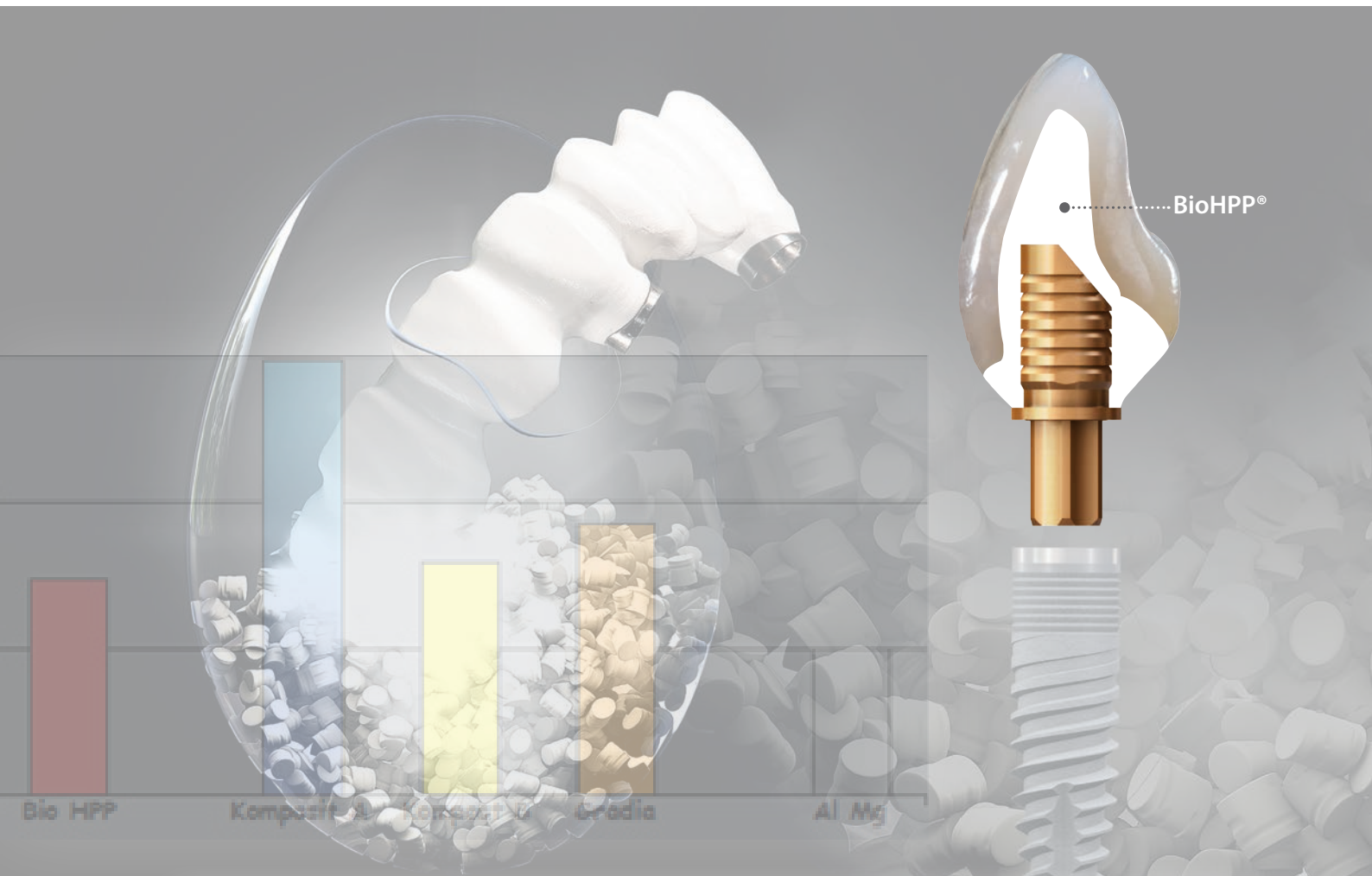


BioHPP® Studienergebnisse 2011-2018



BioHPP® - Die neue Werkstoffklasse in der Prothetik

Inhalt

Vorwort.....	4
Einteilung der industriellen Polymere.....	5
1 Bestimmung werkstoffkundlicher Eigenschaften von BioHPP®	6
2 In-vitro-Untersuchungen von BioHPP® in der Teleskoptechnik.....	10
3 Verbundfestigkeit zwischen PEEK und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbereitung im Scherversuch nach EN ISO 10477	12
4 Einfluss der Herstellung auf die Bruchlast dreigliedriger PEEK-Brücken	14
5 Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffs BioHPP®	16
6 Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP®	18
7 In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst und gepresst.....	20
8 Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP®) und Käppchen (Zirkondioxid, BioHPP®) mit 4°/8° Konuswinkel zur Verifizierung verschiedener Zemente.....	22
9 In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest) mit verschiedenen Gerüst- und Verblendmorphologien	24
10 In-vitro-Untersuchung dreigliedriger standardisierter Brücken.....	25
11 Bruchlast und Versagensarten von unterschiedlich verblendeten festsitzenden PEEK-Prothesen.....	26
12 Bakterienanlagerung an BioHPP®	28
13 Einfluss verschiedener Oberflächenbehandlungsmethoden auf Kontaktwinkel und Oberflächenrauigkeit	30
14 Studie des periimplantären marginalen Knochenverlustes bei Sofortbelastung. Vergleich der festsitzenden kompletten Bogenprothese mit Metallstruktur zu der mit Polyetheretherketonstruktur.....	34
15 Klinische und experimentelle Studie eines keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofort- belastung mit einer Keramikkrone.....	36
16 Verhalten periimplantärer Gewebe im Umfeld metallfreier Materialien: Experimentelle Studie mit Hunden	39
Literaturverzeichnis	42

Vorwort

An die Natur angepasste physiologische Gerüstwerkstoffe – Von PEEK zu BioHPP®

Bereits seit über 35 Jahren findet PEEK als Implantatwerkstoff Einsatz in der Humanmedizin (Fingerprothesen, Wirbelsäulenzwischenkörper und Hüftgelenksprothesen). Die Vorteile liegen in den höchst biokompatiblen Werkstoffeigenschaften, die eine Integration der Prothesen in den Knochen ermöglichen. Darüber hinaus sind die mechanischen Werkstoffeigenschaften denen des Knochenskeletts sehr ähnlich.

PEEK (Polyetheretherketon) ist ein Hochleistungspolymer, stammt aus der Gruppe der Polyaryletherketone und stellt deren bedeutendsten Vertreter dar. PEEK ist ein bioinertes Material, das zur Implantation im menschlichen Körper eingesetzt werden kann. Dabei zeichnet es sich durch eine Elastizität aus, die der des menschlichen Knochens stärker ähnelt als Legierungen auf Titanbasis, wie sie beispielsweise zum Ersatz von Gelenken verwendet werden.

Setzt man statt solcher Legierungen PEEK als Implantataufbau ein, mindert dies im Vergleich zu den metallischen Materialien die Belastungen, die auf den Knochen oder das Gewebe wirken. Folglich wird die Gefahr von Knochenresorption durch Implantate reduziert. Während

PEEK in der Chirurgie für eingangs erwähnte Indikationen schon seit Jahrzehnten genutzt wird, kommt das Material in der Zahnmedizin noch nicht so lange zum Einsatz. Für die prothetische Versorgung mit Medizinprodukten auf PEEK-Basis vertreibt bredent das Material BioHPP® in Form von Pellets, Granulat und Fräsblanks für die Verarbeitung im Dentallabor.

BioHPP® ist ein speziell modifiziertes PEEK, das mit anorganischen Füllstoffen (bis ca. 30 %) angereichert und für die dentale Anwendung zugelassen wurde (MPG Klasse IIb). So modifizierte bredent die werkstoffspezifischen Eigenschaften für den Einsatz als Gerüstwerkstoff. Die biologischen Eigenschaften des Basispolymers PEEK wurden dabei nicht verändert, sondern im Hinblick auf die Werkstoffkombinationen (z.B. Verblendkomposite und Adhäsivverbundsysteme) und mechanischen Eigenschaften (z. B. Elastizität und Biegefestigkeit) wesentlich verbessert.

Die vorliegende Zusammenfassung verschiedener wissenschaftlicher Studien zeigt die Eigenschaften und Vorteile im Vergleich zu den üblichen Werkstoffen wie Zirkondioxid und Dentalgusslegierungen auf.

Ihre bredent group

Einteilung der industriellen Polymere

In der Dentalbranche wird der Begriff „Hochleistungspolymere“ oft missverständlich eingesetzt. Aus chemischer Sicht leitet sich die Bezeichnung von der Dauergebrauchstemperatur her, die über 150°C liegt. In Kombination mit den überragenden mechanischen Eigenschaften zählt PEEK gegenüber Standardpolymeren und technischen Polymeren zu einer eigenen Klasse.

Dank der Beimischung anorganischer Füllstoffe steht BioHPP® ebenfalls in der höchsten Klasse und übertrifft die werkstoffspezifischen Eigenschaften von PEEK deutlich. Mit seinen mechanischen Vorteilen (hervorragende Polierbarkeit, Stoffverbund etc.) qualifiziert sich BioHPP® besonders für den Einsatz im dentalen Bereich.

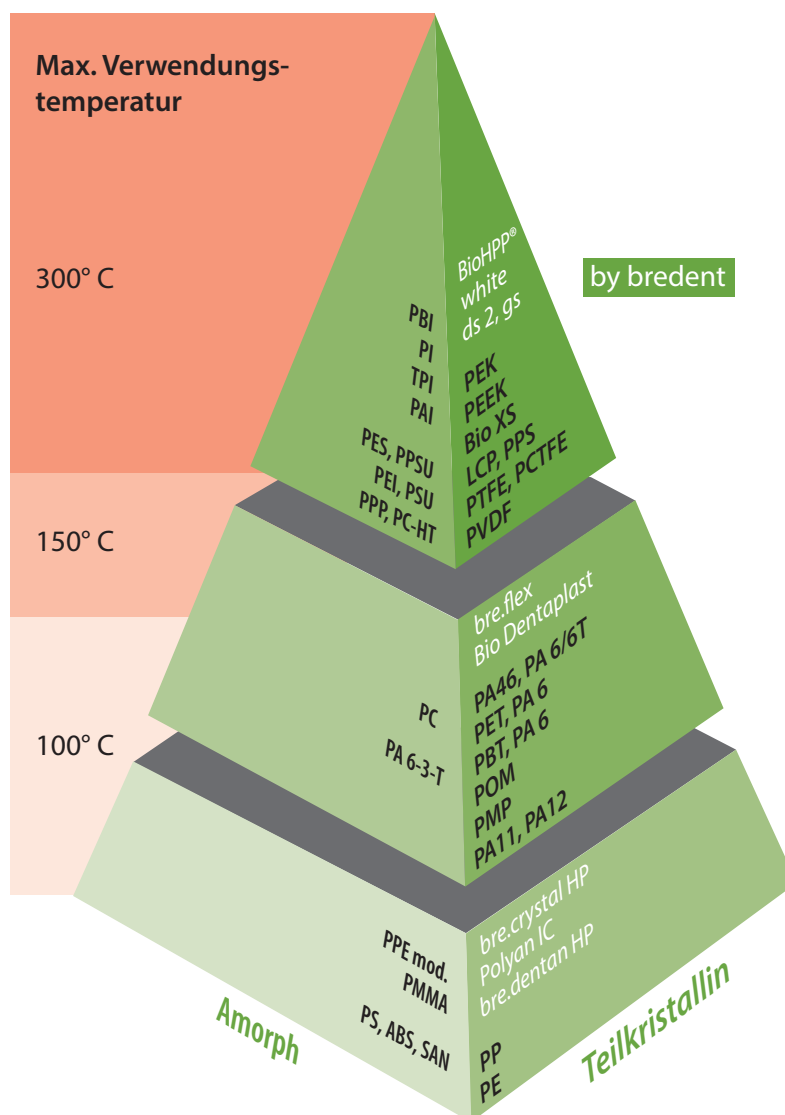


Abb. 1: Die Polymerpyramide veranschaulicht die Einteilung von Standardpolymeren, technischen Polymeren und Hochleistungspolymeren.

1 Bestimmung werkstoffkundlicher Eigenschaften von BioHPP^{1,2)}

Prof. Dr. Roland Göbel, Dr. Angelika Rzanny
Universitätsklinikum Jena
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
und Werkstoffkunde



Ziel der Arbeit war die werkstoffkundliche Untersuchung des PEEK-Kunststoffs BioHPP® in der Farbe Weiß. Neben Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul und Härte wurden dessen Oberflächen-, Abrasions- und Verfärbungseigenschaften sowie die Verbundfestigkeiten zu Befestigungskompositen untersucht.

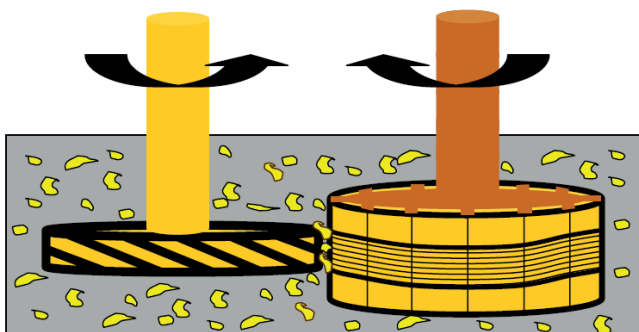


Abb. 2: Prinzipielle Darstellung der nach De Gee entwickelten 3-Medien-Abrasionsmaschine (Willytec).³⁾

Abrasionsfestigkeit von BioHPP® im Vergleich zu verschiedenen Verblendkompositen und Amalgam als Füllungswerkstoff

Die Ermittlung der Abrasionsfestigkeit erfolgte mit der 3-Medien-Abrasionsmaschine (Willytec), nach der von De Gee entwickelten Abrasionsmethode. Das Probenrad wurde mit Prüfkörpern bestückt, als Vergleichswerkstoff diente eine AlMg-Legierung gleicher Härte wie Amalgam und Gradia Dentinmasse. Nach dem Einschleifen des bestückten Rades mit grobem und anschließend feinem Diamantschleifrad (Anpresskraft=15 N) wurde ein Abrasionstest mit einer Anpresskraft von 20 N durchgeführt. Als Zwischenmedium dienten Zahnputzkörper HS RMS 11000015. Die Abrasionsneigung von BioHPP® (Abb. 2) erwies sich mit 1,5 vergleichsweise als gering (AlMg-Legierung gleicher Härte wie Amalgam=1). Daraus kann man ableiten, dass Okklusionsflächen aus BioHPP® weniger abrasiv beschädigt werden als bei anderen Verblendkunststoffen. Umgekehrt werden auch die vitalen Zähne im Kontakt mit BioHPP® weniger abgenutzt als es etwa bei keramischen Werkstoffen der Fall ist.

Abrasionsgrad

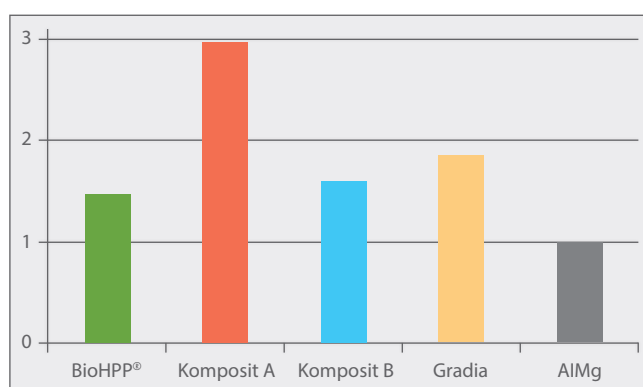


Abb. 3: Abrasionsneigung von BioHPP® und verschiedener Verblendkomposite im Vergleich zur AlMg-Legierung.⁴⁾

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.

Verfärbungsneigung ΔE

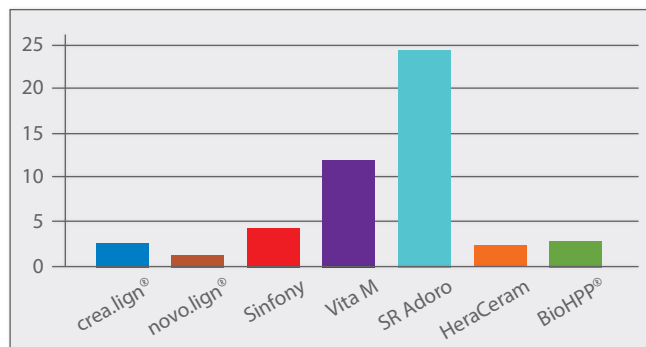


Abb. 4: Verfärbungsneigung ΔE von BioHPP® nach Lagerung in Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Methylenblau.⁵⁾

Oberflächenrauigkeit [μm]

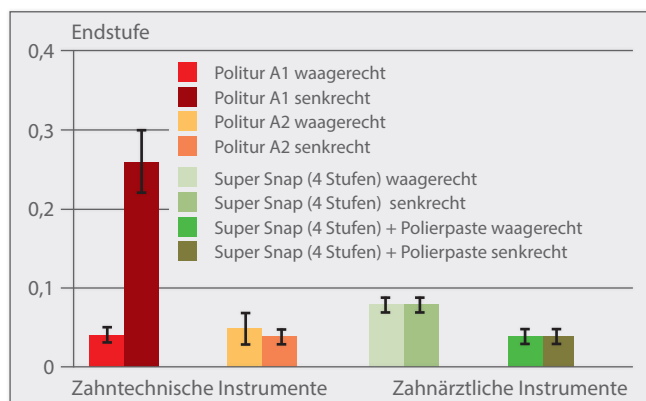


Abb. 5: Oberflächenrauigkeit von BioHPP® waagrecht und senkrecht zur Bearbeitungsrichtung nach unterschiedlicher Politur.⁶⁾

Zahntechnische Bearbeitung mittels Handstück (A1/A2):

1. Hartmetallfräser (grob-kreuzverzahnt) (REF H194GH40), geringer Anpressdruck, 6.000-8.000U/min
2. Diagen-Turbo-Grinder grün (REF 34000150), geringer Anpressdruck, 6.000-8.000U/min
3. Ceragum Gummipolierwalze (REF PWKG0650), ganz leichter Anpressdruck, 6.000-8.000U/min
4. Ziegenhaarbürste mit Bimsstein fein klein (REF 35000550), 5.000U/min
5. Ziegenhaarbürste (REF 35000550) mit Abraso Starglanz, Baumwollschwabbel (REF 35000550) ohne Poliermittel, 6.000-8.000U/min

Zahnärztliche Bearbeitung mit dem Winkelstück an der Zahnarztzahnheit (B):

Super Snap Polierscheiben (Shofu) in der Reihenfolge: Coarse, Medium, Fine, Superfine, Polierpaste DirectDia auf Super-Snap Buff Disk (Shofu) mit 10.000U/min.

Verfärbungsneigung von BioHPP®

Zur Bestimmung der exogenen Verfärbungsneigung wurden die Prüfkörper 4 Wochen in verschiedenen Stoffzubereitungen (Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Methylenblau, Aqua dest.) bei 37 °C gelagert. Die Messung der Verfärbung im Vergleich zur Kontrolle (trocken und dunkel bei 37 °C gelagert) erfolgte mithilfe des ShadeEye-NCC (Shofu, Ratingen), das auf der Grundlage des CIELAB-Systems arbeitet und die $L^*a^*b^*$ -Werte, die Auskunft über Farbton, Helligkeit und Sättigung geben, ermittelt. In Anlehnung an die Standardabweichung wurde die Streuung der $L^*a^*b^*$ -Werte um die Kontrollprobe berechnet. Der daraus ermittelte Wert wird als Verfärbungsgrad V bezeichnet. Um die Gesamtheit der Abweichung des verfärbten Prüfkörpers zu dem Kontrollprüfkörper zu erfassen, wurde aus den 3 Komponenten der Farbabweichung ΔE errechnet. ΔE ist ein Maß für den unter günstigsten Bedingungen visuell erkennbaren Farbunterschied.

Die gemittelte exogene Verfärbungsneigung der untersuchten Medien Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Methylenblau war für novo.lign und BioHPP® mit 1,2 und 2,6 sehr niedrig (Abb. 4).

Oberflächenrauigkeit und Politurverhalten von BioHPP®

Für eine geringe Plaqueanlagerung ist eine sehr glatte Oberfläche die wichtigste Voraussetzung. Nur so bleibt der Zahnersatz lange sauber und kann einfacher gereinigt werden. Für die Bestimmung der Oberflächenqualität wurden Prüfkörper von 20 mm Länge, 10 mm Breite und 3 mm Dicke verwendet und die Oberfläche wie folgt bearbeitet: Es wurde eine zahntechnische ohne kreisende Bewegung (A1), eine weitere zahntechnische mit kreisender Bewegung (A2) und eine zahnärztliche (B) Bearbeitungsmethode unterschieden.

Die Oberflächenqualität erreichte sowohl mittels zahntechnischer als auch zahnärztlicher Varianten Oberflächenrauigkeiten von 0,04 μm (Abb. 5). Um diese hohe Oberflächenqualität zu erreichen, musste die Polierstrategie sehr genau eingehalten werden. Dies resultiert daraus, dass mit herkömmlichen Polierstrategien für Komposite keine akzeptablen Oberflächenrauigkeiten erzielt werden können.

Strukturanalyse

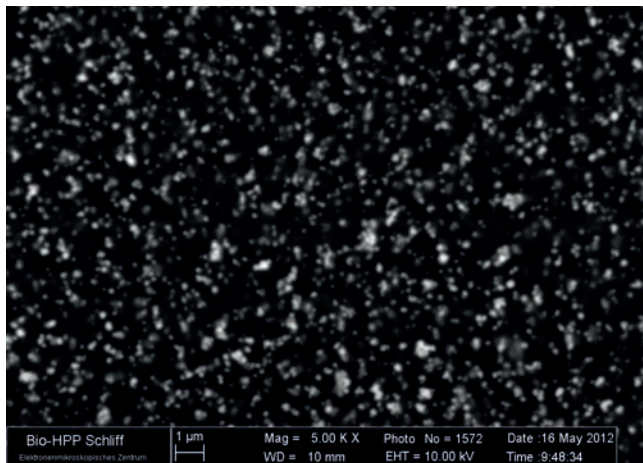


Abb. 6: Struktur von BioHPP®⁷⁾.

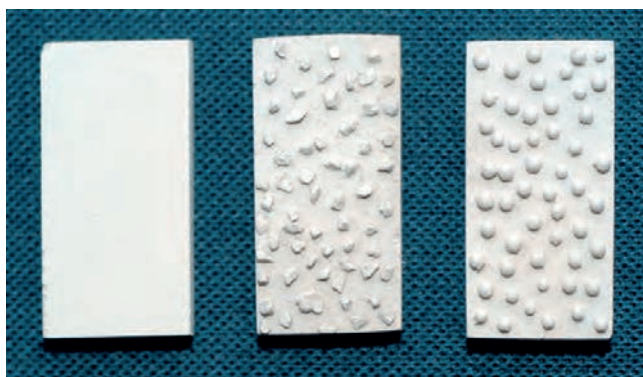


Abb. 7: Prüfkörper mit unterschiedlich vorbereiteten Oberflächen von BioHPP® (links: geschliffen, Mitte: Splitter, rechts: Perlen).⁹⁾

Druck-Scherfestigkeit [MPa] BioHPP® gefräst – DTK Kleber

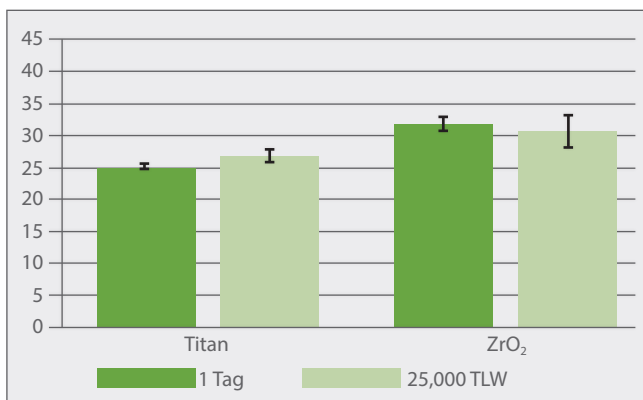


Abb. 8: Druck-Scher-Festigkeit der Verbundvarianten BioHPP®/DTK-Kleber/Titan und BioHPP®/DTK-Kleber/Zirkondioxid nach 1 Tag und nach 25.000 TLW.⁹⁾

Messung der Verbundfestigkeiten von BioHPP®-Probeplättchen zu diversen Dentalwerkstoffen

Die Druck-Scher-Prüfungen wurden mit der Zwick-Universal-Prüfmaschine Z 005 durchgeführt. Die Traversengeschwindigkeit betrug 1mm/min. Pro Serie wurden 1 bis 3 Prüfkörper (Initialwert) bzw. 4 Prüfkörper (künstliche Alterung) hergestellt. Dadurch wurde die Haftfestigkeit von BioHPP® zum Verblendkomposit combo.lign und zum Befestigungskomposit DTK-Kleber bestimmt. Die Probekörper aus BioHPP® wurden mit unterschiedlichen Verfahren hergestellt. Bei dem ersten Verfahren wurden mithilfe der Presstechnik mechanische Makroretentionen in Form von Perlen und Kristallen aufgebracht. Bei der mittels CAD/CAM gefrästen Variante waren die Probenoberflächen glatt.

Die Plättchenoberfläche aller Proben wurde mit Korund (110 µm, 3 bar) gestrahlt (siehe auch Abb. 7 und 9a):

1. BioHPP® (gefräst): 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS). Auf die BioHPP®-Oberfläche wurde ein Metallring aufgesetzt, combo.lign eingebracht, 10min dunkel gelagert, 90 s im Dentacolor XS belichtet.
2. BioHPP® (gepresst mit Perlen): 20 × 10 × 2 mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), combo.lign-Opaker (90 s Dentacolor XS), in einen auf die BioHPP®-Oberfläche aufgesetzten Metallring wurde combo.lign eingebracht, 10min dunkel gelagert, 90 s im Dentacolor XS belichtet.
3. BioHPP® (gepresst mit Kristallen): 20×10×2mm, visio.link (90 s Dentacolor XS), combo.lign-Opaker (90 s Dentacolor XS), in einen auf die BioHPP®-Oberfläche aufgesetzten Metallring wurde combo.lign eingebracht, 10min dunkel gelagert, 90s im Dentacolor XS belichtet.

Die Verbundfestigkeit von BioHPP® zum Befestigungskomposit combo.lign zeigt Abb. 9a. Die Druck-Scher-Festigkeiten von 25 MPa blieben auch nach künstlicher Alterung stabil. Durch aufgebraute Makroretentionen (Perlen, Kristalle, siehe Abb. 7) kam es zu einer deutlichen Verbundsteigerung auf bis zu 40 MPa. Die in vitro ermittelten Haftfestigkeiten von BioHPP® an Titan- und Zirkondioxid-Oberflächen (Klebstoff: DTK-Kleber) zeigt Abb. 8. Zu Titan wurden 25 MPa, zu Zirkondioxid 32 MPa gemessen, die auch nach 25.000 TLW keinen signifikanten Haftfestigkeitsabfall zeigten.

Druck-Scherfestigkeit [MPa] BioHPP® – combo.lign

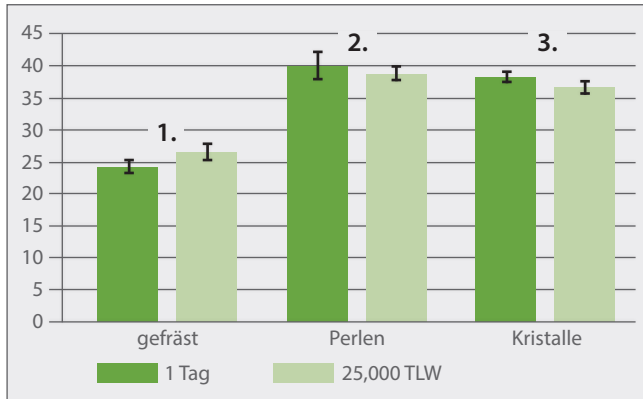


Abb. 9a: Druck-Scher-Festigkeit von BioHPP® zu combo.lign an unterschiedlich vorbereiteten Oberflächen nach 1 Tag und nach 25.000 TLW.¹⁰⁾

Gängige Gerüstwerkstoffe wie Edelmetall, Zirkondioxid oder NEM zeigen im Vergleich dazu ähnliche oder geringere Verbundfestigkeitswerte, wie Abb. 9b zeigt. Dabei wurde ebenfalls die Verbundfestigkeit der Werkstoffe zum Verblendmaterial combo.lign nach künstlicher Alterung und 25.000 Temperaturlastwechseln (TLW) getestet. Ein klinisch sicheres Niveau für die Verbundfestigkeit wird nach der DIN EN ISO 10477:2005-01 bei 20 bis 22 MPa erreicht.

Anmerkung der Redaktion: Ein guter Verbund sowohl zum Verblendwerkstoff als auch zum Befestigungswerkstoff ist maßgeblich entscheidend für die Tragedauer und Langlebigkeit des Zahnersatzes. Die Erhöhung der Oberflächenrauigkeit ist eine notwendige Voraussetzung für eine gute Haftung.

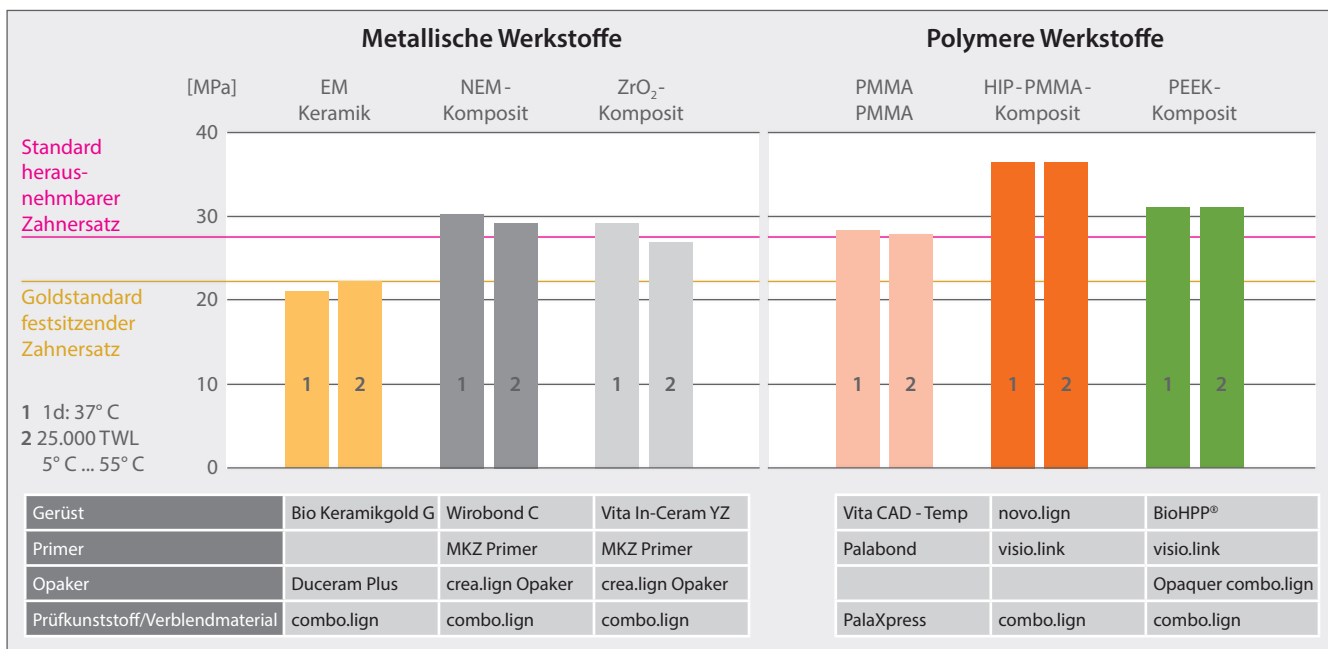


Abb. 9b: Druck-Scherfestigkeit von combo.lign zu metallischen Gerüstwerkstoffen und Polymeren.¹¹⁾

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 Zahnmedizin. 2016;42(8):1064-1068.

2 In-vitro-Untersuchungen von BioHPP® in der Teleskoptechnik¹²⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Nadine Holzer
Universität zu Köln
Zentrum für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde



Ziel der vorliegenden Arbeit war die Messung der Abzugskraft von zylindrischen Einzelteleskopen. Geprüft wurden der Einfluss der Alterung und der hydraulischen Wirkung auf die Haftung.

In dieser Studie wurde überprüft, welche Werkstoffkombinationen unter Berücksichtigung der Eingliederungshäufigkeit zu einem Materialabrieb bzw. Friktionsverlust führen. Aus diesen Ergebnissen wurde eine optimale Werkstoffpaarung von Primär- und Sekundärteleskop abgeleitet. Die initialen Abzugskräfte betrugen zwischen 2 und 3 Newton. Ein höherer Wert kann bei einem Einzelzahnteleskop zur Beschädigung des Zahnhalteapparats führen.

Zusätzlich erfolgte die Erprobung und Festlegung der idealen Herstellungsvorgaben für BioHPP®-Sekundärteile in Bezug auf die Einstellung von Einbettmasse, Vorwärmtemperatur und Ausarbeitung der Innenflächen.

Nichtedelmetall



Zirkonoxid



BioHPP® gepresst



BioHPP® gefräst



Abb. 10: Primärteile aus 3 verschiedenen Gerüstwerkstoffen.¹³⁾

Analyse der Friktionsverlaufskurven unter Berücksichtigung verschiedener dentaler Gerüstwerkstoffe

Im Zugversuch wurde die Haftkraft von zylindrischen Teleskopkronen ($\varnothing=6$ mm, Höhe=5 mm) trocken und unter Wasser gemessen. Zur Überprüfung des Einflusses der Alterung wurden die Kronen repetierend gefügt und getrennt (n max=10.000 Zyklen). Im Verlauf der ersten 100 Fügezyklen wurde erstmalig nach 10 Abzügen die Haftkraft gemessen. Im Anschluss daran wurde die Haftkraft nach 1.000 und 10.000 Zyklen einmalig gemessen. Bei einigen Kronen wurde während der ersten Prüfungen die Abzugsgeschwindigkeit variiert (10 bis 200 mm/min), um den hydraulischen Einfluss auf die Haftung der Teleskopkronen zu prüfen.

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.

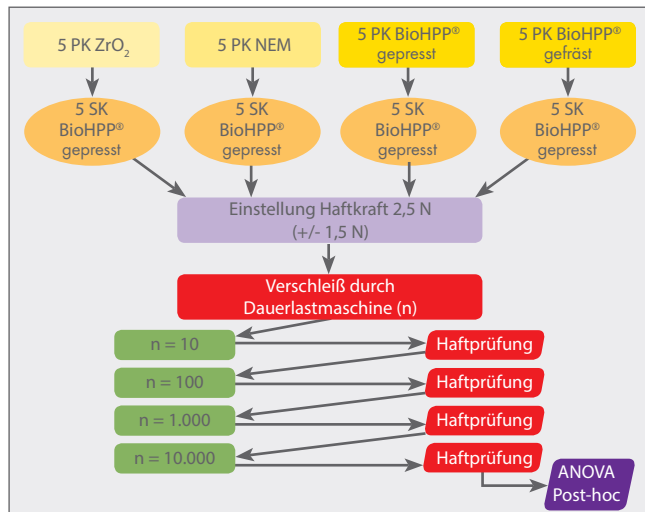


Abb. 11: Werkstoffpaarung für Primär- und Sekundärteleskop sowie Prüfungsverlauf.¹⁴⁾

Haftkraft in [N]

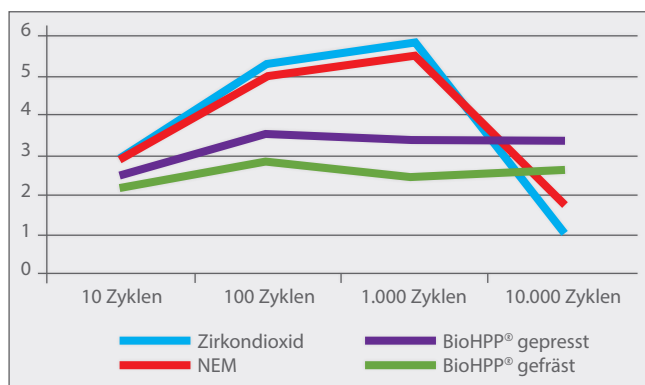


Abb. 12: Abzugskräfte (Friktionsverlust) von teleskopierenden Kronen aus BioHPP® auf verschiedenen Primärkronenwerkstoffen (Zirkondioxid, CoCr, BioHPP® gepresst, BioHPP® gefräst).¹⁵⁾

Nach 10.000 Verschleißzyklen zeigten alle Teleskopsysteme im Mittel klinisch akzeptable Abzugskräfte. Die Haftkräfte aller Prüfkörper stiegen während der ersten 1.000 Zyklen an. Danach blieben die Haftkräfte der Sekundärteile auf BioHPP®-Primärteilen in etwa konstant. Die Haftkräfte der Sekundärteile auf NEM- und Zirkonoxid-Primärteilen zeigten eine höhere Variabilität von 0,72 bis 13,15 N. In Bezug auf die gemessenen Haftkräfte kann der Werkstoff BioHPP® als definitives Teleskopkronenmaterial eingesetzt werden. In Kombination mit Primärteilen aus härteren Materialien wie Zirkondioxid oder NEM ist eine höhere Streuung der Abzugskräfte zu erwarten. Die Anwendung von BioHPP®-Primärteilen mit BioHPP®-Sekundärteilen ist zu bevorzugen.

Anmerkung der Redaktion: Die Ergebnisse zeigen, dass Primär- und Sekundärteile jeweils aus BioHPP® die beste Kombination hinsichtlich des Friktionsverlustes darstellen. Daraus ergibt sich für den Patienten ein sehr einfaches Eingliedern des Zahnersatzes bei optimaler Haftung. Die Anfangsfriktionskräfte werden durch die Expansionssteuerung bei der Herstellung der Sekundärteleskope eingestellt. Durch die Hochglanzpolitur der Innenflächen mit Pinselhaarbürsten kann je nach Anzahl der Teleskope individuell die Gesamtfriktion eingestellt werden. Ein weiterer Vorteil bei Teleskopen aus BioHPP® ist die Einfachheit der Herstellung. So ist z.B. eine nachträgliche Herstellung über einen Alginatabdruck bei bereits fest inserierten Primärteleskopen möglich.

3 Verbundfestigkeit zwischen PEEK und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbereitung im Scherversuch nach EN ISO 10477 ¹⁶⁾

Dr. Franz-Josef Faber,
Dr. Hubert Roggendorf,
Dr. Franziska Elsbernd
Universität zu Köln
Zentrum für Zahn-, Mund-
und Kieferheilkunde



Die Überprüfung der Verbundfestigkeiten zwischen einem Gerüstwerkstoff, in dieser Untersuchung 3 verschiedene Hochleistungspolymere, wurde mittels der Druck-Scher-Prüfung unter Berücksichtigung der EN ISO 10477 ermittelt. Die Probekörper wurden aus 3 verschiedenen PEEK-Gerüstwerkstoffen hergestellt (PEEK-Optima, BioHPP® gefräst, BioHPP® gepresst). Alle 3 Werkstoffe wurden unterschiedlich konditioniert (Al_2O_3 und Rocatec) und anschließend mit 3 verschiedenen Haftvermittlern benetzt und polymerisiert. Auf diese vorbereiteten Oberflächen wurden dann 3 verschiedene Opaker aufgetragen (combo.lign, combo.lign Opaquer, Sinfony). Nach der Messung wurden alle Proben mittels Thermocycling gealtert (71h bei 37 °C), um so Rückschlüsse auf eine Tragezeit von 5 Jahren ziehen zu können.

Hochleistungspolymere auf PEEK-Basis sind alle opak und werden aus ästhetischen Gründen mit Verblendkompositionen verblendet. Die zu verblendenden Oberflächen werden zur Steigerung der Verbundfestigkeit unterschiedlich vorbehandelt. In dieser Arbeit wird der Haftverbund des Gerüstwerkstoffes mit handelsüblichen Verblendwerkstoffen verschiedener Anbieter in Abhängigkeit von der Konditionierung bewertet.

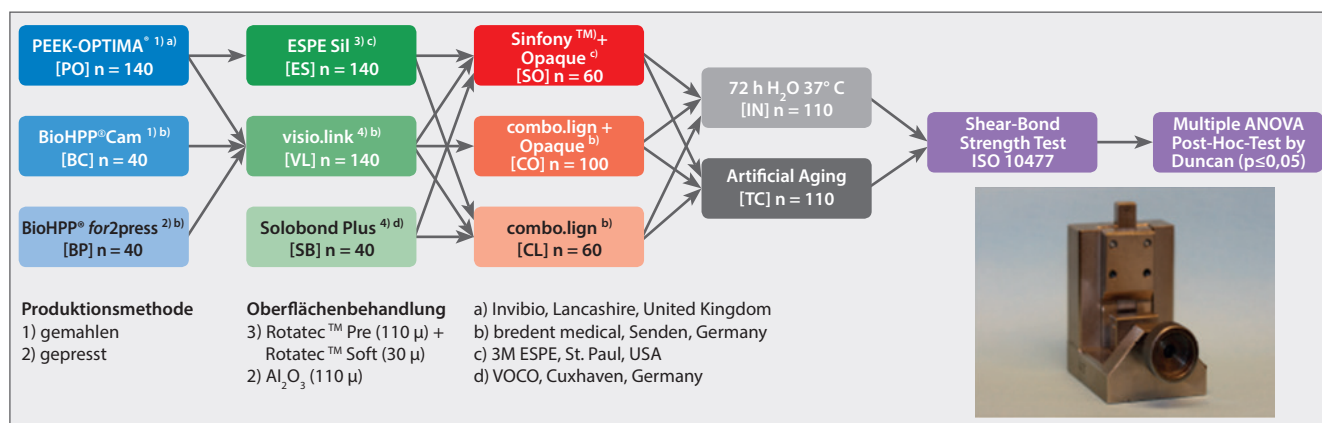


Abb. 13: Materialkombinationen, Testablauf und Auswertung.¹⁷⁾

¹⁶⁾ Vgl. Schulte F. Verbundfestigkeit zwischen verschiedenen Polyetheretherketonen und Verblendkunststoffen in Abhängigkeit von der Oberflächenvorbehandlung [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.

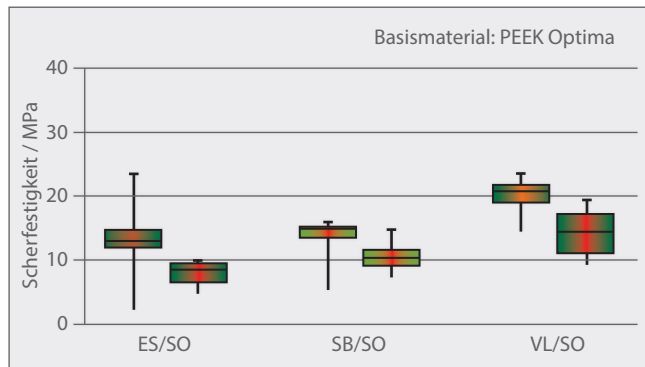


Abb. 14: Unter Verwendung von Sinfony+Opaker hat die Verbundfestigkeit nach der Alterung signifikant nachgelassen. Die besten Ergebnisse wurden bei der Verwendung von visio.link ($p < 0,05$) gemessen.¹⁸⁾

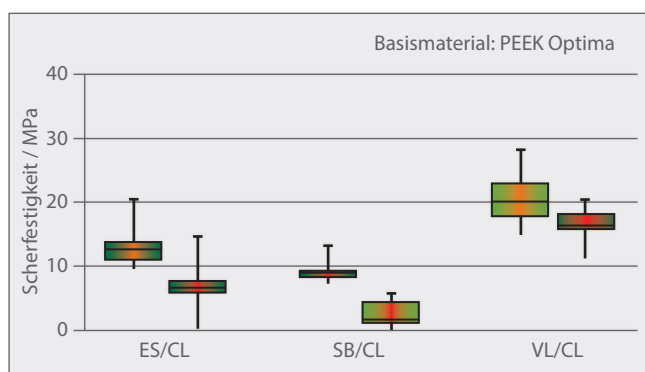


Abb. 15: Die niedrigsten Verbundfestigkeitswerte wurden bei der Verwendung von Solobond Plus nach der Alterung gemessen. Die Ergebnisse von combo.lign und Sinfony+Opaker sind vergleichbar.¹⁹⁾

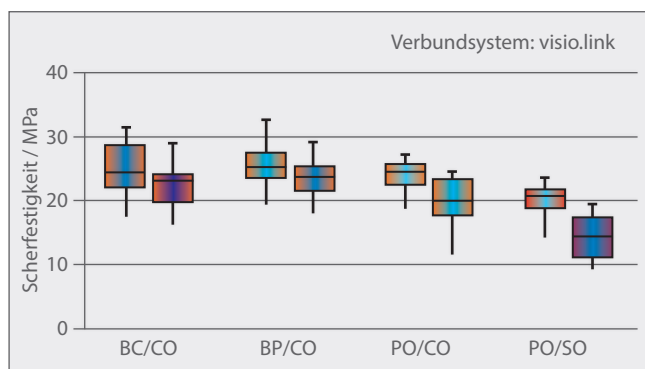


Abb. 16: In Kombination mit dem Haftvermittler visio.link werden Verbundfestigkeitswerte > 20 MPa erreicht. Nur bei der Kombination von PEEK Optima und Sinfony+Opaker fallen die Werte nach Alterung z. T. unter 20 MPa.²⁰⁾

Analyse der Verbundfestigkeit

Unter Berücksichtigung der EN ISO 10477 liegen alle Werte in für die klinische Anwendung akzeptablen Bereichen. Die einzige Ausnahme ist die Materialkombination combo.lign auf BioHPP® bei Verwendung des Haftvermittlers Solobond Plus. Vergleichbare Verbundfestigkeiten zu den Metall-Keramik-Systemen wurden nur unter Verwendung des Haftvermittlers visio.link erreicht.

Anmerkung der Redaktion: Die Ergebnisse zeigen, dass die Konditionierung der BioHPP®-Verblendflächen in Verbindung mit einem geeigneten Primer und Opaker äußerst wichtig ist. Da BioHPP® unverblendet stark opak ist, sollte es im sichtbaren Bereich verblendet werden. Es stehen mehrere Verblendkomposite mit speziellen Haftvermittlern zur Verfügung, aber die höchsten Verbundfestigkeiten werden mit der Kombination visio.link Haftvermittler mit combo.lign Opaker erreicht. Der Elastizitätsmodul von combo.lign wurde an den von BioHPP® angepasst. Nur so können Spannungen und abplatzende Verblendungen vermieden werden. Das Verwenden mechanischer Retentionen sichert die Verbundfestigkeit zusätzlich.

4 Einfluss der Herstellung auf die Bruchlast dreigliedriger PEEK-Brücken²¹⁾

Dr. Bogna Stawarczyk,
Dr. Timea Wimmer,
ZT Marlis Eichberger
Ludwig-Maximilians-Universität München
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

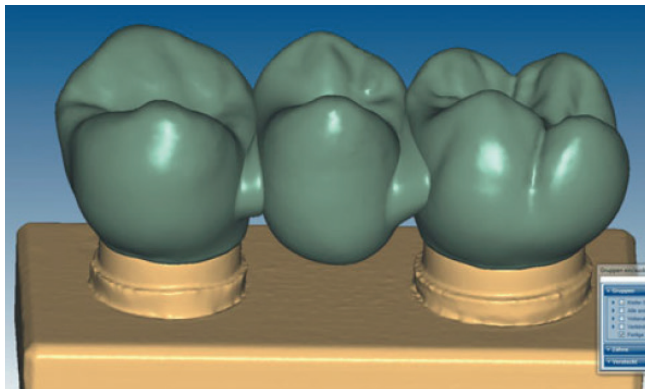


Abb. 17: Konstruierte Brücke auf dem Modell.²²⁾



Abb. 18: BioHPP® in den 3 verschiedenen Darreichungsformen Granulat, Pellet und Blank.²³⁾



Abb. 19: BioHPP®-Brücke während der Prüfung.²⁴⁾

PEEK-basierte Materialien finden immer häufiger Anwendung in der Zahnmedizin. Das mittels anorganischer Stoffe verstärkte PEEK-Material BioHPP® kann auf unterschiedlichen Wegen verarbeitet werden: BioHPP® kann aus Granulat oder Pellets verpresst werden oder aus industriell angefertigten CAD/CAM-Blanks herausgefräst werden. Ziel dieser Untersuchung war ein Vergleich der Stabilität von Brücken, die mit diesen drei Herstellungsmethoden gefertigt wurden.

Für die Untersuchung wurden dreimal 15 formkongruente Brücken hergestellt. Ein standardisiertes Brückenmodell von regio 24-26 stellte die Basis dar (Abb. 17). Nach dem Scannen (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Koblach, Österreich) erfolgte die Konstruktion der Brücken (Ceramill Mind, Design-Software, Amann Girrbach), wobei auf eine Verbinderquerschnittsfläche von 16mm² geachtet wurde. Die okkluso-gingivale Höhe der Verbinder betrug 4,45mm, die vestibulo-orale Breite 3,60mm. Auf der Kaufläche des Zwischengliedes wurde eine leichte Vertiefung konstruiert, sodass an dieser Stelle für die Ermittlung der Bruchlast eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 5mm einwandfrei zum Liegen kam (Abb. 19).

Hierdurch wurde ein 3-Punkt-Kontakt zwischen der Stahlkugel und der Kaufläche sichergestellt. Mit dem Datensatz erfolgte das Formschleifen von 15 Brücken aus dem BioHPP®-Blank (breCAM.BioHPP®, bredent) sowie von 30 Brücken aus Wachs (breCAM.wax, bredent) auf der Fräsmaschine (ZENO 4030 M1, Wieland Dental + Technik, Pforzheim).

Auf die Wachsbrücken wurden nach Herstellerangaben Zuführungskanäle zum Objekt angewachst. Die Wachsbrücken wurden nach dem Zufallsprinzip gleichmäßig in zwei Gruppen aufgeteilt und mit speziellen Muffeln für BioHPP®-Granulat (bredent) oder BioHPP®-Pellets (bredent) eingebettet (Brevest for2press, bredent).

²¹⁾ Vgl. Eichberger M, Wimmer T, Stawarczyk B. Sind die Eigenschaften von BioHPP®-Restorationen immer gleich oder hat die Verarbeitungstechnik einen Einfluss? Untersuchung anhand der Stabilität von Brücken. Die Quintessenz der Zahntechnik 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.

	Produkt	Hersteller	Lotnummer	Zusammensetzung
Brückenmaterial	Brückenmaterial breCAM.BioHPP® Blank	bredent Senden	381115	Polyetheretherketon mit 20 Gew.% keramischen Anteilen
	BioHPP® Pellets		379806	
	BioHPP® Granulat		381125	
Befestigungsmaterial	Variolink II	Ivoclar Vivadent Ellwangen	R35481/P84939	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, anorganische Füllstoffe (Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al Fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid), Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente

Abb. 20: Zusammenfassung aller verwendeten Materialien.²⁵⁾

Bruchlast (N) von dreigliedrigen PEEK-Brücken

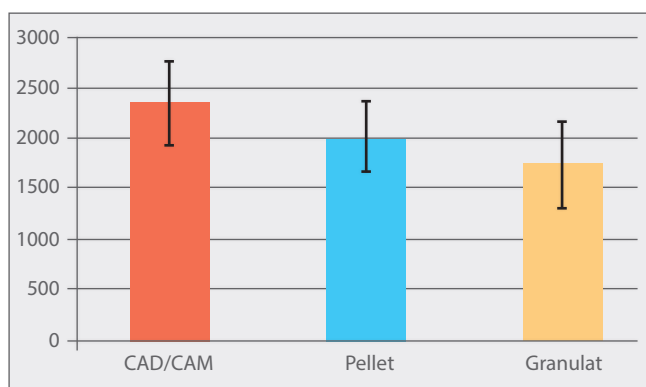


Abb. 21: Balkendiagramm (Mittelwert, Standardabweichung) der erzielten Bruchlastwerte der unterschiedlich hergestellten formkongruenten Brücken.²⁶⁾

	Mittelwert	Standardabweichung	Min	Median	Max	Weibull-Modul
CAM.BioHPP® Blank	2354	422	1571	2384	3169	2527
BioHPP® Pellets	2011	353	1388	2026	2660	2155
BioHPP® Granulat	1738	439	1187	1591	2631	1902

Abb. 22: Deskriptive Statistiken mit signifikanten Unterschieden der gemessenen Bruchlastwerte der Brücken sowie die Weibullverteilung, alle Werte in Newton.²⁷⁾

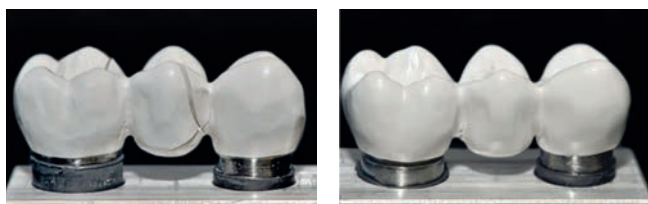


Abb. 23: Links spontane Fraktur einer gefrästen breCAM.BioHPP®-Brücke, rechts plastische Verformung einer aus BioHPP®-Granulat hergestellten Brücke.²⁸⁾

Nach der Bruchlastmessung wurden die Werte statistisch mittels der einfaktoriellen ANOVA und dem Post-hoc-Test nach Scheffé ausgewertet. Um die Zuverlässigkeit der Brücken zu definieren und miteinander zu vergleichen, wurde zusätzlich die Weibull-Statistik (Weibullmodul) berechnet. In allen Tests wurden p-Werte von weniger als 5% als statistisch signifikant betrachtet. Die Daten wurden mit dem Statistikprogramm SPSS, Version 20 (SPSS INC, Chicago, IL, USA) analysiert.

Aus BioHPP®-Blanks maschinell herausgefräste Brücken und die aus Pellets gepressten Brücken zeigten höhere mechanische Stabilitäten als die aus BioHPP®-Granulat gepressten Brücken. Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Rohlinge ist die industrielle Herstellung des Materials mit einer gleichbleibenden Qualität ohne Porositäten und Einschlüsse. Als Vorteil der Presstechnik sind bei BioHPP® Indikationsbereiche anzusehen, die maschinell mittels CAD/CAM nur schwer umgesetzt werden können. Unabhängig von der Herstellungsmethode lieferten die untersuchten dreigliedrigen PEEK/C-Brücken vielversprechende Bruchlastwerte für die klinische Anwendung.

Anmerkung der Redaktion: Die hohen Bruchlastwerte können nur mit keramisch verstärkten (veredelten) PEEK-Varianten erreicht werden. Die anorganischen Füllstoffe sind dafür maßgeblich verantwortlich. Bei Vergleichbaren Untersuchungen mit PEEK wurden Bruchfestigkeiten von ca. 1.360 N erreicht. Bei der Presstechnik kann noch zusätzlich mehr Verbundfestigkeit durch Verwendung mechanischer Retentionen erreicht werden. Dazu kommt die höhere Flexibilität bei der Herstellung größerer Gerüstkonstruktionen. Bei der Presstechnik ist auch die Herstellung von individuellen Abutments mit dem Überpressverfahren möglich. Ein weiterer Vorteil der Presstechnik ist die Herstellungszeit gerade bei größeren Gerüstkonstruktionen.

5 Reinigungsstudie des Gerüstwerkstoffs BioHPP®^{29,30)}

Dr. Bogna Stawarczyk,
Dr. Sina Heimer,
Dr. Anja Liebermann,
ZT Marlis Eichberger
Ludwig-Maximilians-Universität München
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

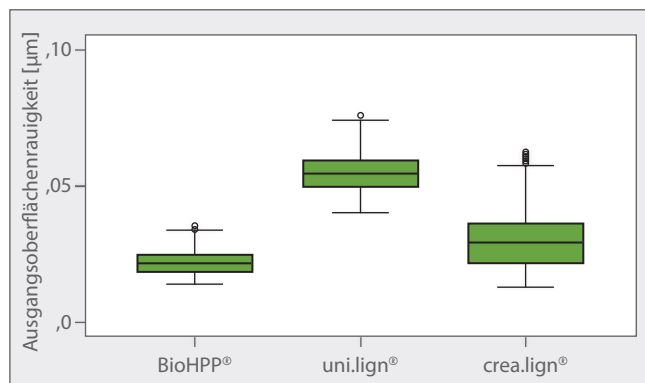


Abb. 24: Ausgangsoberflächenrauigkeit in µm.³¹⁾

BioHPP®

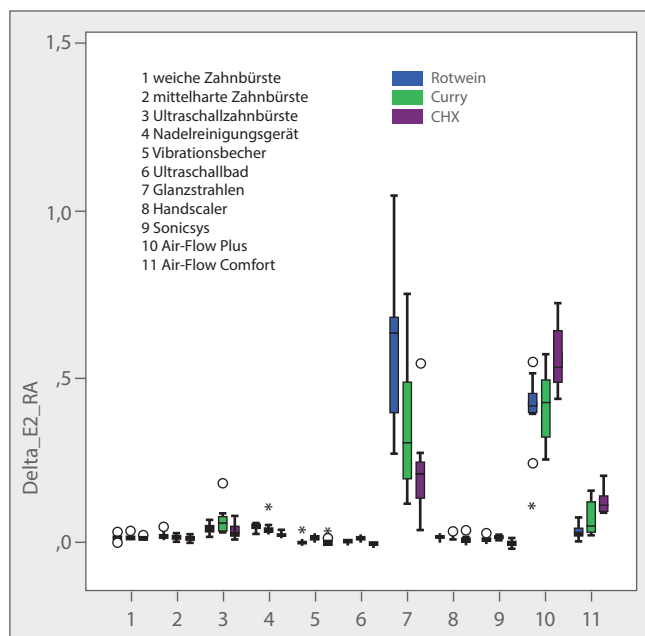


Abb. 25: Rauheitsmessung nach der ersten Reinigung in µm.³²⁾

Mittels dieser Studie wurden die am besten geeigneten Reinigungsverfahren im Hinblick auf die Verfärbungsneigung untersucht. Die handelsüblichen Reinigungsmethoden wurden in die Bereiche Zahnarzt, Zahntechnik und die Möglichkeiten des Patienten unterteilt, um daraus entsprechende Empfehlungen ableiten zu können.

Als erstes wurden die Probekörper (15x3mm) nach Herstellerangaben produziert. Alle Probekörper wurden nach einem materialspezifischen Politurprotokoll auf Hochglanz poliert. Die Qualität der Politur wurde mit einem Laserscanmikroskop gemessen (Abb. 24). Nach der Messung wurden alle Proben in unterschiedlichen Suspensionen bei 37 °C 7 Tage lang gelagert (Rotwein, Curry, Chlorhexidin). Die so gealterten Proben wurden mit einem Farbmessgerät durchgemessen. Darauf folgte die Reinigung der Proben mit den verschiedenen Reinigungsverfahren sowie die Endmessung mit Angabe der Rauheit und des Verfärbungsgrades.

Die Oberfläche des Gerüstwerkstoffs BioHPP® lässt sich signifikant besser polieren als die Oberfläche von uni.lign und crea.lign®. Des Weiteren wurden bei BioHPP® signifikant weniger Verfärbungen detektiert als bei uni.lign und crea.lign und der Gerüstwerkstoff lässt sich durch Reinigung signifikant besser in seine farbliche Ausgangssituation zurückversetzen. Als beste Reinigungsmethoden für BioHPP® und uni.lign® eignen sich:

Patient: weiche und mittelharte Zahnbürste
Labside: Nadelreinigung und Ultraschallbad
Chairside: Air-Flow Comfort und 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®

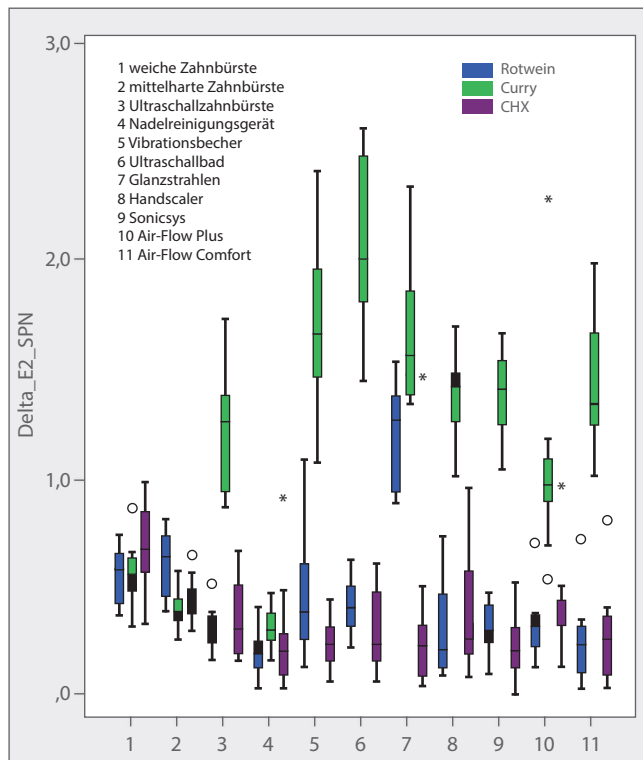


Abb. 26: Verfärbungsraten von BioHPP® nach der jeweiligen Reinigungsprozedur.³³⁾

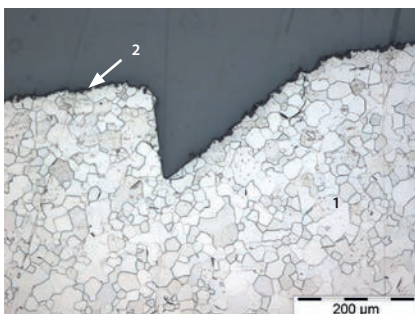
Anmerkung der Redaktion: „Es hat sich herausgestellt, dass die Patienten mit Zahnersatz aus BioHPP® die beste Reinigungsleistung erzielen, wenn sie täglich weiche bis mittelharte Zahnbürsten verwenden. Bei dieser Reinigungsvariante ist eine Aufrauung und nachträgliche Politur nicht nötig. Die Verwendung einer Ultraschallzahnbürste ist nicht zu empfehlen, da sich hier rauhere Oberflächen bilden. Für das Dentallabor hat sich herausgestellt, dass die Ultraschallbäder und Nadelreinigungsgeräte den Zahnersatz aus BioHPP® am besten säubern. Auch hier muss keine nachträgliche Politur erfolgen. In der Zahnarztpraxis können die BioHPP®-Oberflächen mit dem Air-Flow Comfort oder Air-Flow Plus gereinigt werden. Die Oberflächen werden dabei etwas aufgeraut, weshalb eine nachträgliche Hochglanzpolitur erfolgen sollte. Praktische Informationen zur Reinigung sind in der Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis dargestellt.“³⁴⁾

6 Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP® ³⁵⁾

Prof. Dr. I.-M. Zylla
Hochschule Osnabrück
Labor für Metallkunde
und Werkstoffanalytik



Abb. 27: Fertig angestiftete elegance Titanbasen (links) und nach dem Überpressen mit BioHPP® (rechts).³⁶⁾



Proben: Auftrag Nr. 22131878
vom 27.09.2013
Modellation:
Wachs
Ätzung:
Ätzmittel nach Kroll
Vergrößerung:
100 : 1
Gefüge:
im Retentionsbereich
1. α – Mischkristall
2. Oberfläche α – Case frei

Abb. 28: Lichtmikroskopische Aufnahme des Titangefüges nach einer thermischen Belastung von 630 °C.³⁷⁾

In dieser Arbeit wurde die Gefügeveränderung konfektionierte Titanteile (Grad 4) untersucht, die bei der Herstellung individueller Einzelzahnabutments im Überpressverfahren verwendet werden. Das Verarbeitungsprotokoll für das Überpressen setzt eine Einbettung mit anschließender Wärmebehandlung voraus. Diese Wärmebehandlung kann einen negativen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften von Titan Grad 4 haben. Zusätzlich wurden die Entstehung einer Alpha-case-Schicht untersucht sowie die Spaltentstehung zwischen BioHPP® und Titanabutment.

Die Titanabutments (SKY elegance) wurden laut Herstellerangaben mit dem for2press-System und BioHPP® überpresst. Bei der 1. und 3. Serie wurde eine maximale Vorwärmtemperatur von 630°C eingestellt, bei der 2. Serie eine Vorwärmtemperatur von 850 °C. Alle Probekörper wurden in Kunststoff eingebettet. Davon wurden Schliffbildpräparate erstellt, die unter dem Mikroskop auf Gefügeveränderungen untersucht wurden. Zusätzlich wurden Härteverlaufsmessungen durchgeführt, um eine mögliche Aufhärtung und somit Gefügeveränderung beweisen zu können. Die Entstehung von Titan, Aluminium und Sauerstoff wurde mithilfe des EDX-Linienspektrums nachgewiesen.

Untersucht wurden zwei Proben pro Modellation und Serie (insgesamt 10 Proben). Sowohl die Proben der ersten als auch der letzten Serie wiesen keine nennenswerte Alpha-case-Schicht auf. Es lag lediglich eine dünne Titanoxidschicht vor.

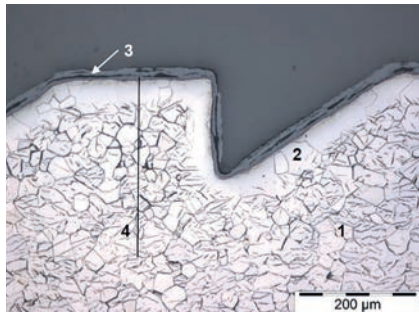
³⁵⁾ Vgl. Zylla, IM. Entstehung der Oxidschicht beim Überpressen vorgefertigter Titanabutments mit BioHPP®. Osnabrück: Hochschule Osnabrück, Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik; 2014.

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

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

³⁸⁾ Ebd., 8.

³⁹⁾ Ebd., 11



Proben: Auftrag Nr. 12839958
vom 14.03.2014
Modellierung:
PiKu
Ätzung:
Ätzmittel nach Kroll
Vergrößerung:
100 : 1
Gefüge:
im Retentionsbereich
1. α - Mischkristall mit
nadelförmigen
Ausscheidungen
2. α - Case Schicht
3. Titanoxid Schicht
4. Härte-Weg Verlauf

Abb. 29: Titanbasis SKY elegance mit Markierung der Verlaufslinie der Kleinlasthärte im Lichtmikroskop.³⁸⁾

Kleinlasthärte – Weg Verlauf

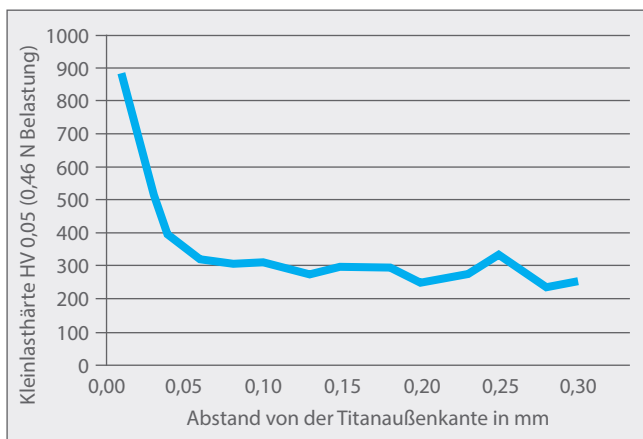


Abb. 30: Ergebnisse der Kleinlasthärteverlaufsmessung (siehe auch Abb. 29).³⁹⁾

Bei Serie 2 wurde eine ca. 40 µm dicke Alpha-case-Schicht nachgewiesen (Abb. 29), was den ermittelten Kleinlasthärtewerten zu entnehmen ist (Abb. 30). Insgesamt wies das Titangefüge gravierende Veränderungen auf. In den Körnern des Alpha-Mischkristalls lagen nadelige sauerstoffhaltige Ausscheidungen vor. Diese entstehen durch Reaktion mit eindiffundierenden Gasen bei höheren Temperaturen. Zu beachten ist auch der relativ hohe Anteil an Al₂O₃-Partikeln (Strahlmittel) an der Abutmentoberfläche, was Einfluss auf die Verbundfestigkeit haben könnte.

Anmerkung der Redaktion: Die Untersuchung hat gezeigt, dass bei einer Vorwärmtemperatur von max. 630 °C keine Alpha-case-Schicht an der Oberfläche des Titanabutments entsteht. Eine Alpha-case-Schicht ist unerwünscht, da diese durch ihre hohe Härte spröde Eigenschaften aufweist und zu Rissen und Spätschäden bei Belastungen führen kann. Wird die Temperatur des Vorwärmofens für die Einbettmasenmuffel nicht kontrolliert und so eine höhere Temperatur erreicht, entstehen intermetallische Mischkristalle im Inneren des Titangefüges. Durch diese Gefügeveränderung reduzieren sich die mechanischen Werte und es kann zu Beschädigungen am mit BioHPP® überpressten Titanabutment kommen. Die Titanlegierung (Grad 4) der Abutmentbasis SKY elegance erfüllt diese Anforderungen und kann eingebettet, vorgewärmt und überpresst werden.

7 In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Kunststoffstümpfen (TCML und Bruchtest): Vollanatomische Gestaltung aus PEEK gefräst und gepresst⁴⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

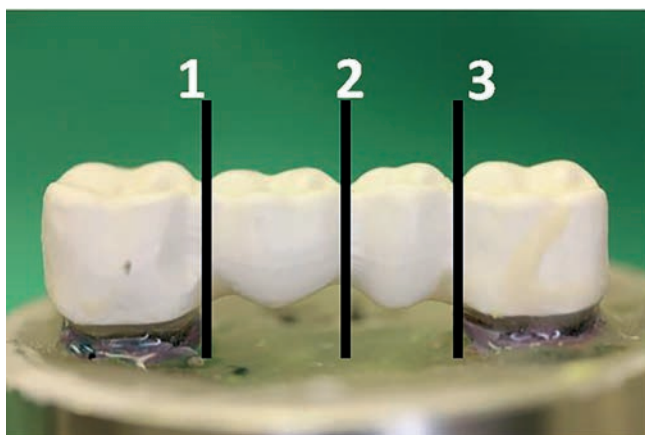


Abb. 31: Dimensionierung der Konnektorbereiche (schwarze Markierungen).⁴¹⁾

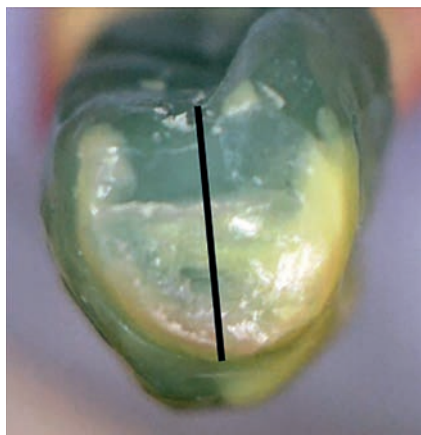


Abb. 32: Dimensionierung eines Zwischengliedes.⁴²⁾

Das Ziel der Studie war die Beurteilung des Verhaltens unverblendeter viergliedriger Brücken, die vollanatomisch aus PEEK hergestellt wurden. Die beiden zu untersuchenden Serien unterschieden sich hierbei in der PEEK-Verarbeitung. Bei einer Serie wurden die Brücken aus PEEK gefräst, bei der anderen aus PEEK gepresst. Das Hauptaugenmerk lag auf der Dimensionierung der Verbinderquerschnitte, um so die maximal mögliche und sinnvolle Brückenspannweite für definitiv befestigte BioHPP®-Brücken zu bestimmen.

Zur Vorbereitung der Untersuchung wurden beweglich gesockelte Kunststoffpfeiler mit einer Lückenbreite von 17mm und mit einer abgerundeten Stufe gefertigt (pro Serie 8 Proben). Danach wurden die Pfeiler mit Al_2O_3 bei 110 $\mu m/2$ bar und Heliobond (Ivoclar Vivadent) vorbehandelt. Die Innenseiten der Brückenanker wurden ebenso präpariert und zusätzlich mit visio.link (bredent) bestrichen. Im Anschluss wurden die Brücken adhäsiv mit Variolink II (Ivoclar Vivadent) zementiert. Die drei Konnektorbereiche der viergliedrigen Brücken (Abb. 31) wurden für alle untersuchten Brücken gleich gestaltet.

Die Dimensionen der Konnektorbereiche von palatinal nach bukkal betrugen im Mittel 4.97mm (1), 4.44mm (2) und 4.95mm (3). Der Durchmesser von okklusal nach basal belief sich im Mittel auf 3.64mm (1), 3.91mm (2) und 3.73mm (3). Die Konnektorfläche nahm im Mittel 13.55mm² (1), 13.59mm² (2) und 13.55mm² (3) ein. Im Bereich der Zwischenglieder befand sich die längste Verstärkungsstrecke mittig im Bereich der Zentralfissur bis zur basalen Auflage (Abb. 32). Diese Gestaltung hatte sich in vorherigen Untersuchungen bezüglich der Bruchfestigkeit als optimal erwiesen.

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.



Abb. 33: Fraktur einer mittels CAD/CAM hergestellten BioHPP®-Brücke.⁴³⁾

n	Kraftabfall ohne sichtbare Beschädigung	Basale Rissbildung	Bruch Gerüst
	1158	1567	–
2	997	1475	–
3	979	1433	–
4	871	1325	–
5	–	1327	–
6	980	1583	–
7	1149	1407	–
8	–	1361	–

Abb. 34: Messwerte der Bruchlast (in Newton) gepresster BioHPP®-Brücken.⁴⁴⁾

n	Basale Rissbildung	Bruch Gerüst
9	1538	1850
10	1734	1734
11	1540	1638
12	1338	–
13	1855	1868
14	1639	1639
15	1442	–
16	1385	1680

Abb. 35: Messwerte der Bruchlast (in Newton) gefräster BioHPP®-Brücken.⁴⁵⁾

Nach der Vorbehandlung wurden die verklebten Brücken einer künstlichen Alterung entsprechend einer fünfjährigen klinischen Tragedauer unterzogen (1.2 x 106 x 50 N mechanische Belastungen und 2 x 3.000 x 5 / 55 °C thermische Wechsellasten). Die Bruchlastmessung erfolgte mit einer Zug-Druck-Prüfmaschine (Zwick).

Als Bruchkraft, bei der die Konstruktionen versagten, wurden die Werte der basalen Rissbildung betrachtet (siehe Abb. 33-35). Vor der Rissbildung der Brücken traten akustische Versagenhinweise auf, die möglicherweise auf innere Spannungen des Systems hinwiesen. Dabei gaben die Konstruktionen nach, ohne dass es zu sichtbaren Beschädigungen kam. Infolge der Biegung der Brücken wären Verblendkunststoffe bei diesen Belastungswerten vermutlich abgeplatzt.

Die Kraft, die zur basalen Risserzeugung notwendig war, lag bei den gefrästen Brücken im Mittelwert um ca. 100 N höher als bei den gepressten Brücken. Es kann vermutet werden, dass die gefrästen Konstruktionen weniger elastisch waren (weiterer Kraftaufbau nach Rissbildung bis zur Fraktur möglich) bzw. weniger innere Spannungen aufwiesen (keine Frakturgeräusche).

Eine vollanatomische Konstruktion zahnfarbener Brücken aus PEEK eignet sich im Hinblick auf die Festigkeit der Brückenkonstruktionen als mögliche metallfreie Versorgungsalternative.

Anmerkung der Redaktion: Anhand dieser Studie konnte der Gerüstwerkstoff BioHPP® für die Indikation festsitzende Brücke mit einer max. Brückenspannweite von 16mm unpräparierter Pfeilerzähne freigegeben werden. Zusätzlich sollten die Konnektorflächen von 14mm² im Seitenzahnbereich nicht unterschritten werden. Um mehr Sicherheit bei der Verbundfestigkeit zwischen Verblendkomposit und Gerüstwerkstoff zu bekommen, sollte zwischen der Zentralfissur und der basalen Auflage die längste Verstärkungsstrecke liegen, um die Kaukräfte gut aufnehmen zu können.

8 Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, BioHPP®) und Kappchen (Zirkondioxid, BioHPP®) mit 4°/8° Konuswinkel zur Verifizierung verschiedener Zemente⁴⁶⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik



Bei dieser Untersuchung wurde die Haftfestigkeit im Zugversuch verschiedener Befestigungsmaterialien (Zemente, Adhäsive, Komposite) in Abhängigkeit von verschiedenen Konuswinkeln (4°, 8°) und zwei verschiedenen Abutmentwerkstoffen (Titan, BioHPP®) untersucht. Als Kronenwerkstoffe wurden Zirkondioxid und BioHPP® verwendet. Aus den ermittelten Festigkeitswerten konnte abgeleitet werden, ob sich ein bestimmter Befestigungswerkstoff für temporäre oder definitive Anwendungen eignet. Darüber hinaus wurde auch die Vorbehandlung der Abutments und Kronen mit verschiedenen Haftvermittlern analysiert.

Die Titanabutments wurden nach einem Muster der Firma Straumann als Grundlage für die Abzugsversuche hergestellt. Die Gestaltung glich einem konfektionierten Abutment mit 4° bzw. 8° Konuswinkel. Die Proben wurden gereinigt und jeweils 8 Kappchen mit den verschiedenen Zementen auf den Abutments fixiert. Während des Zementierens wurde das Kappchen einem konstanten Druck von 15 N ausgesetzt. Die zementierten Proben wurden für 24 h im Brutschrank bei 37 °C unter einem feuchten Tuch gelagert, danach wurden sie axial mit 1 mm/min abgezogen. Die Vorbehandlung der Proben erfolgte in allen Fällen im zahntechnischen Labor mit den dort vorhandenen Geräten. Die Titanabutments und die BioHPP®-Kappen wurden mit 110 µm Al₂O₃ gestrahlt. Je Gruppe wurden 8 Prüfkörper mit 4° und 8° untersucht.

Folgende Zemente wurden getestet:

- 1) Zinkoxyd-Eugenolfrei (Temp-Bond, Kerr) ohne Vorbehandlung
- 2) Zinkoxyd-Eugenolfrei (Temp-Bond, Kerr) mit visio.link Aktivierung (Polymerisation 90s)
- 3) Silikon-A basiert (TempoSIL 2, Coltène) ohne Vorbehandlung
- 4) Silikon-A basiert (TempoSIL 2, Coltène) mit visio.link Aktivierung (Polymerisation 90s)

⁴⁶⁾ Vgl. Kolbeck C, Rosentritt M. Versuch zur Überprüfung der Abzugskräfte zwischen Abutment (Titan, Bio HPP®) und Kappchen (ZrO₂, Bio HPP®) 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.

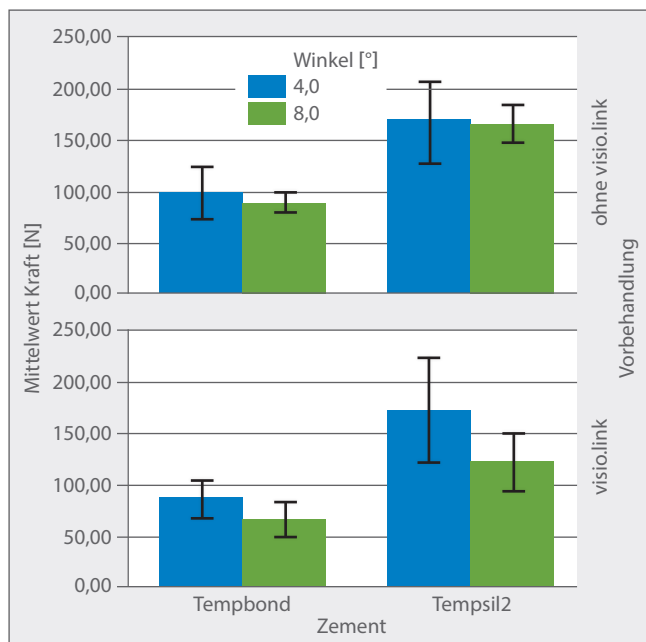


Abb. 36: Abzugsfestigkeit temporär verklebter BioHPP®-Kronen auf Titanabutments mit 4°/8° Konuswinkel.⁴⁷⁾

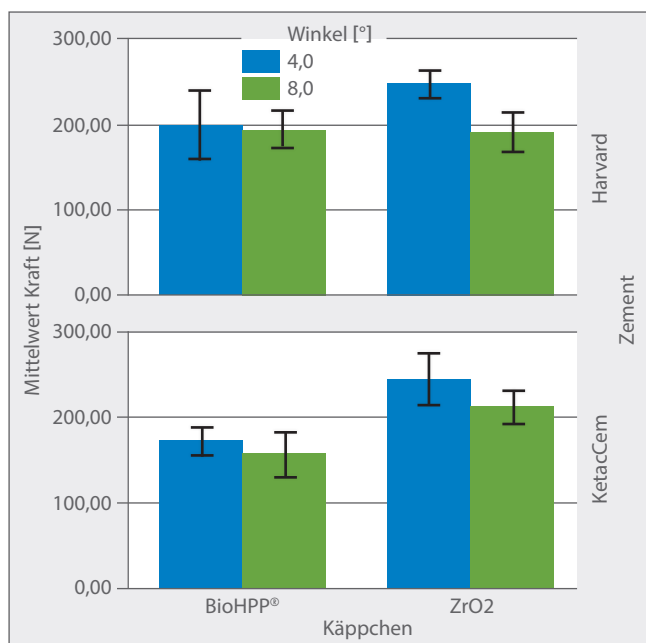


Abb. 37: Abzugsfestigkeit definitiv zementierter BioHPP®-/Zirkondioxid-Kronen auf BioHPP®-Abutments (4°/8° Konuswinkel).⁴⁸⁾

Bei den temporären Befestigungsmaterialien wurde in allen Varianten mit TempoSIL 2 (Coltène) eine signifikant ($p < 0,007$) höhere Haftkraft als mit Temp-Bond (Kerr) erzielt (Abb. 36). Nur bei TempoSIL 2 ergab sich, wenn visio.link eingesetzt wurde, ein signifikanter Unterschied ($p = 0,025$) zwischen den Winkeln von 4° und 8°. Bei der Verwendung von Temp-Bond lag der zurückbleibende Zementanteil auf dem Implantat bei den vergleichbaren Gruppen immer höher, mit einer Ausnahme (TempoSIL 2: 8°). Wurde visio.link eingesetzt, lag der Anteil des Zementrestes bei Temp-Bond immer höher, bei TempoSIL 2 immer niedriger im Vergleich zum Einsatz ohne Bonder.

Analog wurden auf formgleichen BioHPP®-Abutments Kappen aus Zirkondioxid und BioHPP® mit definitiven Zementen verklebt (Zinkphosphatzement Harvard, Harvard; Glasionomierzement Ketac Cem, 3M).

Bei der Zementierung zeigte Zirkondioxid im Vergleich der Käppchenwerkstoffe bei allen Gruppen signifikant ($p < 0,024$) höhere Abzugswerte, nur bei 8° mit Harvard-Befestigung lagen keine signifikanten ($P = 1,000$) Unterschiede zwischen Käppchen aus BioHPP® und Zirkondioxid vor (Abb. 37).

Nach dem Abzugsversuch verblieben auf dem Implantat Zementrestanteile zwischen rund 10% (Ketac Cem/Zirkondioxid/4°+8°) und 55% (Ketac Cem/BioHPP®/4°+8° und Harvard/BioHPP®/4°). Bei Verwendung des BioHPP®-Käppchens lagen die Zementrestwerte im Allgemeinen höher als bei Einsatz des Zirkondioxid-Käppchens. Zwischen den Varianten mit 4° und 8° konnte kein Unterschied festgestellt werden.

Anmerkung der Redaktion: Zur temporären Befestigung von BioHPP® auf Titanabutments eignet sich TempoSIL 2 sehr gut. Eine Vorbehandlung mit visio.link ist bei TempoSIL 2 nicht notwendig. Bei der definitiven Befestigung mit Zementen wurden bei den Zirkondioxid-Käppchen auf Titanabutments höhere Abzugswerte erreicht. Bei 8° Konuswinkel lagen keine Unterschiede vor. Auch bei der Verwendung von KetacCem wurden akzeptable Haftfestigkeitswerte erreicht. Die Ergebnisse dieser Studie wurden in Form einer Quick Reference Card als Zusatzinformation für den Zahnarzt bereitgestellt.⁴⁹⁾

9 In-vitro-Untersuchung viergliedriger Brücken auf Humanzähnen (TCML und Bruchtest) mit verschiedenen Gerüst- und Verblendmorphologien⁵⁰⁾

Prof. Dr. Carola Kolbeck,
Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

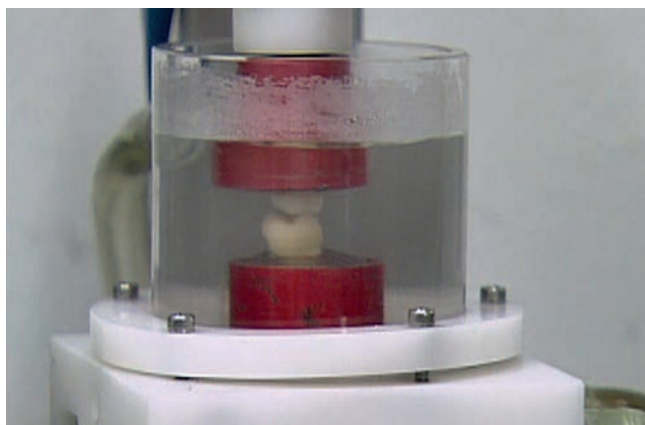


Abb. 38: Probenkammer für die Kaulastung.⁵¹⁾



Abb. 39: Brücke nach der Belastungsprüfung mit abgeplatzter Verblendung.⁵²⁾

Brücke	F [N] Rissöffnung basal	F [N] max	Bruchmuster
1	300	1092	Rissbildung, kein Abplatzen, keine Gerüstfraktur
2	600	2000	Gesamtfraktur Verblendung/ Gerüst/Pfeiler
3	800	2150	Verblendungsfraktur
4	1000	1480	Verblendungsfraktur
5	600	1950	Gerüstfraktur
6	700	1830	Verblendungsfraktur
7	400	2660	Gerüstfraktur
8	1100	1600	Verblendungsfraktur

Abb. 40: Testserie mit optimierter Verblendung. Kraftverlauf [N] während der Bruchbelastung und Versagensform.⁵³⁾

Das Ziel der Studie war die Beurteilung des Verhaltens kunststoffverblendeter viergliedriger Brücken aus BioHPP®. Die Brückengerüste wurden im for2press-Verfahren aus Granulat von bredent hergestellt und unterschieden sich in Gerüstgestaltung, Verblendmaterial und vertikaler Pfeilerzahnhöhe.

Für die Untersuchung wurden mehrere Serien viergliedriger Brücken erstellt und beweglich gesockelt, um die physiologische Zahnbeweglichkeit zu simulieren. Dabei wurden die Pfeilersockel mit einer zirkulären innen abgerundeten Stufe präpariert. Die rententive Stumpfhöhe variierte zwischen 3 und 6mm. Nach der adhäsiven Zementierung der Brücken mit Variolink II/Syntac Classic (Ivoclar Vivadent) wurden die Gerüste mit crea.lign® (bredent) verblendet. Anschließend wurden die Proben Kausimulationen und Bruchtests unterzogen.

Bei klinischem Einsatz wurde bereits eine basale Rissentstehung als Versagensform gewertet, da Kompositrisse klinisch zu erhöhter Plaqueretention, erhöhter Hydrolyseanfälligkeit des Materials sowie erhöhter Parodontitis- und Kariesgefahr beitragen können.

Die Brückenkonstruktionen mit optimierten Verblendungen wiesen nach Kausimulation und Bruchtest ausreichende Festigkeiten auf. Bei den optimierten Verblendungen wurde darauf geachtet, dass diese nicht mehr über das Gerüst hinausragten und keine scharfkantigen Abschlüsse sowie scharfkantige Separierstellen an den Konnektorbereichen aufwiesen.

Anmerkung der Redaktion: Bei der Herstellung festsitzender Brücken aus BioHPP® und crea.lign-Verblendungen sollte besonders auf die morphologische Gestaltung geachtet werden. Nur unter Vermeidung basaler Risse können Bruchfestigkeitswerte zwischen 600 und 1.100 Newton erreicht werden. Anhand dieser Ergebnisse und Bruchverlaufsbilder kann eine Empfehlung hinsichtlich der Verarbeitung gegeben werden.

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 In-vitro-Untersuchung dreigliedriger standardisierter Brücken⁵⁴⁾

Priv.-Doz. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt
Universitätsklinikum Regensburg
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

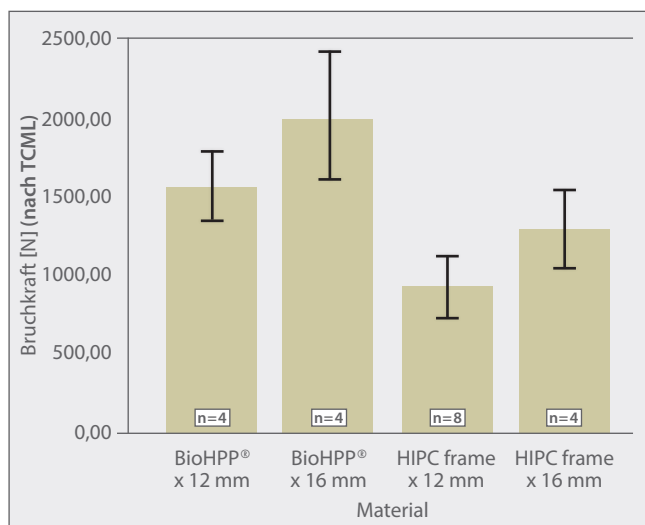


Abb. 41: Bruchkraft der verschiedenen Prüfserien.⁵⁵⁾

Bruchkraft [N]	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
HIPC frame Verbinder x 12 mm ²	8	920.3	196.3	602.0	1245.0
HIPC frame Verbinder x 16 mm ²	4	1289.0	249.9	951.0	1538.0
BioHPP® Verbinder x 12 mm ²	4	1558.3	224.5	1259.0	1802.0
BioHPP® Verbinder x 16 mm ²	4	2004.5	405.7	1642.0	2586.0

Abb. 42: Tabellarische Darstellung der Bruchkraft mit Mittelwert, Standardabweichung, Minimum und Maximum.⁵⁶⁾

Mithilfe des Kausimulators wurden die Dauerhaftigkeit und Bruchfestigkeit standardisierter Brücken nach ther-
mozyklischer und mechanischer Belastung untersucht. Hierbei wurden verschiedene Verbinderquerschnitte berücksichtigt.

Identische Molarenstümpfe aus PMMA wurden paarweise beweglich, im Sinne einer parodontalen Lagerung, in Kunststoff befestigt. Um eine Molarenschaltlücke zu simulieren, betrug der Abstand der Zahnstümpfe ca. 10mm. Anhand eines Gipsmodells wurden bei bredent von jedem Brückenmaterial identische standardisierte Brücken hergestellt. Die Befestigung der Brücken erfolgte nach Absprache mit Variolink II (Ivoclar Vivadent) an der Poliklinik. Die Brücken wurden einer Kausimulation (1.200.000 x 50 N; 2 x 3.000 x 5° / 55 °C; H₂O, 2 min je Zyklus) unterzogen. Als Antagonist wurde eine Steatitkugel (d=10mm) verwendet. Während der Kausimulation wurden die Brücken kontrolliert und ein eventuelles Versagen bei entsprechender Kauzyklenanzahl detektiert sowie die relative Überlebensdauer bestimmt.

Alle untersuchten Brücken überstanden die Kausimulation ohne erkennbare Schäden. Die Brücken zeigten nach Simulation allerdings deutlich erkennbare Verschleißspuren im Kontaktbereich. Insgesamt wiesen die untersuchten Brücken Bruchwerte auf, die deutlich über dem Schwellenwert von 500 N lagen, der i. d. R. für eine Seitenzahnanwendung gefordert wird. Keramische Versorgungen weisen im Vergleich dazu ähnliche oder geringere Bruchwerte auf. In diesem Zusammenhang ist zu beachten, dass maximale Biegungen der Brücken bei dem erreichten Bruchwert zu klinischen Einschränkungen führen können.

Anmerkung der Redaktion: Aufgrund der hohen Bruchfestigkeiten von BioHPP® nach einer Kausimulation (Alterung) kann BioHPP® für festsitzenden Zahnersatz verwendet werden. Die Verbinderquerschnitte von 12 und 16mm² erlauben eine grazile Gerüstgeometrie mit nachträglicher Verblendung. Die Ästhetik wird im Bereich der Zahnzwischenräume nicht beeinträchtigt. Die Bruchfestigkeit von BioHPP® übersteigt herkömmliche keramische Gerüstwerkstoffe um bis zu 1.000 Newton.

11 Bruchlast und Versagensarten von unterschiedlich verblendeten festsitzenden PEEK-Versorgungen⁵⁷⁾

Dipl. Ing. Simon Taufall
Ludwig-Maximilians Universität München

In dieser Studie wurde die Bruchlast von unterschiedlich verblendeten BioHPP®-Versorgungen nach künstlicher Alterung untersucht.

Dazu wurden 120 formgleiche, dreigliedrige Gerüste aus BioHPP®-Blanks gefräst, die anschließend mit Al₂O₃-Partikeln gestrahlt wurden. Die Brückengerüste reichten von einem Eckzahn über den ersten bis zum zweiten Prämolaren. Nach der Konditionierung mit visio.link®-Primer und combo.lign®-Opaquer teilten die Forscher die Proben in vier Verblendungsgruppen ein:

- A) Digitale Verblendung mit breCAM.HIPC,
- B) Konventionelle Verblendung mit dem Komposit crea.lign®,
- C) Konventionelle Verblendung mit dem Komposit crea.lign® Paste,
- D) Verkleben der vorgefertigten Verblendschalen novo.lign®.

Gerüst	breCAM.BioHPP (PEEK), N=120, LOT: 400177							
Verblendung	Digitale Verblendung breCAM.HIPC (N=30), LOT: 406700	Konventionelle Verblendung		Vorgefertigte Verblendschalen novo.lign (N=30, LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681)				
		crea.lign (N=30), LOT: 130513	crea.lign Paste (N=30), LOT: 134524, 141207					
Alterung	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen
Anzahl	15	15	15	15	15	15	15	15

Abb. 43: Studiendesign mit unterschiedlichen Verblendungsmethoden.⁵⁸⁾

Daraufhin wurde jeweils die Hälfte von jeder Verblendungsgruppe einer künstlichen Alterung mittels Thermo-cycling unterzogen (10.000 Zyklen, 5-55°C, jeweils 20 Sekunden, siehe Abb. 43).

Für den späteren Bruchlasttest wurden dann alle Proben (auch die nicht künstlich gealterten) auf konditionierte CoCrMo-Abutments zementiert. Die Abutments des Meistermodells ersetzen dabei den Eckzahn sowie den zweiten Prämolaren. Anschließend wurden die Proben der Pontics 15 Minuten lang mit einer Kraft von 100 N belastet. Nach diesem Bruchlasttest wurden die Proben noch 48 Stunden lang in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert.

Die Ergebnisse des Bruchlasttests zeigen, dass digital hergestellte Verblendungen signifikant höhere Bruchlastwerte erreichen als die Proben der anderen drei Verblendungstypen, ungeachtet des Alterungszustands der Proben (siehe Abb. 44, 45). Die Gruppen der nicht digital hergestellten Verblendungen erzielten im Test Bruchlastwerte in einem ähnlichen Bereich.

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.

Gerüst	breCAM.BioHPP (PEEK), n=120, LOT: 400177							
Verblendung	Digitale Verblendung breCAM.HIPC (n=30), LOT: 406700		Konventionelle Verblendung				Vorgefertigte Verblend- schalen novo.lign (n=30), LOT: Z3304499, Z3843532, Z3849293, Z3303681	
			crea.lign (n=30), LOT: 130513		crea.lign Paste (n=30), LOT: 134524, 141207			
Alterung	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen	keine	10.000 Thermozyklen
Mittelwert [N]	1882	2021	1138	1008	1226	1229	1213	1149
Durchschnittliche Abweichung [N]	152	184	278	372	280	239	380	274
95% Konfidenzintervall [N]	1797-1967	1919-2124	984-1293	802-1215	1070- 1382	1096-1362	1002- 1425	997-1301

Abb. 44: Die Ergebnisse des Bruchlasttests zeigen die höchsten Werte bei der digitalen Verblendung.⁵⁹⁾

Die Analyse der Brucharten ergab zwei typische Versagensarten: Die ersten drei Gruppen (digitale und konventionelle Verblendungen) zeigten vergleichbare Brucharten sowie Risse im Ponticbereich, ausgehend von den Verbindungsarealen. In der vierten Gruppe konnte die Art des Versagens optisch nicht festgestellt werden. Allerdings zeigte die Traglastkurve ein Versagen der Proben an und auch akustisch war deutlich ein Bruch zu hören. Die Forscher vermuteten hierbei ein adhäsives Versagen zwischen dem BioHPP®-Gerüst und den vorgefertigten

Verblendschalen.

Insgesamt zeigten alle getesteten Gerüste einen ausreichenden Bruchwiderstand. Dabei gelten 909 N als Maximum für die okklusale Kraft im Seitenzahnbereich.⁶¹⁾

Die signifikant höheren Bruchfestigkeitswerte der digital hergestellten Verblendungen erklärten die Forscher mit der geringeren Anzahl an manuellen Herstellungsschritten. Zudem hatte die künstliche Alterung keinen nennenswerten Einfluss auf die Traglastkapazität der Proben. Der Schwachpunkt der ersten drei Verblendungsgruppen war der Konnektorbereich, da das Gerüst hier die geringste Stärke aufwies.

Die Verblendungen der vierten Gruppe schienen eine größere Widerstandskraft zu haben, sodass der Adhäsivkleber versagte bevor die Verblendung brechen konnte. Beim vorliegenden Versuchsaufbau sollte mit in Betracht gezogen werden, dass CoCrMo als Abutmentmaterial einen wesentlich höheren Elastizitätsmodul hat als die harte Zahnschubstanz.

Anmerkung der Redaktion: In einer früher durchgeführten Studie der Ludwig-Maximilians Universität kamen die Forscher zunächst zu dem Ergebnis, dass PEEK als Gerüstwerkstoff nicht nach konventionellen Methoden verblendet werden sollte.⁶²⁾

Die hier vorgestellte Studie führte die Universität dann im Anschluss mit den Komponenten des visio.lign® Systems durch und belegte damit, dass sich BioHPP®-Gerüste (keramikgefülltes PEEK) verblenden lassen. So bietet bredent mit dem visio.lign® System insgesamt vier Verblendvarianten für unterschiedliche Indikationen an.

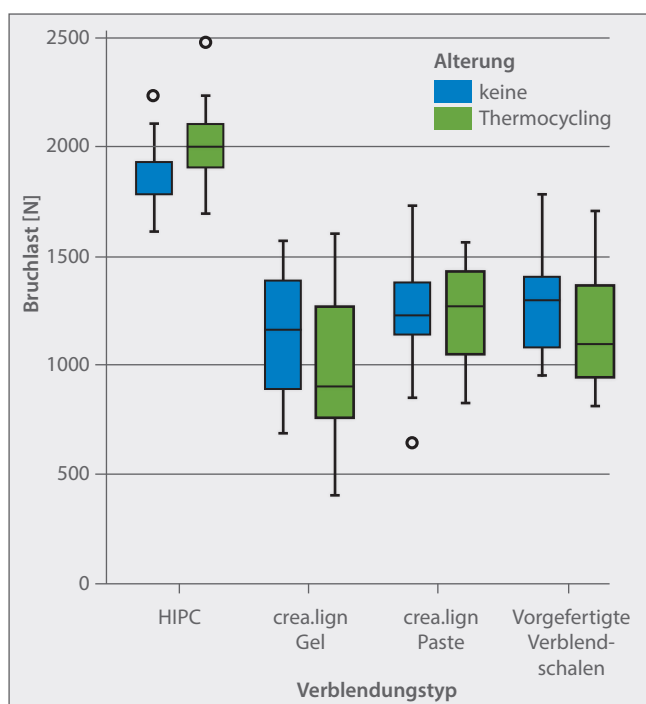


Abb. 45: Die Ergebnisse des Bruchlasttests grafisch dargestellt im Box-Plot-Diagramm.⁶⁰⁾

12 Bakterienanlagerung an BioHPP⁶³⁾

Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer, Dr. L. Scheideler
Eberhard Karls Universität, Tübingen
Zentrum für Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde, Sektion
„Medizinische Werkstoffkunde & Technologie“

Adhäsion Streptococcus Gordonii (Zusammenfassung)

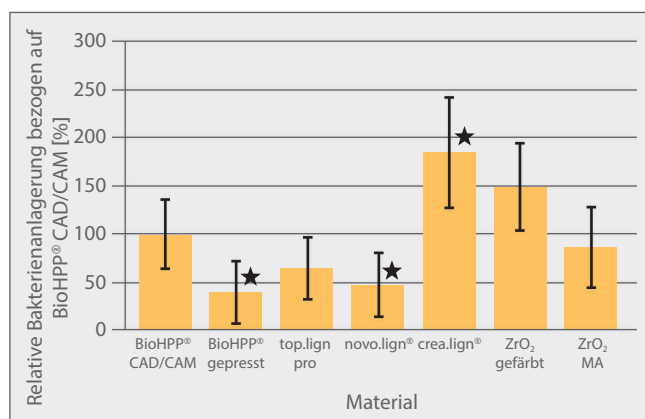
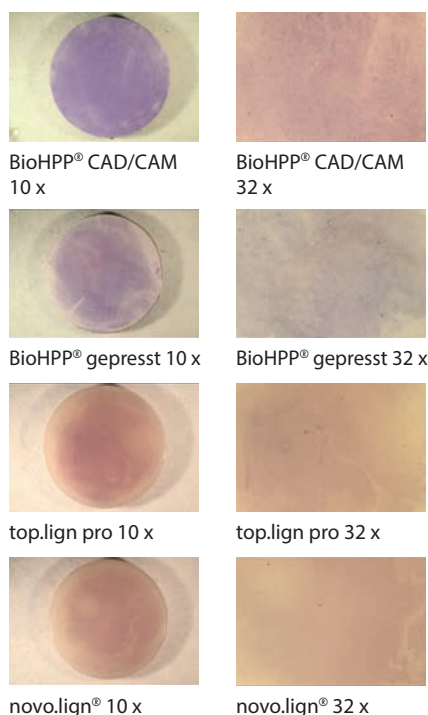


Abb. 46: Initialbesiedelung durch *S. gordonii*. Zusammenfassung der Daten aus zwei Versuchen. Adhäsionszeit: 2h. (Mittelwerte mit Standardabweichungen; n=6; Stern=signifikant unterschiedlich zu BioHPP® CAD/CAM; p=0,05).⁶⁴⁾



Im Projekt sollte die Plaqueanlagerung an das PEEK-Material BioHPP® im Vergleich zu anderen Gerüst- und Verblendmaterialien untersucht werden.

Dazu wurden Probenkörper mit oralen Bakterienkulturen beaufschlagt und die Bakterienanlagerung optisch dokumentiert und quantifiziert. In der Studie wurden die Proben mit verschiedenen Mikroorganismen in ständigem Wechsel von Bewegung und Stillstand inkubiert. So sollten die Bedingungen in den Nischen der Mundhöhle (z.B. Zahnzwischenräume) simuliert werden. Die Versuche wurden mit *Streptococcus gordonii* als einem typischen Fröhbesiedler der Mundhöhle sowie mit Frischisolaten oraler Mischkulturen durchgeführt. Als Vergleichsmaterialien auf PMMA-Basis (top.lign, novo.lign, crea.lign) sowie Zirkonoxid eingesetzt. Das Zirkonoxid wurde ebenfalls in zwei verschiedenen Zuständen getestet (ZrO₂ gefärbt und ZrO₂ CAD/CAM).

Ziel der Untersuchung war, Oberflächenzustände herzustellen, die dem realen Bearbeitungszustand dentaler Restaurationen in der Praxis ähneln. Dementsprechend wurden Oberflächenbearbeitung und Reinigung bei breident nach gängigen zahntechnischen Methoden durchgeführt.

Die mit verschiedenen Testkits bzw. Farbstoffen durchgeführten Versuche zur Bakterienquantifizierung über Substratsatz (Stoffwechselaktivität) zeigten z.T. vielversprechende Ansätze, erwiesen sich aber im hier eingesetzten Versuchssystem als zu wenig sensitiv und schlecht reproduzierbar. Daher mussten diese Ansätze nach einigen Vorversuchen wieder aufgegeben werden. Die Kristallviolettfröbung erwies sich als reproduzierbare Nachweismethode, trotz der speziell in diesem Projekt durch die Oberflächenzustände der Proben hervorgerufenen Problematik.

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.

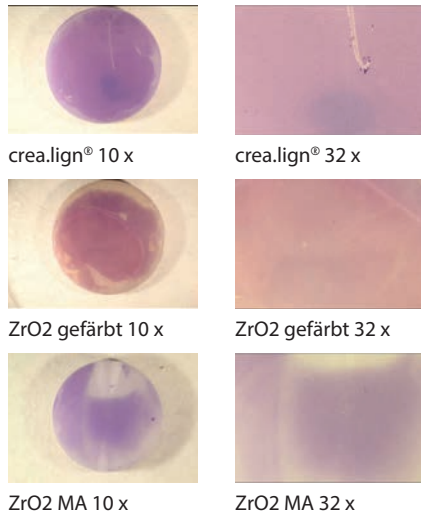


Abb. 47: Vergrößerte Darstellung der Ergebnisse einer Versuchsserie zur Bakterienbedeckung mit *S. gordonii*.⁶⁵⁾

Streptococcus Gordonii Adhäsion (Stoffwechselaktivität CCK-8)

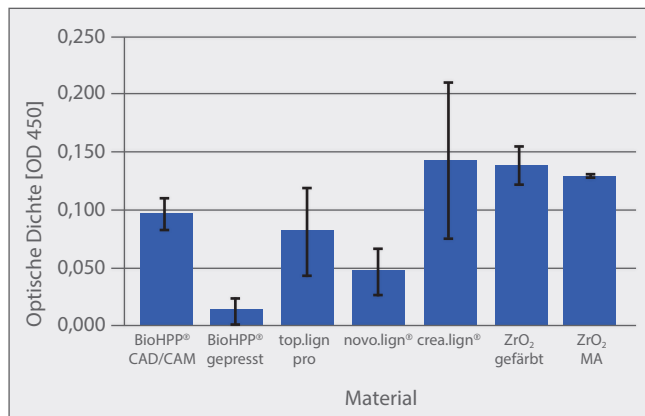


Abb. 48: Initiale Besiedelung durch *S. gordonii*. Stoffwechselaktivitätstest. Adhäsionszeit: 2h. (Mittelwerte mit Standardabweichungen; n=3).⁶⁶⁾

S. gordonii zeigte auf den Oberflächen von BioHPP® gepresst und novo.lign eine signifikant geringere Anlagerung im Vergleich zu der als Referenz eingesetzten Oberfläche BioHPP® CAD/CAM (Abb. 46). Die im Mittel stärkste Anlagerung wurde auf dem Vergleichskunststoff crea.lign gemessen. Die über Farbstoffeinlagerung nachweisbare Menge an adhärenierten Bakterien war hier im Vergleich zu BioHPP® CAD/CAM etwa auf das Doppelte erhöht (184 %).

Die Bakterien wurden mit Kristallviolett angefärbt. Abb. 47 zeigt das Ausmaß der Biofilmbildung auf den verschiedenen Oberflächen durch *S. gordonii*. Von jeder Oberfläche wurde jeweils ein typisches Plättchen dokumentiert. Auf der linken Seite ist eine Übersichtsaufnahme, auf der rechten Seite jeweils eine Detailaufnahme dargestellt.

Gut zu sehen ist, dass bei den Versuchen mit *S. gordonii* die gepresste BioHPP®-Oberfläche eine deutlich geringere Belegung aufweist als die CAD/CAM-Oberfläche. Ebenfalls gut zu erkennen ist die relativ starke, durchgehende Bakterienbelegung auf crea.lign im Vergleich zur darüber dargestellten novo.lign-Oberfläche. *S. gordonii* zeigte auch eine relativ ausgeprägte Adhäsion auf den untersuchten Zirkonoxid-Oberflächen.

Die Ergebnisse des CCK-8 assay korrelierten bei diesem Versuch gut mit der anschließend an denselben Proben durchgeführten Kristallviolettgefärbung. Die in Abb. 48 dargestellten Daten zum Substratumsatz zeigten dieselben Trends wie die zusammengefassten Ergebnisse der Bakterienanfärbung durch Kristallviolett in Abb. 46. *S. gordonii* lagerte sich auf BioHPP® gepresst und novo.lign deutlich weniger an als auf der Referenzoberfläche BioHPP® CAD/CAM. Die im Mittel stärkste Anlagerung wurde wiederum auf crea.lign gemessen.

Anmerkung der Redaktion: Aus diesen Ergebnissen kann man folgern, dass freiliegende Gerüstgeometrien aus BioHPP® in der Mundhöhle nicht stärker mit Plaque und Bakterien besiedelt werden als solche aus Zirkon oder Verblendkompositen. Voraussetzung dafür ist eine auf Hochglanz polierte Oberfläche. Bei rauen Oberflächen können die Ergebnisse anders ausfallen.

13 Einfluss verschiedener Oberflächenbehandlungsmethoden auf Kontaktwinkel und Oberflächenrauigkeit⁶⁷⁾

Dr. Candida R.C. Sturz
Interdisziplinäre Abteilung Oralchirurgie
und Implantologie, Abteilung
Kraniomaxillofaziale und plastische Chirurgie
Universität zu Köln

Das Ziel dieser Studie war es, die Auswirkungen verschiedener Bearbeitungsmethoden auf die Oberflächen dentaler Restaurationsmaterialien zu untersuchen.

Dazu maßen die Forscher die Oberflächenrauigkeit sowie die Hydrophobizität von PEEK (BioHPP®), von drei Kunststoffen (breformance, crea.lign®, novo.lign®) sowie von Zirkondioxid (brezirkon) (siehe Abb. 49). Als Referenz diente die Oberfläche von Zirkon, das keiner Oberflächenbehandlung unterzogen wurde (ZrO Referenz).

Abkürzung	Material	Lot #	Produktname	Füllstoff	Anteil des Füllstoffs
PEEK-IOF	BioHPP	379805	BioHPP	Anorganische Keramik und Metalloxide	<30%
PMMA-noF	PMMA, MMA, EGDMA	374873	breformance	-	-
DMA-nano	Bis-GMA, UDMA, aliphatische Dimethacrylate	123765	crea.lign	Anorganische Keramik	~50%
PMMA-DMA	Hochmolekulares PMMA und Dimethacrylat	3.1/120609	novo.lign	Anorganische Keramik	<10%
ZrO	Yttriumoxid, teilweise stabilisiertes, isostatisch gepresstes ZrO ₂	378421	brezirkon	Aluminium	0,2–0,5%

Abb. 49: Prüfmaterialien.⁶⁸⁾

Insgesamt wurden 160 Prüfkörper getestet, dabei wurde jede Materialgruppe nach vier Methoden poliert:

Gruppe 1: Papierschliff; Oberfläche mit Siliciumcarbid-Papier, Körnung 1.000, geschliffen; geradlinige Schleifbewegung in eine Richtung

Gruppe 2: Steinschliff; Oberfläche gleichmäßig mit zylindrischem weißem Arkansas-Stein geschliffen; geradlinige Schleifbewegung in eine Richtung mit geradem Handstück

Gruppe 3: Air-Flow-Behandlung; Oberfläche mit Natriumhydrogencarbonat-Pulver (65µm) poliert

Gruppe 4: Hochglanzpolitur; Oberfläche mit bredent-Diamantpaste Zi-polish (1µm) und Baumwollschwabbel poliert.

Die Oberflächenrauigkeit der Proben ermittelten die Forscher mit einem Laserscanmikroskop. Dabei untersuchten sie eine Fläche von 320x320µm. Bei der Feststellung der Hydrophobizität maßen sie pro Wassertropfen zwei Kontaktwinkel (links und rechts).

Die Ergebnisse der Messung zeigen, dass es in allen Materialgruppen zu einem signifikanten Anstieg der Oberflächenrauigkeit nach allen Bearbeitungsmethoden kam (siehe Abb. 50-53). Lediglich bei ZrO wurde die Oberflächenrauigkeit signifikant gesenkt. Nach Papierschliff erzielte PMMA-DMA den geringsten Ra-Wert ($0,008\mu\text{m} \pm 0,0025$), während PMMA-noF nach Air-Flow-Behandlung den höchsten Ra-Wert ($2,917\mu\text{m} \pm 0,4709$) erreichte. Nach der Air-Flow-Behandlung waren besonders die Oberflächen von PMMA-noF und PMMA-DMA stark aufgeraut.

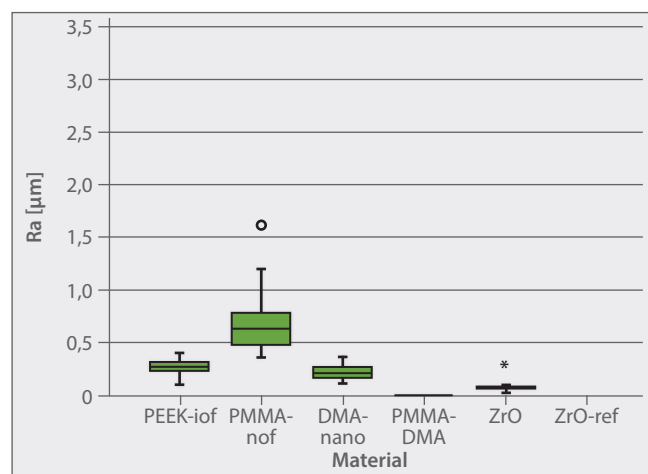
⁶⁷⁾ Vgl. Sturz CRC, Faber FJ, Scheer M, Rothamel D, Neugebauer J. Effects of various chair-side surface treatment methods on dental restorative materials with respect to contact angles and surface roughness. Dental Materials Journal 2015; 34(6): 796-813.

⁶⁸⁾ Ebd., 798.

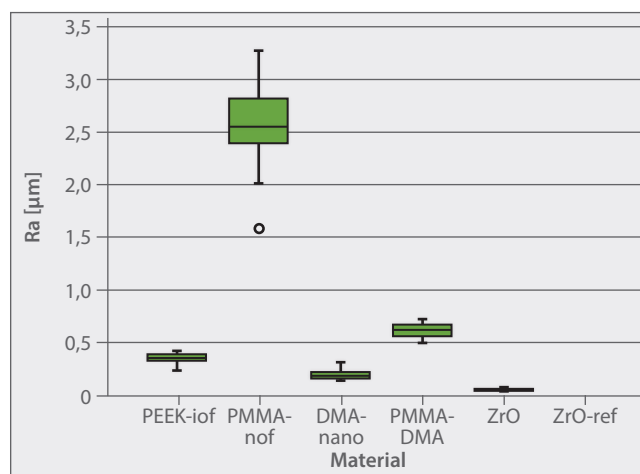
⁶⁹⁾ Ebd., 802, 803.

⁷⁰⁾ Ebd., 803.

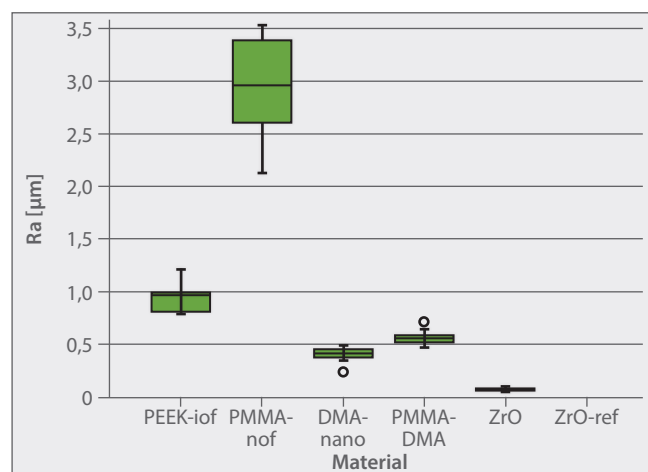
Papierschliff



Steinschliff



Air-Flow-Behandlung



Hochglanzpolitur

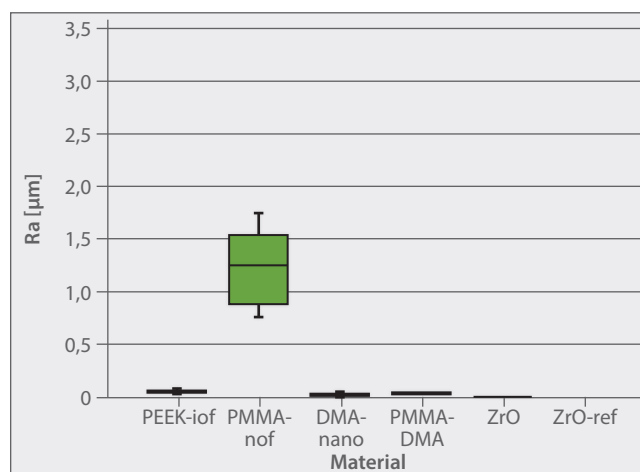
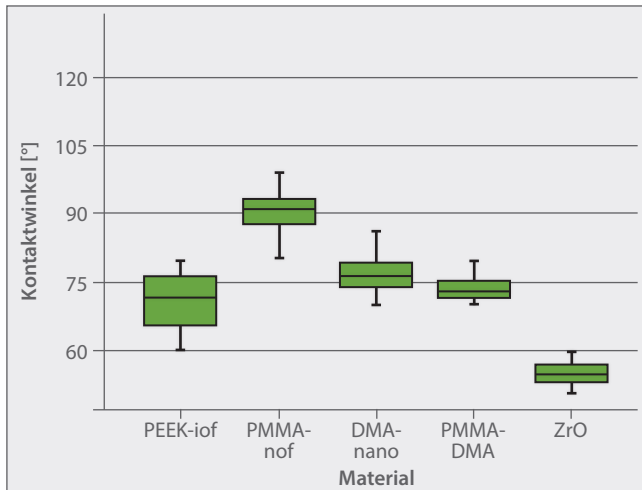


Abb. 50-53: Das Box-Plot-Diagramm zeigt den Anstieg der Oberflächenrauigkeit nach allen Bearbeitungsmethoden, außer bei ZrO.⁶⁹⁾

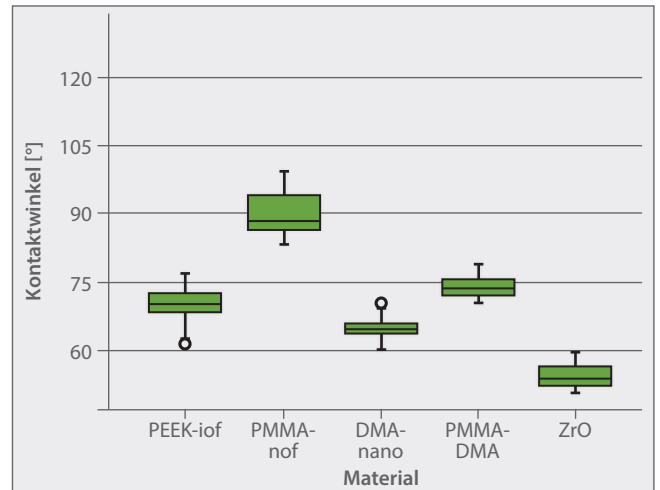
Material	Oberflächenbehandlung	Ra Mittelwert	SD ±	Rz Mittelwert	SD ±	Sa Mittelwert	SD ±
PEEK-IOF	Papierschliff	0,277	0,0664	1,589	0,2957	0,547	0,1023
	Steinschliff	0,364	0,0657	1,959	0,1854	1,114	0,1356
	Air-Flow-Behandlung	0,952	0,1359	5,613	0,2558	1,505	0,1705
	Hochglanzpolitur	0,073	0,0128	0,501	0,0448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

Abb. 54: Ergebnisse der Oberflächenrauigkeitsmessung.⁷⁰⁾

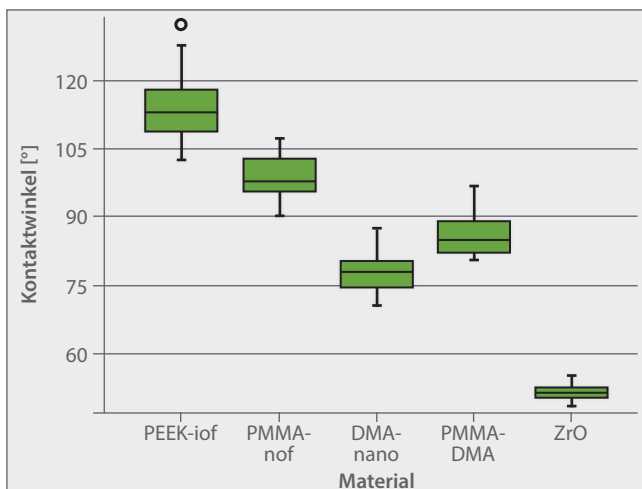
Papierschliff



Steinschliff



Air-Flow-Behandlung



Hochglanzpolitur

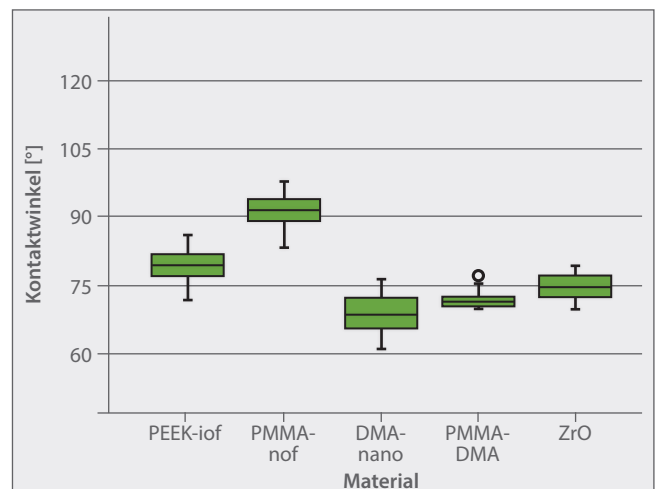


Abb. 55-58: Das Box-Plot-Diagramm zeigt die Werte der Kontaktwinkelmessung grafisch.⁷¹⁾

Die Auswertung der Kontaktwinkelmessung ergab Kontaktwinkel zwischen 51,6° und 114° (siehe Abb. 55-58). Die Air-Flow-Behandlung von ZrO führte zu den geringsten Kontaktwinkelwerten (51,6° ± 1,16), die höchsten Werte wurden bei PMMA-nof mit Air-Flow-Behandlung gemessen (114,4 ± 6,46).

⁷¹⁾ Ebd., 808.

⁷²⁾ Ebd., 808, 809.

Material	Oberflächenbehandlung	Mittelwert	SD ±
PEEK-IOF	Papierschliff	70,8	5,85
	Steinschliff	70,2	3,35
	Air-Flow-Behandlung	114,0	6,46
	Hochglanzpolitur	79,4	3,57
PMMA-noF	Papierschliff	90,7	4,29
	Steinschliff	90,0	4,90
	Air-Flow-Behandlung	98,6	3,91
	Hochglanzpolitur	91,5	3,46
DMA-nano	Papierschliff	76,9	4,01
	Steinschliff	65,0	2,16
	Air-Flow-Behandlung	77,9	4,10
	Hochglanzpolitur	69,1	4,13
PMMA-DMA	Papierschliff	73,8	2,65
	Steinschliff	73,9	2,47
	Air-Flow-Behandlung	86,3	4,96
	Hochglanzpolitur	71,9	1,55
ZrO	Papierschliff	55,0	2,70
	Steinschliff	54,2	2,45
	Air-Flow-Behandlung	51,6	1,61
	Hochglanzpolitur	75,0	2,63
ZrO Referenz		94,2	1,18

Abb. 59: Ergebnisse der Kontaktwinkelmessung.⁷²⁾

Insgesamt resultierten aus der Air-Flow-Behandlung die größten Kontaktwinkel in allen Materialgruppen, außer bei ZrO. Ein Zusammenhang zwischen den Werten der Oberflächenrauigkeit und des Kontaktwinkels konnte nur für die Air-Flow-Behandlung eindeutig nachgewiesen werden, alle anderen Methoden ließen hier keine Korrelation erkennen.

Allgemein führten die Polituren zu einer erheblichen Vergrößerung der Kontaktwinkel bei PEEK-IOF, PMMA-noF und ZrO. Eine Verkleinerung der Kontaktwinkel bewirkten die Polituren nur bei DMA-nano und PMMA-DMA.

Anmerkung der Redaktion: Die Air-Flow-Behandlung sowie die Politur mit Hochglanzpaste führten auch bei BioHPP® (PEEK-IOF) zu einer Aufrauung der Oberfläche, was im Mund die Anlagerung von Plaque und Bakterien sowie Verfärbungen begünstigt. Um diesen Effekt zu vermeiden, sollte BioHPP® mit dem Komposit crea.lign® (DMA-nano) oder mit novo.lign® Schalen verblendet werden. Geräte wie z.B. Air Flow sollten nicht eingesetzt werden.

14 Studie des periimplantären marginalen Knochenverlustes bei Sofortbelastung. Vergleich der festsitzenden kompletten Bogenprothese mit Metallstruktur zu der mit Polyetheretherketonstruktur⁷³⁾

Prof. Dr. Dr. Marta Cabo Pastor
Prof. Dr. Dr. Maria Celia Haya Fernández
Departamento de Odontología
Universidad CEU Cardenal Herrera,
Valencia



CEU
*Universidad
Cardenal Herrera*

Bei dieser klinischen In-vivo-Studie wurden 35 Patienten mit insgesamt 213 Implantaten nach dem SKY fast & fixed Konzept sofort mit einer temporären PMMA-Brücke versorgt. Nach 15 bis 16 Wochen erfolgte die definitive Versorgung alternativ mit einer starren Metall-Komposit-Brücke (siehe Abb. 61 links) bzw. mit einer physiologischen keramisch verstärkten PEEK-Komposit-Brücke (siehe Abb. 61 rechts).

Das Ziel der Studie war es, das Maß des Knochenabbaus festzustellen. Dazu wurde das periimplantäre Knochenniveau zu drei Zeitpunkten gemessen (siehe Abb. 60): direkt nach der Implantation, bei der definitiven prothetischen Versorgung nach 3 bis 4 Monaten sowie beim Recall nach einem Jahr. Die Messung erfolgte nach einem standardisierten Verfahren.

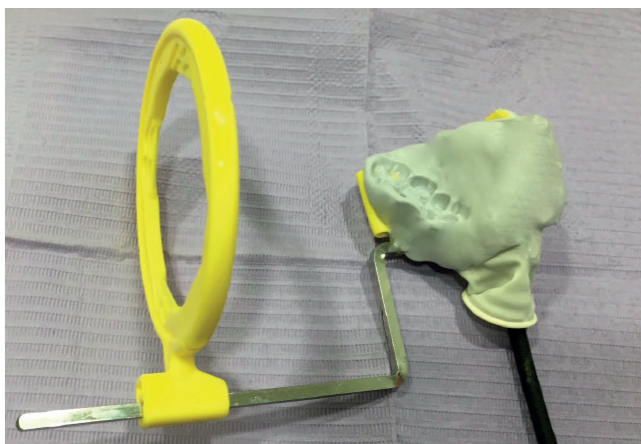


Abb. 60: Messaufbau zur standardisierten Messung der Knochenniveaus.⁷⁴⁾



Abb. 61: Implantatgetragene Brücken, links mit Metallgerüst, rechts mit keramisch verstärktem PEEK-Gerüst.⁷⁵⁾

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.

⁷⁵⁾ Ebd., 85.

⁷⁶⁾ Ebd., 125.

Verlust nach Material (mit Werten >0)

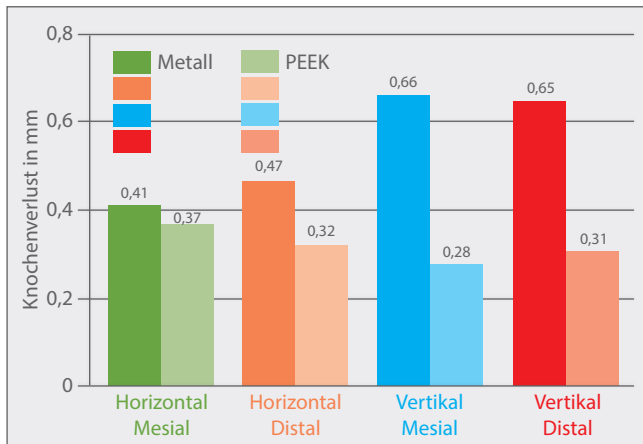


Abb. 62: Der Knochenverlust bei PEEK-Prothesen ist geringer als bei Metallprothesen.⁷⁶⁾

Die Behandlung mit Implantaten gewährleistet eine langfristige Funktionalität und Ästhetik. Eine ausreichende Stärke stabiler Knochensubstanz sowie eine geeignete Zahnfleischumgebung sind Grundvoraussetzungen, um einen Langzeiterfolg zu erzielen.

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen, dass bei der Verwendung von PEEK ein wesentlich geringer Knochenverlust auf den Röntgenbildern zu beobachten ist. Abb. 62 stellt die Unterschiede des Knochenrückgangs bei Prothesen mit Metall- und PEEK-Gerüst dar.

Anmerkung der Redaktion: Bei dem getesteten PEEK-Material handelt es sich um BioHPP®, eine keramikverstärkte PEEK-Variante. Da sich BioHPP® durch eine knochenähnliche Elastizität auszeichnet, ist die Kraftaufnahme mit der des natürlichen Knochens vergleichbar. Daher kann BioHPP® die Kaukräfte und andere Belastungen aufnehmen und überträgt diese nicht direkt auf das Implantat.

15 Klinische und experimentelle Studie eines keramisch verstärkten PEEK-Titan-Hybridabutments unter Sofortbelastung mit einer Keramikkrone⁷⁷⁾

José Eduardo Maté Sánchez de Val
José Luis Calvo-Guirado
Cátedra Internacional de
Investigación en Odontología,
Biomaterials & Implants Research Group (MBIRG)
Universidad Católica San Antonio de Murcia



Abb. 63: Oben links: Inzision mit einem zirkulären Skalpell. Unten links und rechts: Nahaufnahme der BioHPP® elegance Abutment-position.⁷⁸⁾

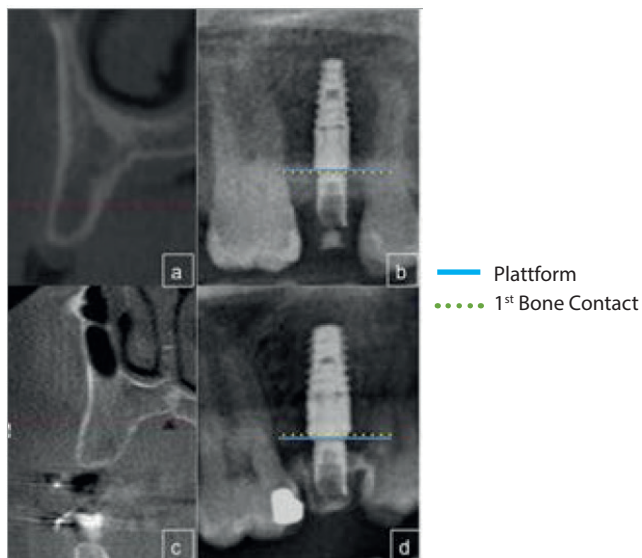


Abb. 64: Oben: Lappenlose Technik: CT der Ausgangssituation und vergrößerte Darstellung der Messungen zwischen Implantatplattform und erstem Knochenkontakt. Unten: Standardtechnik mit vergrößerter Darstellung der Messungen.⁷⁹⁾

BioHPP® wurde in der Zahnmedizin bisher vor allem für Implantatabutments verwendet. Das Ziel dieser Studie war es, die Verwendung solcher Abutments auf Polymerbasis für definitive dentalprothetische Versorgungen zu untersuchen. Hierbei wurden zwei verschiedene Operationstechniken (Standard und lappenlos) eingesetzt.

Traditionell bestehen Abutments aus Materialien wie Titan und andere Metalllegierungen, Alternativen sind Keramik oder Zirkonoxid. Allerdings eignet sich keines für die Sofortversorgung, bei der das Implantat unmittelbar nach der Insertion mit einer Krone versorgt wird.

In dieser Studie wurden zehn blueSKY-Implantate (breident medical, Senden/Deutschland) von 3,5 bis 4 Millimeter Durchmesser und 10 bis 12 Millimeter Länge nach dem Zufallsprinzip im oberen Prämolarenbereich krestal inseriert. Nach der Implantatsetzung wurden zudem zehn BioHPP® SKY elegance Abutments mit den Implantaten verbunden. Es handelte sich um sogenannte Hybridabutments, bei denen der Abutmentkörper aus BioHPP® spaltfrei mit der Titanbasis verbunden ist. Diese Abutments werden für die Sofortversorgung eingesetzt, da sie die Eigenschaften eines temporären und eines definitiven Abutments in sich vereinen. Das Abutment muss also später nicht mehr ausgetauscht werden. Alle Kronen wurden mit einem Cerec-System aus Feldspat-Keramik (IPS Empress CAD Cerec/InLab) hergestellt und mit selbstadhäsivem Rely-X-Universalzement befestigt.

Radiologische Untersuchung

Mithilfe eines Parallelisierungssystems wurden am Tag der Implantation sowie nach einem, drei und fünf Monaten standardisierte Röntgenbilder erstellt. Die radiologische Analyse fand mit dem Programm ImageJ (Wayne Rasband, USA) statt. Zudem wurden die Abstände zwischen der Plattform und dem ersten Knochenkontakt aufzeichnet (siehe Abb. 64).

Abb. 64 zeigt das CT eines Falls vor der Behandlung (links) und die radiologische Situation nach der Implantation (rechts). Um die Implantate herum wurde kein Knochenverlust beobachtet und die Knochenhöhe blieb stabil. Abb. 65 führt die Messwerte für die Abstände zwischen Implantatplattformen und erstem Knochenkontakt auf.

ISQ-Messung

Direkt nach der Insertion des Implantats wurde die Implantatstabilität gemessen, um zu ermitteln, ob die Sofortbelastung möglich ist. Der Grenzwert wurde auf einen ISQ von 65 festgelegt. Die ISQ-Werte wurden mit dem Osstell Mentor (Osstell, Göteborg/Schweden) ermittelt.

Eingriff	Patient	1 Monat	3 Monate	5 Monate	p-Wert
Lappenlos	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)	
	Lappenlos (Durchschnitt)	0,21±0,14 (0,21)	0,31±0,04 (a) (0,31)	0,10±0,03 (0,10)	p=0,043
Standard	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)	
	Standard (Durchschnitt)	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
	p-Wert	0,044	0,022	0,017	

Abb. 65: Radiologische Analyse von Proben, Ergebnisse dargestellt als Mittelwert±Standardabweichung (Median). Nicht-parametrischer Friedman-Test.⁸⁰⁾

Eingriff	Patient	Tag 0
Lappenlos	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)
	Lappenlos (Durchschnitt)	67,68±5,10 (67,68)
Standard	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)
	Standard (Durchschnitt)	68,10±4,93 (68,10)
	p-Wert	0,063

Abb. 66: ISQ-Werte für die einzelnen Patienten, dargestellt als Mittelwert ± Standardabweichung (Median). Signifikante Unterschiede bei p<0,05. Vergleich zwischen den Gruppen.⁸¹⁾

Abb. 66 führt die ISQ-Werte für die Implantate am Tag der Insertion auf. Alle Implantate zeigten Werte über dem für diese Studie festgelegten Mindestwert (ISQ 65).

Mukogingivale Analyse und klinischer Befund

Die Blutungsindizes für Implantate wurden 1, 3 und 5 Monate nach der Implantation mithilfe einer speziellen periimplantären Sondierungstechnik ermittelt und dokumentiert, ebenso wie periimplantäre Weichgewebsrezessionen und Höhenverluste seit der Insertion. Auch die Werte für die Sondierungsblutung (0=keine, 1=vorhanden) wurden nach 1, 3 und 5 Monaten ermittelt. Die Insertionstiefe wurde mit einer herkömmlichen Kunststoffsonde gemessen, wobei jeweils der gleiche Untersucher jedes Implantat sechsmal vermaß. Die Ergebnisse wurden als Mittelwert aus 3 Messungen dargestellt.

Abb. 67 führt die Zahnfleisch- und Blutungsindizes für alle Implantate auf. Kein Implantat wies Retraktionen auf oder ging verloren. Die Insertionstiefen sind in Abb. 68 aufgeführt. Verglichen mit der lappenlosen Gruppe wurden in der Standardgruppe größere Insertionstiefen beobachtet; es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Zeitpunkten innerhalb der jeweiligen Gruppen. Zum Befundzeitpunkt wurden keine abnormen klinischen Endzündungen festgestellt. Es gab eine vollständige Adaptation der periimplantären Weichgewebe an die Krone und das Austrittsprofil der BioHPP® SKY elegance Abutments. Bei der lappenlosen Technik verlief der Heilungsprozess schneller als bei der Standardtechnik, doch näherten sich die Ergebnisse gegen Ende an.

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.

Eingriff	Patient	1 Monat	3 Monate	5 Monate	p-Wert
Lappenlos	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)	
	Lappenlos (Durchschnitt)	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
Standard	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)	
	Standard (Durchschnitt)	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

Abb. 67: Werte für die Sondierungsblutung (0=keine, 1=vorhanden) nach 1, 3 und 5 Monaten, dargestellt als Mittelwert ± Standardabweichung (Median). (a) Unterschiede signifikant bei $p < 0,05$ im Monatsvergleich zwischen Patienten. (b) Unterschiede signifikant bei $p < 0,05$ im Vergleich zwischen chirurgischen Protokollen.⁸²⁾

Eingriff	Patient	1 Monat	3 Monate	5 Monate	(a) p-Wert
Lappenlos	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)	
	Lappenlos (Durchschnitt)	2,24±1,84 (2,24)	2,27±0,18 (2,21)	2,31±0,03 (2,31)	
Standard	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)	
	Standard (Durchschnitt)	3,64±1,02 (b) (3,64)	4,19±1,05 (a) (b) (4,20)	4,11±1,02 (b) (4,11)	(a) $p=0,029$
	(b) p-Wert	0,041	0,013	0,033	

Abb. 68: Insertionstiefen in mm 1, 3 und 5 Monate nach der Implantation, dargestellt als Mittelwert ± Standardabweichung (Median). (a) Vergleich zwischen den Zeitpunkten für die einzelnen Techniken. (b) Vergleich zwischen den Protokollen.⁸³⁾

Das BioHPP® SKY elegance Abutment interagiert perfekt mit dem periimplantären Gewebe, wie es die Abwesenheit von Schwellungen und die schnellere Heilung des Weichgewebes belegen. Diese Biokompatibilität ist eine der auffälligsten Erkenntnisse aus dieser Studie und aus einer Überprüfung der Literatur.

Anmerkung der Redaktion: Innerhalb der Grenzen einer klinischen Pilotstudie, was die Stichprobengröße betrifft, kann man den Schluss ziehen, dass BioHPP® SKY elegance Abutments eine ideale Lösung für Fälle darstellen, in denen ein Implantat nach der Insertion mit einer definitiven Krone sofortbelastet wird. Es ist biokompatibel, weist eine hohe mechanische Biegefestigkeit sowie Elastizität auf und ermöglicht hochästhetische Ergebnisse.

⁸²⁾ Ebd., 77.

⁸³⁾ Ebd

16 Verhalten periimplantärer Gewebe im Umfeld metallfreier Materialien: Experimentelle Studie mit Hunden⁸⁴⁾

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
Universidad Católica San
Antonio de Murcia (UCAM)
Biotecnos-UCAM Research Center
University of Granada



In dieser Studie wurden sechs männliche Hunde der Rasse American Foxhound untersucht, die etwa ein Jahr alt waren und zwischen 14 und 15 Kilogramm wogen. Den Hunden wurden 48 konische Implantate (blueSKY, bredent medical, Senden, Deutschland) mit 3,5mm Durchmesser und 10mm Länge inseriert. Alle Implantate wurden direkt nach der Insertion mit Abutments versorgt und in zwei Gruppen eingeteilt: Die Kontrollgruppe erhielt 24 Titanabutments, während die Testgruppe 24 BioHPP®-Abutments erhielt (BioHPP® SKY elegance, bredent, Senden, Deutschland).

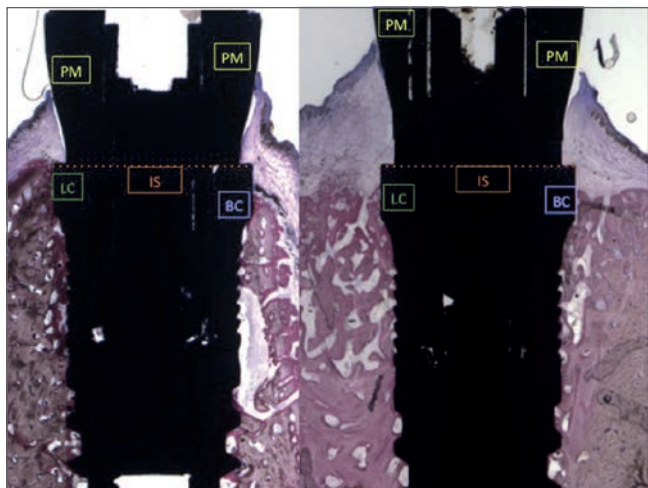


Abb. 69: Links ist die Anlagerung des Weichgewebes an ein Titanabutment zu sehen, rechts die Anlagerung an ein BioHPP®-Abutment. Rechts ist deutlich das höhere Niveau des Weichgewebes lingual zu erkennen.⁸⁵⁾

PM = Periimplantäre Mukosa
IS = Implantatschulter
LC = Lingualer Knochenkamm
BC = Bukkaler Knochenkamm

Acht Wochen nach der Operation wiesen alle Implantate eine geeignete Primärstabilität auf. Zwischen den Gruppen wurden keine statistisch relevanten Unterschiede festgestellt, alle Implantate waren osseointegriert. Die durch die Insertion entstandenen Lücken zwischen Implantat und Alveole wurden mit Knochen aufgefüllt und vom Kieferkamm resorbiert.

Bei beiden Gruppen war die Ausformung in der marginalen Defektzone begleitet von deutlichen Dimensionsverlusten des Knochens sowohl im heiklen Bukkalbereich als auch im substanzstärkeren Lingualbereich.

Die Testgruppe (Abutment aus verstärktem PEEK) zeigte die besten Ergebnisse hinsichtlich der Stabilisierung des Weichgewebes sowohl in der lingualen als auch in der bukkalen Analyse. Die radiologische Untersuchung bestätigte die Resultate der histologischen Analyse auf Knochenebene: In den beiden Gruppen (Titan und PEEK) wurde ein größerer Verlust des bukkalen Knochens im Vergleich zum lingualen Knochen beobachtet.

⁸⁴⁾ Vgl. 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⁾ Vgl. 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. Annals of Anatomy. 2016;206:106

	Titan	PEEK	p-Wert
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 bucal-IS	2.35 ± 0.87	2.95 ± 0.53 *	0.015
	2.35	2.95	
PM lingual-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	

Abb. 70: Lineare Messungen in Millimetern.⁸⁶⁾

ISQ Value	Insertion		8 Wochen		p-Wert
	Durchschnitt ± Sd	Median	Durchschnitt ± Sd	Median	
Abutment BioHPP®	74.46 ± 4.55	74.46	69.53 ± 0.47	69.53	0.16
Abutment Titan	74.19 ± 4.29	74.19	70.80 ± 0.67	70.80	0.23

Abb. 71: ISQ: Implant Stability Quotient. Messungen am Tag der Insertion und nach acht Wochen. Ergebnisse als Durchschnitt und Median. Signifikante Unterschiede, $p < 0.05$.⁸⁷⁾

BIC (%)	Titan	PEEK	p-Wert
Durchschnitt ± Sd	61.29 ± 1.45	62.52 ± 4.63	0.32
Median	61.29	62.52	

Abb. 72: BIC: Bone Implant Contact. Friedman-Test der BIC-Werte, Vergleich zwischen Titan und Hybrid-PEEK-Titan-Abutments, acht Wochen nach Implantatsetzung. Daten zeigen Durchschnitt, SD und Median. Signifikante Unterschiede, $p < 0.05$. Keine Unterschiede gefunden.⁸⁸⁾

Abb. 70: PM-Bc: Abstand zwischen periimplantärer Mukosa zum bukkalen Knochenkamm; PM-Lc: Abstand zwischen periimplantärer Mukosa zum lingualen Knochenkamm; PM bucal-IS: Abstand zwischen periimplantärer Mukosa zur Implantatschulter auf bukkaler Seite; PM lingual-IS: Abstand zwischen periimplantärer Mukosa zur Implantatschulter auf lingualer Seite; IS Bc: Abstand vom oberen Rand der Implantatschulter zur ersten Kontaktstelle Knochen-Implantat auf bukkaler Seite; IS-Lc: Abstand vom oberen Rand der Implantatschulter zum lingualen Knochenkamm. Werte als Durchschnitt ± Sd und Median. Nicht parametrischer Friedman-Test. (*) Signifikante Unterschiede, $p < 0.05$.

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

⁸⁷⁾ Ebd.

⁸⁸⁾ Ebd.

⁸⁹⁾ Ebd.

⁹⁰⁾ Ebd.



Abb. 73: Radiologische Aufnahmen der Implantate mit PEEK-Abutment (links) und Titanabutment (rechts).⁸⁹⁾

		Titan	PEEK	p-Wert
Bukkaler Knochen	Durchschnitt $\pm$ Sd	1.96 ± 0.21 *	1.43 ± 0.11	0.013
	Median	1.96	1.43	
Lingualer Knochen	Durchschnitt $\pm$ Sd	1.78 ± 0.33 *	1.28 ± 0.43	0.031
		1.78	1.28	

Abb. 74: Radiologische Analyse der ersten Kontaktstelle Knochen-Implantat zur Implantatschulter. Werte als Durchschnitt $\pm$ Sd und Median. Nicht parametrischer Friedman-Test. (*) Signifikante Unterschiede, $p < 0.05$.⁹⁰⁾

Der Einsatz verstärkter Titan-PEEK-Abutments bietet viele ästhetische Vorteile gegenüber konventionellen Materialien. Die weiße Farbe der Abutments ermöglicht die Ausformung feiner gingivaler Biotypen ohne die Beschränkungen konventioneller Titanabutments. Das Material mit seiner hohen Biokompatibilität kann zur Sofortversorgung verwendet werden: ein Abutment, ein Mal. Die quantitative histomorphometrische Auswertung des Weichgewebes zeigte, dass es Unterschiede zugunsten von PEEK-Abutments gab: Das periimplantäre Weichgewebe wies bei den PEEK-Abutments eine größere Höhe und Dicke auf. Dies deutet darauf hin, dass es keinen periimplantären Knochenverlust gegeben hat und dass eine biologische Abdichtung des Abutments stattgefunden hat.

Anmerkung der Redaktion: Mit den Einschränkungen einer Tierstudie kann geschlossen werden, dass verstärkte PEEK-Titan-Abutments aufgrund ihrer hohen Biokompatibilität eine effektive Alternative zu konventionellen Abutments darstellen. So kann das Material zur Erhaltung der Knochenhöhe und der Weichgewebsstabilität beitragen.

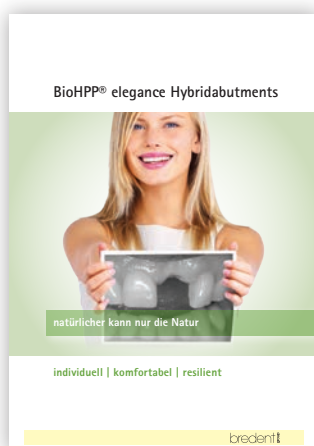
Literaturverzeichnis

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®-Restorationen 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. Quick Reference Card für die Zahnarztpraxis. - Leitfaden zur Orientierung bei der Anwendung von 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.



Weitere interessante Angebote für Sie:



REF 0005340D



REF 0005470D



REF 0005350D

