

**Autor / Author**

Wissenschaftler /

Researcher

**Status / Status**

Aktuell / Newsworthy

**Kategorie / Category**

Untersuchung / Study

# Festigkeitsverhalten von Infix-Brücken mit CAD/CAM-gefertigten Keramikverblendungen

## Strength behavior of Infix bridges with frameworks produced using CAD/CAM technology

Prof. Dr. Joachim Tinschert<sup>1</sup>, ZTM / MDT Gerd Natt<sup>2</sup>, Dieter Braumüller<sup>2</sup>, Prof. Dr. Stefan Wolfart<sup>1</sup>

Klinische Studien zeigen, dass sich vollkeramische Brücken mit einem Gerüst aus Zirkoniumdioxid unter klinischen Bedingungen bewähren. Es wird jedoch (bei überwiegend mit konventioneller Schichttechnik verblendeten Zirkoniumdioxidgerüsten) auf eine Anfälligkeit für Chipping hingewiesen. Der Beitrag dokumentiert eine Untersuchung des Festigkeitsverhaltens von gefrästen Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid mit einer CAD/CAM-gefertigten Verblendung aus IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, FL-Schaan) (absolute Ceramics Infix-Technologie, biodentis, D-Leipzig).

Clinical studies have revealed that all-ceramic bridges with a zirconia framework are proven in the clinical environment. However, a tendency for chipping is reported (predominantly for frameworks veneered using the conventional layering technique). This article documents an investigation of the strength behavior of bridges with a milled zirconia framework and a CAD/CAM produced veneering layer made of IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, FL-Schaan) using absolute Ceramics Infix technology (biodentis, D-Leipzig).

Bisherige klinische Untersuchungen an zirkoniumdioxidbasierten Brücken haben sowohl im Frontals auch im Seitenzahnbereich vielversprechende Ergebnisse gezeigt. Während in den publizierten Studien kaum Frakturen der Zirkoniumdioxidgerüste beobachtet wurden, war nahezu in allen Untersuchungen die Rate der Verblendungsabplatzungen gegenüber metallkeramischen Restaurationen deutlich erhöht (Abb. 1a und 1b). Dabei werden für die Zirkoniumdioxidgerüste, die in konventioneller Schichttechnik verblendet wurden, nach einer fünfjährigen Tragezeit Abplatzungsraten der Verblendkeramik von bis zu 30 % beschrieben<sup>[1, 2]</sup>. Demgegenüber weisen jüngste Untersuchungen darauf hin, dass durch

Previous investigations of bridges based on zirconia showed promising results for both the anterior and the posterior regions. While fractures of the zirconia frameworks were hardly ever observed in the published studies, chipping of the veneering ceramic occurred significantly more often than in metal-ceramic restorations in almost all investigations (Figs. 1a and 1b). For zirconia frameworks which were veneered using the conventional layering technique, chipping rates of the porcelain layer of up to 30% were described after five years of clinical service<sup>[1, 2]</sup>. In contrast, the latest investigations indicate that through production of frameworks with an anatomical design and the use of leucite-reinforced veneering ceramics the chipping rate in zirconia-based restorations may be positively affected<sup>[3, 4]</sup>.

<sup>1</sup> Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Universitätsklinikum Aachen

<sup>2</sup> Dentaltechnik G. Natt, Köln



QR-Code scannen und den Beitrag auf Ihr Smartphone oder Tablet herunterladen!

die Herstellung von anatomisch gestalteten Gerüsten und die Verwendung von leuzitverstärkten Verblendkeramiken die Abplatzungsneigung bei zirkoniumdioxidbasierten Restaurationen positiv beeinflusst werden könnte<sup>[3, 4]</sup>.

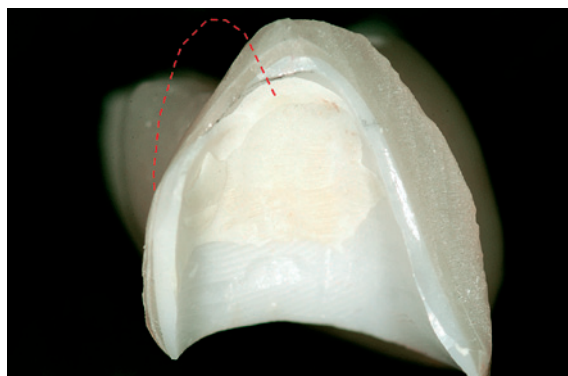


**Abb. 1a:** Zirkoniumdioxidbrücke mit den Pfeilerkronen 34, 36 und dem Brückenglied 35: Das Brückengerüst wurde im herkömmlichen Verblendverfahren mit verschiedenen keramischen Verblendmassen beschichtet. Innerhalb einer halbjährigen Tragezeit kam es zur vollständigen Fraktur des lingualen Höckers der Krone 34 (roter Pfeil).

**Fig. 1a:** Zirconia bridge with the abutment crowns 34 and 36 and the pontic 35: The bridge framework was veneered in the conventional layering technique with different ceramic porcelains. During the wearing period of six months, a complete fracture of the lingual cusp of crown 34 occurred (red arrow).

Weitere Entwicklungen in der Verblendtechnik, die dazu beitragen könnten, die Gefahr von Verblendungsabplatzung zu verringern, sind neben der Überpresstechnik auch der Einsatz von CAD/CAM-gefertigten keramischen Verblendungen. Ein solches Verfahren wird z. B. von biodentis mit der Infix-Technologie angeboten. Dabei werden sowohl die Gerüste (Zirkoniumdioxid) als auch die Verblendungen (Lithiumdisilikatkeramik) vollständig mithilfe der CAD/CAM-Technik gefertigt und nachfolgend unter Verwendung eines Glaslots im Sinterverbund miteinander fixiert (Abb. 2a bis 2g)<sup>[5]</sup>. Vergleichbare Verfahren, die gefräste Gerüste und Verblendungen aus unterschiedlichen keramischen Werkstoffen miteinander verbinden, werden in neuerer Zeit auch von anderen Unternehmen angeboten, so z. B. von Ivoclar Vivadent mit der CAD-on-Technik, VITA Zahnfabrik (D-Bad Säckingen) mit der Rapid Layer Technology oder 3M (D-Seefeld) mit dem Lava Digital Veneering System (DVS).

Apart from the overpress technology, further developments in veneering technology which might lead to a reduction of the chipping risk include the use of ceramic porcelain layers which are produced in a computer-aided procedure. Such a procedure is



**Abb. 1b:** Frakturstelle nach dem Auftrennen und nach Entfernung der Krone 34. Auslöser der Höckerfraktur (rot gestrichelte Linie) war eine fehlende Unterstützung der lingualen Verblendkeramik in Verbindung mit dem Einwirken von Scherkräften während der Kaubelastung.

**Fig. 1b:** Fracture site after separation and removal of crown 34. The fracture of the cusp (red broken line) appeared due to a lack of support of the lingual veneering ceramic in combination with shearing forces that occurred during mastication.

offered e.g. by biodentis with the Infix technology. This involves the completely computer-aided production of the frameworks (zirconia) as well as the veneering layers (lithium disilicate ceramic) and subsequent fusion of both parts with sealing glass by sintering (Figs. 2a to 2g)<sup>[5]</sup>. Similar procedures involving the fusion of milled frameworks and veneering layers made of different ceramic materials are in present times also provided by other companies such as Ivoclar Vivadent with the CAD-on technique, VITA Zahnfabrik (D-Bad Säckingen) with the Rapid Layer Technology and 3M (D-Seefeld) with the Lava Digital Veneering System (DVS).

### Investigation

Aim of the current investigation was to check the strength and long-term behavior of Infix bridges under use of static and dynamic load tests. First results about the strength behavior of zirconia based Infix crowns had already been published a year ago in the journal *das dental labor*<sup>[6]</sup>.

**Untersuchung**

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, das Festigkeits- und Langzeitverhalten von Infix-Brücken unter Anwendung von statischen und dynamischen Belastungstests zu überprüfen. Erste Ergebnisse zum Festigkeitsverhalten von zirkoniumdioxidbasierten Infix-Kronen wurden bereits ein Jahr zuvor in der Zeitschrift das dental labor vorgestellt<sup>[6]</sup>.

**Prüfmodell**

Die Untersuchungen wurden an einem KaVo-EWL-Modell (KaVo Dental, D-Biberach) mit den Zähnen 15 und 17 als Brückenpfeiler durchgeführt. Dabei wurde der Modellzahn 16 entfernt, um die Situation für die spätere Anfertigung von dreigliedrigen Brücken mit einem Brückenglied 16 zu schaffen. Die Präparation der Pfeilerzähne erfolgte mit einer zirkulären Hohlkehlpfeilerpräparation und einer Präparationstie-

**Test model**

The investigations were carried out using a KaVo-

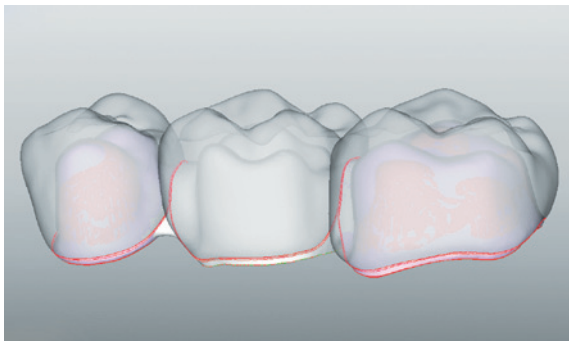


Abb. 2a: Virtuelle Brückengestaltung: anatomisches Gerüstdesign mit transparent gehaltener Verblendschicht.

Fig. 2a: Virtual bridge design: anatomic framework with transparently visible veneering layer.

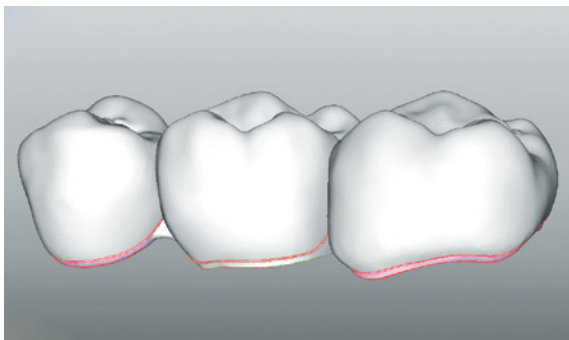


Abb. 2b: Virtuelle Brückengestaltung: anatomisches Oberflächendesign der fertigen Brücke.

Fig. 2b: Virtual bridge design: anatomical surface design of the bridge.



Abb. 2c: Dreigliedriges Zirkoniumdioxidbrückengerüst auf dem Arbeitsmodell.

Fig. 2c: Three-unit zirconia framework on the model.



Abb. 2d: Gefräste Verblendungen aus IPS e.max CAD auf dem Brückengerüst aufgepasst.

Fig. 2d: Milled veneering layer made of IPS e.max CAD fitted onto the bridge framework.



Abb. 2e: Zirkoniumdioxidgerüst mit noch bläulichen IPS e.max-Verblendungen vor dem Kristallisationsprozess.

Fig. 2e: Zirconia framework with IPS e.max veneering layers in their blue state prior to the crystallization process.



Abb. 2f: Zirkoniumdioxidgerüst mit zahnfarbenen IPS e.max-Verblendungen nach dem Kristallisationsprozess.

Fig. 2f: Zirconia framework with tooth-colored IPS e.max veneering layers after crystallization.



Abb. 2g: Zirkoniumdioxidgerüst mit aufgesinterten IPS e.max-Verblendungen (Infix-Technologie) nach der Fertigstellung.

Fig. 2g: Zirconia framework with IPS e.max veneering layers sintered onto the structure (Infix-Technology) after finishing.

fe von 0,6 mm. Okklusal wurde eine Schichtdicke von 1,5 - 2,0 mm abgetragen. Das anatomische Höckerrelief wurde erhalten.

Die Modellsituation wurde nachfolgend in ein Prüfmodell aus einer NiCr-Legierung umgesetzt. Um für die vorgesehenen Belastungsprüfungen den Einfluss der physiologischen Zahnbeweglichkeit simulieren zu können, wurde ein Prüfmodell mit herausnehmbaren Pfeilerstümpfen angefertigt (Abb. 3a und 3b). Die Aussparungen zur Aufnahme der Pfeilerstümpfe 15 und 17 wurden dabei so gestaltet, dass vergleichbar zu einer natürlichen Zahnalveole eine Beweglichkeit der Pfeilerstümpfe in mesialer und distaler Richtung von jeweils 0,3 mm (mittlere Breite des physiologischen Parodontalspalt) gegeben war. Eine Beweglichkeit der Pfeilerstümpfe in apikaler Richtung wurde nicht berücksichtigt, da diese auch bei der natürlichen Zahnbeweglichkeit eine vernachlässigbar kleine Größe darstellt<sup>[7]</sup>. Für die nachfolgenden Festigkeitsuntersuchungen wurden sowohl für die statischen als auch für die dynamischen Belastungsprüfungen die metallischen Pfeilerstümpfe 15 und 17 dupliert und aus einem Kunststoff mit einem zum Dentin vergleichbaren Elastizitätsmodul angefertigt (Stumpfmasse PSM I von Herrlan-PSM, D-Voerde) (Abb. 4).

### Prüfbrücken

Für die Belastungsprüfungen wurden insgesamt 60 dreigliedrige Infix-Brücken hergestellt. Die Anfertigung der Brücken erfolgte unter Anwendung der Infix-Technologie mit gefrästen Verblendungen

EWL model (KaVo Dental, D-Biberach) with the teeth 15 and 17 as bridge abutments. For this purpose the model tooth 16 was removed in order to create a situation that is suited for the subsequent production of three-unit bridges with a pontic in region 16. The abutment teeth received a circular chamfer preparation with a preparation depth of 0.6 mm. In the occlusal area, 1.5 to 2.0 mm of material was removed. The anatomical shape of the cusps was maintained.

Afterwards, the situation on the model was transferred onto a test model made of a NiCr alloy. In order to be able to simulate the impact of the physiological tooth mobility in the planned load tests, a test model with removable abutment teeth was produced (Figs. 3a and 3b). At this, the notches for mounting of the abutment teeth 15 and 17 were designed in a way that, similar to the natural alveolus, a movement of the abutment teeth of 0.3 mm in mesial and distal direction (medium width of the periodontal space) was possible. A movement of the abutment teeth in apical direction was not taken into account since this mobility is also insignificant in natural tooth movement<sup>[7]</sup>. For the subsequent static and dynamic strength tests, the metal tooth abutments 15 and 17 were duplicated and produced from resin with a modulus of elasticity that is similar to that of dentin (die material PSM I by Herrlan-PSM, D-Voerde) (Fig. 4).

### Test bridges

For the strength tests, 60 three-unit Infix bridges were produced altogether. Infix technology was

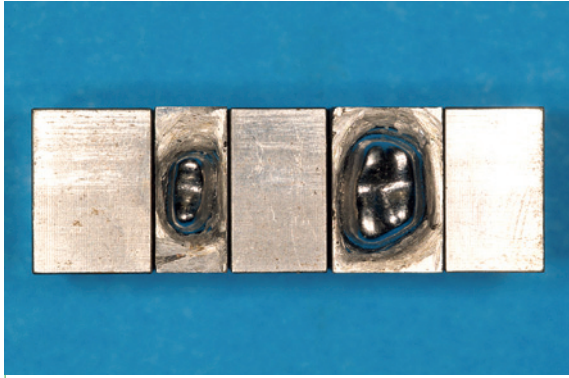


Abb. 3a: Aufsicht auf das Prüfmodell: Metallstümpfe 17 und 15 mit anatomischem Höckerrelief.

Fig. 3a: High-angle view of the test model: metal stumps 17 and 15 with anatomic cusp relief.

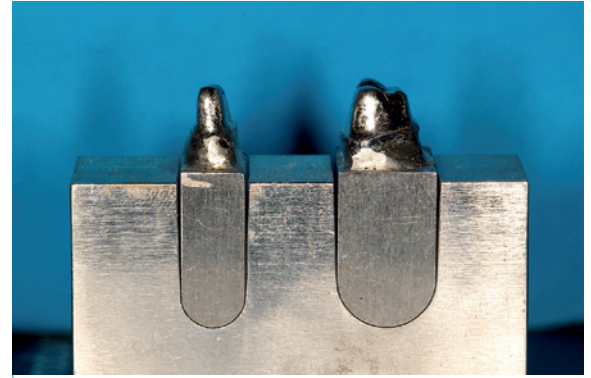


Abb. 3b: Seitenansicht des Prüfmodells: Metallstümpfe 17 und 15 mit künstlichem Parodontalspalt.

Fig. 3b: Side view of the test model: metal stumps 17 and 15 with an artificial periodontal space.

aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD), die nachfolgend mithilfe von absolute Ceramics Glaslot von biodentis auf die gefrästen Zirkoniumdioxidgerüste aufgesintert wurden. In einem ersten Untersuchungsabschnitt wurde zunächst anhand von 15 Brücken die mittlere maximale Bruchlast in einer statischen Belastungsprüfung ermittelt. Danach wurden in einem zweiten Untersuchungsabschnitt weitere 45 Brücken in einer dynamischen Belastungsprüfung (Dauerschwingprüfung) getestet, um Aussagen hinsichtlich des Langzeitverhaltens der Restaurationen treffen zu können.

#### Statische Belastungsprüfung

Vor der statischen Belastungsprüfung wurden alle Brücken mit HARVARD Cement (Richter & Hoffmann HARVARD Dental, D-Berlin) auf den Kunststoffstümpfen 15 und 17 zementiert. Nachfolgend wurde die Bruchfestigkeit der Brücken mithilfe einer Zug-/Druck-Universal-Prüfmaschine (Prüfmaschine Z-1445 von Zwick, D-Ulm) bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Eintreten eines ersten Frakturereignisses ermittelt. Die Lasteinleitung erfolgte dabei über einen abgerundeten Druckstempel mit einem Durchmesser des Stempelkopfes von 5 mm. Der Druckstempel setzte mittig in der zentralen Fossa des Brückengliedes 16 in einem Belastungswinkel von 90° auf (Abb. 4).

#### Dauerschwingprüfung nach DIN Norm 50100

Die Durchführung der Dauerschwingprüfungen erfolgte in einem mundähnlichen Milieu, d. h. im destil-

used to fabricate the bridges with milled veneering layers made of lithium disilicate (IPS e.max CAD) which were subsequently sintered onto milled zirconia frameworks using absolute Ceramics sealing glass (biodentis). In the first part of the investigation the mean maximum fracture load was determined in a static load test on the basis of 15 bridges. In the second part of the investigation further 45 bridges were investigated in a dynamic load test (fatigue test) in order to be able to make a statement regarding the long-term behavior of the restorations.

#### Static load test

Prior to the static load test all bridges were cemented on the resin stumps 15 and 17 with HARVARD Cement (Richter & Hoffmann HARVARD Dental, D-Berlin). Afterwards the fracture strength of the bridges was determined using a tensile and compression universal testing machine (type Z-1445, Zwick, D-Ulm) at a feed rate of 1 mm/min applied until the occurrence of the first crack. Load was applied via a rounded compression die with a head diameter of 5 mm. The compression die attached in the middle of the central fossa of the bridge pontic 16 in a load angle of 90° (Fig. 4).

#### Continuous vibration testing according to standard DIN 50100

The continuous vibration tests (fatigue tests) were carried out in an environment similar to that in the oral cavity, i.e. in distilled water at 37 °C. For the test, the bridges cemented onto the resin stumps were positioned in a servo-pneumatic universal test-



Abb. 4: Prüfanordnung für eine axiale Belastungsprüfung. Die Metallstümpfe 15 und 17 wurden dupliert und aus einem Kunststoff mit einem zum Dentin vergleichbaren Elastizitätsmodul ersetzt.

Fig. 4: Test arrangement for an axial load test. The metal stumps 15 and 17 were duplicated and replaced by a resin with a modulus of elasticity that is close to that of dentin.

lierten Wasserbad bei 37 °C. Für die Prüfung wurden die auf den Kunststoffstümpfen zementierten Brücken in einer servo-pneumatischen Universal-Prüfmaschine (Prüfmaschine TP 5kN von DYNA-MESS Prüfsysteme, D-Aachen/Stolberg) positioniert. Vergleichbar zur statischen Belastungsprüfung erfolgte die Lasteinleitung wiederum in der zentralen Fossa des Brückengliedes 16 mit einem Belastungswinkel von 90°. Im Verlauf der Dauerschwingprüfung wurden insgesamt drei Brückenserien einer abgestuften (Dauerschwing-)Belastung unterzogen (Abb. 5). Dazu wurden die Brücken in drei Gruppen zu je 15 Restaurationen aufgeteilt und nachfolgend jeweils eine Brückengruppe mit einer abgestuften Belastungsrate (Oberspannung) in Höhe von 85 %, 70 % und 55 % der mittleren maximalen Bruchlast belastet. Die mittlere maximale Belastung wurde aus den Ergebnissen der zuvor durchgeführten statischen Belastungsprüfung übernommen. Die sinusförmigen Belastungszyklen wurden bis zum Eintritt eines ersten Frakturereignisses fortgesetzt. Ausgehend von der oberen Belastungsrate erreichte die untere Belastungsrate (Unterspannung) nicht den Nullwert, sondern betrug immer 5 % der mittleren maximalen Belastung. Aus Gründen der Untersuchungsdauer wurde die maximale Zahl der Belastungszyklen auf  $10^6$  Lastwechsel (Grenzlastspielzahl) begrenzt. Wenn Brücken diese Zyklenzahl erreichten, wurde die dynamische Belastungsprüfung abgebrochen und die jeweilige Brücke als Durchläufer bewertet.

ing machine (testing machine TP 5kN by DYNA-MESS Prüfsysteme, D-Aachen/Stolberg). Comparable to the static load test, load application was also carried out in the central fossa of the bridge pontic 16 in a load angle of 90°. In the course of the vibration test, three bridge series underwent gradual loading (under continuous vibration) (Fig. 5). For this purpose, the bridges were divided into three groups with 15 restorations each and the groups were loaded with a gradual load (high tension) of 85%, 70% and 55% of the mean maximum fracture load respectively. The mean maximum load was adopted from the previous static load test. The sinusoidal load cycles were continued until the occurrence of the first crack. Starting from the upper load rate, the lowest rate (low tension) did not reach the zero value, but always amounted to 5% of the mean maximum load. Due to reasons of the duration of the investigation the maximum number of load cycles was limited to  $10^6$  load alternations (fatigue life). When a bridge reached this number of cycles, it was regarded as fatigue-tested specimen without rupture and the dynamic load test was interrupted.



Abb. 5: Brückenserien für die Dauerschwingprüfung nach DIN Norm 50100.

Fig. 5: Bridge series for the fatigue test according to standard DIN 50100.

### Evaluation

The mean maximum fracture load with a standard deviation was calculated for the Infix bridges using the values of the static load test. The fatigue values measured for the Infix bridges in the dynamic load test were entered into an S-N diagram and a compensating curve (Wöhler's curve) was determined with the help of the polynomial curve fit. For the interpretation of the results the number of

### Auswertung

Aus den Werten der statischen Belastungsprüfung wurde für die Infix-Brücken die mittlere maximale Bruchlast mit Standardabweichung berechnet. Die für die Infix-Brücken in der dynamischen Belastungsprüfung gemessenen Dauerschwingwerte wurden in einem Wöhler-Diagramm aufgetragen und mithilfe eines polynomen Kurvenfits eine Ausgleichskurve (Wöhler-Kurve) ermittelt. Für die Interpretation der Ergebnisse wurde eine Kau-Zyklenzahl von 250.000 Zyklen pro Jahr angenommen<sup>[8]</sup>. Darüber hinaus wurde für die getesteten Brücken in einer fraktografischen Analyse der Frakturmodus dokumentiert. Dabei wurde zwischen Verblendungsfrakturen und Frakturen des Gerüsts unterschieden.

### Werkstoffeigenschaften

Mithilfe der statischen Belastungsprüfungen konnte für die untersuchten Infix-Brücken eine mittlere maximale Bruchlast von 1.322 N ( $\pm$  393 N) ermittelt werden. Dabei ist zu berücksichtigen, dass alle Brücken während der Prüfung neben hohen axialen Belastungen auch zusätzlichen Scherbelastungen ausgesetzt waren, die sehr schädigend auf die Keramik einwirkten. Das Entstehen von Scherbelastungen war auf die Beweglichkeit der Pfeilerstümpfe und den zum Dentin vergleichbaren Elastizitätsmodul des Stumpfmateri- als zurückzuführen. Obwohl daher die äußeren Prüfungsbedingungen für die keramischen Restaurationen eher ungünstig waren, erreichten die getesteten Brücken, mit Ausnahme von drei Infix-Brücken, Bruchbelastungen mit Werten deutlich über 1.000 N, bevor eine Fraktur auftrat.

Mit der Prüfung der Dauerschwingfestigkeit im feuchten Milieu sollte zudem das Langzeitverhalten der Infix-Brücken unter praxisnahen Bedingungen getestet werden. Als Ergebnis dieser Untersuchung zeigte sich im Wöhler-Diagramm mit zunehmender Zyklenzahl erwartungsgemäß eine Abnahme der Bruchlasten (Abb. 6). Dies spiegelt das typische Ermüdungsverhalten keramischer Restaurationen wider<sup>[9, 10]</sup>. Jedoch ist dem Wöhler-Diagramm auch zu entnehmen, dass der Kurvenverlauf für die getesteten Brücken

masticatory cycles per year was estimated 250,000<sup>[8]</sup>. Furthermore the fracture mode was documented for the tested bridges in a fractographic analysis. At this, a distinction was drawn between fractures of the veneering ceramic and fractures of the framework.

### Material properties

With the aid of the static load tests a mean maximum fracture load of 1,322 N ( $\pm$  393 N) was determined for the Infix bridges. At that it should be taken into account that in addition to high axial loads, all bridges were exposed to shearing loads which were quite harmful to the ceramic. The occurrence of shearing loads was due to the movement of the abutment teeth and the modulus of elasticity of the stump material which is similar to that of dentin. Although the external test conditions were thus rather unfavorable for the ceramic restorations, the tested bridges – with the exception of three Infix bridges – achieved fracture loads with values that were clearly above 1,000 N before a fracture appeared.

With the continuous vibration test in the moist environment, the long-term behavior of the Infix bridges was tested under conditions similar to the clinical environment. As expected, a decrease of the fracture load was shown with increasing number of cycles in the S-N diagram as a result of this investigation (Fig. 6). This reflects the typical fatigue behavior

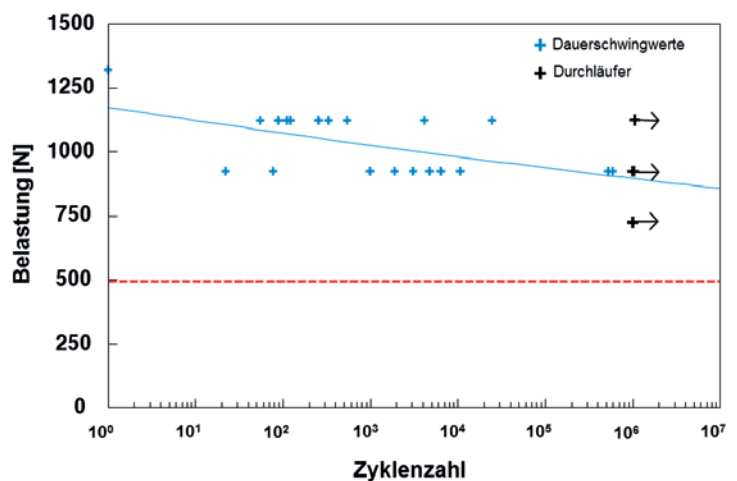


Abb. 6: Dauerschwingfestigkeit der getesteten Infix-Brücken mit gefrästen IPS e.max CAD-Verblendungen; rote Linie: mittlere maximale Kaubelastung im Seitenzahnbereich.

Fig. 6: Fatigue strength of the tested Infix bridges with milled IPS e.max CAD veneerings; red line: mean maximum chewing load in the posterior region.

selbst nach  $10^7$  Zyklen immer noch auf einem sehr hohen Belastungsniveau, d. h. deutlich über 500 N lag. Dabei war es aufgrund der hohen Datendichte zulässig, die Dauerschwingkurve um eine Zehnerpotenz bis zu  $10^7$  Zyklen zu extrapolieren. Ebenso ist in diesem Zusammenhang zu erwähnen, dass bei einem Belastungsniveau von 727 N, d. h. bei einer Belastung von 55 % der mittleren maximalen Bruchlast, auch nach  $10^6$  Lastwechseln bei keiner Prüfbrücke Gerüst- oder Verblendungsfrakturen auftraten, sondern nur unbeschädigte Restaurationen als Durchläufer zu bewerten waren.

Aus klinischer Sicht ist nochmals hervorzuheben, dass vergleichbar zu den Ergebnissen bereits getesteter Infix-Kronen auch für die Infix-Brücken der vorliegenden Dauerschwingprüfung zu keinem Zeitpunkt ein Abfall der Belastungskurve unterhalb einer maximalen Kaubelastung von 500 N beobachtet wurde<sup>[6]</sup>. Geht man von der klinischen Annahme einer mittleren maximalen Kaubelastung von 300 N aus und berücksichtigt zusätzlich einen Sicherheitsaufschlag von 200 N, so darf bei einer jährlichen Kauzyklenzahl von etwa 250.000 Zyklen über einen Belastungszeitraum von  $10^7$  Zyklen angenommen werden, dass die getesteten Brücken bei einem nur geringen Frakturrisiko theoretisch über eine Zeitspanne von mehreren Jahrzehnten in Funktion bleiben sollten<sup>[8, 11, 12]</sup>. Damit erfüllen Infix-Brücken gleichfalls den sogenannten Goldstandard, der für konventionelle metallkeramische Restaurationen in der Regel eine Ausfallwahrscheinlichkeit von etwa 1 % pro Jahr vorgibt<sup>[13, 14]</sup>.

Bei der fraktografischen Analyse wurden für die Infix-Brücken nur Frakturen des Gerüsts festgestellt (Abb. 7a und 7b). Entgegen den Erwartungen wurden bei der visuellen Überprüfung weder nach der statischen Belastungsprüfung noch nach der Dauerschwingprüfung sichtbare Abplatzungen der Verblendkeramik registriert. Mit dem Eintreten eines ersten Frakturereignisses war bei allen Belastungsprüfungen immer zugleich auch ein vollständiges Versagen der Brücken, d. h. eine Gerüstfraktur verbunden. Dies weist darauf hin, dass die Infix-Technologie offensichtlich zu einem stabilen Verbund zwischen den gefrästen IPS e.max-Verblendungen und den Zirkoniumdioxidgerüsten führt, der auch durch ein feuchtes Milieu oder durch länger einwirkende zyklische Kaubelastungen nicht negativ beeinflusst wird.

of all-ceramic restorations<sup>[9, 10]</sup>. However the S-N diagram also indicates that the course of the curve for the tested bridges was still on a high load level, i.e. significantly above 500 N, after  $10^7$  cycles. Due to the high data density it was permitted to extrapolate the fatigue curve by one decimal power to  $10^7$  cycles. In addition it should be stated in this context that at a load level of 727 N, i.e. at a load of 55% of the mean maximum fatigue load, no fractures of the framework or veneering ceramic occurred even after  $10^6$  load alternations. Instead, only intact restorations were detected and classified as fatigue-tested specimen without rupture.

From a clinical viewpoint it has to be stated again that – similar to the results of the previously tested Infix crowns – a drop of the load curve below a maximum chewing load of 500 N was never observed for the Infix bridges<sup>[6]</sup>. If one starts from the clinical assumption that the maximum chewing load is 300 N and adds a safety margin of 200 N, it may be expected that in case of an annual number of 250,000 cycles and a period of exposure of  $10^7$  cycles the tested bridges should theoretically offer appropriate clinical function for several decades at a low risk of fractures<sup>[8, 11, 12]</sup>. Thus, Infix bridges also fulfill the so-called Criterion Standard which usually gives a failure probability of 1% per year for conventional metal-ceramic restorations<sup>[13, 14]</sup>.

At the fractographic analysis, only fractures of the frameworks of Infix bridges were detected (Figs. 7a and 7b). Contrary to the expectations no visible cracks in the veneering ceramic were found during the visual examination after the static load test and the fatigue test. With occurrence of the first cracks, all load tests directly caused a complete failure of the bridges, i.e. failure of the framework as well. This indicates that Infix technology seems to lead to a stable bond between the milled IPS e.max veneering layers and the zirconia frameworks. This bond is not negatively affected by a moist environment or long-term cyclic chewing forces.

## Conclusion

The conducted static load and continuous vibration tests revealed a high fatigue strength and in case of cyclic loading a favorable long-term behavior





Abb. 7a: Infix-Brücken nach der Belastungsprüfung in der Seitenansicht. Bei den statischen und dynamischen Belastungsprüfungen traten in den Verbinderbereichen nur Gerüstfrakturen auf (obere Brücken). Bei den Dauerschwingprüfungen mit einer Belastung von 55 % der mittleren maximalen Bruchlast wurden weder Gerüst- noch Verblendungsfrakturen beobachtet (untere Brücken).

Fig. 7a: Infix bridges after the load test in a side view. During the static and dynamic load tests in the connector areas only fractures of the frameworks occurred (upper bridges). In the fatigue tests with a load of 55% of the mean maximum failure load neither fractures of the framework nor chippings of the veneering ceramic were detected (bridges below).

## Fazit

Die durchgeführten statischen Belastungs- und Dauerschwingprüfungen zeigten für die Infix-Brücken eine hohe Bruchfestigkeit und bei zyklischer Belastung ein günstiges Langzeitverhalten. Die Untersuchungsergebnisse führen deshalb zur der Annahme, dass Infix-Brücken den klinischen Bedingungen standhalten. Die hohen Festigkeitswerte und die günstigen Langzeitergebnisse, die in der vorliegenden Untersuchung für die getesteten Infix-Brücken ermittelt wurden, ergeben einen guten Anhaltspunkt für die Sicherheit, mit der Infix-Restaurationen in der Praxis eingesetzt werden können. Das Verbundsystem aus einem Zirkoniumdioxidgerüst mit einer gefrästen und aufgesinterten keramischen Verblendung aus Lithiumdisilikatkeramik sollte sich daher auch unter klinischen Bedingungen bewähren. Als Alternative zur konventionellen Schichttechnik hat die Infix-Technologie das Potenzial, die Gefahr von Verblendungsfrakturen deutlich zu reduzieren und somit die klinische Zuverlässigkeit von zirkoniumdioxidbasierten Restaurationen zu erhöhen. ■

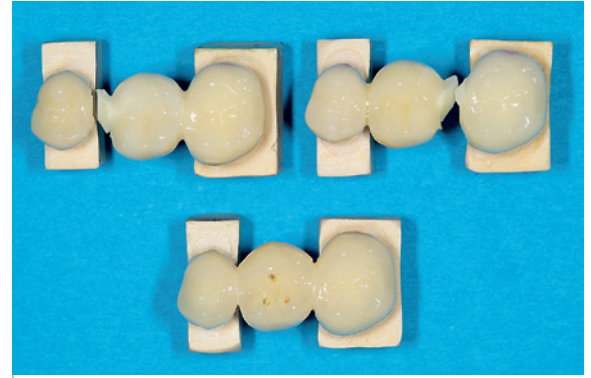


Abb. 7b: Infix-Brücken nach der Belastungsprüfung von okklusal. Die Okklusalfäche der unteren Brücke zeigt noch metallische Spuren der Dreipunktbelastung durch den abgerundeten Druckstempel.

Fig. 7b: Occlusal view of the Infix bridges after the load test. The occlusal surface of the bridge below still shows metallic traces of the three-point load test with the rounded compression die.

for the Infix bridges. The results of the investigation therefore lead to the assumption that Infix bridges withstand the clinical conditions. The high strength values and positive long-term results attested in the present investigation for the tested Infix bridges serve as a good indication for the safety of using Infix bridges in the clinical environment. The bonded zirconia framework and milled and sintered ceramic veneering made of lithium disilicate thus should prove its worth under clinical conditions as well. As an alternative to conventional layering technique Infix technology has the potential to significantly reduce the risk of chipping of the veneering ceramic. Thus it should contribute to an increased reliability of zirconia-based restorations. ■

## Literatur / Bibliography

[1] Heintze, S. D.; Rousson, V.: Survival of zirconia- and metal-supported fixed partial dentures: a systematic review. In: Int J Prosthodont 23 [6] (2010), S. 493-502.

[2] Sailer, I.; Pjetursson, B. E.; Zwahlen, M.; Hämmerle, C. H. F.: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental protheses. In: Clin Oral Impl Res 18 Suppl 3 (2007), S. 86-96.

[3] **Mlaka, S.; Breuer, F.; Schweiger, J.; Stimmelmayer, M.; Güth, J.-F.:** Chipping von ZrO<sub>2</sub>-Kronen – Frakturverhalten von Zirkonoxidgerüst-Einzelkronen in Abhängigkeit von der Verblendkeramik. In: dental labor 60 (2012), S. 292-297.

[4] **Stawarczyk, B.; Becker, I.; Hämmerle, C. H. F.:** Design ist nicht nur Schein. Untersuchungen zu Bruchlast und Chippingverhalten von Verblendkeramiken auf Zirkoniumdioxidgerüsten. In: DIGITAL\_DENTAL.NEWS, 2. Jahrgang (Oktober 2008), S. 6-15.

[5] **Schweiger, J.; Beuer, F.; Eichberger, M.:** Sinterverbundkronen und -brücken: Neue Wege zur Herstellung von computergefertigtem Zahnersatz. In: DIGITAL\_DENTAL.NEWS, 1. Jahrgang (Mai 2007), S. 4-21.

[6] **Tinschert, J.; Natt, G.; Braumüller, D.; Cfer, R.; Wolfart, S.:** Festigkeitsverhalten von

Sinterverbundsystemen – Langzeitbeständigkeit von Infix-Kronen mit CAD/CAM-gefertigten Keramikverblendungen. In: dental labor 59 (2011), S. 1.762-1.769.

[7] **Mühlemann, H. R.:** Zur physiologischen und pathologischen Zahnbeweglichkeit. In: Schweiz Monatszeitschr Zahnheilk 61 (1951), S. 1-67.


[8] **DeLong, R.; Sakaguchi, R. L.; Douglas, W. H.; Pintado, M. R.:** The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. In: Dent Mater 1 (1985), S. 238-242.

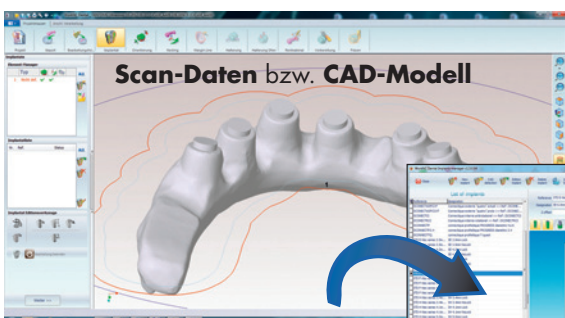
[9] **Evans, A. G.:** Slow crack growth in brittle materials under dynamic loading conditions. In: Int J Frac 10 [2] (1974), S. 251-259.

[10] **Tinschert, J.; Natt, G.; Mohrbotter, N.; Spiekermann, H.; Schulze, K. A.:** Lifetime of alumina- and zirconia ceramics used for crown and

# WorkNC®

## Dental-Implantat-Modul






Der **Implantatmanager** ersetzt per Meta-Daten oder durch Mustererkennung die Implantatgeometrie durch die wirklichen Daten.




Die **Anschlussgeometrie** wird 5-achsig voll automatisch gefräst und gebohrt.



**Sescoi**  
Wir machen das Programm.  
Sescoi GmbH · Tel. 06102 7144-0 · info@sescoi.de · www.sescoi.de

Besuchen Sie uns auf der RapidTech Erfurt,  
Halle 2, Stand 2-106

Die Implantatsysteme können vom Anwender frei definiert und verändert werden.  
Zahlreiche kompatible Geometrien liegen bereits vor.



bridge restorations. In: J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater 80B (2007), S. 317-321.

<sup>[11]</sup> **Helkimo, E.; Carlsson, G. E.; Helkimo, M.:** Bite force and state of dentition. In: Acta Odontol Scand 35 [6] (1977), S. 297-303.

<sup>[12]</sup> **Körber, K. H.; Ludwig, K.:** Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. In: dental labor 31 (1983), S. 55-60.

<sup>[13]</sup> **Kerschbaum, T.:** Langzeit-Erfolgsaussichten von festsitzendem Zahnersatz. In: Zahnärztl Mitt 88 (1998), S. 2.698-2.703.

<sup>[14]</sup> **Walton, T. R.:** An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDS. In: Int J Prosthodont 15 (2002), S. 439-445.

## Kontakt / Contact

### Universitätsklinikum Aachen

Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde

Pauwelsstraße 30

D-52074 Aachen

Tel. +49 (0) 2 41 / 8 08 95 38

Fax +49 (0) 2 41 / 8 08 24 10

jtinschert@online.de

**Prof. Dr. med. dent.  
Joachim Tinschert**  
Aachen, Deutschland /  
Germany



■ 1984-1989 Studium der Zahnheilkunde an der Universität zu Köln

■ 1990-2008 Assistenz- und Oberarzt an der Klinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule (RWTH) Aachen

■ 1991 Promotion

■ 1999 Forschungsaufenthalt an der Universität Florida (US-Gainesville)

■ 2003 Forschungspreis der Arbeitsgemeinschaft für Keramik

■ 2006 Verleihung einer außerplanmäßigen Professur durch die Medizinische Fakultät der RWTH Aachen

■ 2008 Preisträger des Innovationswettbewerbs zur Förderung der Medizintechnik

■ April 2008 Niederlassung in Gemeinschaftspraxis in Aachen

■ 1984-1989 studies of dentistry at the University of Cologne

■ 1990-2008 assistant and senior physician at the Department of Prosthodontics and Dental Materials at the University Hospital of the RWTH Aachen University

■ 1991 conferral of a doctorate

■ 1999 research period at the University of Florida (US-Gainesville)

■ 2003 research award of the Arbeitsgemeinschaft für Keramik

■ 2006 appointment as an extraordinary professor at the Medical Faculty of RWTH Aachen University

■ 2008 winner of the Medical Technology Innovation Award

■ April 2008 establishment of a joint practice in Aachen