

esthetic.line

Pekkton® ivory

Hochleistungspolymer für definitive
ästhetische Versorgungen auf Implantaten:
wissenschaftliche Dokumentation.

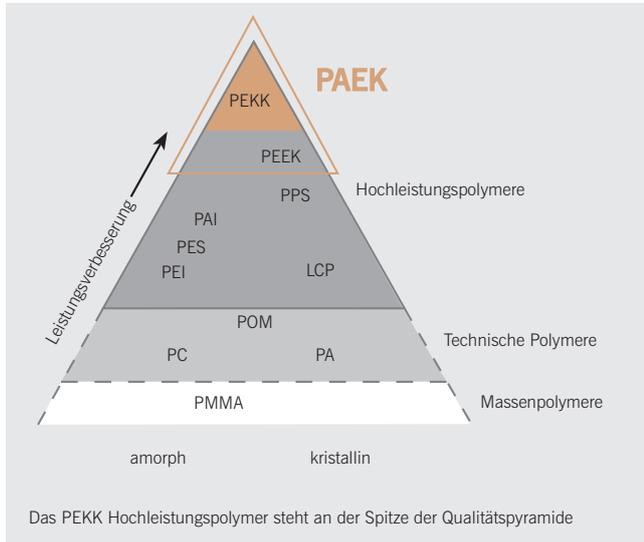


Inhalt.

Einführung	
Pekkton® – Ein PAEK-basiertes Hochleistungspolymer mit idealen Eigenschaften für die Verwendung in der Zahnmedizin	03
Eigenschaften und Chemie des Materials	04
Indikationen	
Pekkton® ivory	05
Biokompatibilität	
Wissenschaftlicher Hintergrund und normative Anforderungen	06
Konformitätsbescheinigung	07
Materialwissenschaft und «In vitro»-Untersuchungen	
Randspalt	08
Alterung	09
Scherhaftfestigkeit der Verblendkomposite	10
Härte	11
Ermüdungsprüfung von gliedrigen verblendeten Brücken	12
Numerische Simulation einer gliedrigen Brücke im Vergleich zu konventionellen Brückenmaterialien	14
Numerische Simulation einer gliedrige Brücke	16
Biomechanik des All-On-Four-Konzepts im Oberkiefer – eine numerische Analyse	18
Dynamische Ermüdungsprüfung von Zahnkronen	20
Pekkton® – Ein Hochleistungspolymer als Alternative zu herkömmlichen zahnärztlichen Restaurationen?	22
Mechanische Konditionierung von Oberflächen in Abhängigkeit verschiedener Parameter	24
Verbundfestigkeit von etablierten Verbundsystemen zu PEKK – Dauerhaftigkeit und Einfluss der Oberflächenkonditionierung	26
Retentionskräfte und Ermüdungsverhalten von Klammern aus thermoplastischen Kunststoffen	28
Optische Eigenschaften	30
Wasseraufnahme und Löslichkeit	32
Klinische Fälle	
Totale Brücke auf Implantaten (1)	34
Totale Brücke auf Implantaten (2)	36
Implantatgetragene, verschraubte Rekonstruktion im Ober- und Unterkiefer	38
Unterkiefer-Teleskopprothese mit Sublingualbügel	39
Auf Implantat verschraubte Molarenkrone	40
Zwei Prämolaren auf natürlichen Zähnen	41
Kronenversorgungen auf natürlichen Zähnen	42
Glossar	44
Portfolio	46
Publikationen	47
Nützliche Links	48

Einführung.

Pekkton® ivory – Ein PAEK-basiertes Hochleistungspolymer mit idealen Eigenschaften für die Verwendung in der Zahnmedizin.



Das am besten geeignete (relevante) Material für die Human- und Zahnmedizin

«Die Struktur und Zusammensetzung der Zähne sind perfekt an die funktionalen Anforderungen des Mundes angepasst und übertreffen jedes künstliche Material. Deshalb ist es am wichtigsten, keinen Schaden zuzufügen.»¹

Pekkton® ivory² ist ein Hochleistungspolymer, das auf dem Rohstoff PEKK basiert. PEKK ist das modernste alle PAEK-Materialien und steht an der Spitze der Polymer-Pyramide. Pekkton® ivory nimmt die Spitze der PAEK-Familie ein und bietet Ihnen das Beste aus der Welt der Polymere für dentale Indikationen. Widerstandsfähigkeit, dimensionale Stabilität und Zähigkeit sind nur einige wenige dieser Eigenschaften. Cendres+Métaux ist von den Vorteilen nichtmetallischer Materialien überzeugt und stellt heute exklusiv den weltweiten Höhepunkt der thermoplastischen Hochleistungspolymere vor.



Die Nachahmung der Natur ist der Zukunftstrend für Medizinprodukte. Metalle und Keramiken erfüllen diesen Anspruch nicht, selbst wenn sie biokompatibel sind. Zum Beispiel kann eine Anpassung an das Elastizitätsmodul von Knochen in Anwendungen wichtig sein, bei denen Stress-Shielding minimiert werden muss. Im Gegensatz dazu gewinnen Produkte auf Polymerbasis als bessere Alternative zu steifen, harten Metalllösungen immer mehr an Boden. Daher ist Pekkton® aufgrund seines umfassenden Eigenschaftsprofils von Natur aus für verschiedene Anwendungen im Dentalbereich ideal geeignet.



Pekkton® darf nicht als einfaches Material betrachtet werden, sondern stellt eine komplette Systemlösung dar. Das PEKK-Material kann zur Erfüllung spezifischer Anforderungen leicht compoundiert werden. Verschiedene Grade von Pekkton® können anschliessend in der Zahnmedizin für Kronen, Brücken, Modellgüsse, Einsätze, Abutments und Implantatlösungen verwendet werden. Pekkton® kann einfach und zuverlässig von einem konventionellen Labor und/oder mit industriellen Methoden verarbeitet werden. Beispielsweise ist Pekkton® perfekt für die computergestützte Fertigung geeignet. Es bietet im Vergleich zu metallischen oder keramischen Materialien die perfekte kostengünstige und zeitsparende Lösung für die Fertigung von für den Patienten angenehmen Produkten.

¹ Kishen A. Mechanisms and risk factors for fracture prediction in endodontically treated teeth. Endodontic Topics, 2006; 13(1):57– 83.

² Pekkton® basiert auf OXPEKK® von OPM, Oxford Performance Materials, Inc., USA

a Beispiel eines von der FDA zugelassenen Gesichtsimplantats aus PEKK

b Pekkton® ivory Fräsrohling aus implantierbarem PEKK

Eigenschaften und Chemie des Materials.

1. Zusammensetzung

Polyetherketonketon (PEKK)
Titandioxid

2. Physikalische Eigenschaften

Glasübergangstemperatur	T _g = 157°C	ASTM-D3418
Schmelztemperatur	T _m = 363°C	ASTM-D3418
Farbe	weisslich	

3. Mechanische Eigenschaften

Elastizitätsmodul	5,1 GPa	ASTM-D638
Bruchfestigkeit	115 MPa	ASTM-D638
Biegemodul	5,0 GPa	ASTM-D790
Biegefestigkeit bei 5 % Dehnung	200 MPa	ASTM-D790
Härte	252 MPa	ISO 2039-1

Werte für die mechanischen Eigenschaften basieren auf Standardgeometrien. Diese Werte können je nach Form, Design und Verarbeitungsparametern variieren.

4. Biologische Prüfung

Pekkton® ivory als Basismaterial wurde getestet und entspricht den Biokompatibilitätsstandards der USP-Klasse IV. Es hat die Anforderungen der United States Pharmacopeia für biologische Tests gemäss den folgenden Normen erfüllt oder übertroffen:

Zytotoxizitätselutionstest gemäss USP32:2009 <87> und ISO 10993-5:2009
(Studie Nr.: 110042, BSL Bioservices, DE-82152 Planegg)

Intrakutane Reaktivität gemäss USP 32<88>
(Studie Nr.: 110043, BSL Bioservices, DE-82152 Planegg)

Akute systemische Toxizität – Systeminjektionstest gemäss USP 32<88>
(Studie Nr.: 110043, BSL Bioservices, DE-82152 Planegg)

Muskelimplantation gemäss USP 32<88>
(Studie Nr.: 110043, BSL Bioservices, DE-82152 Planegg)

5. Sterilisation

Aufgrund der hohen Glasübergangstemperatur (157°C) oberhalb der normalen Dampfsterilisationstemperaturen von 121°C bis 134°C und dank der natürlichen Widerstandsfähigkeit gegen Hydrolyse ist Pekkton® ivory besonders gut für die Dampfsterilisation geeignet, da es keine nachweisbaren Veränderungen der mechanischen oder physikalischen Eigenschaften gibt.

6. Überwachung

Die Herstellung, Verpackung und Auslieferung werden kontinuierlich durch Qualitätsmanagementsystemstandards gemäss ISO 9001 und ISO 13485 überwacht.

Indikationen.



Definitiv versorgte, verblendete und verschraubte Krone und Brücke auf Dental Implantaten mit max. zwei Zwischengliedern. Verblendet werden kann mit aufgeklebten Presskronen, Kompositen sowie präfabrizierten Kunststoffzähnen und Schalen.



Herausnehmbarer Zahnersatz wie z.B. Sekundärkonstruktionen über Stegen und Teleskopen, Transversalverbinder, Aufbisschienen und Prothesenbasen.



Definitiv versorgte, verblendete Einzelkrone und Brücken mit max. einem Zwischenglied auf natürlichen Zähnen.



Links: unverblendete Kronen und Brücken im posterioren Bereich für eine maximale Tragedauer von 12 Monaten.

Rechts: unverblendete Teile, z. B. Kronenränder und Backings.

Biokompatibilität.

Wissenschaftlicher Hintergrund und normative Anforderungen.

Zur Bewertung der biologischen Risiken wurden die Verfahren und Vorgaben von EN ISO 10993-1:2009 «Biologische Beurteilung von Medizinprodukten – Teil 1: Beurteilung und Prüfungen im Rahmen eines Risikomanagementsystems» angewandt. Basierend auf den in diesem Standard beschriebenen Kriterien ist das Produkt biologisch als «externes kommunizierendes Gerät» mit «dauerhaftem» (> 30 Tage) Kontakt mit «Gewebe, Knochen oder Dentin» klassifiziert.

Daher wurden gemäss des genannten Standards und gemäss EN ISO 7405:2008 «Zahnheilkunde - Präklinische Beurteilung der Biokompatibilität von in der Zahnheilkunde verwendeten Medizinprodukten – Prüfverfahren für zahnärztliche Werkstoffe» insbesondere die folgenden biologischen Risiken bewertet:

– Zytotoxizität	EN ISO 10993-5:2009
– Reizung	EN ISO 10993-10:2010
– Spättyhypersensitivität	EN ISO 10993-10:2010
– Akute systemische Toxizität	EN ISO 10993-11:2009
– Subchronische systemische Toxizität	EN ISO 10993-11:2009
– Chronische systemische Toxizität	EN ISO 10993-11:2009
– Implantation	EN ISO 10993-6:2009
– Genotoxizität	EN ISO 10993-3:2009
– Karzinogenität	EN ISO 10993-3:2009
– Chemische Charakterisierung	EN ISO 10993-18:2009
– USP Klasse VI	USP 34 <88>

Für die Probenvorbereitung und Dosierung gelten EN ISO 10993-12:2009 bzw. USP 34 <88>.

Ergebnisse

Das Potenzial der Zytotoxizität von Pekkton® ivory wurde gemäss der internationalen GLP-Richtlinien untersucht. Pekkton® ivory zeigte keine zytotoxischen Effekte und basierend auf den beobachteten Ergebnissen und unter den gewählten Prüfbedingungen wurde bei Pekkton® ivory kein zytotoxisches Potenzial nach EN ISO 10993-5 festgestellt, wenn es gemäss den Herstelleranweisungen gefertigt und angewandt wird.

Basierend auf den Ergebnissen und wissenschaftlichen Argumenten, die in der genannten Bewertung der biologischen Risiken entwickelt wurden, werden folgende Schlussfolgerungen für Pekkton® ivory gezogen:

- kein reizendes Potenzial gemäss EN ISO 10993-10.
- kein hautsensibilisierendes Potenzial gemäss EN ISO 10993-10.
- erfüllt die Anforderungen der USP-Kunststoffklasse VI.
- kein Potenzial für akute systemische Toxizität gemäss EN ISO 10993-1.
- kein Potenzial für subchronische und chronische systemische Toxizität gemäss EN ISO 10993-1.
- kein Potenzial für Inhalationstoxizität gemäss EN ISO 10993-11 bzw. der OECD-Richtlinien TG 403 oder TG 436 (akute Inhalationstoxizität), TG 412 (Inhalationstoxizität bei wiederholter Aufnahme) und TG 413 (subchronische 1 Inhalationstoxizität).
- keine lokalen toxischen Wirkungen nach langfristiger Implantation gemäss EN ISO 10993-6.
- kein genotoxisches Potenzial gemäss EN ISO 10993-3.
- soll kein karzinogenes, reproduktionsphysiologisches, entwicklungsphysiologisches oder immunotoxisches Potenzial gemäss den Anforderungen von EN ISO 10993-3 haben.

Schlussfolgerung

Basierend auf den Studienergebnissen und Bewertungsargumenten und in Anbetracht der Vorgaben der aktuellen harmonisierten Standards EN ISO 10993-1 und EN ISO 7405 wird gefolgert, dass der zahnärztliche Werkstoff Pekkton® ivory als biokompatibel bewertet werden kann, wenn es richtig hergestellt und entsprechend seiner vorgesehenen Verwendung wie in den Herstelleranweisungen beschrieben verwendet wird.

Konformitätsbescheinigung.



CERTIFICATE OF COMPLIANCE

Testmaterial: Pektkon® ivory

Supplier: Cendres+Métaux SA, Rue de Boujean 122, P.O. Box,
2501 Biel/Bienne, Switzerland

Studies performed: CYTOTOXICITY (USP <87> Elution Test) (BSL Project No. 110042)

USP <88> BIOLOGICAL TEST
(CLASSIFICATION VII/121 °C) (BSL Project No. 110043)

Results: The test item did not show any effect in the USP Class VI – 121 °C test and meets the criteria of USP Biological Tests Classification VI. In the cytotoxicity assay under the given conditions the cells treated with the test item extract showed no reactivity (grade 0). Therefore, Pektkon® ivory met the requirements of the cytotoxicity assay.

BSL BIOSERVICE Scientific Laboratories GmbH
Behringstraße 6/8
D-82152 Planegg

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Sandra Schmid'.

Dr. Sandra Schmid
Biological Safety Testing
Date: 15 March 2011



Randspalt.

Versuchsziel: Passungsprüfung von Kronen, die in Pekkton® gepresst wurden.

Die Passung der Kronen für klinischen Erfolg muss bei 20 bis 120 Mikrometer¹ oder niedriger liegen. Ansonsten kann durch Bürsten Zement abgetragen werden, sodass neue Bakterien zwischen die Restauration und die verbliebene Zahnschubstanz gelangen und möglicherweise Sekundärkaries verursachen können.

Um mit der Presstechnik eine gute Passung zu erreichen, wurde ein Mischverhältnis (Flüssigkeit und destilliertes Wasser) von 75 % gewählt. Die Prüfkronen wurden mit der klassischen Presstechnik hergestellt. Die Stümpfe und Wackskronen wurden mit CAD/CAM gefräst. Der Mittelwert aller gemessenen Randspalten der Kronen betrug 20,81 Mikrometer.

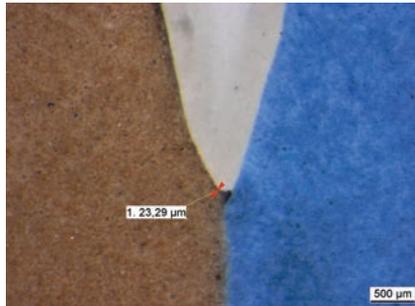
Ergebnis



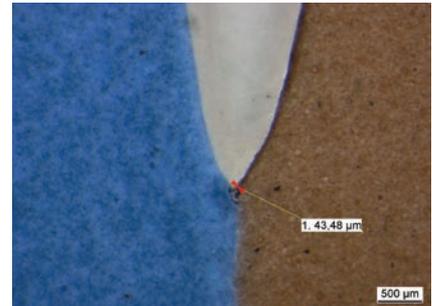
Mikrofotografie des Querschnitts einer der gemessenen Kronen von lingual und bukkal.



Lingualer Abschnitt der geprüften Krone. Der Randspalt ist 43,48 Mikrometer breit.



Bukkaler Abschnitt derselben Krone. Der Randspalt ist 23,29 Mikrometer breit.



Mikrofotografie des Querschnitts einer der gemessenen Kronen von mesial und distal.



Distaler Abschnitt einer geprüften Krone. Der Randspalt ist 34,08 Mikrometer breit.



Mesialer Abschnitt derselben Krone. Kein Randspalt.

Schlussfolgerungen

Alle geprüften Kronen haben die Messung mit sehr guten Ergebnissen/Werten bestanden. Das erreichbare Ergebnis hängt stark von der Präzision und der Arbeitsmethode des Zahntechnikers ab. Ob gepresst oder gefräst – die Passung von Pekkton® Kronen ist hervorragend!

¹ Bindl, A. and Mörmann, W.H. (2005) Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. Journal of Oral Rehabilitation, 32, 441-447

Alterung.

Versuchsziel

Bewertung des Alterungsverhaltens von Pekkton® ivory an spritzgegossenen Prüfkörpern zur Quantifizierung der Stabilität und Dauerhaftigkeit des Rohstoffes.

Materialien und Methoden

Pekkton® ivory wurde in einer dehnbaren und biegsamen Form vom ASTM-Typ mit einem Hohlraum spritzgegossen. Die spritzgegossenen Körper wurden geprüft:

1. nach der Fertigung (Spritzguss);
2. nach der Sterilisation durch Strahlung (Gammastrahlung, maximale Sterilisationsdosis 75 kGy);
3. nach der Sterilisation + Alterung (5 Jahre bei künstlichen 90°C).

Die chemische Stabilität wurde in jeder Phase mit FTIR (Fourier-Transformations-Infrarot-Spektroskopie) geprüft. Die Alterungsbedingungen wurden mit ASTM F 1980 als Richtlinie mit einem Alterungsfaktor von Q10 = 2 geschätzt. Es wurde ermittelt, dass neun Tage bei 90°C etwa einem Jahr bei 37°C entsprechen.

Die mechanischen und physikalischen Eigenschaften und die chemische Struktur wurden gemäss ASTM-Standards gemessen:

- Zugeigenschaften (ASTM D638)- Typ I ASTM-Prüfkörper, Zwick 50 kN Universaltester, 50kN Wägezelle, 0,5cm/min Prüfgeschwindigkeit;
- Biegeeigenschaften (ASTM D790)- ASTM Biegeprüfkörper, Zwick 50 kN

- Universaltester, 1 kN Wägezelle, 0,01 1/min Prüfgeschwindigkeit;
- Druckfestigkeit (ASTM D695), 0,13 cm/min, Prüfkörper gefräst aus einem biegsamen Stab;
- Thermische Eigenschaften (ASTM D3418), TA Instruments 2920MDSC, 20°C/min Wärme, Kälte, Wärme;
- FTIR (ASTM E1252), Thermolectron Magna-IR 750 Spektrometer, ATR-Methode.

Ergebnisse

Eigenschaften	Pekkton® ivory nach der Fertigung	Pekkton® ivory nach der Sterilisation	Pekkton® ivory nach der Sterilisation + Alterung
Bruchfestigkeit (Streckung)	119 MPa	119 MPa	124 MPa
E-Modul	5,1 GPa	4,8 GPa	5,0 GPa
Bruchdehnung (Streckung)	4,4 %	4,5 %	4,2 %
Biegemodul	5,0 GPa	4,9 GPa	5,1 GPa
Biegemodul bei 5 % Dehnung	200 MPa	200 MPa	200 MPa
Druckspannung bei 40 % Belastung	246 MPa	251 MPa	249 MPa
Schmelztemperatur	363°C	362°C	363°C
FTIR ATR-Methode	Geprüft und bestätigt	Geprüft und bestätigt	Geprüft und bestätigt

Schlussfolgerung

Pekkton® ivory zeigt vor und nach den Sterilisations- und Alterungsbehandlungen konstante mechanische und physikalische Eigenschaften. Die Ergebnisse bleiben in allen drei Phasen konstant, d. h.

- bei gefertigten Prüfkörpern;
- bei sterilisierten Prüfkörpern;
- bei sterilisierten und gealterten Prüfkörpern.

Nach der Sterilisation und einer simulierten Alterung um fünf Jahre gibt es keine erkennbare Verschlechterung im Material. Die chemische Struktur wird in allen drei Phasen mit FTIR geprüft und bestätigt.

Pekkton® ivory.

Scherhaftfestigkeit der Verblendkomposite.

Versuchsziel

Pekkton® ivory ist ein Gerüstmaterial. Das bedeutet, dass es sinnvoll ist, eine Schicht zahnfarbendes Komposit auf Pekkton® aufzubringen. Das Ziel ist, eine Haftfestigkeit zwischen Pekkton® und dem Verblendmaterial zu schaffen, die höher als 5 MPa ist, und so viele Verblendkomposite wie möglich zu finden, die mit Pekkton® kompatibel sind.

Materialien und Methoden

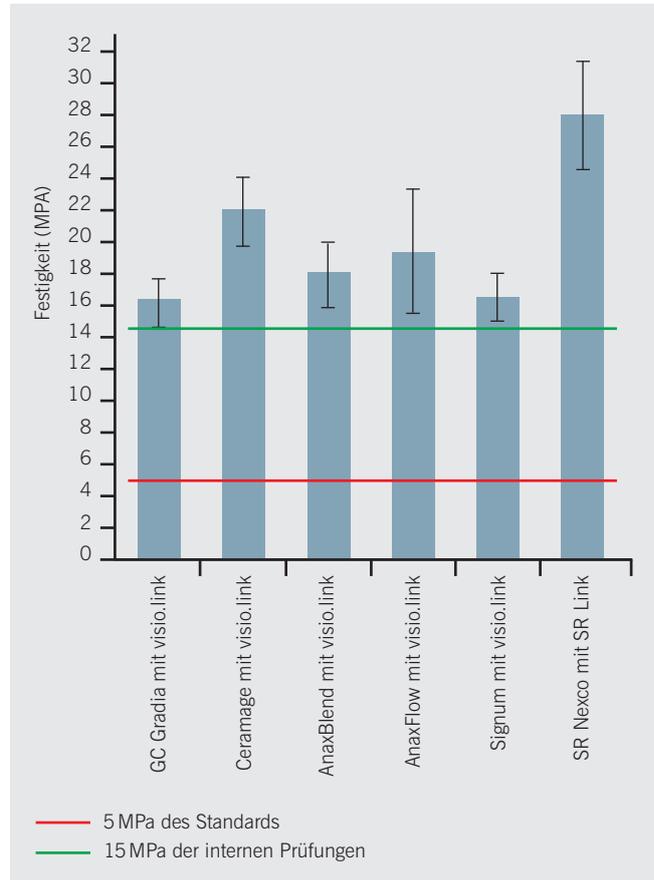
Einige wenige Komposite (die bereits auf dem Markt sind) wurden gemäss dem Standard ISO EN 10477:2004 geprüft. Details zur letztendlichen Fertigung der Kronen finden Sie in den Gebrauchsanweisungen der verschiedenen Verblendkomposite.

Die Pekkton® ivory Pressrohlinge wurden in Technovit Polymer eingebettet. Nach 20 Minuten wurden die Prüfkörper poliert. Die Oberfläche wurde durch Sandstrahlen aufgeraut (Al_2O_3 , $110\mu m$ bei 2 bar). Danach wurde die Oberfläche wie vom Hersteller des Bondingsystems empfohlen behandelt. Das Opaker wurde wie vom Hersteller des polymerbasierten Kronen- und Brückenmaterials auf den Bondingbereich aufgetragen und gehärtet. Die Form wurde auf die opake Schicht gelegt. Dabei zeigte die breitere Öffnung zur opaken Schicht. Das polymerbasierte Kronen- und Brückenmaterial wurde in die Form gepresst. Das polymerbasierte Kronen- und Brückenmaterial wurde gemäss den Herstelleranweisungen gehärtet. Die Prüfkörper wurden nach dem Standard thermisch wechselbelastet und geprüft.

Die Standards geben an, dass ein Wert von 5 MPa erfolgreich sein sollte, doch die klinische Erfahrung ergab, dass die Mindesthaftfestigkeit mindestens 15 MPa betragen sollte.

Die Prüfkörper weisen einige Abweichungen gegenüber dem Standard auf. Da aufgrund der Einfachheit die Haftfestigkeit der Pekkton® ivory-Oberfläche gemessen wurde und nicht die Festigkeit des Gerüsts, wurden anstatt der im Standard beschriebenen Prüfkörper Pressrohlinge verwendet. Dieser Unterschied ist für das Ziel dieser Prüfung nicht relevant.

Ergebnis



Schlussfolgerung

Die Oberflächenvorbereitung von Pekkton® ivory vor dem Bonding ist unabhängig vom verwendeten Kompositsystem von höchster Wichtigkeit.

Ein präzises Verfahren zur Verbindung von mechanischer Retention und chemischem Bonding wurde angewandt, um akzeptable Werte zu erreichen. Auf dem Markt etablierte Verblendsysteme, die gemäss dem genannten Verfahren angewandt wurden, bestanden die Prüfung mit gemeinsamen Scherhaftfestigkeiten von über 15 MPa.

Pekkton® ivory. Härte.

Versuchsziel

Die Härte ist die Messung der Eindringtiefe eines Körpers in das geprüfte Material.

Auch wenn dieser Parameter die Verschleisseigenschaften des Restaurationsmaterials beeinflusst, gibt es keine klare Korrelation zwischen den beiden Eigenschaften.

Bei gehärteten Dentalpolymeren ist die Härte ausserdem wichtig, um den Grad der Polymerisation und die Aushärtungstiefe zu beurteilen.

Da Pekkton® ivory ein thermoplastisches Polymer ist, ist dieser Aspekt nicht relevant.

Die Härte von polymerbasierten Materialien wird vorzugsweise mit dem Kugeldrucktest ermittelt, aber es werden auch andere Standards verwendet. Der Vergleich der Härtewerte darf nur anhand desselben Standards erfolgen.

Materialien und Methoden

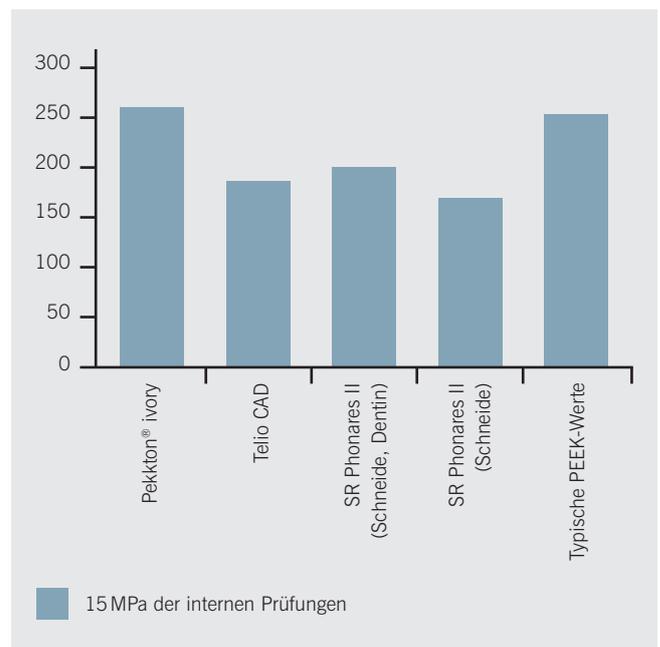
5 Scheiben aus Pekkton® ivory mit einem Durchmesser von 62 mm und einer Stärke von 6,4 mm wurden gemäss DIN EN ISO 2039-1 geprüft.

Die Prüfungen wurden mit einer Kugel von 5,0 mm Durchmesser, einer Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min und einer Prüfkraft von 960,98 N für 30 Sek. durchgeführt.

Ergebnis

Die Ergebnisse werden in MPa angegeben.

Der Mittelwert der gemessenen Härte beträgt 252 N/mm² (MPa) mit einer Standardabweichung von 4 N/mm² (MPa).



Pekkton® ivory	252 MPa
Telio CAD	180 MPa
SR PHONARES II (Ivoclar, Nanohybrid-Material)	170 MPa
Typische PEEK-basierte Produkte	250 MPa

Schlussfolgerungen

Die Kugeldruckhärte von Pekkton® ivory ist im Bereich mit den Werten konkurrierender moderner PMMA-Produkte wie dem Nano-Hybridmaterial SR Phonares II vergleichbar, aber dennoch signifikant höher. Die gemessenen Werte sind mit PEEK-basierten Produkten vergleichbar.

Ermüdungsprüfung von viertgliedrigen verblendeten Brücken.

Versuchsziel

Das Ziel der Untersuchung war, die mechanische Zuverlässigkeit einer Dentalbrücke aus Pekkton® ivory unter Ermüdungsbelastung zu prüfen.

Die Prüfung simulierte bis zu einem gewissen Grad die Belastung der Brücke unter physiologischen Bedingungen. Als repräsentatives Modell wurde eine verblendete viergliedrige Brücke auf zwei Implantaten an den Positionen der Molaren und Prämolaren (34-x-x-37) gewählt. Die Brücke wurde auf eine Titanbasis zementiert.

Materialien

Pekkton® ivory wurde als Gerüstmaterial für alle getesteten Prüfkörper verwendet.

– fünf mit CAD/CAM gefräste Brücken

Verblendung und Zementierung:

- Verblendmaterial:
 - zahnfarben: anaxBLEND Flow (Anaxdent)
 - rosa: ProBase cold
- Zement: Multilink® Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent)

Oberflächenkonditionierung

- Verbindung zum Verblendkomposit:
 - Sandstrahlen mit 110µm Aluminiumoxid und einem Druck von 2 bar
 - Priming mit visio.link (Bredent)
- Verbindung mit der Ti-Basis
 - Sandstrahlen mit 110µm Alox und einem Druck von 2 bar
 - Silanisierung mit Monobond Plus (Ivoclar Vivadent)
 - Priming mit visio.link (Bredent)

Methoden

Um die Biegung der Brücke aufgrund von Kaukräften zu simulieren, wurde die Belastung auf beide Brückenglieder aufgebracht. Dies ähnelt einem «Vier-Punkt-Biegetest», der häufig für die mechanische Materialprüfung eingesetzt wird. Die Prüfumgebung und die Frequenz wurden gemäss dem Standard ISO 14801, einer Ermüdungsprüfung für Dentalimplantate, ausgewählt. Die Prüfung erfolgte in Ringer-Lösung bei 37°C, die Frequenz beträgt 2 Hz. Die maximale Anzahl der Belastungszyklen war zwei Millionen.

Die für diese Prüfung aufgebrachte Kraft war sinusförmig mit einer oberen Belastung von 500 N und einer unteren Belastung von 50 N.

Die verbliebene Festigkeit bis zum Bruch nach der Ermüdungsprüfung wurde anschliessend in einem statischen Test ermittelt.

Ergebnisse: Ermüdungsprüfung

Die Untersuchung der Prüfkörper mit einem Stereomikroskop zeigte keine Schäden nach zwei Millionen Zyklen mit einer oberen Belastung von 500 N.

In manchen Fällen wurde minimaler Abrieb an Kontaktbereichen gefunden, an denen die Belastung über die Stahlkugeln aufgebracht wurde. Jedoch wird dies nicht als Versagen angesehen, da der Metall-Zahn-Kontakt bekanntermaßen nicht realistisch ist. Die Teflonfolie überstand zwei Millionen Zyklen nicht vollständig ohne Schäden, sodass es zu einem gewissen direkten Kontakt zwischen den Kugeln und der Brückenoberfläche kam.

Ergebnisse: Verbleibende statische Festigkeit

Nach den Ermüdungsmessungen wurden die Prüfkörper mit der gleichen Belastungsgeometrie und unter den gleichen Umweltbedingungen bis zum Bruch belastet. Die Belastung wurde unter stufenloser Verstellung mit 2 mm/min in Ringerlösung mit 37°C aufgebracht. Vor der Prüfung wurden die Prüfkörper eine Stunde unter den gleichen Bedingungen gelagert, um den Temperatursausgleich zu schaffen.

Die Prüfkörper erreichten einen mittleren Wert von > 2600 N nach der zyklischen Belastung.

Schlussfolgerung

Die Ermüdungsfestigkeit von viergliedrigen verblendeten Brücken übertrifft die maximale Belastung, der das Material unter natürlichen Bedingungen ausgesetzt werden kann, bei Weitem.

Basierend auf diesen Ergebnissen kann angenommen werden, dass gliedrige Brücken aus Pekkton® ivory als Gerüstmaterial bei der richtigen Gestaltung langfristig widerstandsfähig gegenüber Brüchen sind.



Verblendete Prüfkörper und Gerüst

Numerische Simulation einer dreigliedrigen Brücke im Vergleich zu konventionellen Brückenmaterialien.

Zusammenfassung

Pekkton® ivory ist ein neues Hochleistungspolymer für die Verwendung in der Zahnmedizin. Zurzeit kann es für feste Restaurationen (Kronen und Brücken) und herausnehmbare Prothesen verwendet werden. Diese Studie konzentrierte sich auf das mechanische und biomechanische Verhalten einer Brücke aus Pekkton® ivory, insbesondere im Vergleich zu konventionellen Brücken aus Titan oder dentalen Goldlegierungen, wobei die Finite Element (FE) Methode zum Einsatz kam.

Eine dreigliedrige Brücke (Prämolar bis zweiter Molar) und das sie umgebende Hart- und Weichgewebe wurden modelliert. Das Modell besteht aus kortikalem und spongiosen Knochen, Parodontalligament (PDL), Zähnen, Zement, dem Gerüst und der Verblendung. Um das Verhalten bei mechanischer Belastung zu untersuchen, wurde eine Belastung von bis zu 500 N entweder parallel zur Zahnachse oder in einem Winkel von 30° zur Achse auf den zentralen Bereich aufgebracht. Simulationen wurden mit drei verschiedenen Gerüstmaterialien durchgeführt: Pekkton® ivory (4,4 GPa), Titan (110 GPa), dentale Goldlegierung (Ceramicor, 136 GPa).

Die Verwendung von Pekkton® ivory als Gerüstmaterial führte zu einer klaren Reduktion der mechanischen Belastungen im Gerüst (siehe Abbildung 2), wohingegen die Belastungen in der Verblendung stiegen (Abbildung 3). Die Veränderungen im mechanischen Verhalten der Brücke hatten keinen Einfluss auf die Belastung des umgebenden Weich- und Hartgewebes (siehe Abbildung 4 für die gemessenen Belastungen im Parodontalgewebe).

Auf der Grundlage dieser Ergebnisse kann gesagt werden, dass das mechanische Verhalten von Pekkton® ivory die Verwendung dieses Materials als Alternative zu klassischen Metall-Gerüstmaterialien ermöglicht.



Abbildung 1: FE-Modell der dreiteiligen Brücke.

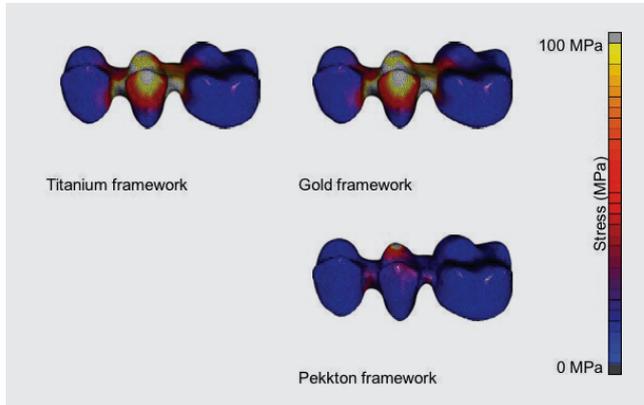


Abbildung 2: Belastungen im Gerüst bei 500N in einem Winkel von 30° zur Zahnachse.

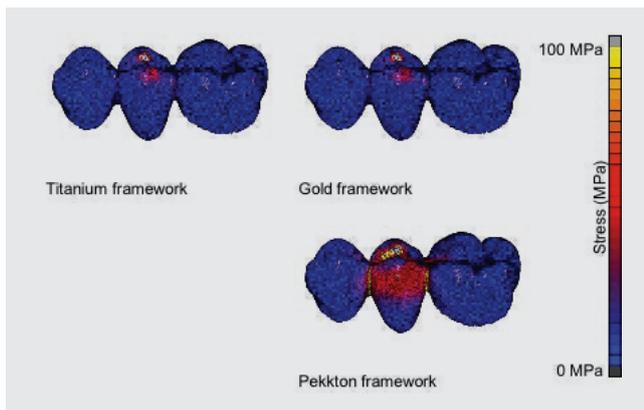


Abbildung 3: Belastungen in der Verblendung bei 500N in einem Winkel von 30° zur Zahnachse.

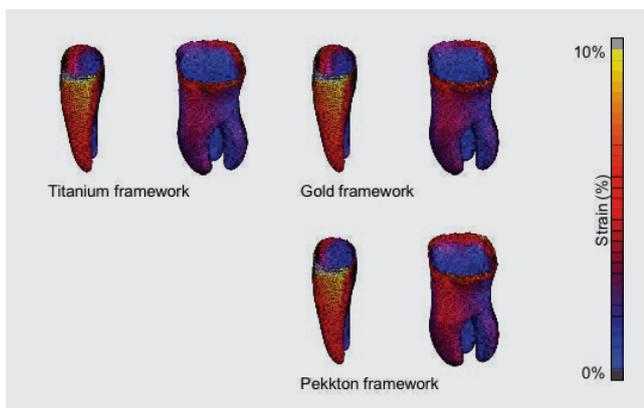


Abbildung 4: Belastungen im PDL bei 500N in einem Winkel von 30° zur Zahnachse.

Numerische Simulation einer viergliedrigen Brücke.

Zusammenfassung

Pekkton® ivory ist ein neues Hochleistungspolymer für die Verwendung in der Zahnmedizin. Zurzeit kann es für feste Restaurationen (Kronen und Brücken) und herausnehmbare Prothesen verwendet werden. Diese Studie konzentrierte sich auf das mechanische und biomechanische Verhalten einer vierteiligen Brücke aus Pekkton® ivory, wobei die Finite Element (FE) Methode zum Einsatz kam.

Eine viergliedrige Brücke (erste Prämolare bis zweiter Molar, siehe Abb. 1) auf zwei Implantaten (4,3 mm x 13 mm, Sison, Schweiz) wurde modelliert.

Das Modell bestand aus dem Gerüst, der Verblendung, Zement, Abutments, Implantaten und Schubform. Um das

Verhalten bei mechanischer Belastung zu untersuchen, wurde eine Belastung von 500 N in einem Winkel von 30° zur Implantatachse auf die beiden zentralen Bereiche aufgebracht. Simulationen wurden mit Pekkton® ivory (4,4 GPa) als Gerüstmaterial durchgeführt, und es wurden verblendete Gerüste und voll anatomische Brücken untersucht.

Die Simulation der verblendeten Brücken zeigte im Vergleich zum angrenzenden Gerüst der verblendeten Brücken eine prominente Veränderung bei den Belastungen in der Verblendung. Diese hohen Belastungsveränderungen können bei höheren Kraftstufen zu Rissen und Absplitterungen in der Verblendung führen und es sollte besonders darauf geachtet werden, ein

geeignetes Verblendmaterial zu wählen. Bei den voll anatomischen Brücken lagen die Belastungen im Gerüst im Bereich der Streckgrenze von Pekkton® ivory bei einer Kraft von 500 N.

Die Ergebnisse dieser Untersuchungen zeigen, dass das untersuchte Hochleistungspolymer eine gute Alternative für klassische Gerüstmaterialien ist, wenn voll anatomische Brücken verwendet werden. Bei verblendeten Brücken sind das Design und die Dicke des Gerüsts, sowie die Materialeigenschaften und Grenzen des Verblendmaterials relevant.

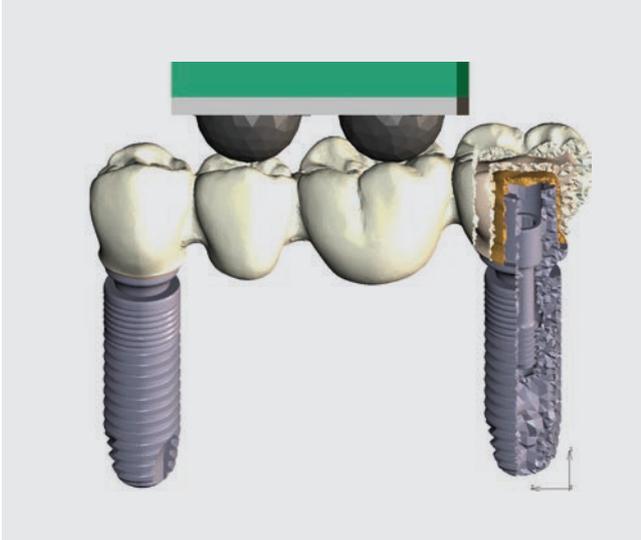


Abbildung 1: FE-Modell der vierteiligen Brücke.

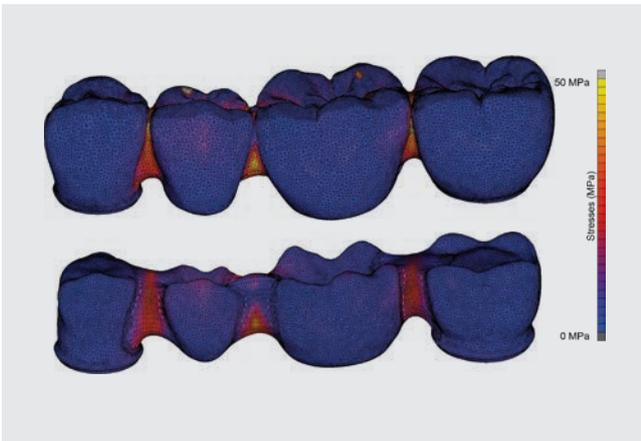


Abbildung 2: Belastungen in der voll anatomischen Brücke aus Pekkton® ivory bei einer Belastung von 100N.

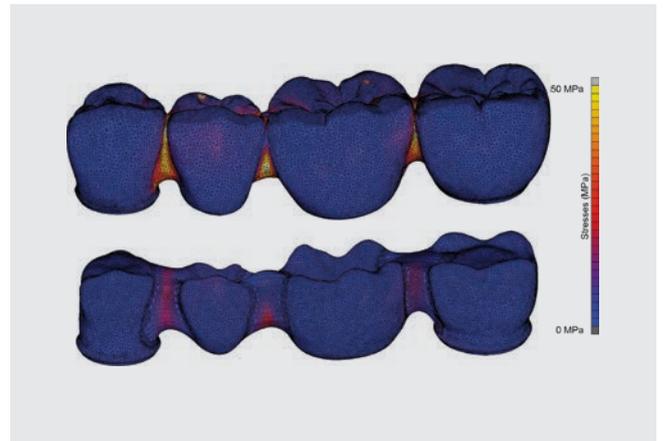


Abbildung 3: Belastungen in der verblendeten Brücke aus Pekkton® ivory bei einer Belastung von 100N.

Biomechanik des All-On-Four-Konzepts im Oberkiefer – eine numerische Analyse.

Pekkton® ivory ist ein neues Hochleistungspolymer für die Verwendung in der Zahnmedizin. Zurzeit kann es für feste Restaurationen (Kronen und Brücken) und herausnehmbare Prothesen verwendet werden. Die Studie war ein vorläufiger Vergleich des mechanischen und biomechanischen Verhaltens einer Brücke aus Pekkton® ivory über den gesamten Zahnbogen auf vier Implantaten im Oberkiefer mit der gleichen Brücke aus Titan, wobei die Finite Element (FE) Methode zum Einsatz kam. Ein besonderer Schwerpunkt lag auf der Belastungsverteilung im Knochen als Indikator für die Osseointegration der Implantate.

Eine idealisierte Brücke über den gesamten Zahnbogen (erster linker Molar bis erster rechter Molar, siehe Abb. 1) auf vier Implantaten (tioLogic, Länge 13mm, Durchmesser 4,2mm, Dentaurum, Deutschland) wurde modelliert. Das Modell bestand aus der Brücke mit Abutments, Implantaten, Knochen und Mukosa. Der Kontakt zwischen Knochen und Implantat wurde als nicht osseointegriert modelliert, um eine Sofortbelastung zu simulieren. Um das Verhalten bei mechanischer Belastung zu untersuchen, wurde eine Belastung von 400N über einem der posterioren Implantate aufgebracht oder gleichmässig über alle vier Implantate verteilt. Simulationen wurden mit zwei verschiedenen

Gerüstmaterialien durchgeführt:

Pekkton® ivory (4,4 GPa) und Titan Grade 5 (110 GPa).

Die Simulationen mit dem Gerüst aus Pekkton® ivory zeigten verglichen mit dem Titangerüst erhöhte Belastungen im Knochen ($2000\mu\text{Strain}$ für Pekkton® ivory und $800\mu\text{Strain}$ für das Titangerüst bei einem posterioren Implantat, siehe Abb. 2 und 3), was durch die höhere Elastizität des Polymergerüsts hervorgerufen wurde. Eine ähnliche Steigerung wurde bei einer gleichmässig auf alle vier Implantate verteilten Belastung beobachtet (Abb. 4 und 5).

Während die Knochenbelastung bei der Brücke aus Pekkton® ivory ungefähr um den Faktor 2,5 stieg, lagen diese Werte immer noch innerhalb des physiologischen Belastungsregimes von bis zu $4000\mu\text{Strain}$ für den Knochen. Auch bei der höheren Elastizität des Gerüstmaterials gab es kein offensichtliches Risiko für exzessive Knochenbelastung.

Schlussfolgerung

Das untersuchte Hochleistungspolymer Pekkton® ivory ist eine gute Alternative zu klassischen Gerüstmaterialien.

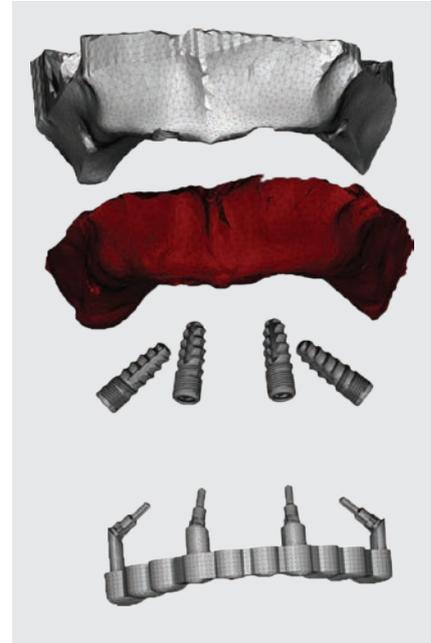


Abbildung 1: Komponenten des in dieser Studie verwendeten FE-Modells. Das Knochenmodell basiert auf einem CT-Scan, während die Mukosaoberfläche auf einem optischen Scan eines Gipsabgusses desselben Falls basiert. Die Implantate wurden aus CAD-Daten und die idealisierte Brücke manuell modelliert.

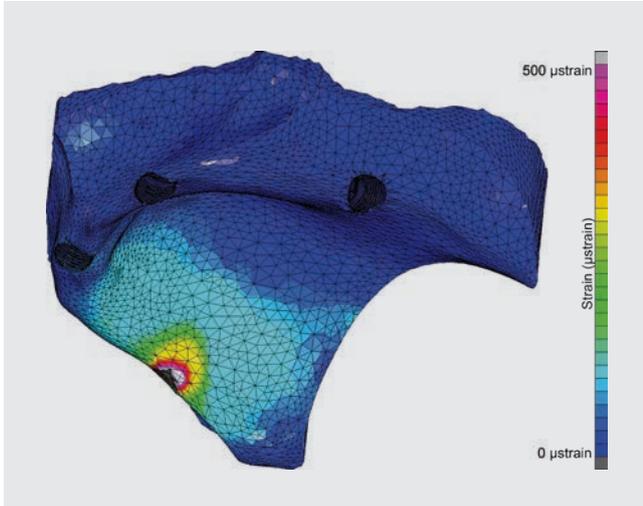


Abbildung 2: Belastung im Knochen bei der Brücke aus Pekkton® ivory mit einer Belastung von 400 N auf einem posterioren Implantat.

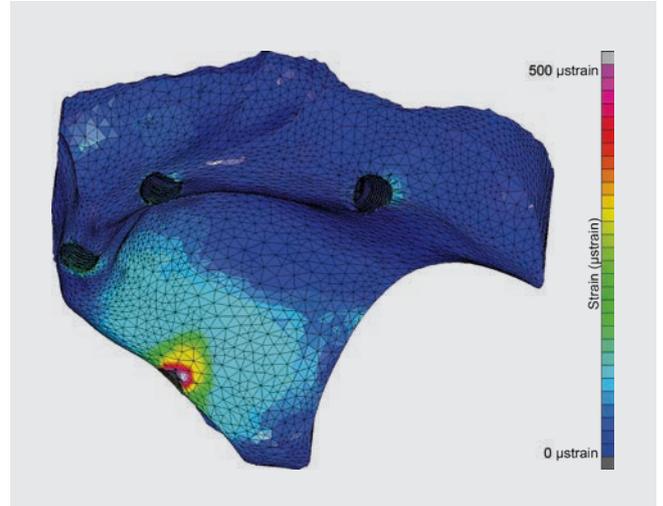


Abbildung 3: Belastung im Knochen bei der Brücke aus Titan mit einer Belastung von 400 N auf einem posterioren Implantat.

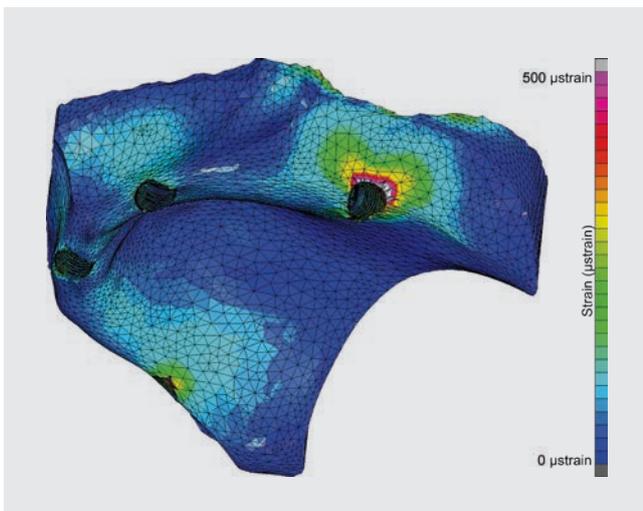


Abbildung 4: Belastung im Knochen bei der Brücke aus Pekkton® ivory mit einer Belastung von 400 N, gleichmässig verteilt auf alle vier Implantate.

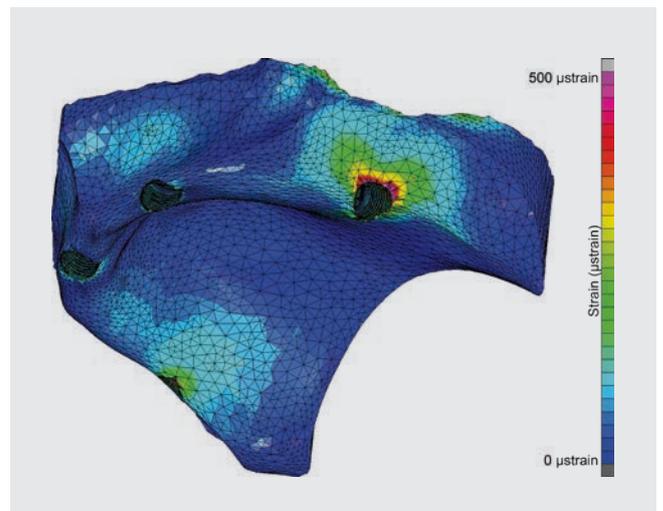


Abbildung 5: Belastung im Knochen bei der Brücke aus Titan mit einer Belastung von 400 N, gleichmässig verteilt auf alle vier Implantate.

Dynamische Ermüdungsprüfung von Zahnkronen.

Zusammenfassung

Pekkton® ivory ist ein neues Hochleistungspolymer aus der Poly-Ether-Keton-Keton-Familie zur Verwendung in der Zahnmedizin. Ziel der vorgestellten Studie war, das Ermüdungsverhalten von Kronen aus Pekkton® ivory zu untersuchen.

Es wurde entschieden, die Tests mit einer Molarenkrone durchzuführen. Um eine systematische Prüfung der Kronen zu ermöglichen, wurden identische Stümpfe anstatt von natürlichen Zähnen (siehe Abb. 1) verwendet. Die Prüfkörper wurden in kurzen Kupferröhren eingebettet und in einer kommerziellen Materialprüfmaschine («Dyna-Mess TP 5kN HF», DYNA-MESS Prüfsystem GmbH, Deutschland) im Probenhalter platziert.

Soweit zutreffend wurden die Prüfumgebung und die Parameter für die Ermüdungsprüfung der Norm EN ISO 14801:2007 entnommen: Die Ermüdungsprüfung wurde in einem Fluid mit einer Temperatur von 37°C (\pm 2°C) mit einer Belastungsfrequenz von 2 Hz und insgesamt 2×10^6 Belastungszyklen für jeden Prüfkörper durchgeführt. Nach vorangegangenen statischen Bruchprüfungen wurden Kraftstufen von 600 N bis 1200 N in Schritten von 150 N geprüft. Risse in der Verblendung und Brüche der Kronen wurden als Versagen eingestuft.

Kein Prüfkörper versagte bei einer Kraftstufe von 600 N. Basierend auf der sich ergebenden Wöhler-Kurve kann festgestellt werden, dass die Ermüdungsgrenzen von Kronen aus Pekkton® ivory in der geprüften Konfiguration über 600 N liegen. In ähnlichen Prüfungen mit Stahlstümpfen (CoCr) anstatt von PMMA-Stümpfen wurde eine etwas höhere Ermüdungsgrenze von 750 N ermittelt.

Die in dieser Studie ermittelte Ermüdungsgrenze ist für die klinische Anwendung ausreichend hoch.



Abbildung 1: Stumpf aus PMMA (links), verblendete Molarenkrone mit Gerüst aus Pekkton® ivory (Mitte) und in kurzer Kupferröhre eingebetteter Prüfkörper auf der Höhe der Schmelz-Zement-Grenze (rechts).



Abbildung 2: Prüfkörper im Probenhalter. Die Spitze der für die Belastung verwendeten Schubform befindet sich zentral auf der okklusalen Ebene (links). Messaufbau «Dyna-Mess TP 5 kN HF» für die Ermüdungsprüfung (rechts).

Kraftstufe	Erfolgreiche Prüfkörper	Versagende Prüfkörper (Riss/Bruch)
1200 N	0	2 (1/1)
1050 N	0	3 (2/1)
900 N	0	3 (2/1)
750 N	2	1 (0/1)
600 N	3	0 (0/0)

Abbildung 3: Übersicht der Überlebensrate bei den getesteten Prüfkörpern. Die Zahl in Klammern bezieht sich auf die Anzahl der Prüfkörper mit Rissen bzw. die Anzahl der Prüfkörper mit vollständigen Brüchen.

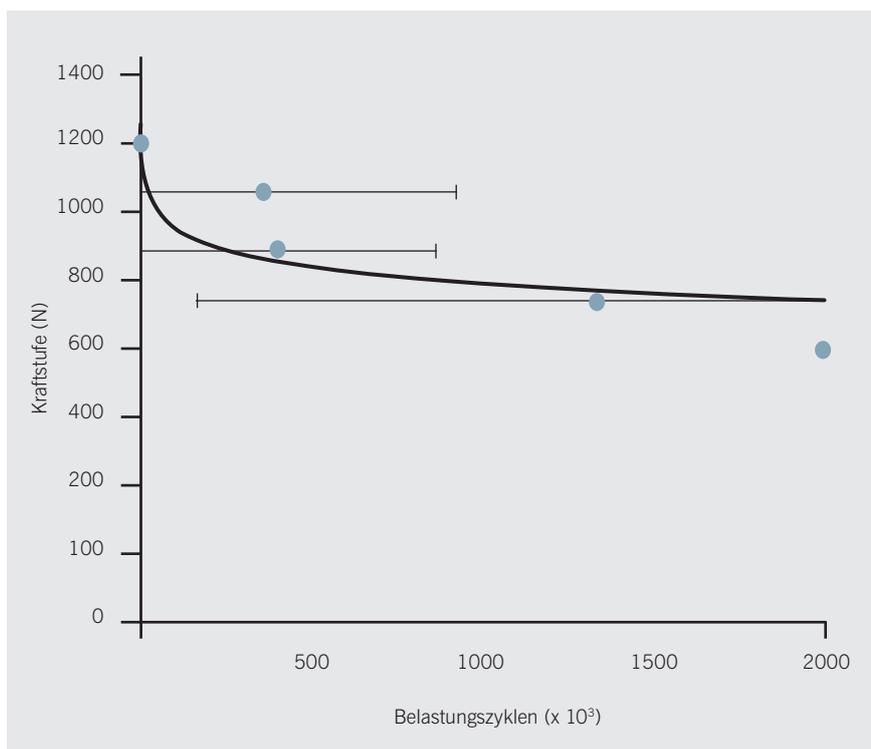
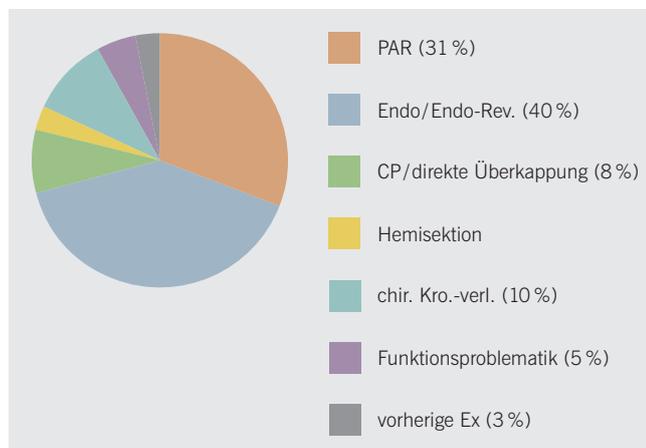


Abbildung 4: Wöhler-Kurve für die durchgeführte Ermüdungsprüfung.

Pekkton® – Ein Hochleistungspolymer als Alternative zu herkömmlichen zahnärztlichen Restaurationen?

Einleitung

In der modernen Zahnmedizin haben Vollkeramik-Restaurationen einen hohen Stellenwert. Sie zeichnen sich durch hohe Ästhetik, Biokompatibilität, geringe Plaqueanlagerung und eine niedrigere Wärmeleitfähigkeit im Vergleich zu metallkeramischen Versorgungen aus. Als Alternative könnten sog. Hochleistungspolymere dienen, da sie aufgrund ihrer guten Verträglichkeit in der Medizin bereits vielseitige Anwendung finden.



1a

Material und Methoden

23 Patienten wurden am Zentrum für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde der Universität Bonn langzeitprovisorisch (LZPV) mit Einzelkronen (n=25) oder mit 3-gliedrigen Brücken (n=17) versorgt, bei denen vor definitiver prothetischer Versorgung die Indikation zu einer langzeitprovisorischen Versorgung bestand (Gründe s. Abb. 1a). Jeder Patient wurde jeweils 3 Monate mit einer mit Kunststoff vollverblendeten NEM-Restauration (Abb. 1c) und mit einer mit Kunststoff vollverblendeten Restauration aus dem Hochleistungspolymer Pekkton® ivory (Abb. 1b) versorgt. Die mit Life® (Kerr) provisorisch eingesetzten LZPV wurden in regelmäßigen Kontrollen auf Plaqueanlagerung, Vitalität, Sondierungstiefen, Lockerung, Gewebeverträglichkeit und Tragekomfort (OHIP-G 14-Fragebogen) geprüft. Nach ca. 3 Monaten erfolgte ein Restaura-tionswechsel.

Von 23 Patienten konnten 21 nachuntersucht werden. Die Auswertung des Plaqueindex (nach Silness & Loe) am Ende der intraoralen Verweildauer der beiden Gerüstmaterialien ergab mit dem Wilcoxon-Test keinen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$, s. 2b und 2c). Auch der Vergleich des Plaqueindex (PI) der Ausgangssituation mit der jeweiligen LZPV-Versorgung ergab keinen signifikanten Unterschied (s. Abb. 2a). Vergleicht man den Plaqueindex nur an der jeweiligen LZPV-Versorgung, ist dieser an den Pekkton® ivory-Restaurationen nicht signifikant höher als an denen der NEM-Restaurationen (Wilcoxon-Test $p = 0,672$). Betrachtet man hingegen die Plaqueanlagerung beider Restaurationen im Vergleich zu der Gesamtplaqueanlagerung aller Zähne ohne diese Restaurationen, besteht eine signifikant höhere Anlagerung an beiden Restaurationen (Wilcoxon-Test $p = 0,02$). Dies liegt jedoch vorrangig am Kunststoffverblendmaterial (s. Abb. 2d), da die Werte der oralen Gerüstgirdanden weniger hoch waren als die an Messstellen der Kunststoffverblendungen.

Zusammenfassung

Kein Zahn verlor seine Vitalität. Da viele Restaurationen als Indikation eine vor-
ausgehende Parodontitisbehandlung vor definitiver Versorgung aufwiesen, zeigte
sich bei den meisten dieser Versorgungen eine Verbesserung der Sondierungstiefen,
jedoch nie eine Verschlechterung.

Pektkon® ivory-Restaurationen eignen sich für den klinischen Einsatz.

Eine detailliertere Auswertung dieser klinischen Studie wird sich im Rahmen einer
laufenden Dissertation wiederfinden.



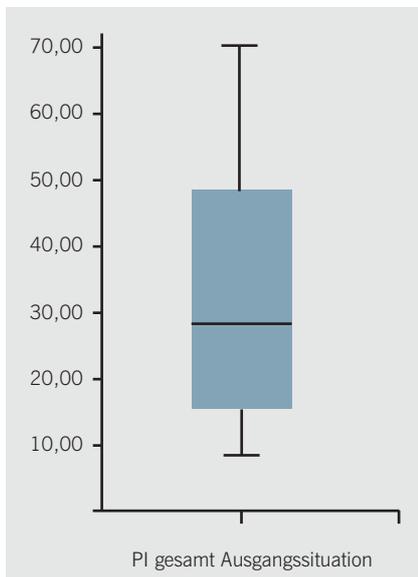
1b



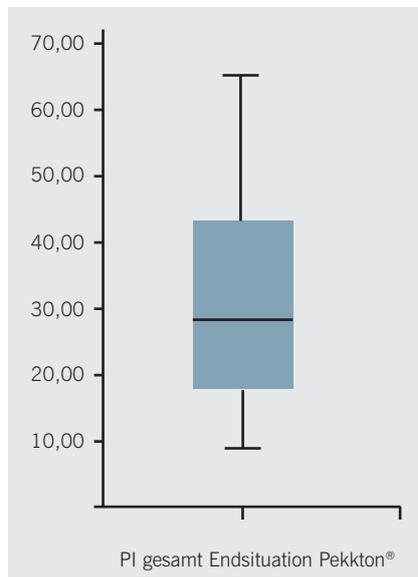
1c



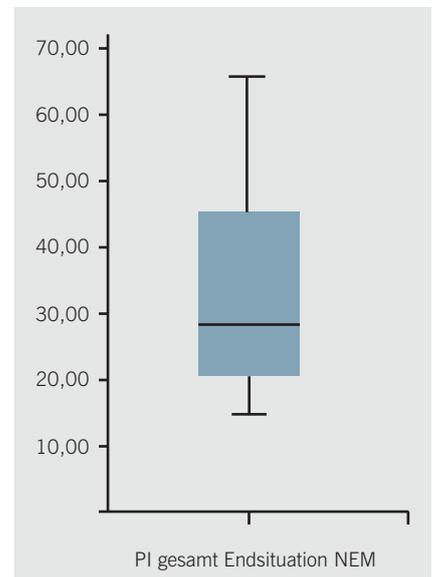
2d



2a



2b



2c

Mechanische Konditionierung von Oberflächen in Abhängigkeit verschiedener Parameter.

Versuchsziel

Untersucht wurde die Beschaffenheit der konditionierten Oberfläche unterschiedlicher dentaler Werkstoffe (Keramiken, Metalle und PEKK*/PEEK) in Abhängigkeit von Strahldruck, Strahlgutgrösse und Abstand des Strahlgriffels. Verglichen wurde dabei die Oberflächenrauheit der behandelten Oberflächen.

Probeherstellung

Für die Untersuchung wurden aus den verschiedenen Materialien jeweils 10 Plättchen mit einer ebenen und polierten Oberfläche von mindestens 8 mm Durchmesser und 2 mm Stärke hergestellt. Die zu vermessenden Oberflächen wurden plan geschliffen (Schleifpapierkörnung 800–4000).

Konditionierung der Prüfkörper

Alle Prüfkörper wurden in einer speziellen Halterung rechtwinklig zum Auslass des Strahlgriffs eingesetzt. Die Proben wurden dann für jeweils 10 Sekunden bei zwei verschiedenen Strahldrücken (1,5 und 2,5 Bar), zwei verschiedenen Abständen (5 und 15 mm) und mit zwei verschiedenen Strahlmitteln (Korund 50 und 110) aufgeraut.

Messungen

Die Strahlzeit bei jeder Messung betrug 10 Sekunden. Der Prüfkörper wurde gleichmässig über die Probefläche hin- und hergeführt. Die Probe war dabei auf einem Kraftsensor (U9A, HBM, Darmstadt) mit Messverstärkung (MX840, HBM) montiert, damit die auf die Probe übertragene Kraft kontinuierlich gemessen werden konnte. Nach vorsichtiger Reinigung wurde mit einem konfokalen Laserrastermikroskop (μ scan, NanoFocus, Oberhausen) die Oberflächenrauheit (Rz) in der Strahlenspur gemessen.

Ergebnis

Wie zu erwarten war, zeigen sich in allen Gruppen der grösseren Strahlkorngösse auch eine grössere Oberflächenrauheit.

(100 μ m: 14–22 μ m/50 μ m: 4–13 μ m). Mit der Erhöhung des Strahldrucks steigt ebenfalls bei allen Proben die Oberflächenrauheit leicht an. Der Strahlabstand scheint wenn überhaupt, dann nur einen geringen Einfluss auf die

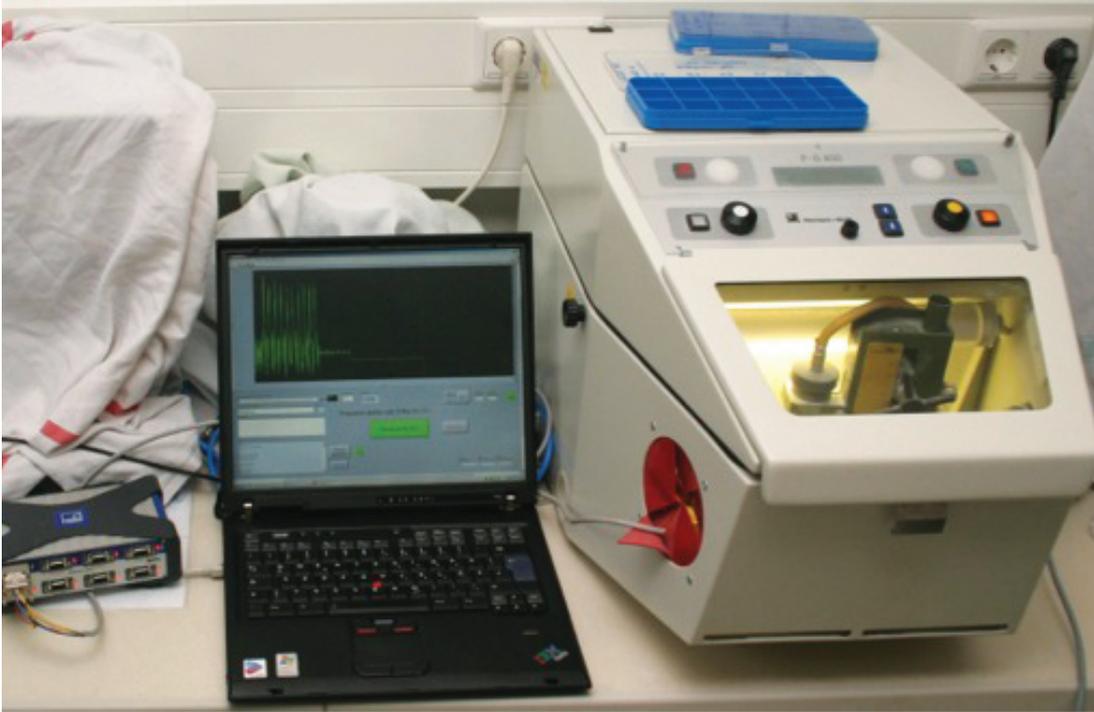
Gruppe	Strahlparameter
a	1,5 bar / 5 mm / 50 μ m
b	1,5 bar / 5 mm / 110 μ m
c	1,5 bar / 15 mm / 50 μ m
d	1,5 bar / 15 mm / 110 μ m
e	2,5 bar / 5 mm / 50 μ m
f	2,5 bar / 5 mm / 50 μ m
g	2,5 bar / 15 mm / 50 μ m
h	2,5 bar / 15 mm / 110 μ m

Rauheit zu haben, indem bei steigendem Abstand auch die Oberflächenrauheit leicht ansteigt. Teilweise sind aber keine Unterschiede zu erkennen.

Abschliessend lässt sich sagen, dass die Oberflächenrauheit hauptsächlich durch die Strahlkorngösse eingestellt werden kann und der Strahldruck, wie auch der Abstand des Strahlgriffels zur Probe, einen untergeordneten Einfluss haben. Das heisst, der Anwender kann durch einen variierenden Abstand den Durchmesser des Strahlflecks frei einstellen, ohne das Ergebnis zu beeinflussen. Bei gleicher Eintragsenergie abradieren die Kunststoffe schneller als die Metalle, die Keramiken zeigen die geringste Erosion. Da der Strahldruck nur einen geringen Einfluss auf die erzielte Rauheit hat, sollte mit einem möglichst geringen Strahldruck gearbeitet werden, da so bei Keramiken eine Induktion von Mikrorissen vermieden und bei allen Materialien, aber vor allem bei den weichen Kunststoffen, die Gesamtmaterialerosion beim Strahlen minimiert werden kann.

Schlussfolgerung für Pekkton®

Um bei Pekkton® eine optimale Oberflächenrauheit für einen möglichst hohen mechanischen Verbund mit geringer Erosion erreichen zu können, empfiehlt es sich die Korngösse von 100 μ m mit einem geringen Strahldruck von 2 Bar zu verwenden.



Gruppe	Fmax (N)	Rz (μm)
a	$0,079 \pm 0,005$	$7,7 \pm 0,6$
b	$0,097 \pm 0,001$	$14,5 \pm 0,8$
c	$0,087 \pm 0,002$	$10,1 \pm 1,3$
d	$0,092 \pm 0,003$	$15,8 \pm 1,0$
e	$0,091 \pm 0,003$	$8,3 \pm 0,6$
f	$0,161 \pm 0,003$	$17,2 \pm 1,1$
g	$0,091 \pm 0,002$	$10,2 \pm 0,9$
h	$0,116 \pm 0,005$	$16,8 \pm 1,5$
	PEKK* cristalino	

Verbundfestigkeit von etablierten Verbundsystemen zu PEKK – Dauerhaftigkeit und Einfluss der Oberflächenkonditionierung.

Versuchsziel

Untersucht wurde die Stärke und die Beständigkeit des Klebeverbundes von Pekkton® ivory bei 4 unterschiedlichen Arten der Konditionierung und adhäsiver Befestigung mit einem etablierten Verbundsystem (Multilink Automix, Ivoclar Vivadent) initial und nach Alterung durch Wasserlagerung mit gleichzeitiger Thermowechselbelastung.

Probenherstellung

Für die Untersuchung wurden jeweils 100 Scheiben mit einer ebenen und polierten Oberfläche von 8mm Durchmesser und mindestens 3,0mm Stärke hergestellt. Die Variationen in der Vorbehandlung der Oberfläche beinhalteten fünf Gruppen (Abbildung 1):

Die mit Komposit (Multicore Flow, Ivoclar Vivadent) gefüllten Plexiglastuben wurden nach Herstellerangaben auf die vorbereiteten Prüfkörper aufgeklebt. Die Methodik war ein axialer Zugtest (Kern, M., Thompson, V.P., Dtsch Zahnärztl Z 48, 769-772 (1993)).

Lagerung / Alterung der Prüfkörper

Alle Prüfkörper wurden zunächst für eine vollständige Aushärtung 3 Tage lang bei 37°C in demineralisiertem Wasser gelagert. Danach wurde ein Drittel der Proben sofort, das zweite Drittel nach einer künstlichen Alterung von 10000 Thermolastwechseln (Dauer 30 Tage) und das letzte Drittel nach 37500 Thermolastwechseln (Dauer 150 Tage), jeweils zwischen 5–55°C, hinsichtlich des Klebeverbundes getestet.

Ergebnis

Die Adhäsionsversuche zeigten, dass eine Silikatisierung mit anschließender Silanisierung und Priming mit einem Haftvermittler auf MMA- bzw. Acrylharz-Basis die grössten Haftkräfte erzielten (Abbildung 2).

Schlussfolgerung

Es wurden keine alternativen Systeme zu Silikatisierung, Silanisierung oder Priming untersucht.

Unter Berücksichtigung der vorliegenden Daten wäre die Empfehlung, das kristalline Pekkton® ivory zu silikatisieren, zu silanisieren und danach mit einem Primer vorzubehandeln. Eine längere Einwirkzeit des Primers scheint dabei nicht notwendig zu sein.

Weitere Ansätze für eine Oberflächenaktivierung könnten noch untersucht werden.

Ergebnisse

Gruppe	Mechanisch	Priming
1. Pre	Korundstrahlung (2,5 bar/ 10 s)	–
2. PrePri	Korundstrahlung (2,5 bar/ 10 s)	Luxatemp Glaze&Bond (20s Einwirkzeit / 20s Lichthärten)
3. PrePri+	Korundstrahlung (2,5 bar/ 10 s)	Luxatemp Glaze&Bond (5 min Einwirkzeit im Dunkeln / 20s Lichthärten)
4. PrePlus	Rocatec Soft	Monobond Plus
5. PrePlusPri	Rocatec Soft	Monobond Plus, dann Luxatemp Glaze&Bond (20s Einwirkzeit / 20s Lichthärten)

Abbildung 1

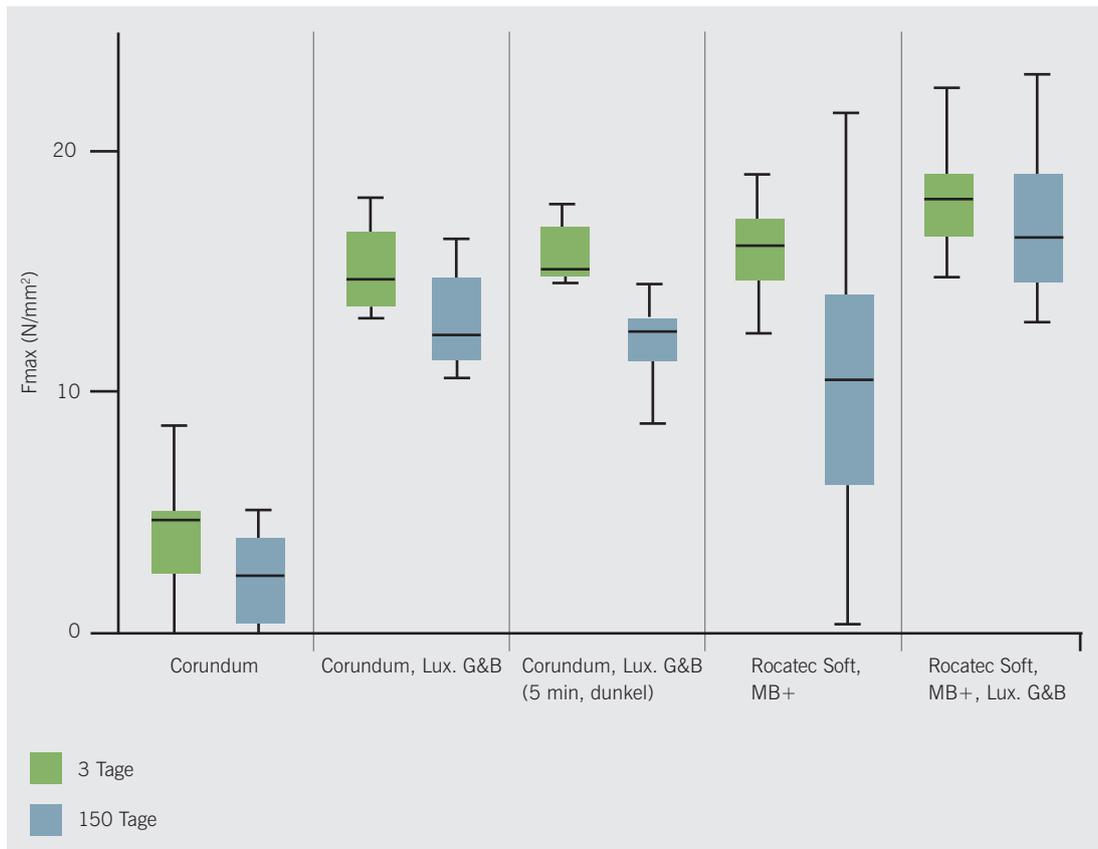


Abbildung 2

Retentionskräfte und Ermüdungsverhalten von Klammern aus thermoplastischen Kunststoffen.

Versuchsziel

Im Rahmen dieser Studie wurde ein Vergleich der Retentionskräfte bei Klammern, eingesetzt als Halteelement bei herausnehmbaren Zahnersatz, aus verschiedenen thermoplastischen Kunststoffen im Vergleich zu Klammern aus einer NEM-Legierung untersucht. Ein besonderes Augenmerk galt dabei dem Nachlassen der Friktionskräfte, also dem Retentionsverlust bei mehrfachen Füge-Löse-Zyklen, wobei die Höhe der Belastung entsprechend einer mehrjährigen klinischen Tragezeit gewählt wurde.

Proberstellung und Versuchsdurchführung

Um die Vergleichbarkeit in der Untersuchung so gross wie möglich zu halten, wurden mit Hilfe eines Parallelometers auf Kunstzähnen zwei achsparallele Musterpräparationen im Standarddesign für eine Prothesen-Klammer auf Prämolaren angefertigt. Variiert wurde dabei der Unterschnitt mit 0,25 mm, welcher den Standard darstellt, und 0,5 mm. Für die Stärke der Flügel wurde bei NEM-Klammern ein Standardwert von 1,4 mm, für die Kunststoffklammern eine Stärke von 2 sowie 3 mm gewählt.

Diese Vorlagen der Klammern wurden im Wachs-Spritzgussverfahren dupliziert.

Für die Belastungsversuche wurden die präparierten Muster-Kronen ein weiteres Mal abgeformt und in NEM-Legierung gegossen.

Die Füge-Löse-Zyklen erfolgten im Kausimulator Willytec, SDMechatronik. Die Erfassung der Kräfte beim Fügen und Lösen geschieht über Kraftsensoren (U9B, Kistler, DE). Für eine möglichst genaue und lückenlose Erfassung aller Zyklen wurde eine spezielle Software in LabView (National Instruments, DE) programmiert. Die Erfassungssoftware liest kontinuierlich das Kraftsignal aller 8 Kanäle mit einer Messfrequenz von 1 kHz aus, identifiziert dabei aufgrund von vorgegebenen Werten für Schwellenwerte und Hysterese einzelne Zyklen und bestimmt für diese den jeweiligen Maximal- und Minimalwert der Kraft (Abb. 1).

Eine Prothese wird ca. viermal am Tag herausgenommen und wieder eingesetzt. Das entspricht 1460 beziehungsweise ca. 1500 Füge-Löse-Zyklen für ein Jahr. Werden 15000 Zyklen in vitro durchgeführt, hat man eine Korrespondenz zu ca. 10 Jahren klinischer Tragedauer.

Es wurden je Gruppe 8 Prüfkörper hergestellt, vermessen und ausgewertet. Jede Materialgruppe wurde in 2 Untergruppen bezüglich der Stärke des Klammerarms (2 mm und 3 mm) und diese dann wieder in 2 Untergruppen bezüglich des Unterschnitts der Präparation (0,25 mm und 0,5 mm) unterteilt. Die Klammern aus CoCr-Legierung wurden für Vergleichszwecke nur in einer Gruppe in standardisierter Form hergestellt (Unterschnitt: 0,25 mm / Armdicke: 1,4 mm).

Diskussion

Sato et al.¹ haben vorgeschlagen, dass eine Haltekraft von 5 N für eine ausreichende Funktion einer Klammerprothese erforderlich ist. Frank und Nicholls² zeigten, dass 3–7,5 N eine akzeptable Haltekraft für bilaterale Freidendprothesen darstellt. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass bei Klammern aus thermoplastischen Kunststoffen die mittlere Haltekraft für die 1,0 mm dicken Klammern bei 1,7–3,7 N und für die 1,5 mm dicken Klammern bei 5,4–10,8 N liegt und somit eine ausreichende Retention für abnehmbaren Zahnersatz erreicht werden kann (Abb. 2). Frühere Studien über die Dauerfestigkeit von CoCr-Klammern zeigen, wie auch in dieser Studie, zum Teil einen deutlichen Retentionsverlust aufgrund der bleibenden Verformung des Metalls (Abb. 3). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen bei Klammern aus thermoplastischen Kunststoffen keinen signifikanten Unterschied zwischen den anfänglichen und den abschliessenden Haltewerten nach 15000 Zyklen.

Schlussfolgerung

Innerhalb der Einschränkung dieser Studie wurde festgestellt, dass die thermoplastischen Hochleistungspolymer-Klammern nach 15000 Füge-Löse-Zyklen eine signifikant geringere Retentionskraft als CoCr-Klammern aufwiesen, aber über die Zyklen recht stabil waren und daher für den klinischen Einsatz durchaus ausreichend sein können.

Auszug aus den Resultaten:

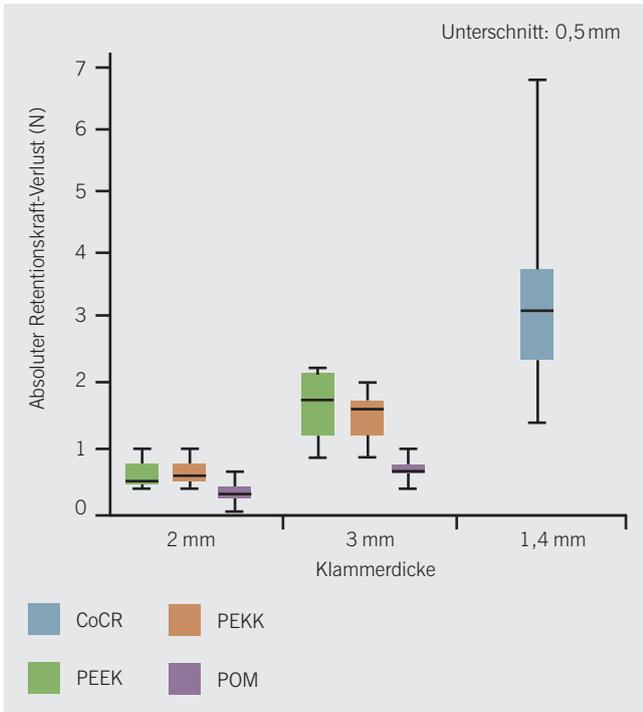


Abb. 1

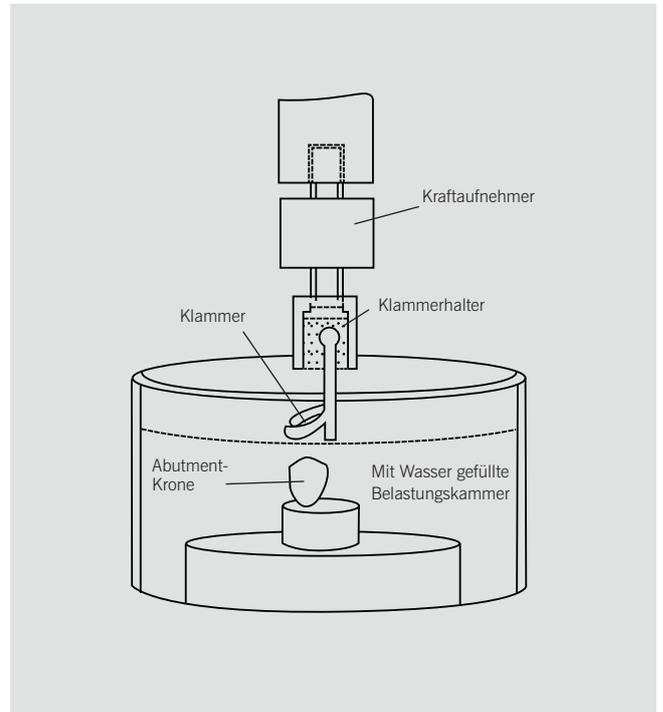


Abb. 2

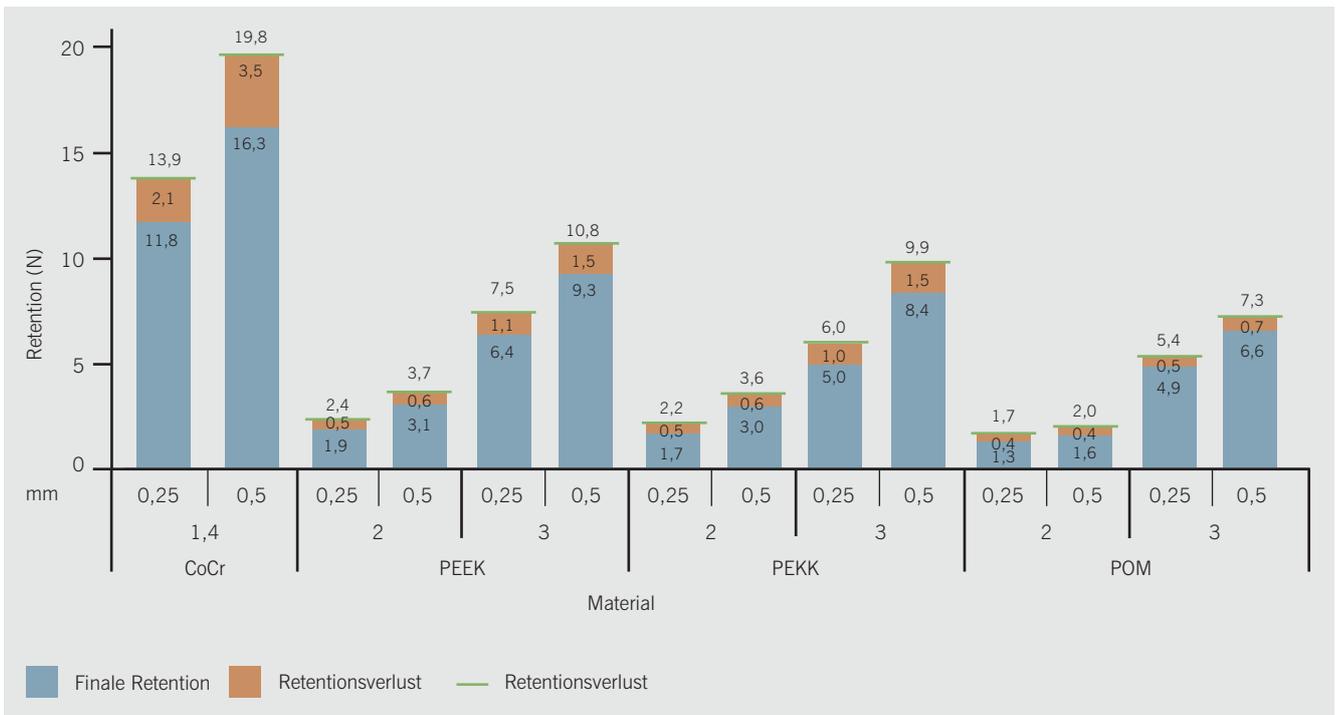


Abb. 3

1 Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. J Oral Rehabil 2001;28:596-600.

2 Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981;45:259-67.

Optische Eigenschaften.

Versuchsziel

Bewertung der spektralen Reflexion und Farbe von Pekkton® ivory (PK) als Material für die Herstellung von indirekten Restaurationen bei Verblendung mit lichthärtendem Komposit (LC) im Vergleich zu äquivalentem Zirkoniumdioxid-Komposit (YZ-LC) und Zirkoniumdioxid-Dentalkeramik (YZ-DP) zur Einschätzung der Auswirkungen von verschiedenen Substrukturmaterialien auf dasselbe Verblendmaterial.

Methoden

Ein Spektralphotometer (CM-2600d Konica Minolta Sensing, Inc., Japan) wurde zur Ermittlung der spektralen Reflexion jedes Materials bei Verwendung eines D65-Leuchtmittels vor weissen und schwarzen Hintergründen verwendet. CIE $L^*a^*b^*$ Farbkoordinaten und Farbunterschiede (ΔE) wurden aus den Reflexionsdaten abgeleitet.

Es wurden einschichtige Prüfkörper von 1,0 mm Stärke aus den Substrukturmaterialien Pekkton® ivory und In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik) und den Verblendmaterialien LC und DP (VM9, Vita Zahnfabrik) angefertigt ($n = 3$). Zweischichtige Prüfkörper mit einer Stärke von 1,3 mm ($n = 3$) wurden aus Verblend- und Substrukturmaterialien eines äquivalenten Farbtönen angefertigt (klinische Empfehlung von 0,8 mm für die Substruktur und 0,5 mm für die Verblendung).

Jede Gruppe bestand aus drei Prüfkörpern ($n = 3$), die breit genug waren, um die Zielschablonenöffnung des Spektralphotometers von 3 mm zu bedecken. Alle Prüfkörper wurden mit wasserfestem SiC-Schleifpapier P400 bzw. P800 unter fließendem Wasser mit einer rotierenden Schleifscheibe (Metaserv Buehler, GB) poliert.

Schlussfolgerung

Unterschiedliche Substrukturmaterialien führten zu keinem signifikanten Unterschied bei den optischen Eigenschaften der Pekkton® ivory-Komposit- und Zirkoniumdioxid-Komposit-Gruppen.

Ergebnisse

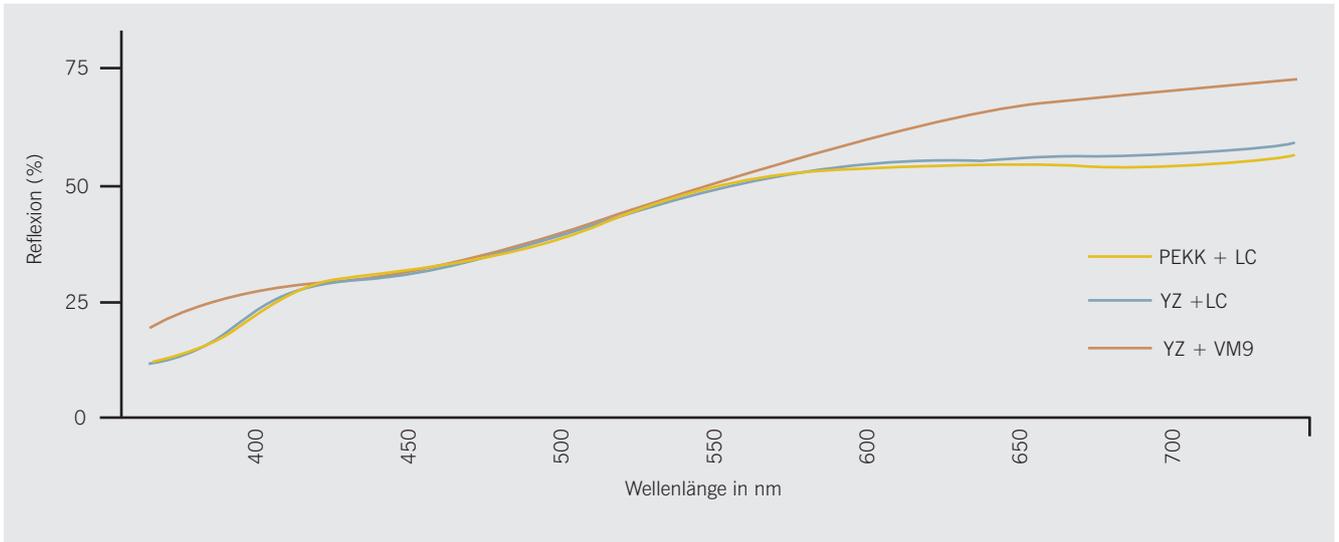


Abbildung 1: Datenkurve der spektralen Reflexion der Laminat-Prüfkörper vor weissem Hintergrund

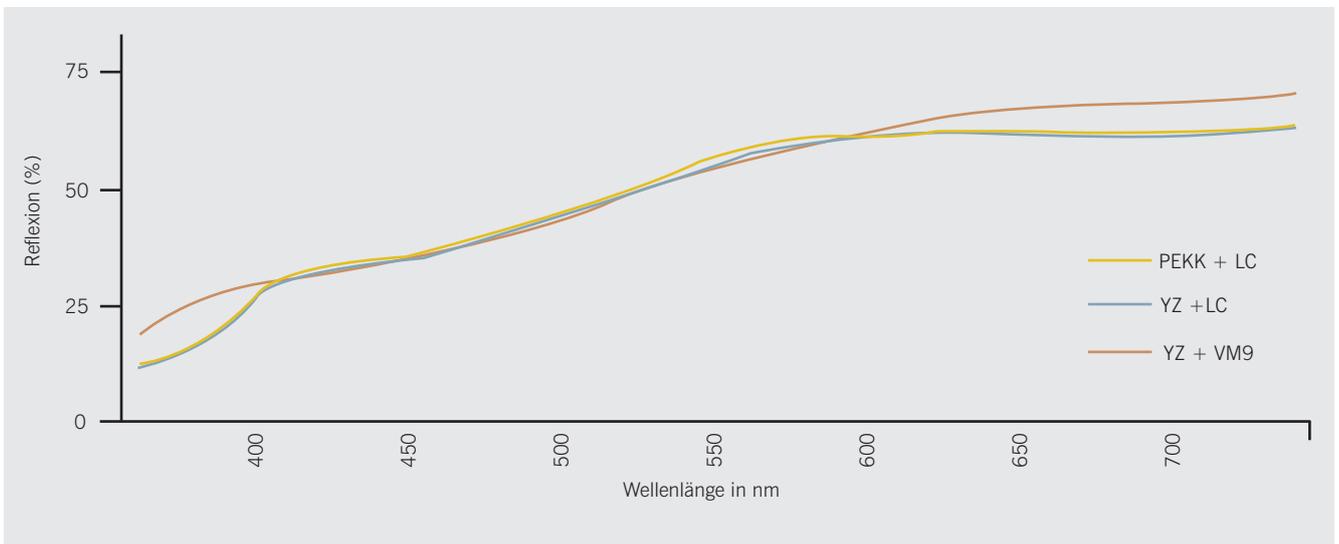


Abbildung 2: Datenkurve der spektralen Reflexion der Laminat-Prüfkörper vor schwarzem Hintergrund

Material	L*		a*		b*	
	Schwarz	Weiss	Schwarz	Weiss	Schwarz	Weiss
PK-LC	74,26 ^a	74,51 ^a	2,29 ^a	2,31 ^a	17,83 ^a	17,81 ^a
YZ-LC	74,10 ^a	74,67 ^a	2,40 ^a	3,17 ^a	18,65 ^a	19,21 ^a
YZ-DM	73,99 ^a	76,40 ^a	3,85 ^a	6,15 ^a	18,12 ^a	21,64 ^a

Tabelle 1: CIE L*a*b* Werte der Laminat-Prüfkörper vor schwarzem und weissem Hintergrund*.

* Gruppen mit unterschiedlichen hochgestellten Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede an ($P < 0,05$) und Gruppen mit den gleichen hochgestellten Buchstaben zeigen keinen signifikanten Unterschied an ($P > 0,05$).

Wasseraufnahme und Löslichkeit.

Versuchsziel

Laut dem Standard ISO 4049-2009 darf die Wasseraufnahme $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für thermisch gehärtete oder selbsthärtende Materialien nicht übersteigen. Der Massenverlust pro Volumeneinheit (lösliches Material) darf $1,6\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für thermisch gehärtete und $8,0\mu\text{g}/\text{mm}^3$ für selbsthärtende Materialien nicht übersteigen. Das Ziel dieser Prüfung ist, die Wasseraufnahme und Löslichkeit von Pekkton® ivory nach diesem Standard zu ermitteln und zu vergleichen.

Materialien und Methoden

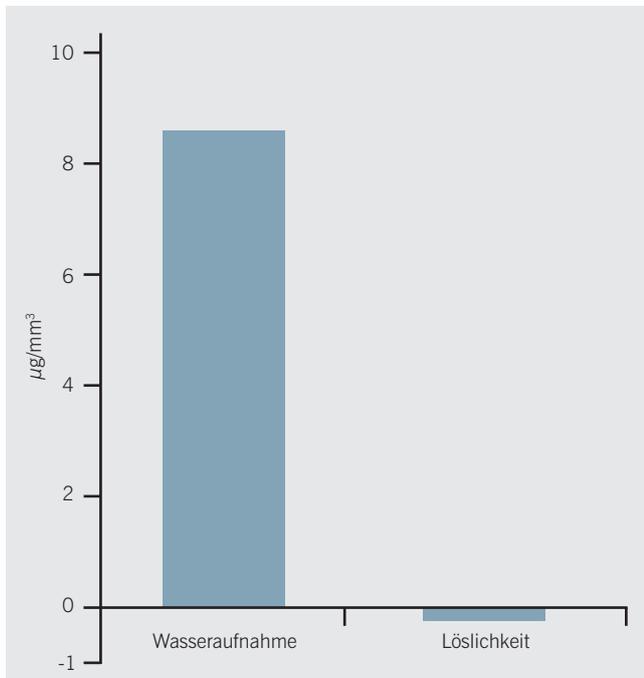
Wasseraufnahme- und Löslichkeitsprüfungen wurden gemäss dem Standard ISO 4049-2009 durchgeführt. Die Prüfkörperscheiben wurden mit dem Systemzyklus zweier Exsikkatoren getrocknet, und zwar einmal bei einer Temperatur von $37 \pm 2^\circ\text{C}$ und einmal bei $23 \pm 2^\circ\text{C}$. Es gab sechs (6) parallele Prüfkörper pro Gruppe. Die Prüfkörper wurden gewogen und anschliessend 22 Stunden lang in den Exsikkator mit 37°C gegeben. Nach 22 Stunden wurden die Prüfkörper herausgenommen und zwei Stunden lang im anderen Exsikkator gelagert. Anschliessend wurden sie mit einer Genauigkeit von 0,1 mg erneut gewogen. Dieser Zyklus wurde wiederholt, bis eine konstante Masse erreicht wurde, d. h. bis der Masseverlust jedes Prüfkörpers höchstens 0,1 mg zu jedem Zeitpunkt in einem Zeitraum von 24 Stunden betrug (System mit zwei Exsikkatoren). Nach der letzten Trocknung wurde der Durchmesser der Prüfkörper an zwei Punkten mit einer Genauigkeit von 0,01 mm gemessen und daraus der mittlere Durchmesser berechnet. Die Stärke wurde mit einer Genauigkeit von 0,01 mm in der Mitte der Prüfkörper an vier gleichmässig weit auseinander liegenden Punkten am Umfang gemessen. Die Prüfkörper wurden sieben Tage lang in Wasser mit einer Temperatur von 37°C getaucht (10 ml/Prüfkörper). Nach sieben Tagen wurden die Prüfkörper aus dem Wasser genommen. Vor dem Wiegen wurden die Prüfkörper vom Wasser befreit – überschüssiges Wasser wurde abgenommen, bis der Prüfkörper frei von jeglichem sichtbarem Wasser war, und anschliessend wurde der Prüfkörper 15 Sekunden lang in der Luft geschwenkt. Das Gewicht der Prüfkörper wurde eine Minute nach dem Entnehmen aus dem Wasser gemessen. Nach dem Wiegen wurden die Prüfkörper mit den Systemzyklen der beiden Exsikkatoren wieder auf eine konstante Masse konditioniert.

Schlussfolgerung

Pekkton® ivory erfüllte die Anforderungen von ISO 4049 mit sehr niedrigen Werten.



Ergebnisse



	Gewicht (%)	$\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Wasseraufnahme	0,59	8,7
Löslichkeit	0,17	-0,2

Klinische Fälle.

Totale Brücke auf Implantaten (1).

Restauration eines unbezahnten Kiefers mit modernen Materialien und traditionellen Techniken.



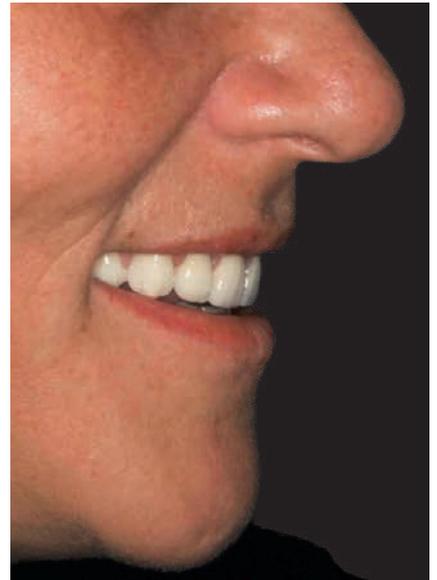
Hintergrund

Diese Patientin stellte sich bei uns vor, nachdem sie alle Zähne im Oberkiefer aufgrund einer fortgeschrittenen, unbehandelten Parodontalerkrankung verloren hatte. Nach Behandlung der Erkrankung und Wiederherstellung einer guten Mundgesundheit liess der behandelnde Zahnarzt eine herausnehmbare Prothese anfertigen. Obwohl dieser Ansatz erfolgreich war, fehlte etwas. Die meisten Patienten haben Schwierigkeiten beim Übergang von der Bezahnung zur Zahnlosigkeit, und unsere Patientin stellte hier keine Ausnahme dar. Neben der fehlenden Fixierung und Stabilität der Prothese fand die Patientin ausserdem das Leben mit einem Kunststoffgaumen «unangenehm». Neben diesen funktionalen Problemen hatte die Patientin zudem das Gefühl, dass, obwohl die Farbe der Zähne «in Ordnung» war, alle anderen Aspekte der Prothese «nicht ganz richtig» sind.

Die nächste Stufe der Rehabilitation der Patientin waren sechs im Oberkiefer zu inserierende Implantate. Nach Abschluss der üblichen und äusserst wichtigen Planungsphasen war es Zeit für die wichtige Bewertung des Probelächelns. Die neue Aufstellung stützt die Lippe besser, was zu einer revitalisierten ästhetischen Erscheinung der Front- und Profilsicht des Gesichts führt. Die grösseren Zähne passen ausserdem viel besser zum Gesicht der Patientin und die Repositionierung der

Zähne bewirkt ein jüngeres Aussehen. Schliesslich wurde die neue vertikale Dimension ermittelt, um dem Gesicht die korrekte Form und Funktion zu geben. An diesem Punkt führten wir mit dem gesamten Team und der Patientin ein Gespräch zur Erörterung der Materialien, die für die Fertigung der finalen Prothese verwendet werden sollten.

Wichtige Aspekte waren: das Gefühl der Restauration, die Ästhetik, ein jugendliches und helles Aussehen und



Gesamtsymmetrie (Kosmetik). Nach Betrachtung der Optionen entschieden wir, dass dies ein perfekter Fall für Pekkton® ivory ist.

Wir haben bereits viele Jahre lang bei ähnlichen Fällen mit Polymeren gearbeitet und eine Technik zur Integration von Polymeren, Keramiken und Kompositen in einer Prothese perfektioniert, welche wir BDT-Brücke nannten. Wir führten mit dem gesamten Team ein detailliertes Gespräch darüber, warum wir diese Technik anwenden sollten. Der Hauptgrund waren die Eigenschaften von Polymeren, und insbesondere Pekkton® ivory ist sehr gut für diese Art von Anwendung geeignet.

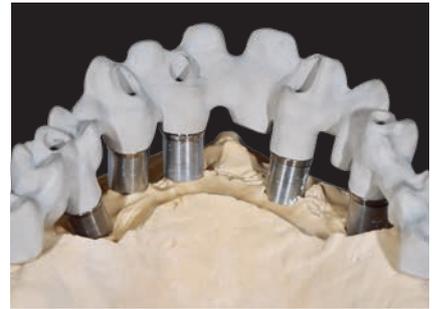
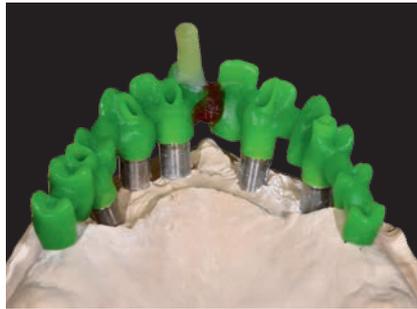
Schlussfolgerung

Gerüste aus Pekkton® ivory bieten Patienten eine leichte, ästhetische und extrem widerstandsfähige Restauration mit stossabsorbierenden Eigenschaften, die es bei traditionellen restaurativen Materialien für Implantate nicht gibt.

Klinische Fälle.

Totale Brücke auf Implantaten (2).

Verschraubte Rekonstruktion auf 5 Implantaten, bedingt abnehmbar, mit einem Brückengerüst aus Pekkton® ivory.



Ausgangslage

Die 61-jährige Patientin war mit den vorhandenen, teilprothetischen Versorgungen nicht mehr zufrieden und wünschte eine Neuversorgung. Die gesamte Restbezaehnung wies Sekundärkaries auf und war von einer mittleren chronischen Parodontitis befallen. Im Unterkiefer war eine stark restaurierte, kariesfreie Dentition vorhanden. Die Prognose der Restbezaehnung im Oberkiefer wurde als ungünstig eingestuft.

Die vorhandene Modellgussprothese war funktionell und ästhetisch insuffizient. Der Behandlungsplan beinhaltete die Entfernung der Oberkieferzähne und den direkten Umbau der bestehenden Teilprothese zu einer Immediat-Totalprothese. Anschliessend waren Implantationen geplant mit einer festsitzenden, bedingt abnehmbaren Versorgung.



Diskussion

Ausgedehnte, implantatgetragene Brücken (sogenannte «full-arch-implant-prosthesis») werden mit Metallgerüsten (Edelmetall, CoCr oder Titan) und Keramik (VMK-Brücken), seit neuester Zeit auch in Zirkon, hergestellt. Die Herstellung solcher Brücken aus Hochleistungspolymeren wie Pekkton® ivory ist im Kommen und wird zunehmend diskutiert. Die Materialvorteile von Pekkton® ivory liegen unter anderem in der minimalen Flexibilität (dadurch anpassungsfähig), guten Widerstandsfähigkeit und sehr einfachen Politur des Materials. Die ästhetischen Möglichkeiten sind ebenfalls exzellent. Der Preis für eine Pekkton® ivory Rekonstruktionen im Vergleich zu verblendeten Arbeiten auf Metall- oder Zirkoniumdioxid-Gerüsten ist deutlich (ca. 35 %) günstiger. Und dies bei einer höheren Wertschöpfung in meinem Labor.

Schlussfolgerung

Die implantatgetragenen Brücken aus Pekkton® ivory sind ästhetisch hochwertig, preislich sehr attraktiv und somit vielversprechend für die Zukunft. Die Restaurationen aus Pekkton® ivory werden regelmässig in der Praxis kontrolliert. Auffallend ist der gute Zustand nach längerer Tragezeit. Bei durchschnittlicher Mundhygiene können Langzeitprognosen positiv ausfallen. Der Grund liegt wahrscheinlich in der geringen Elastizität der Brückenkonstruktion, den guten Eigenschaften der Verblendmaterialien und dem passiven Sitz durch die Verklebung der Sekundärteile.

Klinische Fälle.

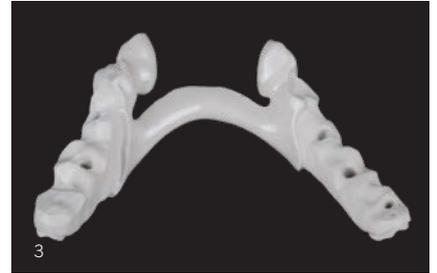
Implantatgetragene, verschraubte Rekonstruktion im Ober- und Unterkiefer.



- 1 Ausgangssituation: Implantate mit individuell gefrästen Implantataufbauten
- 2 Negativsituation der Zahnaufstellung
- 3-4 Das fertige Fräsergebnis des Pekkton® ivory Gerüsts für die Oberkieferversorgung
- 5 Das Anbringen der Konfektionszähne auf dem Pekkton® ivory Gerüst mittels zahnfarbenen Kunststoffes, ohne das Gerüst zu opaquern
- 6 Die mit rosa Kunststoff fertiggestellte Arbeit (ohne rosa Opaquer)
- 7 Detailaufnahme der Oberkieferarbeit
- 8-9 Die Arbeit in situ

Klinische Fälle.

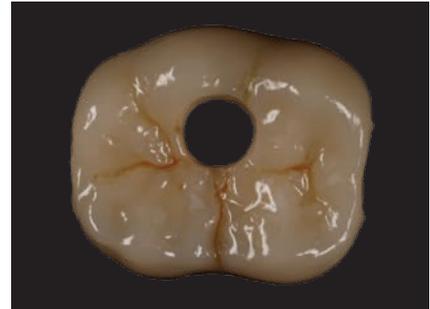
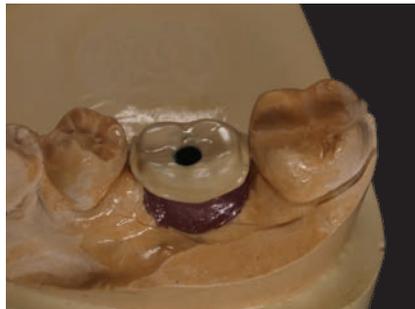
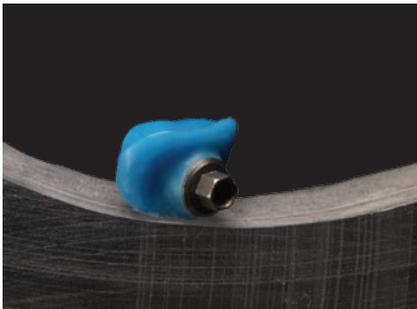
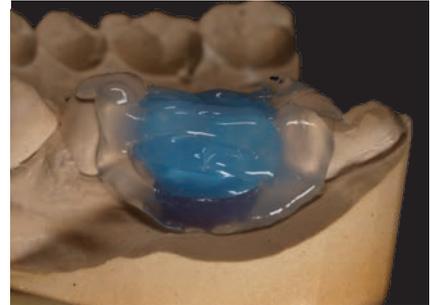
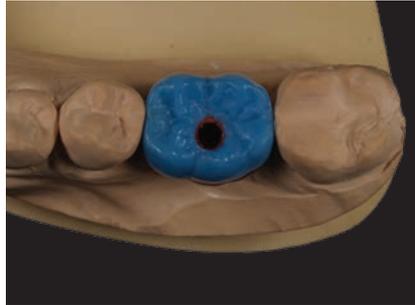
Unterkiefer-Teleskopprothese mit Sublingualbügel.



- 1 Ausgangssituation mit den gefrästen Zirkoniumdioxid-Primärteilen
- 2 Das Pekkton® ivory Fräsergebnis. Gescannt wurden die Primärteile mit dem taktilen Scanner DS10 Renishaw und gesamt mit dem Zirkonzahn Scanner S600-ARTI
- 3 Das fertig polierte Pekkton® ivory Gerüst
- 4-5 Die fertiggestellte Arbeit
- 6-9 Die Arbeit in situ

Klinische Fälle.

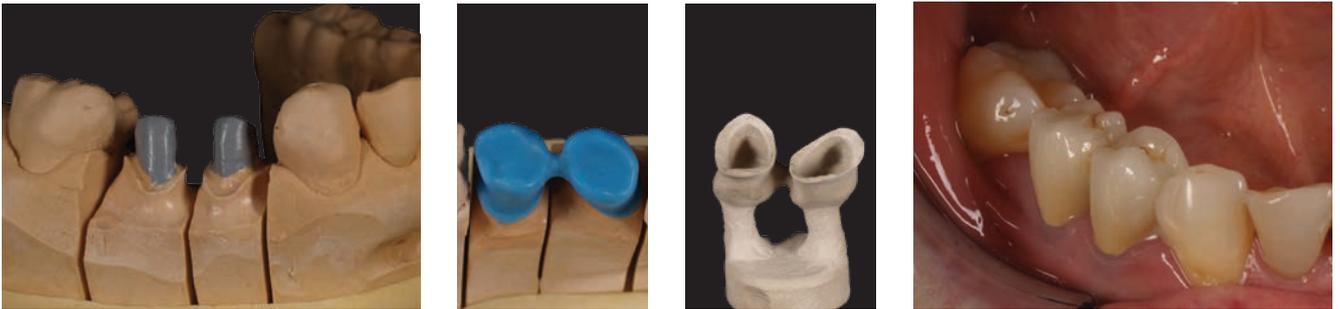
Auf Implantat verschraubte Molarenkrone.



Der etwa 50 Jahre alte Patient sollte auf Wunsch des Behandlers vor der Herstellung der definitiven Restauration mehrere Monate lang mit einem Provisorium versorgt werden. Wir haben uns daher für eine Arbeit aus Pekkton® ivory auf einem Implantat mit Metallbasis entschieden.

Klinische Fälle.

Zwei Prämolaren auf natürlichen Zähnen.



60-jährige Patientin, bei der die Pekkton® ivory-Restaurationen aufgrund ihrer Dämpfungseigenschaften gewählt wurden, da der Gegenkiefer mit einer Vollbrücke versorgt ist.

Clinical cases.

Kronenversorgungen auf natürlichen Zähnen.

Hintergrund und Ziele der Behandlung

Die 39-jährige Patientin stellte sich mit dem Wunsch der Erneuerung der prothetischen Versorgungen an den Zähnen 17, 16, 15 sowie 46 und 47 nach gutachterlicher Beurteilung in unserer Poliklinik vor. Es lagen seit Eingliederung der Kronen alio loco Beschwerden an den Zähnen und der umgebenden Gingiva vor. Klinisch stellte sich die Gingiva als leicht gerötet dar. Der Funktionsbefund war unauffällig.

Beschreibung der Abbildungen

- a: Situation OK bei Erstvorstellung
- b: Situation UK bei Erstvorstellung
- c: Situation OK/UK bei Erstvorstellung
- d: Röntgen Ausgangssituation 46, 47
- e: Pekkton® ivory- Gerüst auf dem Modell
- f: fertig verblendete Pekkton® ivory Kronen
- g: eingegliederte Pekkton® ivory Langzeitprovisorien
- h: Röntgen Endo-Recall nach 6 Monaten 46, 47

Anamnese und Befund

Röntgenologisch zeigten die Zähne 46 und 47 apikale Aufhellungen. Der erhobene Parodontalstatus ergab an 17 die höchste Sondierungstiefe 5 mm und einen Furkationsgrad I, an 16 ebenfalls 5 mm und einen Furkationsgrad II, an 15 4 mm, an 46 5 mm und Grad I und an 47 4 mm und Grad I.

Behandlungsplan

Zunächst wurden die Zähne 46 und 47 endodontisch behandelt. Die vorhandenen Kronen wurden entfernt und alle 5 Zähne im Rahmen einer klinischen Studie mit Langzeitprovisorien sowohl aus Pekkton® ivory als auch NEM versorgt. Nach 6 Monaten erfolgte ein Endo-Recall sowie eine erneute parodontologische Reevaluation. Die Patientin war nach 6 Monaten beschwerdefrei.

Kommentare und Schlussfolgerung

Im Rahmen oben erwähnter Studie wurde kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der subjektiv empfundenen mundgesundheitsbezogenen Lebensqualität (OHIP-G 14) beim Tragen von NEM- bzw. Pekkton® ivory Langzeitprovisorien gefunden. Bei der hier vorgestellten Patientin war das subjektiv empfundene Tragegefühl bei der Pekkton® ivory-Versorgung besser. Prinzipiell lässt sich sagen, dass sich Pekkton® ivory-Restaurationen für den klinischen Einsatz zu eignen scheinen.



a



b



c



d



e



f



g



h

Glossar.

Amorph		In der amorphen Form sind die Makromoleküle von Pektkon® ineinander verwickelt, ähnlich wie ein ungeordnetes Wollknäuel.
Aromatischer Ring		Eine Kohlenwasserstoffkette mit abwechselnd doppelten und einfachen chemischen Bindungen zwischen den ringförmig angeordneten Kohlenstoffatomen.
Aryl		Der Begriff Aryl beschreibt jede funktionelle chemische Gruppe oder jeden Substituenten, die aus einem aromatischen Ring gewonnen wurden.
Chemische Funktionsgruppe		Eine funktionelle Einheit aus bestimmten Atomen, deren Präsenz einem Molekül eine bestimmte Eigenschaft verleiht.
Compoundierung		Vermengen und/oder Vermischen von Polymeren mit Additiven in geschmolzenem Zustand.
Kristallin		In der kristallinen Form umfassen die Makromoleküle von Pektkon® lineare Kohlenstoffketten ohne oder mit nur minimalen Verzweigungen. Sie werden von schwachen physikalischen Bindungen zusammengehalten. Diese Bindekräfte sind wirksamer, wenn die Kohlenstoffketten parallel angeordnet sind. Das kristalline Material ist chemisch widerstandsfähiger und steifer.
Ether		Chemische Gruppe mit einer Struktur, in der R und R' Alkyl- oder Arylgruppen sind.
Glasübergangstemperatur		Diese Temperatur, die als T _g bezeichnet wird, bezieht sich auf einen reversiblen Übergang bei amorphen Materialien oder allgemeiner bei amorphen Bereichen innerhalb semikristalliner Polymere von einem relativ spröden Zustand in einen eher gummiähnlichen Zustand.
Keton		Chemische Gruppe mit einer Struktur, in der R und R' verschiedene kohlenstoffhaltige Substituenten sein können.
Makromolekül		Ein sehr grosses Molekül, das durch Polymerisation kleinerer Untereinheiten entsteht. Die einzelnen Bestandteilmoleküle von polymeren Makromolekülen sind Monomere.
Schmelztemperatur (T _m)		Die Temperatur, bei der eine Substanz vom festen in den flüssigen Aggregatzustand übergeht.
Molekül		Eine elektrisch neutrale Gruppe von zwei oder mehr Atomen, die durch chemische Bindungen zusammengehalten werden.

Monomer	Ein Molekül, das sich chemisch an andere Moleküle binden und ein Makromolekül bilden kann.
PAEK	Beschreibt den Familiennamen der PolyArylEtherKeton -Polymere. PAEK werden häufig mit einem «E» und einem «K» beschrieben, womit die Sequenz der Ether- und Ketongruppeneinheiten in der Struktur des Polymers angegeben wird. Heute sind die häufigsten PAEK Polyetheretherketon (PEEK) und Polyetherketonketon (PEKK). Ausserdem gibt es weitere Polymere wie Polyetherketon (PEK) oder Polyetherketonetherketonketon (PEKEKK).
PEEK	PolyEtherEtherKeton
PEKK	PolyEtherKetonKeton
Pektkon®	Handelsmarke unserer exklusiven PEKK-basierten Materiallösung für dentale Anwendungen.
Pektkon® ivory	Handelsmarke unseres exklusiven PEKK-basierten Materials für feste Restaurationen (Kronen und Brücken) und herausnehmbare Dentalprothesen.
Polymer	Ein Polymer besteht aus einer grossen Anzahl von Makromolekülen.
Polymerisation	Der Prozess der Verbindung von Monomer-Molekülen in einer chemischen Reaktion zur Bildung von Polymerketten.
Thermoplaste	Ein Polymer, das über einer spezifischen Temperatur T_m formbar ist und beim Abkühlen aushärtet. Thermoplastische Polymere werden häufig in Granulatform hergestellt und durch Schmelzen und Pressen oder Spritzguss in ihre endgültige Produktform gebracht. Anders als duroplastische Polymere unterscheiden sich Thermoplaste von duroplastischen Polymeren, welche beim Härtevorgang irreversible chemische Bindungen eingehen.
Duroplast	Ein Polymer, das irreversibel aushärtet. Die Härtung kann auf verschiedene Arten eingeleitet werden: Wärme, chemische Reaktion oder geeignete Bestrahlung. Duroplastische Materialien sind vor dem Härten häufig flüssig und so konzipiert, dass sie mit einer Form ihre endgültige Gestalt erhalten. Nach dem Härten kann ein Duroplast zur Umformung nicht wieder erwärmt und geschmolzen werden. Duroplaste schmelzen nicht, sondern zersetzen sich und bilden beim Abkühlen keine neue Form aus.

Portfolio.

Bild	Beschreibung	Kat. Nr.
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 98.5/16 mm (mit Nut)	01060011
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 98.5/20 mm (mit Nut)	01060020
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 98.5/24 mm (mit Nut)	01060022
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 95/16 mm (kompatibel mit Zirkonzahn®)	01060028
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 95/20 mm (kompatibel mit Zirkonzahn®)	01060030
	Pekkton® ivory Fräsronde Ø 95/24 mm (kompatibel mit Zirkonzahn®)	01060032
	Pekkton® ivory – Pressrohlinge/10 St.	01060003
	Einweg Press-Stempel (Ø 12 mm)/50 St.	08000626
	Einweg Press-Stempel (Ø 26 mm)/20 St.	08000627
	PEKKpress Muffelformerset 200 g	08000628
	PEKKpress Muffelformerset 600 g	08000629
	Einbettmasse CM-20 (50 x 160 g)	083872
	Flüssigkeit 1 l	083739
	PEKKpress – Pressgerät	70202393
	PEKKtherm – Temperaturstabilisierung und Schmelzofen	70202394

Die aktuellste Übersicht der erhältlichen Blankformen und Dicken kann auf unserer Homepage www.pekkton.com abgerufen werden.

Publikationen.

1. Arvai R., Una nuova classe di materiali "in sé", Pekkton® ivory il nuovo polimero ad alte prestazioni. Un caso clinico. Quintessenza Odontotecnica 2014;10:64-72.
2. Arvai R., Das neue Hochleistungspolymer Pekkton® ivory – eine Werkstoffklasse für sich. Quintessenz Zahntech 2014;40(11):1454-1464.
3. Copponnex T., DeCarmine A.: Reevaluating Thermoplastics. European Medical Device Manufacturer, March/April 2009.
4. Copponnex T.: Like a chameleon. Medical Device Developments, 2010
5. Copponnex T., Blümli M.: New material approaches in dental technology. meditec, October 2011
6. Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S., Kern M.: Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. Dental Materials 2014 Mar;30(3):357-63.
7. Gobert B.: C'est quoi le PEKK? Technologie Dentaire 2014 n°166.
8. Gobert B.: Faux moignon anatomique en Pekkton®. Technologie Dentaire 2014 n°166.
9. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Biomechanische Untersuchung eines Hochleistungspolymer für den Ersatz in der dentalen Prothetik. Vortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB) 2013 in Ulm.
10. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Ottersbach K., Brune M., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. DGPro 2014, Aachen.
11. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Dauerlastuntersuchung an Kronen aus einem Hochleistungspolymer. Poster DGPro 2014, Aachen.
12. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. EAO 2014, Rom.
13. Keilig L., Katzenbach A., Weber A., Stark H., Bourauel C.: Fatigue testing of crowns made from a high performance polymer. Poster EAO 2014, Rom.
14. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. EAO 2014, Rom.
15. Keilig L., Stark H., Bourauel C.: Biomechanics of Three- and Four-Unit-Bridges Made of Different Framework Materials – A Numerical Study. Poster EAO 2014, Rom.
16. Pham V.T.: Pekkton® – Nouveau polymère hautes performances. Technologie Dentaire 2014 n°169.
17. Pham V.T.: Pekkton® – A new high-performance polymer. Dental Technologies, US Edition, 2014 n°109.
18. Tannous F., Steiner M., Shahin R., Kern M.: Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. Dental Materials 2012 Mar;28(3):273-8.

Klinische Fälle verschiedener Autoren können auf unserer Website www.cmsa.ch/en/dental/products/Highperformancepolymer eingesehen werden

