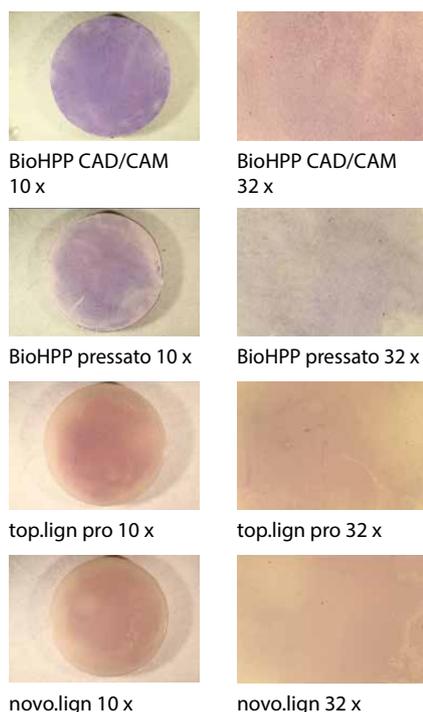


Fig. 46: Colonizzazione iniziale dello *S. gordonii*. Riepilogo dei dati raccolti con due test. Tempo d'adesione: 2 ore (valori medi con deviazioni standard; n=6; stella= differenza significativa in relazione a BioHPP CAD/CAM; p=0,05).⁶⁴⁾



L'obiettivo di questo studio è stato quello di esaminare l'adesione della placca batterica al materiale BioHPP, a base di PEEK, rispetto agli altri materiali per manufatti e per il rivestimento estetico.

A tale scopo sulle superfici dei provini sono state applicate delle culture batteriche orali, documentando e quantificando la loro adesione per mezzo di sistemi ottici. In questo studio si è proceduto ad inoculare nei provini differenti microrganismi con alternanza continua tra la fase di movimento e quella di stasi, simulando in tal modo le condizioni presenti nelle cavità della bocca (p.es. gli spazi interdentali). I test sono stati eseguiti con *Streptococcus Gordonii* come batterio di colonizzazione tipico del cavo orale e con ceppi di culture miste orali. Per il confronto sono stati utilizzati tre differenti materiali a base di PMMA (top.lign professional, novo.lign, crea.lign) e l'ossido di zirconio. L'ossido di zirconio è stato testato in due differenti versioni (ZrO₂ colorato e ZrO₂ CAD/CAM).

L'obiettivo della ricerca è stato quello di creare delle superfici con condizioni simili a quelle presenti durante la normale preparazione dei restauri dentali nella prassi quotidiana. Pertanto la pulizia e la rifinitura delle superfici sono state eseguite presso i laboratori della ditta bredent in base alle consuete procedure odontotecniche.

Gli esperimenti eseguiti con differenti kit per test e coloranti, per la quantificazione dei batteri attraverso la produzione del substrato (attività metabolica), hanno mostrato qualche approccio iniziale promettente, ma poi si sono rivelati troppo poco sensibili e scarsamente riproducibili con il sistema di sperimentazione utilizzato. Perciò dopo alcuni test preliminari questi approcci sperimentali sono stati abbandonati. La colorazione con cristalvioletto (o violetto di genziana) si è rivelata il metodo d'analisi meglio riproducibile, nonostante i problemi che sono sorti a causa delle condizioni delle superfici dei provini utilizzati per questo studio.

⁶³⁾ Vgl. Geis-Gerstorfer J, Scheideler L. Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik. Tübingen: Eberhard Karls Universität, Medizinische Werkstoffkunde & Technologie; 2015.

⁶⁴⁾ Ebd., 6.

⁶⁵⁾ Ebd., 7, 8.

⁶⁶⁾ Ebd., 9.

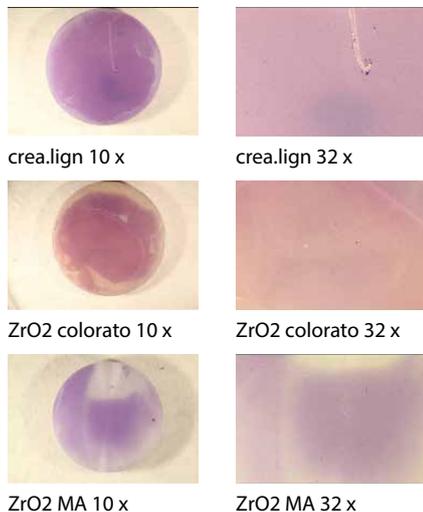


Fig. 47: Rappresentazione ingrandita dei risultati di una serie di test per la copertura dei batteri con *S. gordonii*.⁶⁴⁾

Adesione dello Streptococcus Gordonii (attività metabolica CCK-8)

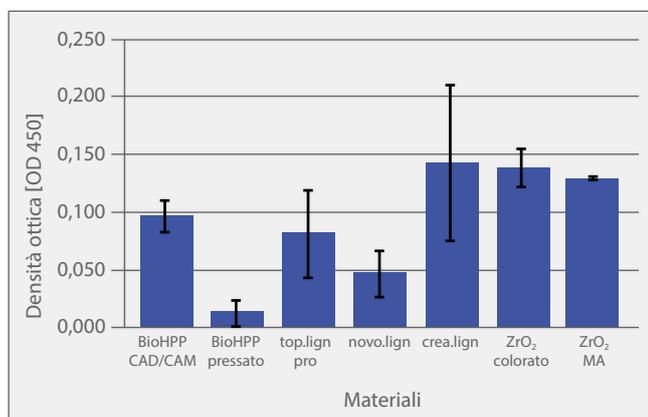


Fig. 48: Colonizzazione iniziale dello *S. gordonii*. Test dell'attività metabolica. Tempo d'adesione: 2 ore. (Valori medi con deviazioni standard; n=3).⁶⁵⁾

La presenza dello *S. gordonii* sulla superficie di BioHPP pressato e di novo.lign era significativamente più ridotta rispetto a quella sulla superficie di BioHPP CAD/CAM utilizzato come materiale di riferimento nella comparazione (fig. 46). In media il deposito più elevato è stato misurato sul composito crea.lign. La quantità di batteri, che si sono depositati sulla superficie, rilevata per mezzo della sostanza colorante, è stata in questo caso il doppio di quella del BioHPP CAD/CAM (184 %).

I batteri sono stati colorati con il cristalvioletto. La fig. 47 mostra la quantità di biofilm formatosi sulle differenti superfici a causa dello *S. gordonii*. Per ogni materiale è stato realizzata un provino. Le immagini a sinistra mostrano i vari provini, mentre quelle a destra ne evidenziano alcuni dettagli.

Si nota chiaramente che nei test con lo *S. gordonii* la superficie del BioHPP pressato presenta un deposito notevolmente ridotto rispetto a quella della versione CAD/CAM. È facilmente riconoscibile anche il deposito di batteri relativamente più spesso e continuo sulla superficie del crea.lign rispetto a quello sulla superficie del novo.lign, rappresentato nella fig. 48. Lo *S. gordonii* presentava un'adesione relativamente marcata anche sulle superfici in ossido di zirconio esaminate.

I risultati del test CCK-8 si sono ben correlati con quelli dell'esperimento eseguito successivamente sugli stessi provini per mezzo della colorazione con cristalvioletto. I dati rappresentati nella fig. 48 sulla formazione del substrato hanno evidenziato la stessa tendenza di quelli raccolti attraverso la colorazione con cristalvioletto e illustrati nella fig. 46. Lo *S. gordonii* si è depositato sulla superficie del BioHPP pressato e del novo.lign in quantità ridotta rispetto alla superficie del materiale di riferimento BioHPP CAD/CAM. In media il deposito più elevato è stato registrato sulla superficie del crea.lign.

Nota della redazione: da questi risultati è possibile dedurre, che l'adesione di placca e batteri sulle superfici in BioHPP esposte nelle cavità orali non è maggiore di quella che si osserva sulle superfici in zirconio o in composito da rivestimento. Ciò richiede però una superficie perfettamente lucidata a specchio. In caso di superfici ruvide i risultati possono variare.

13 Come influiscono i differenti metodi di trattamento delle superfici sull'angolo di contatto e sulla ruvidità superficiale⁶⁷⁾

Dr. Candida R.C. Sturz
Dipartimento Interdisciplinare di Chirurgia orale
e Implantologia, Dipartimento
di Chirurgia maxillo-facciale e Chirurgia plastica
Università di Colonia

L'obiettivo di questo studio è stato quello di testare gli effetti di differenti metodi di rifinitura sulle superfici dei materiali per i restauri dentali.

A tale scopo i ricercatori hanno misurato la ruvidità della superficie e l'idrofobia del materiale PEEK (BioHPP), di tre resine composite (breformance, crea.lign, novo.lign) e dell'ossido di zirconio (brezirkon) (vedere fig. 49). Come superficie di riferimento è stata presa in considerazione quella dello zirconio, che non è stata sottoposta ad alcun trattamento superficiale (riferimento ZrO).

Abbreviazione	Materiale	Lotto #	Nome del prodotto	Riempitivo	Percentuale del riempitivo
PEEK-IOF	BioHPP	379805	BioHPP	Ceramica inorganica e ossidi metallici	<30%
PMMA-noF	PMMA, MMA, EGDMA	374873	breformance	-	-
DMA-nano	Bis-GMA, UDMA, dimetacrilato alifatico	123765	crea.lign	Ceramica inorganica	~50%
PMMA-DMA	PMMA ad alto peso molecolare e dimetacrilato	3.1/120609	novo.lign	Ceramica inorganica	<10%
ZrO	Ossido di ittrio, parzialmente stabilizzato, ZrO ₂ pressato isostaticamente	378421	brezirkon	Alluminio	0,2-0,5%

Fig. 49: Materiali testati.⁶⁸⁾

In totale sono stati esaminati 160 provini, e ogni gruppo di materiali è stato sottoposto a lucidatura in base ai seguenti quattro procedimenti:

Gruppo 1: rifinitura con carta abrasiva; la superficie è stata rifinita con carta abrasiva al carburo di silicio, granulometria 1.000; movimento di rifinitura in linea retta e procedendo nella stessa direzione

Gruppo 2: rifinitura con punta abrasiva; la superficie è stata rifinita in modo uniforme con una punta Arkansas cilindrica, bianca; movimento di rifinitura in linea retta, procedendo con la stessa direzione ed utilizzando un manipolo dritto

Gruppo 3: trattamento Air-Flow; la superficie è stata lucidata con polvere al bicarbonato (65µm)

Gruppo 4: lucidatura a specchio; la superficie è stata lucidata

a specchio con la pasta diamantata Zi-polish (1µm) della bredent e con uno spazzolino di cotone.

I ricercatori hanno verificato la ruvidità della superficie dei provini per mezzo di un microscopio a scansione laser, prendendo in esame un'area di 320x320µm. Per determinare l'idrofobia hanno misurato due angoli di contatto (a sinistra e a destra) per ogni goccia d'acqua.

I risultati delle misurazioni mostrano che in tutti i gruppi di materiali si è avuto un aumento significativo della ruvidità superficiale con tutti i metodi di rifinitura (vedere figg. 50-53). Però nel caso della superficie in ZrO la ruvidità è diminuita significativamente. Dopo la rifinitura con carta abrasiva il materiale PMMA-DMA ha raggiunto il valore di ruvidità più basso (0,008µm ± 0,0025), mentre il materiale PMMA-noF, dopo il trattamento Air-Flow, quello più alto (2,917µm ± 0,4709). Dopo il trattamento Air-Flow le superfici di PMMA-noF e PMMA-DMA risultavano fortemente irruvidite.

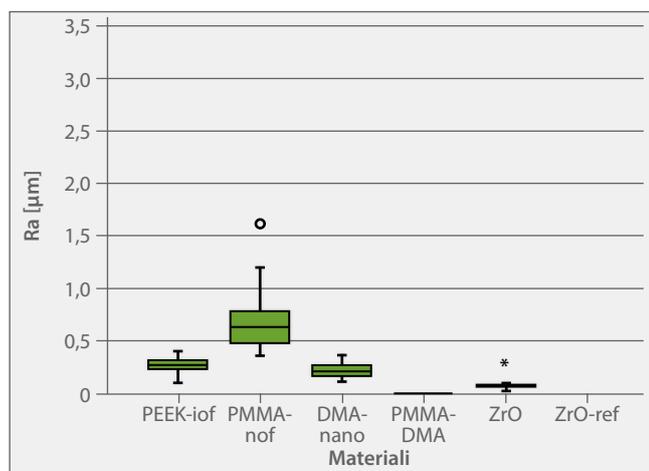
⁶⁷⁾ Vgl. Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. *Dental Materials Journal* 2015; 34(6): 796-813.

⁶⁸⁾ Ebd., 798.

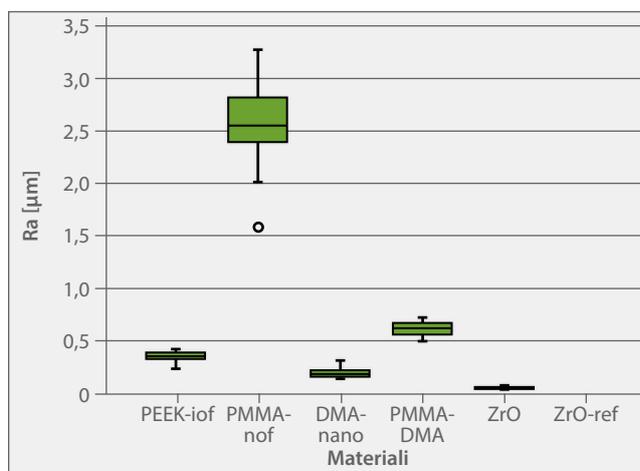
⁶⁹⁾ Ebd., 802, 803.

⁷⁰⁾ Ebd., 803.

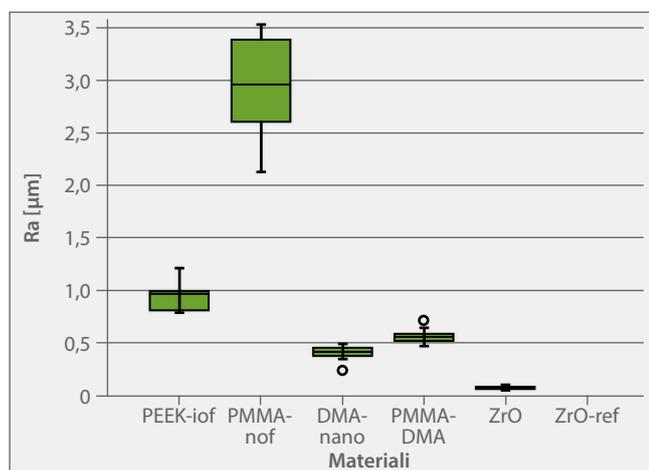
Rifinitura con carta abrasiva



Rifinitura con punta abrasiva



Trattamento Air-Flow



Lucidatura a specchio

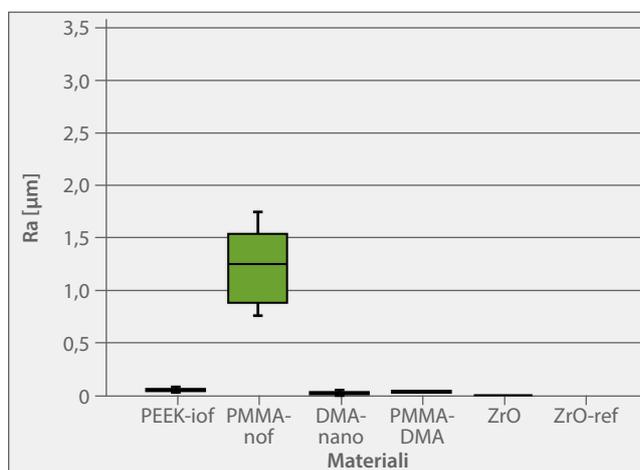
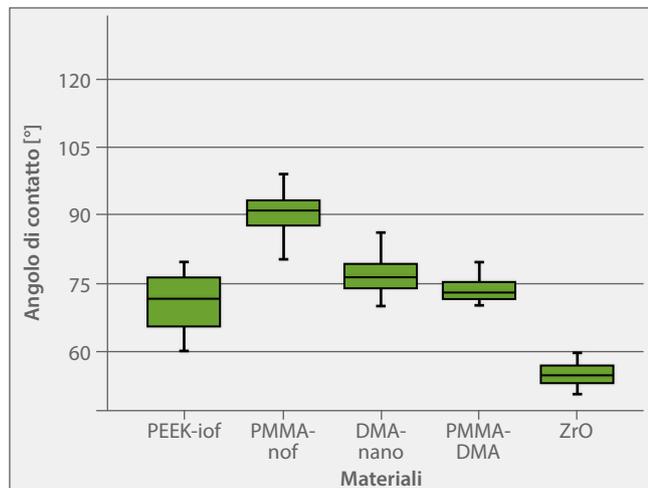


Fig. 50-53: Il diagramma a scatola (box-plot) mostra l'aumento della ruvidità delle superfici dopo tutti i trattamenti, tranne che per la superficie in ZrO.⁶⁹⁾

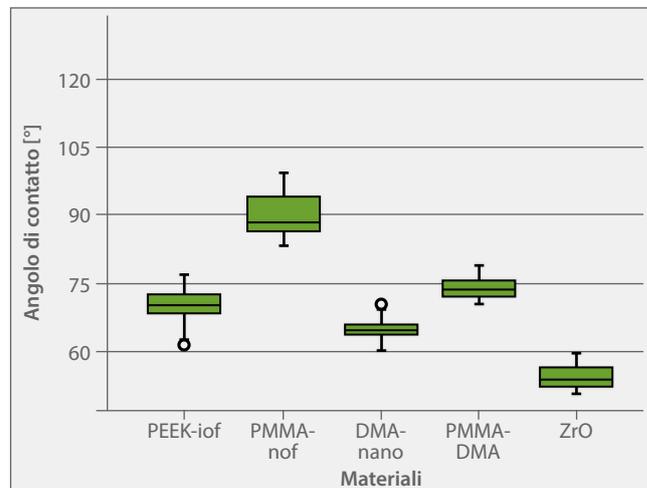
Materiale	Trattamento della superficie	Ra Valore medio	SD ±	Rz Valore medio	SD ±	Sa Valore medio	SD ±
PEEK-IOF	Rifinitura carta abrasiva	0,277	0,0664	1,589	0,2957	0,547	0,1023
	Rifinitura punta abrasiva	0,364	0,0657	1,959	0,1854	1,114	0,1356
	Trattamento Air-Flow	0,952	0,1359	5,613	0,2558	1,505	0,1705
	Lucidatura a specchio	0,073	0,0128	0,501	0,0448	0,148	0,0384
PMMA-noF	Rifinitura carta abrasiva	0,703	0,2867	4,003	1,3486	4,743	1,0355
	Rifinitura punta abrasiva	2,567	0,4929	13,050	0,9857	5,103	0,7687
	Trattamento Air-Flow	2,917	0,4709	13,930	1,1547	6,197	0,9268
	Lucidatura a specchio	1,260	0,3529	6,733	0,7229	3,303	0,6909
DMA-nano	Rifinitura carta abrasiva	0,236	0,0727	1,349	0,3917	0,357	0,0712
	Rifinitura punta abrasiva	0,218	0,0588	1,261	0,2709	0,907	0,2020
	Trattamento Air-Flow	0,405	0,0742	2,249	0,1588	0,632	0,1852
	Lucidatura a specchio	0,399	0,0038	0,245	0,0243	0,108	0,0585
PMMA-DMA	Rifinitura carta abrasiva	0,008	0,0025	0,800	0,0280	0,020	0,0070
	Rifinitura punta abrasiva	0,633	0,0739	3,543	0,3182	1,378	0,3055
	Trattamento Air-Flow	0,567	0,0725	3,200	0,1053	1,076	0,1495
	Lucidatura a specchio	0,050	0,0064	0,328	0,0255	0,075	0,0117
ZrO	Rifinitura carta abrasiva	0,091	0,0449	0,519	0,1299	0,097	0,0243
	Rifinitura punta abrasiva	0,073	0,0127	0,419	0,0426	0,106	0,0157
	Trattamento Air-Flow	0,076	0,0148	0,464	0,0954	0,095	0,0088
	Lucidatura a specchio	0,103	0,0036	0,108	0,0427	0,023	0,0079
ZrO superf. di riferimento		0,058	0,0173	0,352	0,1238	0,073	0,0179

Fig. 54: Risultati della misurazione della ruvidità delle superfici.⁷⁰⁾

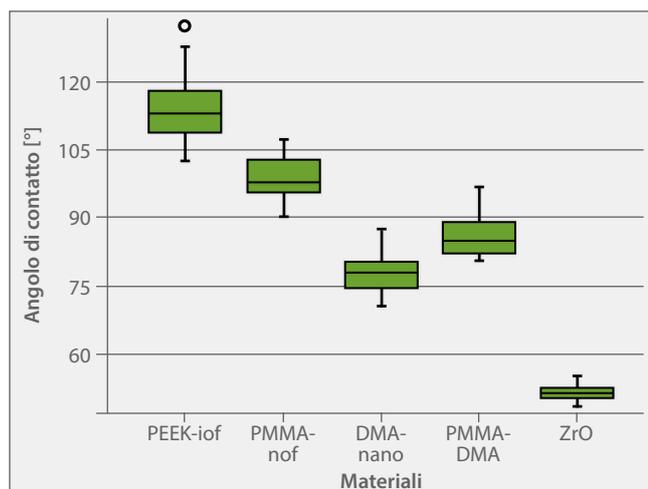
Rifinitura con carta abrasiva



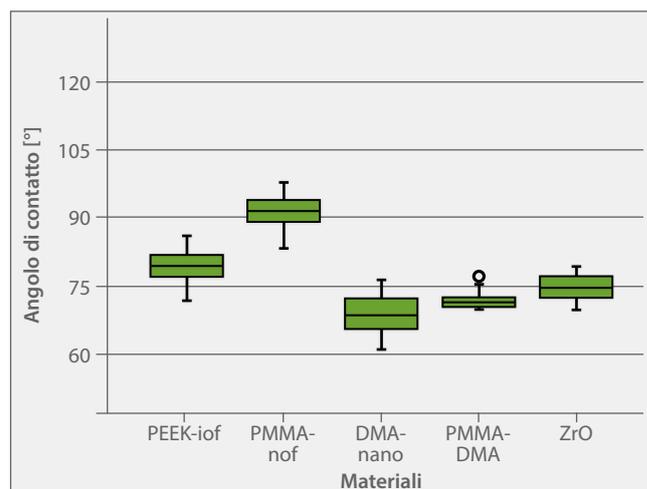
Rifinitura con punta abrasiva



Tattamento Air-Flow



Lucidatura a specchio



Figg. 55-58: Il diagramma a scatola (box-plot) mostra i valori della misurazione dell'angolo di contatto.⁷¹⁾

L'analisi della misurazione dell'angolo di contatto ha dato come risultato valori compresi tra 51,6° e 114° (vedere figg. 55-58). Il trattamento Air-Flow della superficie in ZrO ha evidenziato i valori più bassi dell'angolo di contatto (51,6° ± 1,16), mentre i valori più alti sono stati misurati per le superfici in PMMA-nof sottoposte a trattamento Air-Flow (114,4 ± 6,46).

⁷¹⁾ Ebd., 808.

⁷²⁾ Ebd., 808, 809.

Materiale	Trattamento della superficie	Valore medio	SD ±
PEEK-IOF	Rifinitura carta abrasiva	70,8	5,85
	Rifinitura punta abrasiva	70,2	3,35
	Trattamento Air-Flow	114,0	6,46
	Lucidatura a specchio	79,4	3,57
PMMA-noF	Rifinitura carta abrasiva	90,7	4,29
	Rifinitura punta abrasiva	90,0	4,90
	Trattamento Air-Flow	98,6	3,91
	Lucidatura a specchio	91,5	3,46
DMA-nano	Rifinitura carta abrasiva	76,9	4,01
	Rifinitura punta abrasiva	65,0	2,16
	Trattamento Air-Flow	77,9	4,10
	Lucidatura a specchio	69,1	4,13
PMMA-DMA	Rifinitura carta abrasiva	73,8	2,65
	Rifinitura punta abrasiva	73,9	2,47
	Trattamento Air-Flow	86,3	4,96
	Lucidatura a specchio	71,9	1,55
ZrO	Rifinitura carta abrasiva	55,0	2,70
	Rifinitura punta abrasiva	54,2	2,45
	Trattamento Air-Flow	51,6	1,61
	Lucidatura a specchio	75,0	2,63
ZrO superf. di riferimento		94,2	1,18

Fig. 59: Risultati della misurazione dell'angolo di contatto.⁷²⁾

Con il trattamento Air-Flow sono risultati valori dell'angolo di contatto complessivamente maggiori per tutti i gruppi di materiali, tranne che per la superficie in ZrO. È stato possibile dimostrare chiaramente una relazione tra i valori della ruvidità superficiale e quelli dell'angolo di contatto solo per il trattamento Air-Flow, mentre per tutti gli altri metodi non è stata evidenziata alcuna correlazione. In generale i processi di lucidatura hanno portato ad un notevole aumento dell'angolo di contatto per le superfici in PEEK-IOF, PMMA-noF e in ZrO. Si è verificata una diminuzione dell'angolo di contatto per mezzo dei processi di lucidatura solo con i materiali DMA-nano e PMMA-DMA.

Nota della redazione: il trattamento Air-Flow e la lucidatura con pasta brillantante hanno portato anche nel caso del materiale BioHPP (PEEK-IOF) ad una ruvidità della superficie, che favorisce, nel cavo orale, il deposito di placca e batteri e la decolorazione. Per evitare ciò, il materiale BioHPP dovrebbe essere rivestito con il composito crea.lign (DMA-nano) o con le faccette estetiche novo.lign.

14 Studio sulla perdita di tessuto osseo marginale perimplantare in caso di carico immediato. Confronto tra protesi fisse su arcata completa con struttura in metallo e con struttura in polietereeterchetone⁷³⁾

Marta Belén Cabo Pastor
Dr. María Celia Haya Fernández
Dipartimento di Odontologia
Università CEU Cardenal Herrera,
Valencia



Fig. 60: Montaggio del sistema per la misurazione del livello di tessuto osseo con procedimento standardizzato.⁷⁴⁾



Fig. 61: Protesi a supporto implantare, a sinistra con struttura in metallo, a destra con struttura in PEEK rinforzato con particelle ceramiche.⁷⁵⁾

Per questo studio clinico in vivo si è proceduto alla riabilitazione di 35 pazienti, utilizzando un totale di 213 impianti e seguendo il protocollo terapeutico a carico immediato SKY fast & fixed con protesi provvisorie in PMMA. Dopo 15 - 16 settimane è stata eseguita la riabilitazione definitiva con due differenti soluzioni: una protesi con struttura rigida in metallo-composito (vedere fig. 61 a sinistra) e una protesi con struttura a base di PEEK rinforzato con microparticelle ceramiche (vedere fig. 51 a destra).

L'obiettivo di questo studio è stato quello di determinare in che misura sia avvenuto il riassorbimento osseo. A tale scopo il livello del tessuto osseo perimplantare è stato misurato in tre differenti momenti (vedere fig. 60): subito dopo l'inserimento implantare, al momento della riabilitazione definitiva, dopo 3 - 4 mesi, e al controllo dopo un anno. La misurazione è stata eseguita in base ad un procedimento standardizzato.

⁷³⁾ Cabo Pastor MB. Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata. Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation]. Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.

⁷⁴⁾ Ebd., 84.

⁷⁶⁾ Ebd., 125.

Perdita in base al tipo di materiale (con valori >0)

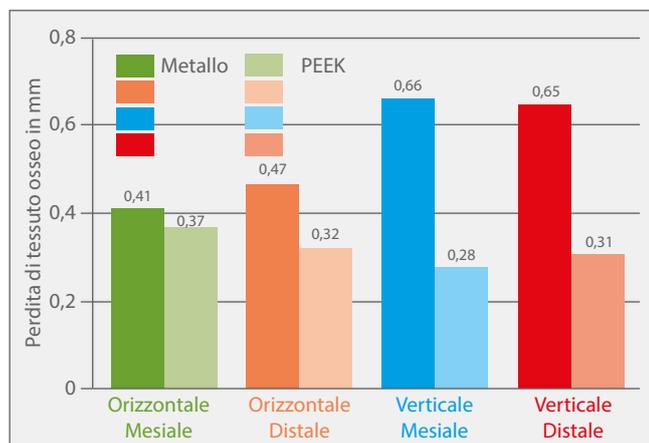


Fig. 62: La perdita di tessuto osseo con le protesi con struttura in PEEK è stata inferiore rispetto a quella registrata con le protesi con struttura in metallo.⁷⁶⁾

Il trattamento implantare garantisce una riabilitazione funzionale ed estetica di lunga durata. Una porzione di tessuto osseo quantitativamente sufficiente, solida e stabile, nonché un'adeguata situazione dei tessuti mucosi circostanti sono le premesse essenziali per ottenere un successo a lungo termine.

I risultati della ricerca hanno evidenziato, che, utilizzando il materiale PEEK, la perdita di tessuto osseo, visibile nelle immagini radiografiche, è stata notevolmente inferiore. Nella fig. 62 vengono rappresentate le differenze di riassorbimento osseo tra le protesi con strutture in metallo e quelle con strutture in PEEK.

Nota della redazione: come materiale PEEK per il test è stato utilizzato il BioHPP, una versione del PEEK rinforzata con microparticelle ceramiche. Poiché il BioHPP si contraddistingue per un'elasticità simile a quella del tessuto osseo, l'assorbimento delle forze è paragonabile a quello dell'osso naturale. Perciò il BioHPP è in grado di ammortizzare sia le forze del carico masticatorio che altre sollecitazioni, evitando di trasferirle direttamente sull'impianto.

15 Studio clinico e sperimentale di un abutment ibrido in PEEK, rinforzato con micro-particelle ceramiche, e titanio, sottoposto a carico immediato con corona in ceramica⁷⁷⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
José Luis Calvo-Guirado
Cattedra internazionale di
Ricerca in odontologia,
Biomaterials & Implants Research Group (MBIRG)
Università Cattolica San Antonio de Murcia



Il BioHPP è stato utilizzato fino ad oggi in odontoiatria soprattutto per gli abutment su impianti. L'obiettivo di questo studio è stato quello di verificare l'utilizzo di determinati abutment a base di polimeri anche per i restauri protesici definitivi. In questo caso sono state utilizzate due differenti tecniche chirurgiche (tradizionale e flapless).

Generalmente gli abutment sono in titanio o in altre leghe metalliche, in alternativa possono essere in ceramica o in ossido di zirconio. Tuttavia nessuno di questi materiali è indicato per la riabilitazione protesica a carico immediato, che prevede che l'impianto venga riabilitato con una protesi subito dopo il suo inserimento.

In questo studio sono stati inseriti 10 impianti blueSKY (bredent medical, Senden/Germania) con un diametro di 3,5 - 4 mm e con una lunghezza di 10 - 12 mm in modo casuale nella regione dei premolari superiori, a livello crestale. Dopo l'inserimento sugli impianti sono stati applicati dieci abutment BioHPP SKY elegance. Si tratta dei cosiddetti abutment ibridi, che sono composti da una sovrastruttura realizzata in BioHPP e da una base in titanio, con un'adesione meccanica priva di gap. Questi abutment vengono utilizzati per le riabilitazioni a carico immediato, poichè riuniscono in sé le proprietà di un abutment provvisorio a quelle di uno definitivo. L'abutment quindi non deve più essere sostituito. Tutte le corone sono state realizzate con il sistema Cerec in ceramica feldspatica (IPS Empress CAD Cerec/InLab) e cementate con il cemento universale autoadesivo Rely-X.



Fig. 63: Sopra a sinistra: incisione con bisturi circolare. Sotto a sinistra e a destra: immagine ravvicinata del posizionamento dell'abutment BioHPP elegance.⁷⁸⁾



Fig. 64: Sopra: tecnica flapless: immagine TC della situazione iniziale e immagine ingrandita delle misurazioni tra la piattaforma implantare e il primo contatto con il tessuto osseo. Sotto: tecnica tradizionale con immagine ingrandita delle misurazioni.⁷⁸⁾

Esame radiografico

Con l'ausilio di un sistema di parallelismo il giorno dell'inserimento implantare e anche successivamente dopo uno, tre e cinque mesi, sono state eseguite delle radiografie. L'esame radiografico è stata eseguito con il programma "ImageJ" (Wayne Rasband, USA). Inoltre sono state registrate le distanze tra la piattaforma e il primo contatto con il tessuto osseo (vedere fig. 64).

La fig. 64 mostra l'immagine TC di un caso clinico prima del trattamento (a sinistra) e le immagini radiografiche della situazione dopo l'inserimento implantare (a destra). Intorno agli impianti non è stata rilevata alcuna perdita di tessuto osseo, mentre l'altezza verticale della porzione ossea è rimasta stabile. La fig. 65 mostra i valori delle distanze misurate tra la piattaforma implantare e il primo contatto con il tessuto osseo.

Misurazione ISQ

Subito dopo l'inserimento implantare è stata misurata la stabilità degli impianti, per verificare, se fosse possibile il carico immediato. Il valore limite è stato stabilito dall'ISQ in 65. I valori ISQ sono stati determinati per mezzo del metodo Osstell Mentor (Osstell, Göteborg/Svezia).

Tecnica	Paziente	1 mese	3 mesi	5 mesi	Valore p
Flapless	1	0,02±0,01 (0,02)	0,05±0,25 (0,05)	0,04±0,04 (0,04)	
	2	0,01±0,05 (0,01)	0,17±0,11 (0,17)	0,15±0,10 (0,15)	
	3	0,21±0,13 (0,21)	0,13±0,09 (0,13)	0,09±0,01 (0,09)	
	4	0,43±0,33 (2,33)	0,11±0,19 (0,11)	0,13±0,03 (0,13)	
	5	0,39±0,05 (0,39)	1,12±0,32 (1,12)	0,09±0,11 (0,09)	
	Flapless (media)	0,21±0,14 (0,21)	0,31±0,04 (a) (0,31)	0,10±0,03 (0,10)	p=0,043
Tradizionale	6	0,31±0,13 (0,31)	1,02±0,39 (1,02)	1,21±0,34 (1,21)	
	7	0,33±0,14 (0,33)	0,98±0,76 (0,98)	1,19±0,38 (1,19)	
	8	0,64±0,63 (4,32)	1,32±0,99 (1,32)	1,23±0,45 (1,23)	
	9	0,39±0,33 (0,39)	1,05±0,33 (1,05)	1,02±0,15 (1,02)	
	10	0,85±0,49 (0,85)	0,99±0,65 (0,99)	1,21±0,47 (1,21)	
	Tradizionale (media)	0,50±0,41 (b) (3,64)	1,07±1,12 (a) (b) (1,07)	1,17±0,87 (a) (b) (1,17)	(a) p=0,031 (b) p=0,011
	Valore p	0,044	0,022	0,017	

Fig. 65: Esame radiografico dei provini, risultati rappresentati come valore medio ± deviazioni standard (mediana). Test di Friedman confronti multipli non parametrici.⁸⁰⁾

Tecnica	Paziente	Giorno 0
Flapless	1	66,43±4,21 (66,43)
	2	69,43±5,42 (69,43)
	3	67,45±3,39 (67,45)
	4	70,03±5,23 (70,03)
	5	65,06±3,97 (65,06)
	Flapless (media)	67,68±5,10 (67,68)
Tradizionale	6	68,39±6,03 (68,68)
	7	65,63±2,98 (65,63)
	8	66,03±2,64 (66,03)
	9	69,83±5,00 (69,83)
	10	70,63±6,01 (70,63)
	Tradizionale (media)	68,10±4,93 (68,10)
	Valore p	0,063

Fig. 66: Valori ISQ per i singoli pazienti, rappresentati come valore medio ± deviazioni standard (mediana). Differenza significativa nel valore p <0,05. Confronto tra i gruppi.⁸¹⁾

Nella fig. 66 vengono rappresentati i valori ISQ degli impianti il giorno dell'inserimento. Tutti gli impianti mostravano valori al di sopra di quello minimo fissato per questo studio (ISQ 65).

Analisi mucogengivale e valutazione clinica

Gli indici di sanguinamento per gli impianti, nonché la retrazione del tessuto molle perimplantare e la perdita di altezza sono stati registrati e documentati dopo 1, 3 e 5 mesi dall'inserimento implantare per mezzo di una speciale tecnica di sondaggio perimplantare. Anche i valori per il sanguinamento al sondaggio (0=nessuno, 1=presente) sono stati registrati dopo 1, 3 e 5 mesi.

La misurazione della profondità di inserimento è stata eseguita con una tradizionale sonda in plastica e sempre dallo stesso ricercatore che ha proceduto alla misurazione per sei volte su ogni impianto. I risultati sono stati rappresentati come valore medio tra tre misurazioni.

Nella fig. 67 vengono rappresentati gli indici gengivali e di sanguinamento di tutti gli impianti. Nessun impianto ha presentato recessioni o è andato perduto. I valori della profondità di inserimento sono indicati nella fig. 68. Rispetto al gruppo con tecnica flapless, nel gruppo con tecnica tradizionale sono state osservate profondità di inserimento più elevate; non sono state rilevate differenze significative nei diversi momenti d'applicazione delle tecniche chirurgiche all'interno dei rispettivi gruppi. Al momento della valutazione non sono state riscontrate infiammazioni cliniche anomale. C'è stato un completo adattamento dei tessuti molli perimplantari alla corona e al profilo d'emergenza degli abutment BioHPP SKY elegance. Con la tecnica flapless il processo di guarigione è stato più rapido rispetto a quello con la tecnica tradizionale, anche se tuttavia verso la fine i risultati si sono equiparati.

⁷⁷⁾ Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL. Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen. BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.

⁷⁸⁾ Ebd., 78.

⁷⁹⁾ Ebd., 76.

⁸⁰⁾ Ebd.

⁸¹⁾ Ebd.

Tecnica	Paziente	1 mese	3 mesi	5 mesi	Valore p
Flapless	1	0,23±0,05 (0,23)	0,13±0,05 (0,13)	0,05±0,06 (0,05)	
	2	0,12±0,06 (0,12)	0,10±0,06 (0,10)	0,06±0,07 (0,06)	
	3	0,15±0,07 (0,15)	0,11±0,05 (0,11)	0,02±0,06 (0,02)	
	4	0,24±0,06 (0,23)	0,13±0,07 (0,13)	0,02±0,03 (0,02)	
	5	0,23±0,1 (0,23)	0,08±0,03 (0,08)	0,05±0,01 (0,05)	
	Flapless (valore medio)	0,19±0,06 (0,19)	0,11±0,03 (a) (0,11)	0,04±0,03 (b) (0,04)	(a) 0,023 (b) 0,039
Tradizionale	6	0,31±0,16 (0,31)	0,19±0,04 (0,19)	0,09±0,12 (0,09)	
	7	0,33±0,21 (0,33)	0,25±0,14 (0,25)	0,11±0,05 (0,11)	
	8	0,10±0,01 (0,10)	0,11±0,07 (0,11)	0,04±0,01 (0,04)	
	9	0,18±0,11 (0,18)	0,15±0,12 (0,15)	0,09±0,04 (0,09)	
	10	0,16±0,03 (0,16)	0,12±0,11 (0,12)	0,01±0,03 (0,01)	
	Tradizionale (valore medio)	0,21±0,01 (a) (0,21)	0,16±0,05 (b) (0,17)	0,06±0,02 (0,06)	(a) 0,014 (b) 0,033

Fig. 67: Valori per il sanguinamento al sondaggio (0=nessuno, 1=presente) dopo 1, 3 e 5 mesi, rappresentati come valore medio ± deviazioni standard (mediana). (a) Differenze significative con $p < 0,05$ nel confronto mensile tra pazienti. (b) Differenze significative con $p < 0,05$ nel confronto tra protocolli chirurgici.⁸²⁾

Tecnica	Paziente	1 mese	3 mesi	5 mesi	Valore p (a)
Flapless	1	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	2	2,24±0,20 (2,24)	2,27±0,23 (2,27)	2,30±0,23 (2,30)	
	3	2,29±0,18 (2,29)	2,31±0,21 (2,31)	2,34±0,20 (2,34)	
	4	2,33±0,28 (2,33)	2,37±0,26 (2,37)	2,40±0,25 (2,40)	
	5	2,19±0,22 (2,19)	2,21±0,20 (2,21)	2,26±0,19 (2,26)	
	Flapless (valore medio)	2,24±1,84 (2,24)	2,27±0,18 (2,21)	2,31±0,03 (2,31)	
Tradizionale	6	3,41±0,74 (3,41)	4,19±1,03 (4,19)	4,21±0,12 (4,21)	
	7	3,15±1,21 (3,15)	4,11±1,20 (4,11)	4,4±1,05 (4,44)	
	8	4,32±1,51 (4,32)	4,12±0,13 (4,13)	4,01±1,01 (4,01)	
	9	4,19±1,33 (4,19)	3,32±0,05 (3,32)	3,54±0,09 (3,54)	
	10	3,14±0,94 (3,14)	5,23±0,14 (5,23)	4,39±1,93 (4,39)	
	Tradizionale (valore medio)	3,64±1,02 (b) (3,64)	4,19±1,05 (a) (b) (4,20)	4,11±1,02 (b) (4,11)	(a) $p=0,029$
Valore p (b)	0,041	0,013	0,033		

Fig. 68: Profondità di inserimento in mm dopo 1, 3 e 5 mesi dall'inserimento implantare, rappresentato come valore medio ± deviazioni standard (mediana). (a) Confronto tra i differenti momenti d'applicazione delle singole tecniche. (b) Confronto tra i protocolli.⁸³⁾

L'abutment BioHPP SKY elegance interagisce perfettamente con i tessuti perimplantari, come viene dimostrato dall'assenza di gonfiori e da una più rapida guarigione dei tessuti molli. Questa biocompatibilità è il dato più evidente ed apprezzato ottenuto da questo studio e da una verifica della letteratura.

Nota della redazione: nei limiti di uno studio clinico pilota, e tenendo conto delle dimensioni dei provini, è possibile concludere, che gli abutment BioHPP SKY elegance rappresentano una soluzione ideale per tutti quei casi in cui dopo l'inserimento implantare si esegue una riabilitazione a carico immediato con protesi definitiva. L'abutment è biocompatibile, presenta un'elevata resistenza meccanica alla flessione ed elasticità e consente di ottenere risultati estetici ottimali.

16 Comportamento del tessuto perimplantare nell'ambito dei materiali metal free: studio sperimentale sui cani⁸⁴⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
 Carlos Pérez Albacete
 Martínez Sergio Gehrke
 María P. Ramírez Fernández
 Vicente G. Vicent
 Gerardo Gómez Moreno
 José L. Calvo Guirado
 Università Cattolica San Antonio de Murcia (UCAM)
 Biotecnos-UCAM Research Center
 Università di Granada



In questo studio sono stati sottoposti ai test sei cani di sesso maschile della razza "American Foxhound", che avevano ca. 1 anno di età e pesavano tra i 14 e 15 chilogrammi. Nei cani sono stati inseriti 48 impianti conici (blueSKY, bredent medical, Senden, Germania) con un diametro di 3,5mm e una lunghezza di 10mm. Dopo l'inserimento su tutti gli impianti sono stati applicati direttamente gli abutment e sono stati divisi in due gruppi: per il gruppo di controllo sono stati applicati 24 abutment in titanio, mentre per il gruppo di ricerca 24 abutment in BioHPP (BioHPP SKY elegance, bredent, Senden, Germania).

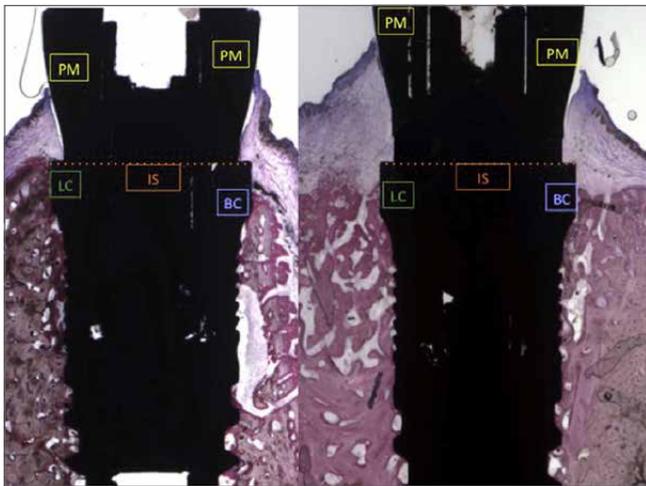


Fig. 69: A sinistra è possibile vedere l'adesione del tessuto molle sull'abutment in titanio, a destra l'adesione sull'abutment in BioHPP. A destra si nota chiaramente un maggiore deposito di tessuti molli in zona linguale.⁸⁵⁾

PM = mucosa perimplantare
 IS = spalla dell'impianto
 LC = cresta ossea linguale
 BC = cresta ossea vestibolare

Otto settimane dopo l'intervento tutti gli impianti presentavano un'adeguata stabilità primaria. Tra i gruppi non sono state riscontrate delle differenze rilevanti da un punto di vista statistico e tutti gli impianti erano osteointegrati. Gli spazi vuoti che si sono formati tra l'impianto e l'alveolo durante l'inserimento implantare sono stati riempiti con tessuto osseo e riassorbiti dalla cresta alveolare.

In entrambi i gruppi la deformazione nella zona marginale del difetto era accompagnata da un'evidente perdita della dimensione del tessuto osseo sia nella zona vestibolare problematica che in quella linguale con sostanza più forte.

Nel gruppo di ricerca (abutment in PEEK rinforzato) si sono osservati risultati migliori per quanto riguarda la stabilizzazione dei tessuti molli sia nell'analisi della zona linguale che in quella della zona vestibolare. Gli esami radiografici hanno confermato i risultati delle analisi istologiche effettuate a livello del tessuto osseo: in entrambi i gruppi (titanio e PEEK) è stata rilevata una maggiore perdita di tessuto osseo nella zona vestibolare rispetto a quello nella zona linguale.

⁸²⁾ Ebd., 77.

⁸³⁾ Ebd.

⁸⁴⁾ Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL. Peri-implant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.

⁸⁵⁾ Sanchez de Val JEM, Perez Albacete Martinez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL. Peri-implant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. Annals of Anatomy. 2016;206:106

	Titanio	PEEK	Valore p
PM-Bc	2.74 ± 0.41	3.11 ± 0.26*	0.032
	2.74	3.11	
PM-Lc	2.91 ± 0.03	3.71 ± 0.18 *	0.008
	2.91	3.71	
PM vestibolare-IS	2.35 ± 0.87	2.95 ± 0.53 *	0.015
	2.35	2.95	
PM linguale-IS	2.65 ± 0.43	3.57 ± 0.38 *	0.003
	2.65	3.57	
IS-BC	2.04 ± 0.11 *	1.53 ± 0.21	0.011
	2.04	1.53	
IS-Lc	1.93 ± 0.14 *	1.41 ± 0.19	0.029
	1.93	1.41	

Fig. 70: Misurazioni lineari in millimetri.⁸⁶⁾

Fig. 70: PM-Bc: distanza tra la mucosa perimplantare e la cresta ossea vestibolare; PM-Lc: distanza tra la mucosa perimplantare e la cresta ossea linguale; PM vestibolare-IS: distanza tra la mucosa perimplantare e la spalla dell'impianto sul lato vestibolare; PM linguale-IS: distanza tra la mucosa perimplantare e la spalla dell'impianto sul lato linguale; IS Bc: distanza dal bordo superiore della spalla dell'impianto alla zona del primo contatto osso-impianto sul lato vestibolare; IS-Lc: distanza dal bordo superiore della spalla implantare alla cresta ossea linguale. Valori medi ± deviazioni standard e mediana. Test di Friedman confronti multipli non parametrici. (*) Differenze significative, p<0.05.

Valore ISQ	Inserimento		8 settimane		Valore p
	Valore medio ± dev. stand.	Mediana	Valore medio ± dev. stand.	Mediana	
Abutment in BioHPP	74.46 ± 4.55	74.46	69.53 ± 0.47	69.53	0.16
Abutment in titanio	74.19 ± 4.29	74.19	70.80 ± 0.67	70.80	0.23

Fig. 71: ISQ: Implant Stability Quotient. Misurazioni eseguite il giorno dell'inserimento e dopo 8 settimane. Risultati come valore medio e mediana. Differenze significative, p<0.05.⁸⁷⁾

BIC (%)	Titanio	PEEK	Valore p
Valore medio ± dev. stand.	61.29 ± 1.45	62.52 ± 4.63	0.32
Mediana	61.29	62.52	

Fig. 72: BIC: Bone Implant Contact. Test di Friedman dei valori BIC, confronto tra abutment in titanio e quelli ibridi in PEEK-titanio, otto settimane dopo l'inserimento implantare. I dati mostrano il valore medio, le deviazioni standard e la mediana. Differenze significative, p<0.05. Non è stata rilevata alcuna differenza.⁸⁸⁾

⁸⁶⁾ Sanchez, Periimplant tissues behavior, EAO Congress 2016.

⁸⁷⁾ Ebd.

⁸⁸⁾ Ebd.

⁸⁹⁾ Ebd.

⁹⁰⁾ Ebd.

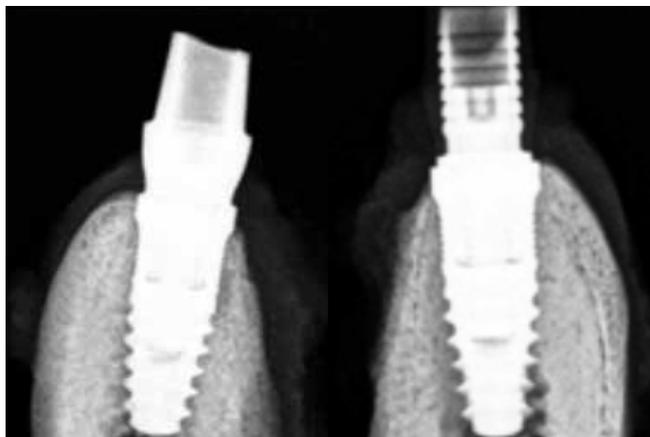


Fig. 73: Esami radiografici degli impianti con abutment in PEEK (a sinistra) e con abutment in titanio (a destra).⁸⁹⁾

		Titanio	PEEK	Valore p
Tessuto osseo vestibolare	Valore medio ± Sd	1.96 ± 0.21 *	1.43 ± 0.11	0.013
	Mediana	1.96	1.43	
Tessuto osseo linguale	Valore medio ± Sd	1.78 ± 0.33 *	1.28 ± 0.43	0.031
		1.78	1.28	

Fig. 74: Esami radiografici delle prime zone di contatto tra tessuto osseo-impianto e spalla implantare. Valore medio ± deviazioni standard e mediana. Test di Friedman con confronti multipli non parametrici. (*) Differenze significative, $p < 0.05$.⁹⁰⁾

L'utilizzo di abutment in titanio e in PEEK rinforzato offre molti vantaggi da un punto di vista estetico rispetto all'uso di materiali tradizionali. Il colore bianco degli abutment permette la modellazione di biotipi gengivali sottili senza i limiti degli abutment tradizionali in titanio. Grazie alla sua elevata biocompatibilità questo materiale può essere utilizzato per le riabilitazioni protesiche a carico immediato: un abutment, in un'unica volta. La valutazione istomorfometrica quantitativa dei tessuti molli ha evidenziato che ci sono state delle differenze a favore degli abutment in PEEK: i tessuti molli perimplantari presentavano altezza e spessore maggiori sugli abutment in PEEK. Ciò significa che non c'è stata perdita di tessuto osseo perimplantare e che si è creato un sigillo biologico tra l'abutment e i tessuti molli.

Nota della redazione: tenendo conto dei limiti che uno studio su animali può comportare, è possibile concludere che gli abutment in PEEK rinforzato e in titanio grazie alla loro elevata biocompatibilità rappresentano una valida alternativa agli abutment tradizionali. In questo modo il materiale può contribuire alla conservazione dell'altezza del tessuto osseo e alla stabilità dei tessuti molli.

Bibliografia

1. *Rzanny A, Göbel R, Küpper H.*
PEEK – ein interessanter Werkstoff und alternatives Gerüstmaterial.
ZWR – Das Deutsche Zahnärzteblatt 2015;123:608-613.
2. *Rzanny A, Göbel R, Facht M.*
BioHPP Zusammenfassende Ergebnisse der werkstoffkundlichen Untersuchungen.
Jena: Friedrich-Schiller-Universität; 2013.
3. *Faber FJ, Holzer N, Roggendorf H.*
In-vitro-Untersuchungen mit BioHPP in der Teleskoptechnik.
Köln: Universitätsklinikum, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; 2013.
4. *Schulte F.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [Dissertation].
Universität zu Köln; 2015.
5. *Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B.*
Sind die Eigenschaften von BioHPP-Restaurationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken.
Die Quintessenz der Zahntechnik 2014; 40:588-598.
6. *Heimer S.*
Polierbarkeit und Reinigungsmethoden des Hochleistungswerkstoffes Polyetheretherketon (PEEK) [Dissertation].
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2017.
7. *Heimer S.*
Zwischenergebnisse der Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffes BioHPP.
München: Ludwig-Maximilians-Universität; 2014.
8. *Zylla, IM.*
Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP.
Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.
9. *Kolbeck C., Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst bzw. gepresst.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
10. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP) und Käppchen (ZrO₂, Bio HPP) mit 4°/8° Konuswinkeln zur Verifizierung verschiedener Zemente.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2013.
11. *Manuale per la consultazione rapida per lo studio odontoiatrico - Linee guida per l'utilizzo del materiale BioHPP.*
bredent GmbH & Co. KG, Senden; 2017.

12. *Kolbeck C, Rosentritt M.*
In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest): verschiedene Gerüst-/Verblendmorphologien.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2015.
13. *Rosentritt M.*
In-vitro Untersuchung von dreigliedrigen standardisierten Brücken.
Universitätsklinikum Regensburg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik; 2011.
14. *Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B.*
Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses.
Clinical Oral Investigations 2016;20(9):2493-2500.
15. *Geis-Gerstorfer J, Scheideler L.*
Untersuchungen zur initialen Bakterien-Anlagerung an BioHPP im Vergleich zu top.lign pro, novo.lign, crea.lign und Zirkonoxid-Keramik.
Tübingen: Eberhard Karls Universität, Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion „Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“; 2015.
16. *Cabo Pastor MB.*
Estudio de la pérdida ósea marginal periimplantaria en carga inmediata.
Comparación de la prótesis fija de arco completo con estructura metálica o con poliéter éter cetona [Dissertation].
Valencia: Universidad CEU Cardenal Herrera; 2017.
17. *Sánchez de Val JEM, Calvo-Guirado JL.*
Klinische und experimentelle Studie eines neuen keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybrid-abutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone. Verwendung von Abutments auf Polymerbasis für definitive Versorgungen.
BDIZ EDI konkret 2015;4:72-79.
18. *Sánchez de Val JEM, Pérez Albacete Martínez C, Gehrke S, Ramírez Fernández MP, Vicent VG, Gómez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Peri-implant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs.
European Association for Osseointegration Congress; 2016 Sept 29–Oct 1.
19. *Sanchez de Val JEM, Perez Albacete Martinez C, Gehrke S, Ramirez Fernandez MP, Vicent VG, Gomez Moreno G, Calvo Guirado JL.*
Periimplant tissues behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs.
Annals of Anatomy. 2016;206:104-109.
20. *Göbel R, Rzanny A.*
Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Verblend- und Gerüstwerkstoffen. Darstellung werkstoffkundlicher Untersuchungen zur Verbundkombination dentaler Werkstoffe.
Die Quintessenz der Zahntechnik. 2016;42(8):1064-1068.
21. *Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J.*
Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness.
Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.



Altre interessanti proposte:

BioHPP® eleganze abutment ibridi

solo la natura può eguagliarli

individuali | confortevoli | resilienti

bredent

REF 0005340I

BioHPP
Il materiale di riferimento per manufatti protesici fisiologici

fisiologico - estetico - biocompatibile

bredent s.r.l.

REF 0005470I

BioHPP
Polimero ad elevate prestazioni

Biocompatibile - solo la natura può eguagliarlo

Catalogo

bredent

REF 0005350I

Distributore per l'Italia:
bredent s.r.l.

bredent group

