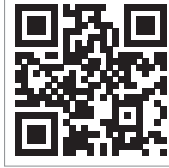


Zum kinematischen Ausgleich zwischen resilienter Kieferschleimhaut und den starren Implantatpfeilern werden bei implantatgestützten Freiidprothesen verschiedenartige Verbindungselemente angegeben. In einer pseudorealistischen In-vitro-Studie sollten daher die Implantatbelastung und die Schleimhautresilienz bei implantatgestützten Unterkieferprothesen unter Verwendung prinzipiell unterschiedlicher Verbindungselemente untersucht werden.

Dr. Malin Janson
[Infos zur Autorin]



Univ.-Prof. Dr. Niedermeier
[Infos zum Autor]



Belastungsausgleich bei implantatgelagerten Freiidprothesen

Dr. med. dent. Malin Janson, Univ.-Prof. (em.) Dr. med. dent. Wilhelm Niedermeier

Trotz bemerkenswerter Ergebnisse der Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) hinsichtlich der Kariesreduktion und dem damit verbundenen längeren Erhalt von Zähnen, ist der Anteil der zahnlosen Patienten mit 12,4 Prozent nach wie vor hoch.¹ Bei der Therapieplanung im zahnlosen Kiefer gewinnt neben der konventionellen Totalprothese auch vermehrt die implantatgestützte Freiidprothese an Bedeutung. Hierdurch kann nicht nur den Problemen einer ungenügenden Prothesenretention, einem reduzierten Kauvermögen und ungünstiger

Phonetik begegnet, sondern auch das Selbstwertgefühl von Patienten verbessert werden.²⁻⁴ Im Rahmen des McGill-Consensus wurde zur Therapie zahnloser Patienten die auf zwei Implantaten gestützte Prothese als Standardversorgung festgelegt.⁵ Besonders unter Berücksichtigung der Patientenzufriedenheit, Kosten und Behandlungsdauer sollte es als Standardkonzept Akzeptanz finden. Ines erzeugt das Ungleichgewicht der kinematischen Verhältnisse zwischen den absolut starren Implantatpfeilern und der resilienten Kieferschleimhaut noch

größere Probleme, als diese bei zahn gestützten Freiidprothesen auftreten.⁶ Zu den biomechanischen Misserfolgen bei implantatgestützten Freiidprothesen zählen Schrauben-, Abutment- und Implantatfrakturen, Retentionsverluste der Restaurationen, periimplantärer Knochenabbau und resultierende Implantatverluste.⁷ Fragen zu optimalen Verankerungsmöglichkeiten und Lagerungen bei Freiidprothesen auf zwei interforaminal inserierten Implantaten wurden bereits in mehreren klinischen Studien aufgeworfen und diskutiert.⁸⁻¹⁰ Parallele Zylinderteleskope erzeugten dabei die höchsten Belastungen an den Implantaten, gefolgt von Stegverbindungen. Resilienzteleskope, Kugelpfattachments und Magnetverbindungen wiesen deutlich geringere Belastungsspitzen auf, die jedoch zu einer schlechteren Retention aufgrund unterschiedlicher Mechanismen führten. Um die Kaubelastung zwischen Prothese und Implantatpfeilern zu brechen, sind Verbindungselemente wie Locator-Attachments, Resilienzteleskope und Pollerteleskope beschrieben und untersucht worden.¹¹ Dabei zeigt das Pollerteleskop mit definierter Kraftausgleichsfunktion relativ konstante Retentionskräfte und eine gute mechanische Stabilität. Es vereint die Vorteile

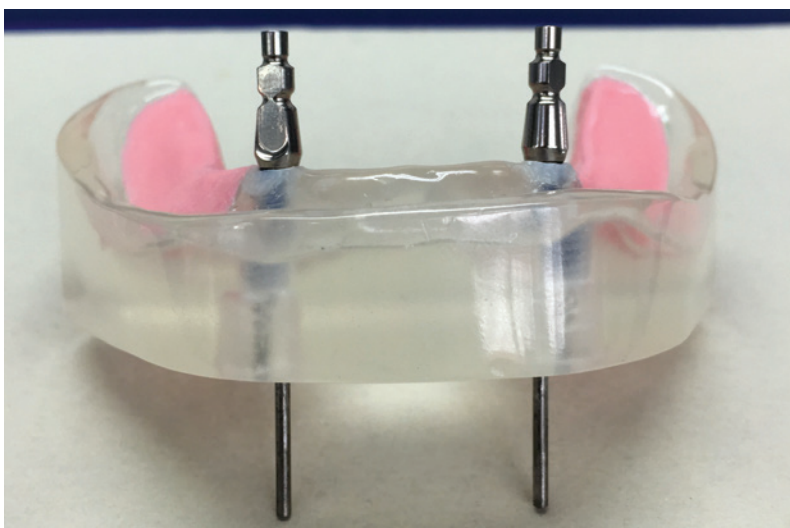


Abb. 1: Modell mit Schleimhautimitat und metallischen Verlängerungsstiften.

	Design 1 – BHP	Design 2 – KPK	Design 3 – GLV
Abutment	SKY Standard Titanaufbau	SKY uni.cone Abutment	SKY Standard Titanaufbau
Primärteleskop	SKY Elegance Titanbasis		SKY Elegance Titanbasis
	REF SKYETBML	SKYFTC002(GH)	REF SKYETBML
	Zirkonoxidummantelung, Cercon HT	okklusale Schraube, 00307508-OE1 Kippkonus	Zirkonoxidummantelung, Cercon HT
Sekundärteleskop	BioHPP	Wirobond C, NEM-Legierung	Galvanotechnik
Gerüst	BioHPP	Wironium Plus	Wironium Plus
Sättel	Palapress vario rosa	Palapress vario rosa	Palapress vario rosa

Tab. 1: Einteilung der Prothesendesigns im Überblick.

der teleskopierenden Verbindungen mit den Vorteilen der Kugelkopf- oder Locator-Attachments.¹¹ Weitere und praktisch bedeutende Gesichtspunkte für die Auswahl eines Verbindungselements sind dessen technische Unkompliziertheit, Dauerhaftigkeit, einfache Reparaturmöglichkeit und biologische Unbedenklichkeit. Da bislang nicht eindeutig geklärt ist, welches Verbindungselement sich für die Belastungsverteilung zwischen Implantaten und unbezahnem Prothesenlager technisch am besten eignet, sollte in dieser In-vitro-Studie eine Gegenüberstellung von drei im Lagerungsprinzip unterschiedlichen Verbindungselementen erfolgen.

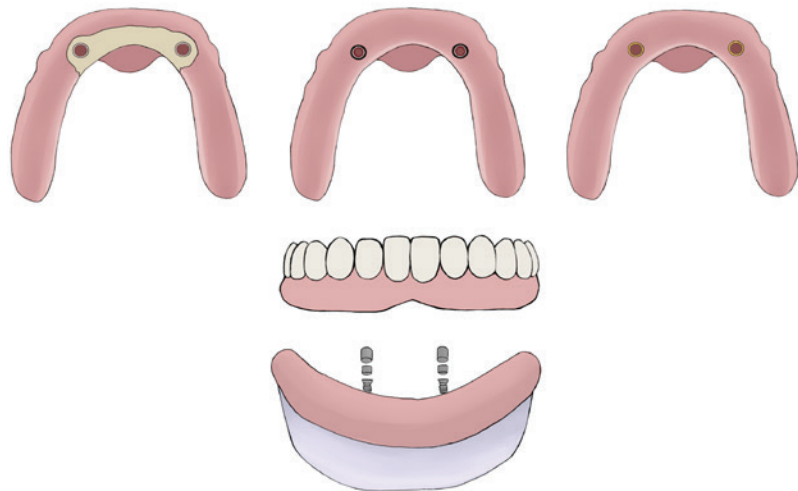


Abb. 2: Schematische Darstellung des Grundmodells und der Prüfkörper: links Galvanoteleskope, Mitte Kippkonus-Elemente, rechts Bio-HPP-Sekundärkonstruktion, unten Grundmodell mit Abutments und Deckprothese.

Material und Methode

Grundlage für die Untersuchungen war ein UK-Prüfmodell aus Methacrylat (Palapress vario®, Kulzer), in das zwei Titanimplantate (blueSKY®, 4012, bredent) in den Eckzahnregionen senkrecht zur Kauebene inseriert wurden. Für die Registrierung von Implantatbewegungen wurden vorab in die Implantate apikal metallische Verlängerungsstifte eingeschraubt, die das Modell an seiner Unterseite um circa 10mm überragten. Als künstliches Periimplantat diente ein Co-Polymerisat

aus Paladur® (Kulzer) und F.I.T.T.® (Kerr), das im Verhältnis 1:1 mit einer Schichtdicke von ca. 0,5mm die Implantate umgab.¹² Um eine Sattlein senkung zu ermöglichen, wurde im Seitenzahnbereich ein resilientes Tegument aus Silikon (Silflex Pink®, Degudent) in einer Schichtdicke von 3mm mittels Modelldoublie rung aufgebracht und auf dem Kunststoffmodell befestigt (Abb. 1). Drei unterschiedliche Prothesendesigns gingen in die Versuche ein (Tab. 1, Abb. 2–4).¹³ Während die Konstruktionen BHP und GLV technisch als bekannt vorausge-

setzt werden können, bedarf das Element KPK einer ergänzenden Beschreibung. Das Element benutzt als Primärteil das konfektionierte SKY uni.cone® Abutment aus dem SKY fast & fixed® System, in welches okklusale eine leicht gerundete Distanzschraube inseriert ist. Durch diese wird das Abutment randseitig um 0,1 mm und mittig um 0,2 mm erhöht, was dazu führt, dass das Serien-Sekundärteil um circa ±1° auf dem Primärteil kippen kann. Diese Kippung ermöglicht bei einer Sattellänge von 40mm eine distale Einsenkung des Sättels um 0,4–0,5mm, bevor eine ho-



Abb. 3: Links Prothese mit Galvano-Sekundärkonstruktion (GLV), Mitte Grundmodell mit Zirkonoxidkeramik-Abutments, rechts Prothese mit BioHPP-Sekundärkonstruktion (BHP). – Abb. 4: Links Prothese mit Kippkonus-Sekundärkonstruktion, rechts Grundmodell mit Kippkonus-Abutments (KPK).

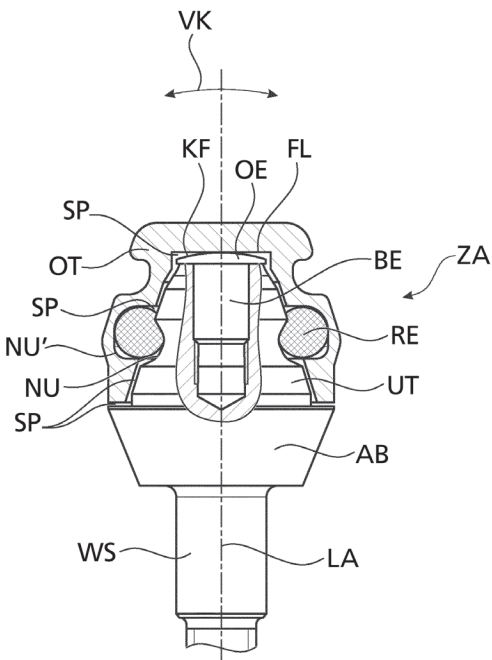


Abb. 5: Kippkonus-Abutment mit okklusaler Distanzschraube. – **Abb. 6:** Querschnittsansicht Kippkonus-Abutment (**AB** Aufbauelement, **BE** Befestigungselement, **FL** Fläche, **KF** Kippfläche, **LA** Längsachse, **NU** erste Nut, **NU'** zweite Nut, **OE** oberes Ende, **OT** Oberteil, **RE** Retentionselement, **SP** Spalt, **UT** Unterteil, **VK** Kippbewegung, **WS** Wurzelstift, **ZA** zahnprothetische Anordnung).¹⁴

horizontale Belastung des Implantats und des Abutments auftritt (Abb. 5 und 6). Im Weiteren bleiben alle Funktionen des fast & fixed-Elements gewahrt.¹⁴ Zur Messung der Implantatauslenkungen wurden für jedes Prothesendesign pro Belastungsgröße (31,4N, 62,8N, 125,6N, 188,4N, 251,2N) 500 Messungen am jeweiligen Implantat mit einer Belastungsfrequenz von 1s mittels einer druckluftgesteuerten Prüfmaschine durchgeführt (Abb. 7). Die Messungen erfolgten mechanoelektronisch (DP/S, Solartron Metrology) sowohl vor (t_0) als auch nach (t_1) einer Langzeit-Kausimulation. Zur Imitation der natürlichen Kauvorgänge und der mechanischen Fatigue, die eine Prothese unter Dauerfunktion erfährt, wurden die Prothesen unter einer Frequenz von 1 Hz 500.000 Mal im Kauzentrum mit einer vertikalen Kraft von 50N durch eine druckluftbetriebene Belastungsmaschine (DSNU-20-50-P-S11, 193990 C608, LR-D-7-MINI, Festo) belastet (Abb. 8). Dadurch wurde eine Lifetime-Kausimulation von circa zwei Jahren erreicht.¹⁵ Die Implantatbelastung wurde in vertikaler und horizontaler Richtung be-

stimmt, wobei die Belastungswerte durch Weg-Kraft-Kalibrierung der Auslenkung der Implantate errechnet wurden. Mithilfe eines Fühlhebelmessgeräts (Mahr, Puppitast), das auf das Kauflächenzentrum der zweiten Molaren ausgerichtet war, wurde die Einlenkung des Prothesensattels unter Belastung bestimmt (Abb. 9). Die Messung der Retentionskraft erfolgte mit einer Abzugstestmaschine (Z2.5/TH1P, ZwickRoell). Hierzu wurden die Kausimulationsbelastungen jeweils nach 100.000 Aktionen unterbrochen und je 70 vertikale Abzüge mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 1mm/min durchgeführt. Die Retentionskraft wurde mittels einer Prüfsoftware (testXpert III, ZwickRoell) bestimmt (Abb. 10).

Ergebnisse

Bei zunehmender Kräfteinwirkung zeigte sich für alle Verbindungselemente sowohl vor (t_0) als auch nach Langzeit-Kausimulation (t_1) eine Steigerung der vertikalen und horizontalen Implantatauslenkung und -belastung. Die horizontale Implantatbelastung wies

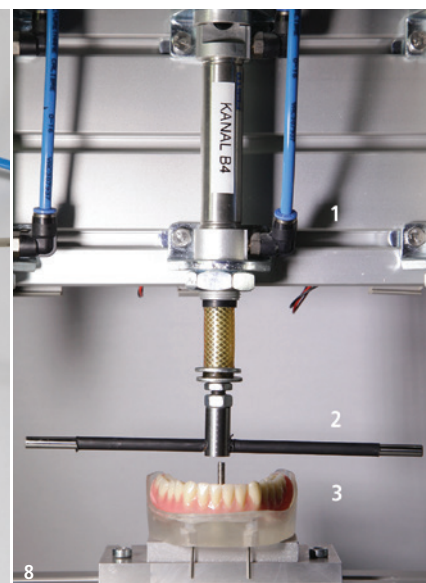
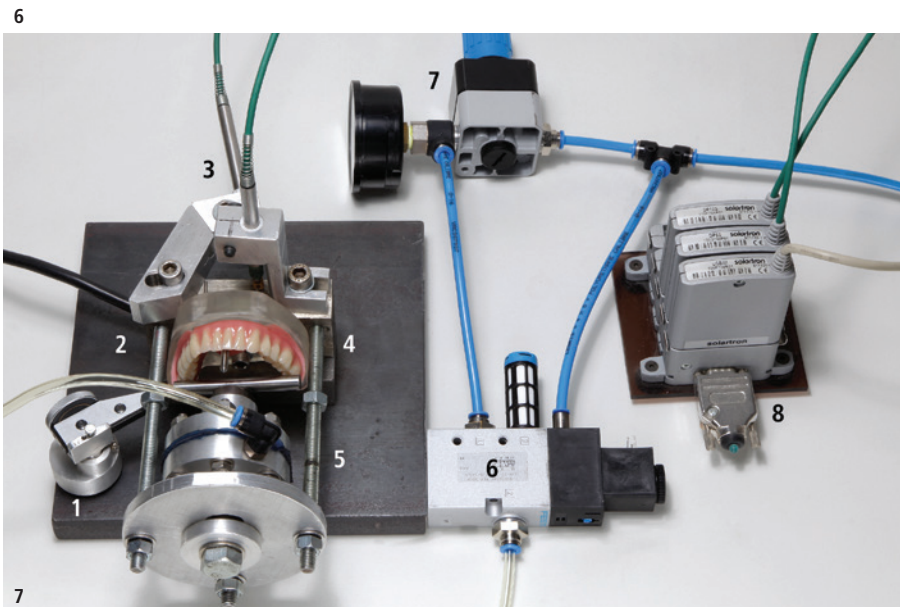


Abb. 7: Belastungs- und Messapparatur zur Bestimmung der Implantatbewegung (**1** Fühlhebelmessgerät, **2** Metallbasisplatte, **3** Messfühler, **4** Modell und Prothese, **5** druckluftgeregelter Belastungskolben, **6** Magnetventil, **7** Druckregler, **8** AD-Wandler und Verbindung zum Computer). – **Abb. 8:** Belastungsapparat zur Durchführung der Bestimmung der Kausimulation (Festo) (**1** Druckluftzufuhr, **2** Metallstab zur reproduzierbaren und kontrollierten Kraftübertragung auf die Prothese, **3** Auf dem Belastungsgerät befestigtes Modell mit Prothese).

PERMADENTAL – WEIT MEHR ALS NUR KRONEN UND BRÜCKEN.



REALISIEREN SIE MEHR IMPLANTAT-PLANUNGEN.

Der Mehrwert für Ihre Praxis: Als Komplettanbieter für zahntechnische Lösungen beliefern wir seit 35 Jahren renommierte Zahnarztpraxen und Implantologen. Und das in ganz Deutschland.

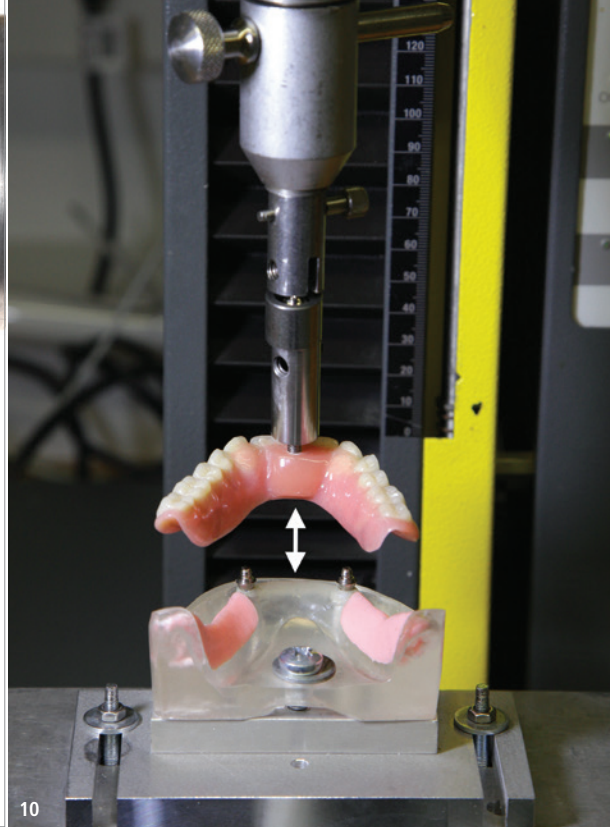


Abb. 9: Fühlhebelmessgerät zur Sattelleinsenkung. – Abb. 10: Abzugstestmaschine mit Grundmodell und Prothese (ZwickRoell).

hierbei im Vergleich zur vertikalen stets signifikant niedrigere Werte auf ($p < 0,05$). KPK ließ stets die geringste vertikale und horizontale Implantatbelastung erkennen, gefolgt von BHP und GLV (Tab. 2).

Ebenso zeigte der Kraftvektor der realen Implantatbelastung (Mittelwerte für die Implantate 33 und 43 zwischen 31,4 und 125,6 N) nach erfolgter Kausimulation (t_1) für GLV nicht nur den höchsten Betrag (75,15 N), sondern auch die größte Neigung (Winkel = $36,72^\circ$) zur Implantatachse. BHP und KPK ließen zum gleichen Zeitpunkt signifikant ($p < 0,05$) verringerte Beträge und Neigungswinkel für die Implantatbelastung erkennen (Abb. 11).

Alle Verbindungselemente zeigten zwischen den Belastungskräften 31,4 und 251,2 N einen konstanten und nahezu proportionalen Anstieg der Sattelleinsenkung mit signifikanten Unterschieden ($p < 0,05$) zwischen den verschiedenen Elementen. KPK wies bei allen Prothesenbelastungen die signifikant höchste Sattelleinsenkung auf, gefolgt von GLV. Die durchschnittlich niedrigste Protheseneinsenkung zeigte BHP. Generell waren die Werte der Protheseneinsenkung nach dem Langzeit-Kausimulationsversuch größer als zuvor (Tab. 3).

Vor dem ersten Kausimulationsversuch t_0 wies KPK durchschnittliche Abzugs-

kräfte von 8,35 N, GLV von 11,3 N und BHP von 37,26 N auf. Die Abzugskräfte des Elements BHP waren generell gegenüber GLV und KPK signifikant erhöht ($p < 0,05$). Die Prothesendesigns KPK und GLV hingegen wiesen zu Beginn und zum Schluss der Messungen keine signifikanten Unterschiede zueinander ($p < 0,05$) auf; lediglich nach 200.000 Takten (210 Abzüge) und 300.000 Takten (280 Abzüge) der Kausimulation waren signifikante Unterschiede festzustellen (Abb. 12).

Diskussion

Das osseointegrierte Implantat ist, verglichen mit dem natürlichen Zahn sowie bedingt durch die starre Fixierung im Knochen und praktisch fehlendem Biofeedback, einem höheren biomechanischen Belastungsrisiko ausgesetzt.^{8,16,17} Aufgrund der Osseointegration ist der direkte Kontakt zwischen Knochen und Implantat im Vergleich zum natürlichen Zahn rigider. Zirkulär des Implantats zeigt sich in vivo eine unterschiedlich ausgeprägte Verankerung im Trabekelnetzwerk, die abhängig vom kortikalen und spongiösen Knochenangebot ist.^{18,19} Im Belastungsvergleich von osseointegrierten Implantaten mit parodontal gesunden Pfeilerzähnen weisen die Zähne eine bis zu zehnfach höhere Beweglichkeit auf.⁶

Wegen des fehlenden Desmodonts wird beim Implantat die Druckbelastung direkt an den umliegenden Alveolarknochen fortgeleitet. Zwar lassen sich bei verstärkter Belastung des Implantats reaktive Umbauprozesse der Knochen trabekel feststellen, doch können bei langfristiger, erhöhter Krafteinwirkung Frakturen am Implantat auftreten. Insbesondere um solche Implantatfrakturen oder Schädigungen der periimplantären Gewebe zu vermeiden, werden verschiedene mobil-starre anstatt immobil-starre Verbindungselementsysteme verwendet.^{20,21} In der vorliegenden Studie wurde im Prothesendesign GLV das System der Keramik-Galvano-Doppelkrone als immobil-starres Verbindungselement mit dem derzeit höchsten Qualitätsstandard verwendet. Durch die Kombination einer Dentalkeramik mit galvanisiertem Gold sollte sich die Verschleißfestigkeit und im Vergleich zur klassischen gegossenen Teleskopkrone die Retention der herausnehmbaren Prothese verbessern.²² Die Sonderform BHP (BioHPP-Teleskope und Prothesengerüst) stellt einen strukturellen Kompromiss zwischen mobil-starrer und immobil-starrer Lagerung dar. Die Matrizen bestanden aus BioHPP, dem thermoplastischen Polymer Polyetheretherketon (PEEK). Im Vordergrund stehen dabei die Vorteile des metallfreien hypoallergenen

Ersparen Sie Patienten einschneidende Erlebnisse.



Ligosan® Slow Release

Behandelt Parodontitis wirksam –
bis in die Tiefe.

- » klinisch bewiesene antibakterielle und antiinflammatorische Wirkung für bessere Abheilung der Parodontaltaschen
- » hohe Patientenzufriedenheit dank geringer systemischer Belastung
- » einfache und einmalige Applikation des Gels; kontinuierliche lokale Freisetzung des Wirkstoffs Doxycyclin über mindestens 12 Tage

Ein Anwendungsvideo und weitere Informationen können
Sie sich unter kulzer.de/taschenminimierer ansehen.

Mundgesundheit in besten Händen.



KULZER
MITSUI CHEMICALS GROUP

Gruppe	Prothesenbelastung	Vertikale Implantatbelastung t ₀	SD	Vertikale Implantatbelastung t ₁	SD	Horizontale Implantatbelastung t ₀	SD	Horizontale Implantatbelastung t ₁	SD
	(N)	(N)		(N)		(N)		(N)	
BHP	31,4	8,04	0,07	8,20	0,12	3,72	0,09	4,67	0,13
	62,8	12,74	0,07	15,49	0,13	8,33	0,13	8,97	0,26
	125,6	19,03	0,12	19,39	0,08	18,58	0,13	18,22	0,39
	188,4	29,57	0,05	33,35	0,01	25,82	0,01	24,72	1,03
	251,2	43,77	0,03	56,65	0,12	29,57	0,13	27,65	0,01
KPK	31,4	7,65	0,04	8,14	0,02	3,30	0,01	4,39	0,01
	62,8	11,38	0,14	11,71	0,08	4,12	0,01	6,09	0,01
	125,6	14,37	0,29	20,04	0,29	12,63	0,01	18,49	0,13
	188,4	24,60	0,19	36,07	0,47	15,75	0,01	20,78	0,39
	251,2	37,44	0,27	53,86	0,1	24,26	0,13	26,82	0,13
GLV	31,4	8,09	0,01	8,21	0,01	3,84	0,01	4,85	0,13
	62,8	12,74	0,07	15,49	0,13	8,97	0,24	10,16	0,13
	125,6	23,73	0,09	26,52	0,16	21,79	0,0	25,08	0,13
	188,4	33,39	0,06	34,40	0,06	26,69	0,06	29,07	0,65
	251,2	48,22	0,29	61,99	0,74	41,74	0,01	45,99	1,06

Tab. 2: Vertikale und horizontale Implantatbelastungen zu den Zeitpunkten t₀ und t₁.

Materials, seines mechanischen Verhaltens, der chemischen Stabilität und des guten Verhältnisses zwischen Gewicht und Materialstärke.^{23,24} Das Verbindungselement KPK weist, ähnlich dem O-Ring-Attachment, halbrunde Nuten an Patrice und Matrize zur Aufnahme eines retentionserhöhenden Gummiring auf. Die Shore-Härte des Gummiring-Elastomers, die mit 50 ± 5 Shore A als halbfest zu werten ist, beeinflusst die Retentionskraft des Verbindungselements. Aufgrund von Abnutzungserscheinungen und zur Aufrechterhaltung der Haltekraft sollte der Ring in gewissen Zeitabständen ausgetauscht werden. Die Verwendung eines „härteren“ O-Rings mit geringerem Materialquerschnitt könnte zu einer Steigerung der Retention führen, wobei die Dauerhaftigkeit des Rings noch untersucht werden müsste. Allerdings ist eine Gesamtretentionskraft von circa 8 N unter Verwendung von zwei Implantaten hinreichend, zumal diese auch über das experimentelle Lifetime-Intervall von zwei Jahren relativ konstant bleibt. Zur Vermeidung von Materialüberbeanspruchungen im Implantat- und Abutmentbereich, die bei immobil-starrer Lagerung unter der Einsenkung der

Prothesensättel an den Implantaten entstehen, wurde beim verwendeten fast & fixed-Element (bredent) eine Schraube eingebracht, die das Attachment okklusal um circa 0,2 mm erhöht. Der dadurch an den Seitenwänden zwischen Patrice und Matrize entstehende Spalt sorgt für eine Kippmöglichkeit des Sekundärteils auf dem Primärteil des Abutments. Zusammen mit dem

daraus resultierenden Kippspiel von circa 1–2° und dem O-Ring werden Implantatüberbelastungen bzw. Spannungsspitzen durch Lastumverteilung wirkungsvoll verhindert.^{11,12,14,25} Das Ziel des neuartigen Designs der Suprakonstruktion ist damit eine Erhöhung der Langlebigkeit von Implantaten und deren Abutmentkonstruktionen. Eine erhöhte Horizontalbelastung des Im-

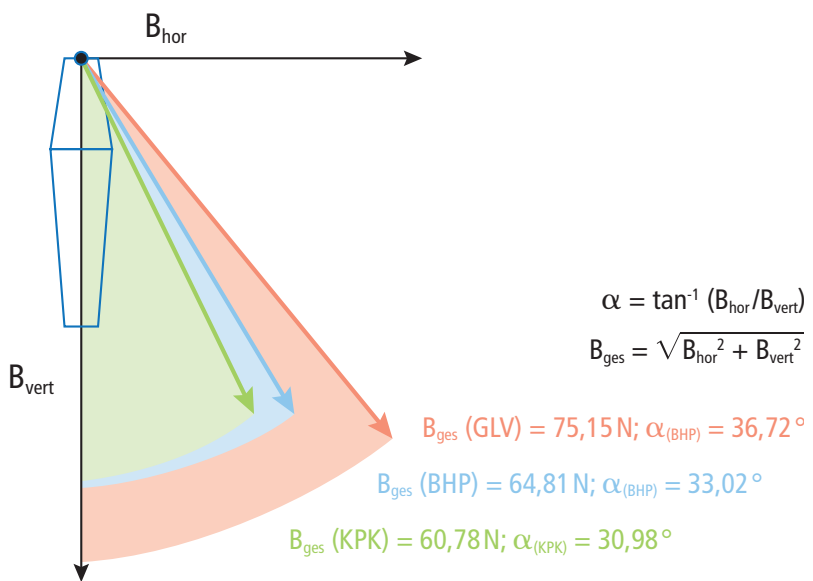


Abb. 11: Kraftvektoren aus vertikaler und horizontaler Implantatbelastung und Neigung zur Implantat-achse zum Ende der Untersuchungen nach 500.000 Belastungen mit 50 N.

plantats, die durch fehlende Kraftbrecherfunktion im Abutmentbereich entsteht, würde zu einer deutlich verstärkten Beanspruchung des verwendeten Verbindungselements und des Prothesenmaterials führen.²⁶ Zudem besteht ähnlich wie bei implantatgetragenen Extensionsbrücken die erhöhte Gefahr einer Implantat- oder Abutmentfraktur.²⁵ In den vorliegenden Versuchen sorgte das Prothesendesign KPK für die kinematisch beste Kraftumverteilung zwischen Prothesenlager und Implantaten und scheint für das gesamte biomechanische Gefüge aus Prothese, Implantaten und umliegendem Prothesenlager am schonendsten zu sein. Durch eine Erhöhung der Prothesenlagerbelastung, die u. a. für das Biofeedback von Bedeutung ist, reduzierte sich somit die horizontale Belastung der Implantate deutlich. Die Implantatbelastungen beim Element BHP waren in einigen Messbereichen ähnlich dem Prothesendesign KPK. Dennoch zeigte sich insgesamt, dass die Kraftumverteilung geringer war und somit das Prothesenlager eine etwas geringere Belastung traf. Dies kann vorteilhaft für die Belastung des unbezahnten Prothesenlagers sein;²⁷ für die mechanische Dauerstabilität der Implantate ist jedoch eine hohe horizontale Wechselbelastung kritisch zu werten. Das Element GLV zeigte die höchste Implantatbelastung und die geringste Kraftumverteilung. Langfristig könnte die Diskrepanz zwischen der Kraftumverteilung bei diesem Design zu mechanischen Schädigungen des Implantats führen. Dies bedeutet, dass das Element KPK durch den vorgesehenen Kippspielraum von circa 1–2° eine Kraftbrecherfunktion aufweist, die das Implantat vor horizontalen bzw. Biegebelastungen schont. Insgesamt bleibt zu erwähnen, dass die Messwerte der Implantatbelastung nach Kausimulation t_1 bei allen Prothesendesigns durchschnittlich höher waren als zum Zeitpunkt t_0 vor der künstlichen Alterung der Konstruktionen. Die Kausimulationsversuche und Abzugstests könnten zur Abnutzung des Gummirings der Matrize bzw. zur latenten Deformation des unbezahnten Prothesenlagers und folglich zur Verringerung des kinematischen Ausgleichs geführt haben. Chavez et al. (1993) untersuchten mittels Periotest die Stabilität klinisch inserierter Implantate. Erfolgreiche Implantate sind demnach nicht vollständig immobil, sondern weisen eine geringfügige Mobilität bzw. größere Dämpfung (PTW) auf.²⁸ Auch stimmten die horizontalen Auslenkungen in der vorliegenden Studie mit den Ergebnissen anderer klinischer Untersuchungen von Niedermeier et al. (1990) überein, was für den pseudorealistischen Aufbau der Versuchsanordnung spricht.²⁹ Es ist allerdings rein rechnerisch zu bezweifeln, ob diese geringe klinische Horizontalbeweglichkeit der Implantate der Kinematik von Freiidprothesen hinreichend gerecht wird. Vielmehr muss hinterfragt werden, ob nicht eine erhöhte Implantat- und Lagerbelastung durch ein bei zunehmender Implantatbeweglichkeit auch vermehrt eintretendes Biofeedback klinisch limitiert wird. Die Abzugskräfte der Prothesendesigns KPK und GLV wiesen jeweils signifikante Unterschiede zum Prothesendesign BHP auf ($p < 0,05$), was auf eine erhöhte Retention der

SCHNELER WIEDER DAS SCHÖNSTE LÄCHELN ZEIGEN.

BEI AKUTEN
SCHWELUNGEN
NACH
OPERATIONEN



BROMELAIN-POS® WIRKT

- > mit pflanzlichem Wirkstoff
- > in Arzneimittelqualität
- > laktosefrei, farbstofffrei und glutenfrei

Jetzt **KOSTENLOSE MUSTER*** anfordern:
www.bromelain-pos.de/muster

*Musterabgabe nur entsprechend §47 Abs. 3f. AMG. Änderungen vorbehalten.

Bromelain-POS®, 500 F.I.P.-Einheiten, magensaftresistente Tabletten. **Wirkstoff:** Bromelain. **Zusammensetzung:** 1 magensaftresistente Tablette enthält 56,25–95 mg Bromelain (entspr. 500 F.I.P.-Einheiten), mikrokristalline Cellulose, Copovidon, Maltodextrin (als Stellmittel), Magnesiumstearat (Ph. Eur.) (pflanzlich), hochdisperses Siliciumdioxid, Methacrylsäure-Methylmethacrylat-Copolymer (1:1) mittleres MG 135.000, Methacrylsäure-Ethylacrylat-Copolymer (1:1) mittleres MG 250.000, Talkum, Triethylcitrat. **Anwendungsgebiete:** Begleittherapie bei akuten Schwellungszuständen nach Operationen und Verletzungen, insbesondere der Nase und der Nebenhöhlen. **Gegenanzeigen:** Überempfindlichkeit gegenüber Bromelain, Ananas oder einem der sonstigen Bestandteile. **Bromelain-POS®** sollte nicht angewendet werden bei Patienten mit Blutgerinnungsstörungen sowie bei Patienten, die Antikoagulantien oder Thrombozytenaggregationshemmer erhalten. **Nebenwirkungen:** Erkrankungen des Immunsystems: Häufig: allergische Reaktionen, z. B. Hautausschläge oder asthmalähnliche Beschwerden; Im Falle von allergischen Reaktionen, insb. asthmalähnlichen Beschwerden, sollte **Bromelain-POS®** sofort abgesetzt werden. Erkrankungen des Gastrointestinaltrakts: Gelegentlich: Magenbeschwerden und/oder Durchfall. **Stand:** September 2020. **URSAPHARM** Arzneimittel GmbH, Industriestraße 35, 66129 Saarbrücken. 

Axiale Belastung in N	BHP t ₀	BHP t ₁	KPK t ₀	KPK t ₁	GLV t ₀	GLV t ₁
	mm	mm	mm	mm	mm	mm
31,4	0,14	0,12	0,18	0,15	0,15	0,14
62,8	0,17	0,17	0,23	0,2	0,2	0,19
125,6	0,23	0,22	0,3	0,25	0,26	0,24
188,4	0,33	0,29	0,37	0,31	0,32	0,3
251,2	0,43	0,41	0,48	0,43	0,4	0,39

Tab. 3: Sattelleinsenkung in mm bei zentraler Prothesenbelastung zu den Zeitpunkten t₀ und t₁.

Gruppe BHP zurückzuführen ist. Für alle drei Prothesendesigns ergab sich während der 500.000 Belastungen eine zunächst steigende und dann wieder sinkende Retention der Verbindungselemente, wobei die Haltewerte im Design KPK am beständigsten waren. Die höchsten Abzugskräfte zeigten sich beim Element BHP. Als flexibelstes aller verwendeten Materialien könnte eine Materialverformung mit resultierender Verkantung im Bereich der Teleskope zu den hohen Messwerten geführt haben. Obwohl das Element KPK durchschnittlich die niedrigsten Retentionswerte aufwies, war die Haltekraft immer noch ausreichend für die klinische Anwendung.³⁰ Die Abzugskräfte beim Element GLV lagen durchschnittlich zwischen denen von BHP und KPK. Zu Beginn und gegen Ende der Untersuchungen wies KPK gegenüber GLV bezüglich der Retention keine nennenswerten Unterschiede auf, dennoch zeigten sich signifikante Unterschiede zu bestimmten Zeitpunkten der Alterung

durch Kausimulation ($p < 0,05$). Die Retentionskraftsteigerung und anschließende Verringerung im Design GLV könnte aufgrund von Mikroabrieb und Anschmiedevorgängen im Lumen der Matrize bei Abzugs- und Aufsetzbewegungen entstanden sein. So kann es beispielsweise zu einem Anstieg der Abzugskraft bei Feingoldmatrizen und ZrO₂-Patrizen kommen, wenn eine Abzugsachse gewählt wird, die nicht der Einschubrichtung entspricht.¹⁹ Eine Zunahme der Friktion von Matrizen aus Galvanogold auf ZrO₂-Patrizen wurde in einer von Rösch durchgeführten klinischen Studie nachgewiesen.³¹

Schlussfolgerungen

Insgesamt stellen die Versorgungen der auf zwei Implantaten gelagerten Freierendprothesen mit den Verbindungselementen BHP, KPK und GLV gute implantatprothetische Behandlungskonzepte dar. Es zeigte sich aber, dass mit steigender Kaukräfteinwirkung die distale

Sattelleinsenkung zunimmt und signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den drei Prothesendesigns vorliegen. KPK wies die höchste Protheseneinsenkung und somit die höchste Alveolar-kammbelastung auf. Insgesamt sorgte dieses Design aufgrund der geringsten horizontalen Implantatbelastung für die kinematisch beste Kraftumverteilung zwischen Prothesenlager und Implantaten. Die durchschnittliche Retentionskraft des Kippkonus-Abutments (KPK) war im Verhältnis zu den anderen Designs zwar am niedrigsten, allerdings hinreichend groß. Da das GLV-Element die höchste Implantatbelastung und geringste Kraftumverteilung zeigte, könnte diese Diskrepanz langfristig zu mechanischen Schädigungen am Implantat und dem Abutment führen, da eine zu hohe horizontale Wechselbiegebeanspruchung von Titan Grad 4 als kritisch zu werten ist. Aufgrund der vorliegenden Ergebnisse ist das Kippkonus-Abutment (KPK) durch die geringste horizontale Implantatbelastung und seiner unkomplizierten technischen Umsetzung eine sinnvolle und stabile Alternative, um Implantat- und Prothesenfrakturen zu vermeiden.

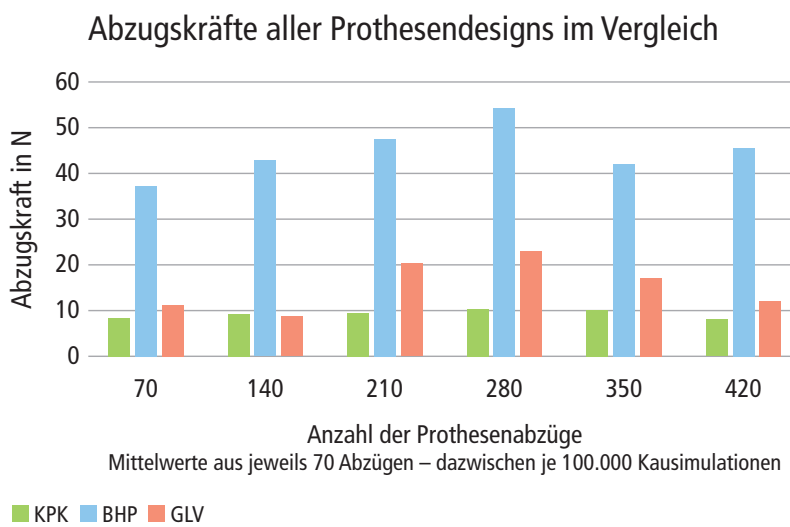


Abb. 12: Abzugskräfte aller Verbindungselemente.

Kontakt



Dr. med. dent. Malin Janson
Univ.-Prof. (em.) Dr. med. dent. Wilhelm Niedermeier

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Köln
 Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
 Kerpener Straße 32, 50931 Köln
 malin.janson@uk-koeln.de

Zeramex Digital Solutions

Individuelle Prothetik –
maßgeschneidert von A-Z

**Erfahren
Sie mehr!**

digitalsolutions@zeramex.com

00800 - 04 00 13 33

www.zeramex.com

Komplett individuelle Versorgungen

Daten übermitteln – Fixfertige
Versorgung zugeschickt bekommen
– Einsetzen – Passt!

- Individuelle Abutments & Gingivaformer
- Monolithische Kronen & Brücken
- Gefärbt & Glasiert lieferbar

Kompetenzzentrum für
metallfreie und digitale Lösungen
– Made in Switzerland

ZERAMEX

natürlich, weisse Implantate