

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Universität Würzburg  
Direktor: Professor Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

**In-vitro-Versuch zur Untersuchung des Einflusses des  
Präparationsdesigns auf die Überlebenswahrscheinlichkeit  
einflügeliger und zweiflügeliger vollkeramischer Adhäsivbrücken  
in der Oberkieferfront**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von  
Maria Westphal  
aus Frankfurt (Oder)

Würzburg, April 2010

Referent: Prof. Dr. med. dent. Dipl.-Ing. E.-J. Richter

Koreferent: Prof. Dr. med. dent. U. Schlagenhaut

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 18.11.2010

Die Promovendin ist Zahnärztin

# Inhaltsverzeichnis

## I. Einleitung

- 1. Die konventionelle Adhäsivbrücke
  - 1.1. Unterschiede Klebebrücke / metallkeramische Brücke S.1
  - 1.2 Indikation und Kontraindikation S.2
  - 1.3. Entwicklung S.3
  - 1.4. Das Verbundsystem S.4

### 2. Die vollkeramische Adhäsivbrücke

- 2.1. Metallkeramik/Vollkeramik S.6
- 2.2. Allgemeines zur Anwendung von Keramiken als Restaurationsmaterialien S.8
- 2.3. Zirkoniumdioxid S.10
- 2.4. Zirkoniumdioxid in der Dentaltechnik S.11
- 2.5. Allgemeines zur vollkeramischen Adhäsivbrücke S.12
- 2.6. Die Präparation S.13
- 2.7. Der Keramik – Kunststoff – Verbund S.14

## II. Ziel der Untersuchung S.16

## III. Material und Methoden

- 1. Die Modellherstellung S.17
- 2. Die Präparation S.17

3. Abformung und zahntechnische Ausführung	S.21
4. Die Klebung	S.22
5. Kausimulation	S.23
5.1. Dynamische und thermische Belastung	S.23
5.2. Statische Belastung	S.24

#### **IV. Ergebnisse**

1. Einzelwerte und Standardabweichung nach statischer Kaubelastung	S.25
2. Statistische Auswertung	S.26
3. Versagensursache	S.28

#### **V. Diskussion**

1. Vorbemerkung	S.30
2. Bewertung von Material und Methoden	S.31
3. Diskussion der Ergebnisse	S.34

#### **VI. Schlussfolgerung**

S.38

#### **VII. Literaturverzeichnis**

S.39-50

#### **VIII. Datenanhang**

## VIII. Datenanhang

### 1. Tabellen

Die Werte von 7-14 Unterlagen zusätzlich der dynamischen Belastung

#### 1.1. Gruppe 3 (zweiflügelig)

Nr.	Fmax [N]	L bei Fmax [%]	Ver-sagens-ursache		Sta-tistik	Fmax [N]	L bei Fmax [%]
1	531,33	85,10	B, V, K		x	420,78	70,73
2	337,09	57,24	V		s	110,29	24,56
3	342,94	80,57	B				
4	547,1	56,60	V				
5	508,19	72,37	B				
6	309,97	54,90	V				
7	559,85	82,46	B, V, Z				
8	313,59	43,78	• B, V				
9	325,70	44,63	• K				
10	478,23	80,96	• V				
11	288,10	59,08	•V				
12	591,25	141,50	•V, B, K				
13	336,85	60,34	•V				
14			•D, Z				

# I. Einleitung

## 1. Die konventionelle Adhäsivbrücke

### 1. 1 Unterschiede Klebebrücke / metallkeramische Brücke

Klebebrücken unterscheiden sich von konventionellen metallkeramischen Brücken im wesentlichen durch ihre Befestigung am Restgebiss. Herkömmliche Verblendmetallkeramikbrücken umfassen die Pfeilerzähne zirkulär. Solche Brücken werden über ihre mechanische Retention und den Befestigungszement an den Pfeilerzähnen verankert. Die Klebe- oder Adhäsivbrücke wird hingegen mit einem Kompositzement an die säuregeätzte Schmelzoberfläche der Pfeilerzähne geklebt. Die zirkuläre Präparation der Pfeilerzähne konventioneller Brücken eliminiert 50-70% der koronaren Zahnhartsubstanz.<sup>63</sup> Dagegen liegt der Verlust an Zahnhartsubstanz bei Adhäsivbrücken zwischen 0-10%, da sich die Retentionsflächen nur oral und approximal im Schmelzbereich befinden.<sup>63</sup> So erklärt sich, dass durch Präparation und vorbereitende Maßnahmen bei konventionellen Brücken häufig physikalische, chemische und toxische Reizungen der Pulpa verursacht werden können.<sup>26, 30, 53</sup> Besonders bei jugendlichen Zähnen mit ausgedehnter Pulpa ist das Risiko einer irreversiblen Schädigung hoch, die Vitalität des Zahns ist äußerst gefährdet.<sup>26, 30, 53</sup> Zugleich muss bei Kindern und Jugendlichen im Wachstumsalter mit einem Zurückweichen der marginalen Gingiva gerechnet werden, so dass eine Neuanfertigung aufgrund freiliegender Kronenränder schon

nach wenigen Jahren erforderlich sein kann.<sup>34</sup> Dies bedeutet neben erneuten Kosten eine wiederholte Traumatisierung der Zähne und des marginalen Parodontiums.

## **1. 2 Indikation und Kontraindikation**

Neben adäquater Mundhygiene müssen bestimmte Voraussetzungen für die Therapie mit Adhäsivbrücken gegeben sein. Bei Jugendlichen ist ein abgeschlossener Durchbruch der Pfeiler für eine Eingliederung einer Klebebrücke bedeutsam, da bei verfrühter Therapie durch die auftretenden orthopädischen Kräfte Kieferwachstumsbeeinträchtigungen und Zahnfehlstellungen entstehen können.

Der Zustand der Pfeilerzähne, insbesondere deren Schmelzbeschaffenheit, ist für die Qualität der Klebeverbindung entscheidend.<sup>28</sup> Das Schmelzangebot kann durch kariöse Läsionen, ausgedehnte Füllungen im Retentionsbereich sowie kurze klinische Kronen, Abrasionen und Schmelzhypoplasien negativ beeinflusst werden.

Eine ungünstige Pfeilerstellung wie Kippung, Rotation oder Elongation und Pfeilerzahnlockerungen durch krankhafte parodontale Verhältnisse können die Anwendung einer Adhäsivbrücke in Frage stellen. Okklusale bzw. inzisale Kontakte auf dem Zahnersatz dürfen den Unterkiefer keinesfalls in eine retrudierte Position zwingen.<sup>28</sup> So sind günstige Platzverhältnisse bei großer sagittaler und kleiner vertikaler Frontzahnstufe zu finden. Parafunktionelle Belastungen des

Brückengliedern sind zu vermeiden, und die Größe der Lücke sollte aus ästhetischer Sicht der Größe der zu ersetzenden Zahn-Krone entsprechen. Zu große oder bogenförmige Spannweiten der Lücke, zu kurze klinische Kronen, Pfeilerzähne mit unterschiedlichen Lockerungsgraden oder erhöhte Traumagefahr (Kampfsport) sind Kontraindikationen für Klebebrücken.

### **1.3 Entwicklung**

Die Entwicklung der Adhäsivtechnik ist eng mit den Namen BUONOCORE und BOWEN verbunden. BUONOCORE<sup>8</sup> entwickelte im Jahre 1955 die Säureätztechnik. Im Jahre 1957 entwickelte BOWEN<sup>6</sup> eine Kunststoffformel speziell für den zahnärztlichen Gebrauch. Diese beiden Entwicklungen waren Voraussetzung dafür, die Adhäsivtechnik auch für prothetische Versorgungen nutzen zu können. Die ersten Versuche, Einzelzahnlücken mit Hilfe der adhäsiven Technik zu versorgen, unternahm IBSEN<sup>31</sup> 1973. Er befestigte künstliche oder natürliche, zuvor extrahierte Zähne an den die Schalllücke begrenzenden Pfeilern adhäsiv mit Kunststoff. Diese Art der Verbindung hielt den Belastungen in der Mundhöhle nicht lange stand, so dass die Versorgung nur von kurzer Dauer war. Rochette beschrieb 1973 erstmals die Schienung von Frontzähnen mittels Säureätztechnik unter Verwendung eines Metallgerüsts.<sup>75</sup> Hieraus entwickelte sich die Klebe- bzw. Adhäsivbrückentechnik, mit deren Hilfe minimal invasiv und Zahnschubstanz schonend Zahnersatz für spezielle Indikationen angefertigt und eingegliedert wurde.

Eine der Ursachen anfänglich hoher Misserfolgsraten von Adhäsivbrücken war die Schwächung des Klebeverbundes zwischen Zement und Metallflügel durch Hydrolyse.<sup>58</sup> Die Auswirkung dieses Prozesses konnte jedoch gemindert werden, indem zur Verankerung der Restauration eine retentive Präparation durchgeführt wurde.<sup>27,23,73</sup> So ließen sich 5-Jahres-Erfolgsraten von ca. 64%<sup>5</sup> bzw. 80%<sup>64</sup> erzielen. Dennoch ist die VMK-Adhäsivbrücke aufgrund des NEM-Gerüsts mit Problemen behaftet. Zum einen werden Korrosionsphänomene beschrieben<sup>88</sup> und zum anderen kann der unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizient von Zahn und Metallklebeflügel zu einer starken Belastung des Klebeverbundes und hierdurch letztlich zum Versagen der Klebung führen.<sup>65</sup> Nicht selten ist damit die Entstehung von Sekundärkaries verbunden, wenn der Patient den Misserfolg nicht rechtzeitig bemerkt. Neben diesen grundsätzlichen Nachteilen ergeben sich häufig durch das Bekleben der Palatinalflächen der Pfeilerzähne auch ästhetische Einbußen.<sup>68</sup>

#### **1.4 Das Verbundsystem**

Die Aufgabe des Verbunds besteht darin, die Fuge zwischen Dentin, Schmelz und Restauration abzudichten, die Kaukraft von der Restauration auf den Zahnstumpf weiterzuleiten und die Stabilisierung und Lagesicherung der Restauration gegen Kaukräfte sicherzustellen.<sup>77</sup> Bei dem Verbund zwischen Zahnschmelz und dem Material des Brückengerüsts durch einen Kompositklebstoff handelt es sich um ein heterogenes Verbundsystem. Die klebende Wirkung wird zum einen mittels Adhäsion sowie durch unterschiedlich physikalische und

chemische Bindekräfte erzielt und zum anderen durch die innere Klebstofffestigkeit (Kohäsion). Da es sich um drei verschiedene Komponenten handelt, wird die Verbindung auch als Dreistoff-Verbundsystem bezeichnet. Der Klebstoff geht einerseits eine Verbindung mit dem Zahnschmelz und andererseits eine Verbindung mit dem Material des Gerüstes ein; es entstehen zwei verschiedene Kontaktflächen. Die beiden verschiedenen Grenzflächen sind Gegenstand zahlreicher wissenschaftlicher Untersuchungen.<sup>58</sup> Ihre Festigkeit und Stabilität ist der limitierende Faktor für die Haltbarkeit der Klebeverbindung.

Physiologische ortsspezifische Kaukräfte im Molaren-, Prämolaren- und Frontzahnbereich und eventuell unphysiologische Parafunktionen sowie deren Einwirkrichtung stellen übliche Belastungen für den Adhäsivverbund dar. Sie sind bedeutend für die Entscheidung für oder gegen eine Therapie mit einer Adhäsivbrücke.

Es gibt verschiedene Ursachen für das Versagen einer Klebeverbindung.

Neben der Kaubelastung führt das vorherrschende Milieu in der Mundhöhle zu einer außerordentlichen Beanspruchung der adhäsiven Haftmechanismen. Wasser (99% im Speichel) stellt auf Grund seiner ausgeprägten Dipolstruktur für den Klebeverbund ein aggressives Medium dar.<sup>22</sup> Es plastifiziert den Kleber, und er verliert einen Teil seiner kohäsiven Festigkeit. Über Diffusion durch den Kompositklebstoff, den Transport entlang der Verbundfläche und die Kapillarwirkung durch den Spalt- und Rissbildung im Kunststoff gelangt das Wasser in das Klebesystem.<sup>56,59</sup> Es kommt zur Quellung. Durch die bei Kompositkunststoffen übliche Nachpolymerisation sowie durch die

bei Wasseraufnahme hervorgerufene Quellung unterliegt das Material einer inneren Veränderung. Kunststoffe schrumpfen während der Polymerisation und die bereits bestehenden Spannungen werden dadurch verstärkt. Temperaturschwankungen (in der Mundhöhle auftretend von -10 bis +80 Grad <sup>46</sup>) beschleunigen durch zusätzliche Spannungen an der Phasengrenze die Auflösung der Bindungen. Unterschiedliche Wärmeausdehnungs-Koeffizienten<sup>57</sup> des Komposites und Brückenwerkstoffes sind ebenfalls ein beeinflussender Faktor der Klebeverbindung.

## **2. Die Vollkeramische Adhäsivbrücke**

### **2.1 Metallkeramik / Vollkeramik**

Als zementierbare Brücken kommen derzeit Metallkeramikbrücken und Vollkeramikbrücken zum Einsatz. Für die Gerüstmaterialien der Metallgerüste werden überwiegend aufbrennfähige edelmetallfreie (NEM)- Legierungen und hochgoldhaltige Aufbrennlegierungen verwendet. Hochgoldhaltige Aufbrennlegierungen sind wegen der geringen Festigkeit und des niedrigen Elastizitätsmoduls sowie vergleichsweise geringerer chemischer Bindungsfähigkeit im silikatisierten Zustand für Adhäsivbrücken nur bedingt geeignet.<sup>29</sup>

Die Alternative ist immer mehr vollkeramischer Zahnersatz, den Patienten vor allem wünschen. Die wesentlichen Gründe für das Streben nach vollkeramischem Zahnersatz sind die Metallfreiheit zur

Vermeidung korrosiver Effekte bei unterschiedlichen Metallen im Mund und der Wunsch nach perfekter Ästhetik.<sup>9</sup>

Die Eingliederung einer Adhäsivbrücke mit einem Metallgerüst führt mitunter zu ästhetisch suboptimalen Ergebnissen, da die metallischen Klebeflügel eine Grauverfärbung der Pfeilerzähne sowie deren Verlust an Transluzenz zur Folge haben können. Ungünstige Zahnstellungen lassen zudem Gerüstanteile sichtbar werden.<sup>68</sup> Darüber hinaus werden von Dentalwerkstoffen Langlebigkeit und ein hohes Maß an Verträglichkeit bzw. Biokompatibilität gefordert, welche durch NEM-Adhäsivbrücken nicht absolut erfüllt werden. NEM-Legierungen weisen eine größere Verarbeitungsanfälligkeit, Hydrolyseanfälligkeit des Metall-Kunststoffverbundes und Spaltkorrosion auf.<sup>69</sup> Die Keramik hingegen besitzt eine hohe Biokompatibilität, geringe Plaqueakkumulation, eine hohe Druckfestigkeit, geringe Wärmeleitfähigkeit, Farbstabilität, kein Korrosionspotential und weist hervorragende ästhetische Möglichkeiten auf. Als Nachteil sind geringe Zug- und Biegefestigkeit zu nennen, wodurch teilweise ein hoher Substanzabtrag nötig ist, und lange Prozesszeiten in der Herstellung. Die bis heute verfügbaren Techniken im Dentallabor ließen allerdings im wesentlichen nur Einzelzahnversorgungen mit Vollkeramik zuverlässig zu.<sup>9</sup> Die Anwendung von Vollkeramiksystemen für Brücken war, wenn überhaupt, nur eingeschränkt möglich. Klinisch zeigen Vollkeramiksysteme im Vergleich zu metallkeramischen Klebebrücken prozentual deutlich höhere Misserfolgsraten.<sup>9</sup>

## **2.2 Allgemeines zur Anwendung von Keramiken als Restaurationsmaterial**

Für die klinische Eignung einer Keramik zur Herstellung einer vollkeramischen Restauration müssen neben der Erfüllung der einschlägigen Normen vor allem die physikalisch-chemischen Eigenschaften wie die Biegefestigkeit, die Bruchzähigkeit, der Weibull-Modul, Risswachstumsfaktoren, die Dauerfestigkeit unter Wechsellast und die Risskorrosion durch Wasser bewertet werden.<sup>71</sup> Die Biegefestigkeit beschreibt den Grenzwert der elastischen Belastbarkeit von Keramiken. Wird dieser Grenzwert überschritten, so kommt es zum Bruch des keramischen Werkstoffes.<sup>37</sup> Die Zähigkeit beschreibt die Widerstandsfähigkeit eines Werkstoffes gegen eine schnelle Rissausbreitung. Dies geschieht durch Energieaufnahme bei der plastischen Verformung.<sup>37</sup>

Die Glasphase einer Keramik ist in Hinsicht ihrer mechanischen Eigenschaften sehr spröde. Bei Belastung breiten sich oberflächlich vorhandene Mikrorisse in der Glasphase weiter aus und führen zum Bruch der Keramik.

Eine Verstärkung und somit eine Erhöhung der Biegefestigkeit der Keramik lässt sich durch verschiedene Mechanismen erzielen. Prinzipien wie die Schichtverstärkung, die Spannungsverstärkung oder die Partikelverstärkung finden hierbei Anwendung. Zusätzlich in die Keramik eingebrachte Fremdpartikel, sogenannte Netzwerkbildner, stoppen die Rissausbreitung oder lenken eintretende Risse in der Keramik um. Keramiken wie In-Ceram sind Aluminium-Oxid-verstärkt,

Empress gehört zu den leuzitverstärkten und Dicor zur glimERVERSTÄRKTEN Keramiken.<sup>36</sup>

Die Auswahl der Keramik richtet sich nach der Belastung der Restauration (dynamische Okklusion) und nach den lichtoptischen Eigenschaften des Werkstoffes. Einfluss auf die Auswahl haben aber auch das Design der Präparation, der Platzbedarf für ausreichende Wand bzw. Verbinderstärken und der Kronenrand sowie die vorgesehene Befestigungstechnik.<sup>38</sup>

Unterscheiden lassen sich Silikatkeramiken, eine mehrphasige Keramik mit hohem Glasanteil, und Oxidkeramiken als einphasige Keramik mit niedrigem Glasanteil.

Eine neuere Generation der Silikatkeramik ist die Glaskeramik, die durch die Sinterung von gemahlenem Feldspatpulver entsteht. Die amorphe Struktur dieser Keramik wird durch einen kontrollierten Prozess auskristallinisiert, und somit wird eine Stabilisierung dieser Keramik erzielt. Zu diesen Keramiken zählen zum Beispiel die Materialien, die unter dem Namen Empress, Dicor, Mirage, Optec bekannt sind.

Hingegen ist die Oxidkeramik polykristallin, und besitzt ein nahezu gleichmäßiges glasfasenfreies Gefüge, welches durch hohe Sintertemperaturen erzielt wird, wie zum Beispiel ( $ZrO_2$ ). Die Oxidkeramiken werden nach Verarbeitungsmethoden unterschieden. So kommt es bei der dichtgesinterten Oxidkeramik, wie zum Beispiel Procera, direkt zu einer Formgebung der Gerüste. Bei gesinterten oder heißisostatisch gepressten (gehippten) Oxidkeramikrohlingen wird das hochfeste Material über CAD/CAM verarbeitet, wie zum Beispiel Everest, Etkon. Als drittes werden teilgesinterte Oxidkeramikrohlinge

(Weißkörper) CAD/CAM verarbeitet und anschließend gesintert, wie zum Beispiel bei Cercon, Everest.<sup>38</sup> Inceram ist ein Sonderfall der Oxidkeramik, da diese einen höheren Glasanteil besitzt, der mit angesintertem  $\text{Al}_2\text{O}_3$  –Pulver infiltriert ist.

## 2.3 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid ist eine Hochleistungskeramik, für die synonym Begriffe verwendet werden wie Zirkon, Zirkonium und Zirkonoxid.<sup>83</sup> Dieser anorganische, nichtmetallische, oxidkeramische Werkstoff hat Eigenschaften, die durch Zusammensetzung und Gefügeoptimierung für extreme mechanische, thermische, korrosive sowie elektrische Beanspruchung angepasst wurden.<sup>12</sup> Zu dieser Klasse zählen unter anderem  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ ,  $\text{SiC}$ ,  $\text{BN}$ ,  $\text{Ti}_3\text{B}$  und  $\text{Al}_4(\text{TiO}_4)_3$ . Zirkoniumdioxid ist bekannt durch Anwendungen in der Katalysatortechnik (Lambda-Sonde), der Sensorik, der Implantologie (zum Beispiel Hüftgelenksgugel) und findet Verwendung im Bereich verschleißfester, mechanischer Komponenten.<sup>83</sup>

Die technische Oxidkeramik Zirkoniumdioxid wird in einem aufwändigen chemischen Prozess aus dem Mineral Zirkonsand ( $\text{ZrSiO}_4$ ) gewonnen. Zirkoniumdioxid hat in den letzten Jahren als Werkstoff wegen höchster Biege- und Zugfestigkeit, Korrosionsbeständigkeit und niedriger Wärmeleitfähigkeit zunehmende Bedeutung erlangt. Es besitzt ein stahlähnliches E-Modul und weist ein quasi-plastisches Verhalten auf, weswegen es auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet wird. Aus dieser Keramik ist sogar die Herstellung von extrem scharfen Messerklingen möglich. Kristallographisch

betrachtet tritt Zirkoniumdioxid in monokliner, tetragonaler und kubischer Modifikation auf, das heißt, beim Abkühlvorgang einer reinen  $ZrO_2$ -Schmelze kristallisiert ab  $2706^\circ C$  zuerst die kubische Phase, die sich dann bei  $1370^\circ C$  in die tetragonale und diese dann wiederum bei  $1163^\circ C$  in die monokline Phase umwandelt. Beim Abkühlen tritt beim tetragonal-monoklinen Phasenübergang eine starke Volumenzunahme auf, was zu einer Zerstörung massiver Bauteile führt. Durch Zusätze von zwei- und dreiwertigen Kationen können jedoch die kubische und/oder die tetragonale Phase stabilisiert werden (TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystals; PSZ: Partially Stabilized Zirconia; CSZ: Cubical Stabilized Zirconia). Je nach Art und Menge des zugesetzten Kations können dadurch sehr unterschiedliche Eigenschaften erzielt werden.<sup>83</sup>

## **2.4 Zirkoniumdioxid in der Dentaltechnik**

Übereinstimmend wird berichtet, dass bei einem Kontakt von Zirkoniumdioxidkeramiken mit Knochen oder Weichgeweben keine lokalen toxischen Effekte zu erwarten sind.<sup>2,18,33</sup> Also sprechen Biokompatibilität, die überragenden Festigkeitswerte, niedrige Temperaturleitfähigkeit, hervorragende Oberflächengüte, helle Farbe<sup>21,24,51,82,76</sup> und überaus gute Gleiteigenschaften<sup>87,49</sup> für die Anwendung in der Zahntechnik. Seit 1997 werden im Bereich der Endodontie Y-TZP Zirkoniumdioxid Wurzelstifte verwendet, wobei die klinischen Ergebnisse bei Einhaltung der Herstellungsvorgaben für Indikationsbereiche und zahntechnisches und klinisches Handling ausgezeichnet sind. Die klinische Bewährung von Zirkoniumdioxid Wurzelstiften wurde u.a. von EDELHOFF et al<sup>17</sup> für einen

Untersuchungszeitraum von bis zu fünf Jahren nachgewiesen. Auch bei kieferorthopädischen Brackets oder Implantataufbauten findet Y-TZP Zirkoniumdioxid mittlerweile Verwendung. Im Vergleich zu Aluminiumoxid-Abutments liegen die Vorteile in optimierten mechanischen und optischen Eigenschaften.<sup>42,79,12</sup> In der Kronen- und Brückentechnik ist Zirkoniumdioxid durchaus in der Lage, die bisherigen Metallgerüste zu ersetzen.<sup>20</sup> Gelegentlich findet dieses Material auch als Primärteile für Teleskop- beziehungsweise Konuskronen und für Stegkonstruktionen auf Implantaten, auch mit endständigen Geschieben oder Riegeln, Anwendung.<sup>1, 49</sup>

## **2.5 Allgemeines zur vollkeramischen Adhäsivbrücke**

Mit der Einführung hochfester Aluminiumoxidkeramiken, die wie z.B. In-Ceram, Biegebruchfestigkeiten von bis zu 340 MPa erreichen<sup>35</sup>, ließen sich Adhäsivbrücken anstatt durch eine Metallarmierung mit Hilfe eines vollkeramischen Gerüsts verstärken. Die Gestaltung dieser ersten vollkeramischen Adhäsivbrücken war an das Design herkömmlicher metallkeramischen Klebebrücken angelehnt.

Allerdings gaben die zunächst hohen Misserfolgsraten<sup>39, 16</sup> Anlass zur grundlegenden Überarbeitung der Gestaltung der vollkeramischen Adhäsivbrücken. Unterschieden werden einflügelige und zweiflügelige Klebebrücken, wobei die einflügeligen Brücken, nur an einem Pfeilerzahn befestigt sind und die zweiflügeligen Brücken an zwei Endpfeilerzähnen befestigt sind. Das Prinzip der zweiflügeligen Klebebrücke wurde Mitte der 90iger Jahre zugunsten eines Anhängerdesigns mit nur einem Klebeflügel in Frage gestellt<sup>41</sup>, da sich dieses Design günstig auf die

Überlebenswahrscheinlichkeit auszuwirken schien.<sup>44,43</sup> Ob sich die verschiedenen Gestaltungsformen der VMK - Adhäsivbrücken auf Adhäsivbrücken aus Keramik mit anderen physikalischen Eigenschaften und Fertigungsmethoden (z.B. CAD/CAM) einfach übertragen lassen, ist jedoch noch nicht völlig geklärt.

## **2.6 Die Präparation**

Zum Erzielen einer idealen Widerstandsform mit definierter eindeutiger Einschubrichtung können auch bei der vollkeramischen Klebebrücke Retentionselemente präpariert werden. Verschiedene Möglichkeiten werden diskutiert. KERN et al.<sup>39</sup> empfehlen nach Ergebnissen einer In-vitro-Studie die Präparation eines approximalen Kastens von 2 x 2 x 0,5 mm, der sich möglichst weit nach labial bzw. vestibulär im Approximalraum erstreckt. Das erbrachte eine Steigerung der mittleren Bruchfestigkeit auf 490N gegenüber 211N ohne Präparation.

FECHTING et al.<sup>40</sup> untersuchten 40 In-Ceram-Klebebrücken zum Ersatz eines oberen Inzisivus in Bezug auf eine unterschiedliche Gerüstgestaltung. Die Flügelstärke war bei allen Brücken 0,5mm, die Dimension des Konnektors 3 mm vertikal und 1,5 mm labio-palatinal. Bei der Hälfte der Brücken wurde ein zusätzlicher approximaler Kasten von 2 x 2 und 0,5 mm Tiefe präpariert. Auch hier zeigten die retentiv präparierten Brücken mit Kasten und Labialverlagerung signifikant höhere Werte: 388,9N ohne Temperaturwechsel, 296N mit Temperaturwechsel; demgegenüber die Brücken ohne Präparation: 214,5N und 171,6N. Einige Untersuchungen von MEIERS und METZ<sup>60</sup>,

führen zur Entwicklung eines Rillendesigns unter Verzicht auf eine Flügelverankerung. Bei gleich bleibender Effizienz der Widerstandsform könne so das Gerüst in bucco - oraler Richtung reduziert und mehr Zahnschubstanz geschont werden. Dabei werden pro Pfeilerzahn im Abstand von 1mm zwei zueinander parallele Rillen mit 0,8-1,0 mm Tiefe präpariert. Auch lediglich das Beseitigen von Unterschnitten im Bereich der Verankerungsflügel und der Einsenkung von Platzierungshilfen in der Verbindungszone sowie das Anrauen der Schmelzoberfläche in der gewünschten Ausdehnung des Brückenflügels wird beschrieben.<sup>25</sup> POSPIECH et al.<sup>69</sup> empfehlen, den Approximalbereich auf einer möglichst großen Fläche zur Einschubrichtung zu parallelisieren, wobei die Rillen möglichst weit vestibulär liegen, um die Zahnhöhe und damit die Retentionsfläche auszunutzen.

## **2.7 Der Keramik – Kunststoff - Verbund**

Konventionelle Vollkeramische Restaurationen aus Silikatkeramiken werden adhäsiv befestigt und somit in sich stabilisiert, wobei Restaurationen aus Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid – Keramiken eine ausreichende Eigenstabilität besitzen und konventionell befestigt werden. Restaurationen mit geringer mechanisch - retentiver Verankerung am Restgebiss, wie die Klebebrücke, werden stets adhäsiv befestigt.<sup>52</sup>

Der Verbund zur Keramik kann durch eine mikromechanische Verzahnung und direkt chemisch erfolgen.<sup>47</sup> Die Ätzung der Keramik ist anderen Verfahren, wie z. B. Anrauen oder Sandstrahlen bezüglich der

Haftung an Kompositmaterialien überlegen.<sup>61</sup> Mit diesem Verfahren können In vitro Haftwerte bis zu 30 N/mm<sup>2</sup> erreicht werden.<sup>10</sup> Durch das Anätzen kommt es bei den meisten Keramiken zum selektiven Herauslösen der nichtkristallinen Phase.<sup>47</sup> Die verschiedenen Keramiken unterscheiden sich aber hinsichtlich ihrer Ätzbarkeit und ihres Ätzmusters. In der Regel werden 5-10%ige Flußsäure oder 10%iges Ammoniumbifluorid verwendet.<sup>47,10</sup> Silane sind Haftvermittler zwischen anorganischen (Keramikoberfläche) und organischen Substanzen (Komposit), die zu einer Verbesserung der Haftwerte führen.<sup>10,78</sup> Die bifunktionellen Silane verbinden sich über Si-O-Bindungen mit den Siliziumatomen der Gläser oder Keramiken und über ihre organo-funktionellen Gruppen mit der organischen Matrix des Komposites.<sup>67</sup> Es werden Haftwerte von mehr als 20 MPa erreicht.<sup>47</sup>

Zirkonoxid lässt sich mit Flußsäure nicht anätzen, daher ist die „herkömmliche“ adhäsive Befestigung nicht möglich. Phosphatmodifizierte Kompositemente (z.B. Panavia, Firma Kuraray) weisen aber eine chemische Affinität zu Zirkon auf. Dieser Kompositkleber enthält das adhäsive Phosphatmonomer MDP, das eine chemische Bindung mit der Zirkonoxidoberfläche eingeht. Die Innenseite der Gerüste wird zusätzlich mit Aluminiumoxid (50 bis 110 µm, 2,5 bar) abgestrahlt. Dies führt zu Haftwerten, die den klinischen Anforderungen bei weitem genügen.<sup>14, 42, 48</sup> Eine Bearbeitung mit dem Sandstrahlergerät induziert beim Zirkonoxid keine Mikrorisse.<sup>66</sup> In einer Studie mit Wurzelstiften aus Zirkonoxid konnte sogar gezeigt werden, dass die Stifte in der Gruppe mit Sandstrahlen eine signifikant höhere Frakturresistenz aufwiesen als in der Gruppe ohne Sandstrahlen.<sup>62</sup> Dass der Klebeverbund zum Zirkoniumoxid dauerhaft stabil ist, konnte

eine Langzeituntersuchung, bei der die Probekörper einer 2-jährigen Wasserlagerung und thermischen Wechsellast ausgesetzt waren, bestätigt werden.<sup>86</sup> Ebenso wie bei metallkeramischen Restaurationen sind auch bei keramisch verblendeten Konstruktionen mit Zirkonoxidgerüsten gelegentlich Misserfolge durch Abplatzungen der Verblendkeramik zu beobachten<sup>4,80</sup>. Dabei kann die Frakturlinie innerhalb der Verblendkeramik verlaufen, während das Zirkonoxidgerüst nach wie vor von einer Schicht Sinterkeramik bedeckt ist (Kohäsivbruch). Unter Umständen splittert aber auch die gesamte Sinterkeramik ab, so dass das Zirkonoxidgerüst teilweise freiliegt (Adhäsivbruch).

## **II. Ziel der Untersuchung**

Ziel der Untersuchung war herauszufinden, ob die In-vitro-Belastbarkeit vollkeramischer Adhäsivbrücken mit einem Zirkoniumdioxid-Gerüst durch die Anzahl der Klebeflügel sowie durch Art und Umfang der Pfeilerzahnpräparation beeinflusst wird.

### **III. Material und Methode**

#### **1. Modellherstellung**

42 kariesfreie zentrale Oberkieferschneidezähne und 14 kariesfreie Oberkiefereckzähne wurden gesäubert und in einer 1%igen Chloramin-Lösung gelagert. Die Zahnwurzeln wurden mit einer künstlichen parodontalen Membran versehen (Anti-Rutsch-Lack, Wenko-Wenselar, Hilden, Deutschland), um die parodontale Beweglichkeit der Pfeilerzähne zu imitieren. Anschließend wurden die Zähne bis 2 mm unterhalb der Schmelz/Dentin-Grenze in Kunststoffblöcke (Technovit 4000, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) im Interinzisalwinkel von 135 Grad zur Horizontalebene eingebettet. Als Rotationsschutz der Zähne wurden die Wurzeln durchbohrt und mit einem Metallstift armiert.

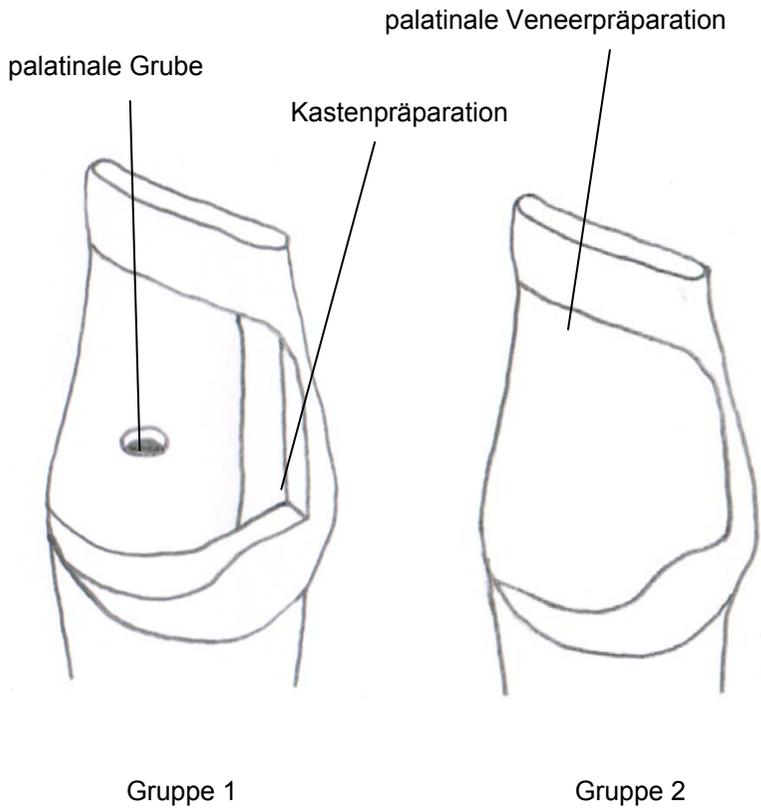
#### **2. Die Präparation**

Es wurden randomisiert 3 Gruppen je 14 Modelle gebildet, die jeweils unterschiedlich präpariert wurden. (Abb. 1)

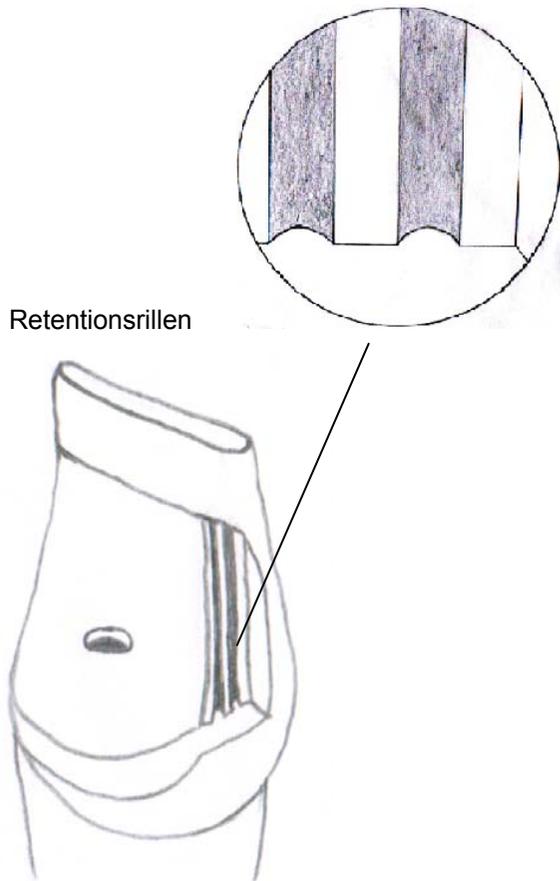
1. Gruppe 1: Einfügelige palatinale Veneerpräparation ausschließlich im Zahnschmelz mit einer Tiefe von 0,2-0,3 mm; palatinale Grube im Bereich des Cingulums mit einer Tiefe von 0,5 mm und 1 mm im Durchmesser; proximale, dem Brückenglied zugewandte Kastenpräparation mit 2mm bukk-

oralen, 2 mm inziso-zervikaler und 0,5 mm mesio-distaler Ausdehnung.

2. Gruppe 2: Einflügelige ausschließlich palatinale Veneerpräparation im Zahnschmelz mit einer Tiefe von 0,2-0,3 mm.
3. Gruppe 3: Zweiflügelige palatinale Veneerpräparation ausschließlich im Zahnschmelz mit einer Tiefe von 0,2-0,3 mm; palatinale Grube im Bereich des Cingulums mit einer Tiefe von 0,5 mm und 1 mm im Durchmesser. Präparation einer Führungsfläche, dem Brückenglied zugewandter Approximalfläche mit 2mm inziso-zervikaler, 0,5 mm mesio-distaler und maximaler bucco-oraler Ausdehnung; 4 parallele Retentionsrillen von 0,5 mm Tiefe im Bereich der Approximalflächen; alle Präparationsschritte wurden mit Hilfe eines Parallelometers (Parallel-a-prep®) und 2° konischen Diamanten durchgeführt.



**Abb. 1:** Präparationsskizzen (Teil 1)



Retentionsrillen

Gruppe 3

**Abb. 1:** Präparationsskizzen (Teil 2)

### 3. Abformung und zahntechnische Ausführung

Alle Zähne wurden nach Herstellerangaben mit vollkeramischen Adhäsivbrücken aus einem Zirkonoxidgerüst (Cercon® Degudent, Hanau, Deutschland) versehen. Die Verblendung erfolgte durch die Keramik Cercon Ceram S (Degudent, Hanau, Deutschland).

Nach der Präparation wurde von jedem der Zähne eine Abformung mit Polyätherabformmasse (Impregum®, 3M Espe, Seefeld), Deutschland) durchgeführt. Es wurden Modelle aus Superhartgips (Fujirock, GC Fuji, Leuven, Belgien) angefertigt, die Präparationsgrenzen markiert, ein Distanzlack (Cergo, REF65900001[Schichtstärke ca. 15 µm]) bis 1 mm zur Präparationsgrenze aufgebracht und die Modelle in Repositionierbarkeit mittels Modelltisch im Vermessungsgerät und 2° Fräser vermessen. Untersichgehende Stellen und Winkel unter 2° wurden durch das laseroptische Abtastsystem nicht erfasst. Das so vorbereitete Gipsmodell wurde mit einer Isolierflüssigkeit Yetilube® (Yeti Dentalprodukte, Engen, Deutschland) versehen, und die Wachsmodellation der Gerüste angefertigt. Die Gerüste wurden wie folgt dimensioniert: Flügelstärke mindestens 0,4 mm und Querschnitt des Verbinders mindestens 9 mm<sup>2</sup>. Die Gerüste wurden mit Hilfe des Vermessungsgerätes und in der vorher bestimmten Position am Modelltisch im Modellrahmen mit Wachskanälen fixiert und komplett mit einem Scanpuder benetzt. Das Gerüst im Modellrahmen wurde mit dem von der Größe her passenden Rohling in Cercon Brain montiert und mit einem Laser abgetastet. Entsprechend wurde das Gerüst in 30 prozentiger Vergrößerung aus dem Rohling gefräst. Vorsichtig wurde das Gerüst mit Glasperlen gestrahlt, von den Anstiftkanälen getrennt

und diese Bereiche mit einer feinen Fräse verschliffen. Auf diese Art können auch kleine Korrekturen am Gerüst vorgenommen werden, was aber sehr vorsichtig geschehen muss, da die Konsistenz des Materials in diesem Zustand sehr bruchanfällig ist (kreideweiche Weißlinge). Im Cercon Heat wurde das Gerüst bei 1350° sechs Stunden gesintert und schrumpft dabei auf die Originalgröße der Wachsmodellation. Das Objekt wurde nach dem Sintern mit einem Diamanten (Turbine und Wasserkühlung) aufgepasst und ausgearbeitet. Zum Verblenden wurde die Oberfläche mit Aluminiumoxid der Körnung 110 µm konditioniert. Die Verblendung beginnt mit dem Aufbrennen des zahnfarbenen Liners, der das weiße Gerüst abdeckt. Die Keramikschichtung mit Cercon ceram S, ausgerichtet nach dem Wärmeausdehnungskoeffizienten des Zirkoniumdioxides ( $10,6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ), verlangt keine gerüstspezifischen Besonderheiten. Zum Brennen sind Wabenträger und dünne Brennstifte bzw. Brennwatte erforderlich, um dem schlechten Wärmeleitverhalten von Zirkoniumdioxid Rechnung zu tragen.

#### **4. Die Klebung**

Zur adhäsiven Befestigung der Brücken wurden zunächst die Klebeflächen der Zähne mit Hilfe eines Gummikelchs und Bimspulver gereinigt und anschließend mit 37%iger Orthophosphorsäure für 60 sec. geätzt. Die Klebeflügel der Brücken wurden mit dem tribochemischen Verfahren Rocatec<sup>®</sup> (3M Espe, Seefeld, Deutschland) vorbehandelt. Anschließend wurden die Restaurationen mit Panavia 21 EX opaque (Kuraray, Osaka, Japan) adhäsiv befestigt.

## 5. Kausimulation

Aus jeder Gruppe wurden nach Randdominanzierung zwei Subgruppen gebildet, wobei jeweils 7 Einheiten einer künstlichen Alterung im Kausimulator unterzogen und 7 Einheiten ohne Belastung als Referenzgruppe weiter untersucht wurden.

### 5.1. Dynamische und thermische Belastung

Während der Kausimulation wurden die Proben (siehe Abb. 2) gleichzeitig mit einer vertikalen Kraft belastet und mit Wasser wechselnder Temperaturen umspült. Um eine 5-jährige Tragedauer<sup>19, 20, 85</sup> der Brücken zu simulieren, wurden die Parameter wie folgt gewählt: 6000 thermische Zyklen mit einem Temperaturwechsel des Wassers von 5 Grad Celsius auf 55 Grad Celsius in 60-Sekunden Intervallen und  $1,2 \times 10^6$  Belastungen mit 25N. Die Kraftaufbringung erfolgte zur Zahnängsachse unter einem Winkel von 135 Grad mit einer Metallkugel. Der Belastungspunkt lag mittig auf dem Brückenglied 3 mm apikal der Inzisalkante.

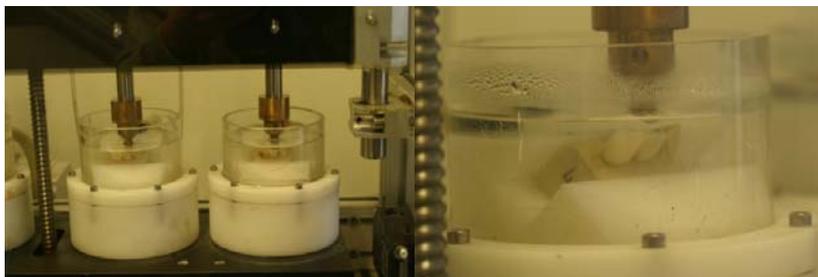


Abb. 2

## 5.2. Statische Belastung

Nach der künstlichen Alterung wurden alle Proben in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Deutschland, siehe Abb.3) auf ihre statische Belastbarkeit getestet. Die vertikale Belastung erfolgte ebenfalls in einem Winkel von 135 Grad zur Zahnlängsachse mit einem Kraftanstieg (Belastungsgeschwindigkeit) von 1mm/min bis zum Bruch belastet. Um eine gleichmäßige Kraftverteilung zu erzielen, wurde zwischen Prüfstempel und Zahn eine 0,3 mm dicke Zinnfolie gelegt. Der Belastungspunkt auf dem Brückenglied lag 3mm apikal der Inzisalkante.



**Abb. 3**

## IV. Ergebnisse

Die Versagensformen der jeweiligen Brüche wurden unter einem Lichtmikroskop (SV8, Olympus) beurteilt und nach den auftretenden Kriterien

- a) Fraktur des Gerüsts bzw. der Gesamtrestauration,
- b) Fraktur der Verblendkeramik,
- c) Fraktur eines oder beider Pfeilerzähne sowie
- d) Versagen des Klebeverbundes eingeteilt.

Von allen Ergebnissen wurden die Mediane sowie die 25% und 75% - Perzentilen berechnet und statistisch mit Hilfe des Mann-Whitney-U- und Kruskal-Wallis-Tests auf einem Signifikanzniveau von 5% geprüft.

### **1. Einzelwerte und Standardabweichung nach statischer Kaubelastung**

In der Gruppe 1, der einflügeligen Brücken mit Präparation, lagen die Medianwerte der bis zum Versagen aufzuwendenden Kraft bei  $221,23 \pm 59,94$  N. Der niedrigste Wert der Versuchsreihe wurde hierbei mit 66,20N und der höchste mit 321,38N eruiert. Der durchschnittliche Weg der Werkstücke bis zur Fraktur erreichte einen Wert von  $78,55 \pm 36,03$   $\mu\text{m}$ .

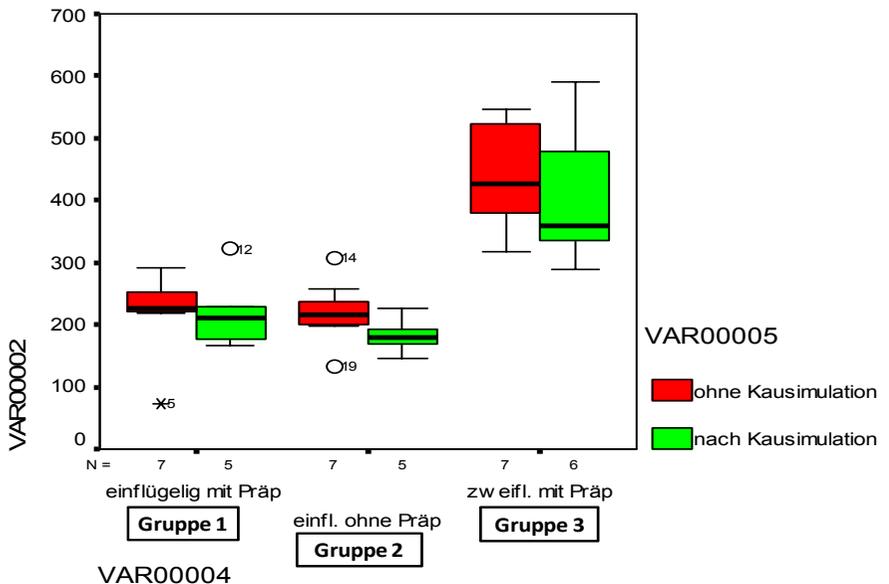
In der Gruppe 2, der einflügeligen Brücken ohne Präparation, wurde eine mittlere Bruchlast von  $198,32 \pm 45,92$  N ermittelt. Die Spannweite erstreckte sich von 158,90 bis 307,76 N, und der durchschnittliche Weg

der Werkstücke bis zur Fraktur erreichte einen Wert von  $71,73 \pm 22,16 \mu\text{m}$ .

Für die Proben der Gruppe 3, der zweiflügeligen Brücken, konnte eine mittlere Bruchlast von  $420,78 \pm 110,29 \text{ N}$  bei einer Spannweite von  $288,10$  bis  $591,25 \text{ N}$  ermittelt werden. Die mittlere Durchbiegung der Werkstücke lag hierbei direkt vor dem Versagen bei  $70,73 \pm 24,56 \mu\text{m}$ .

(Tabellen siehe Datenanhang)

## 2. Statistische Auswertung



**Abb. 4:** Bruchfestigkeiten der unterschiedlichen Designs vor und nach Kausimulation

**Tabelle 1:** Signifikanzniveau der Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeit in den unterschiedlichen Versuchsgruppen.

	Gruppe 1	Gruppe 2	
Gruppe 2	0,41	-	Vor Simulation
Gruppe 3	0,02	0,02	Vor Simulation
Gruppe 2	0,35	-	Nach Simulation
Gruppe 3	0,11	0,06	Nach Simulation

Die Ergebnisse des Belastungstests mit und ohne Kausimulation sind Abb. 4 und den Tabellen der Einzelwerte und Standardabweichungen zu entnehmen. Die Kaubelastung hatte in der Simulation keinen signifikanten Einfluss auf das Versagen der Restaurationen in allen Gruppen. Ebenso konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich des Absolutversagens zwischen den einflügeligen Restaurationen mit und ohne Präparation im vorliegenden Versuch beobachtet werden. Hingegen lag der Medianwert der bis zum Versagen aufzuwendenden Kraft bei den zweiflügeligen Brücken signifikant höher als bei den einflügeligen Restaurationen.

### 3. Versagensursache

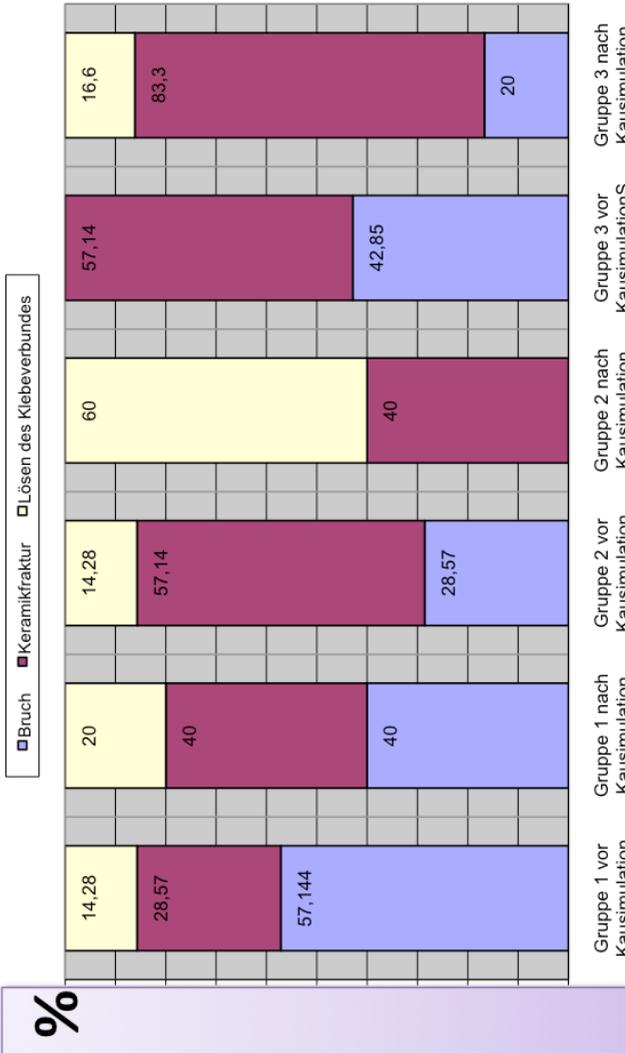


Abb. 5: Verteilung der Versagensursache

Während der dynamischen Belastung im Kausimulator kam es in der Gruppe 2 der einflügeligen Brücken ohne Präparation zum Versagen zweier Restaurationen durch Lösen des Klebeverbundes. In der Gruppe der einflügeligen Restaurationen überlebten 5 der 7 Brücken die 5-Jahres-Simulation. Hier war bei beiden die Fraktur der Pfeilerzähne die Versagensursache. Eine der 7 zweiflügeligen Restaurationen versagte während der Simulation. Auch hier war die Fraktur der Zähne die Versagensursache.

In der Gruppe 2 der einflügeligen Brücken ohne Präparation nahm nach der Kausimulation die Versagensursache „Lösen des Klebeverbundes“ deutlich zu. In dieser Gruppe war vor Kausimulation eine der sieben Restaurationen aufgrund des Versagens der Klebeverbindung fehlgeschlagen (entspricht 14,3%). Nach der Kausimulation stieg die Häufigkeit dieser Komplikation auf drei aus fünf an (entspricht 60%). Ebenso war das Versagen der Klebung die alleinige Ursache für den Ausfall von zwei Proben während der dynamischen Belastung. Dieser Effekt konnte in der Gruppe der einflügeligen Restaurationen mit Präparation so nicht beobachtet werden. Hier war das Lösen des Klebeverbundes nach Kausimulation lediglich bei einer von fünf Restaurationen der Grund des Versagens.

In der Gruppe der zweiflügeligen Restaurationen war sowohl vor als auch nach der Kausimulation die Fraktur oder Abplatzung der Verblendkeramik die häufigste Versagensursache (Abb. 5).

## V. Diskussion

### 1. Vorbemerkung

Da es bei zirkulären Kronenpräparationen zu einem großen Substanzabtrag der Zahnkronen und damit unwiederbringlicher Schädigung körpereigener Substanz kommt, wird heute die Adhäsivbrücke als minimalinvasive Therapie empfohlen.<sup>70</sup> Insbesondere bei jugendlichen Patienten mit ausgedehntem Pulpenkavum und weitlumigen Dentinkanälchen wird diese Therapie bevorzugt. Als wesentliches Erfolgskriterium von VMK-Adhäsivbrücken wird heute die Anwendung einer geeigneten, möglichst retentiven Präparation angesehen.<sup>13, 3</sup> Die Langlebigkeit einer Restauration wird von dieser Präparation wesentlich beeinflusst. Hierbei ist das Ziel, mit subtilen Präparationsmaßnahmen zwar eine retentive Präparation zu verwirklichen, um Dezementierungen entgegen zu wirken, jedoch dem minimalinvasiven Charakter dieser Restaurationen gerecht zu werden und möglichst wenig Zahnschubstanz zu opfern.<sup>8</sup> Die Frage, welches Brückendesign und bzw. welche Präparationsmaßnahmen bei vollkeramischen Adhäsivbrücken mit einem Zirkonoxidkeramikgerüst sinnvoll erscheinen, ist noch offen.

## 2. Bewertung der Methoden und Materialien

Der Beurteilung der Ergebnisse des Bruchtests soll die Diskussion über verfahrensbedingte Fehler bei den angewandten Materialien und Methoden vorangestellt werden. Diese können die Klarheit eines Ergebnisses verwischen und die Aussagekraft mindern.

Messfehler des Prüfverfahrens sind, verglichen mit den möglichen so genannten „zufälligen Fehlern“, die durch die manuelle Herstellung der Prüfkörper verursacht werden können, eher als gering einzuschätzen<sup>35</sup>. Bei dem in der vorliegenden Untersuchung gewählten Prüfverfahren handelt es sich um einen Druck-Abscherversuch. Dabei werden die Restaurationen bis zum Bruch belastet. Nach KAPPERT<sup>36</sup> ist der Abscherversuch für die Simulation der im Mund auftretenden Kaubelastungen besonders gut geeignet und von einer aussagekräftigen klinischen Relevanz. Auch TILLER et al.<sup>84</sup> bezeichnen diese Art der Versuchsanordnung als praxisrelevantes Prüfverfahren, bei dem unter Berücksichtigung kaufunktioneller Belastungsformen überwiegend Scherkräfte in die Prüfkörper eingeleitet werden. Eine genaue Aussage ist dabei nur möglich, wenn die einwirkenden Kräfte im gleichen Winkel auf eine reproduzierbare Stelle der Prüfkörper treffen. Durch die verwendete Vorrichtung und die vereinheitlichten Prüfungsmaße wurde im vorliegenden Versuch für die Proben ein Winkel von 135 Grad zur Kraffteinleitung gewählt, da dieser der natürlichen Frontzahnbeziehung am ehesten entspricht. Im Vergleich zur senkrechten Kraffteinleitung ergibt er sogar die größere Belastung für die Brücken durch den zusätzlich horizontalen Kraftvektor.<sup>69</sup>

Weiterhin wurde der Belastungspunkt 3,5mm distal des Konnektors und 3mm kaudal der Inzisalkante reproduzierbar eingestellt.

Bei der dynamischen Prüfung im Kausimulator wurden die gleichen Größen für Winkel und Belastungspunkt gewählt. Die Kraft der Dauerbelastung lag mit 25N im physiologischen Bereich für die Kaukraft bei Erwachsenen in der Frontzahnregion. Für die Simulation wurden  $1,2 \times 10^6$  Kauzyklen unter thermischer Wechsellast im künstlichen Speichel veranschlagt, was nach KREJCI<sup>45</sup> und BEHR<sup>3</sup> eine geeignete Methode zur Nachahmung einer Tragedauer von fünf Jahren ist. Dieses System hat sich bezüglich der klinischen Relevanz schon bei verschiedenen Studien bewährt (KOUTAYAS et al.<sup>44</sup>; KERN M et al.<sup>40</sup>). Die Proben für den Zwick-Test wurden in der gesamten Versuchslaufzeit feucht gehalten, so dass eine Abnahme der Verbundfestigkeit aufgrund von Austrocknung vermieden und als Fehlerquelle in diesem Versuch auszuschließen ist.

Ziel bei der Herstellung der Prüfkörper war es, mit klinisch relevanten Methoden standardisierte Verhältnisse zu schaffen. Es galt, eine möglichst vereinheitlichte Form und Abmessung der Restaurationen sowie reproduzierbare Präparationen anzustreben (Schwickerath<sup>81</sup>). Je weniger Zahnhartsubstanz dabei entfernt wird, desto schwieriger ist die Präparation<sup>70</sup>. Aus diesem Grund wurde ein Mundparallelometer verwendet, um möglichst definierte Präparationen zu bekommen. Hierbei wurde das Winkelstück auf einem angefertigten Sockel in der gewählten Einschubrichtung so justiert, dass die zu beschleifenden Zähne gut erreichbar waren. Es wurden die klinisch üblichen Feinkorndiamanten verwendet. Die unterschiedliche Morphologie der Zähne erschwerte aber eine Gleichmäßigkeit der Präparationen

innerhalb der Gruppen, was zum Beispiel durch teilweise verschieden lange Rillen aufgrund unterschiedlich gekrümmter Palatinalflächen deutlich wurde.

Bei der manuellen Gerüstgestaltung im Lost-wax-Verfahren wurden die Ausmaße der Modellation, besonders in Bezug auf die Flügelstärke und den Konnektor, mittels eines Tasters überprüft. So wurde einerseits versucht, unnötige Schleifarbeiten zu vermeiden und somit eine sekundäre Rissinduktion auszuschließen; andererseits sollten so Schwankungen in der Gerüststärke gering gehalten werden.

Ludwig <sup>49</sup> akzeptiert im Rahmen seiner Untersuchung zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen Differenzen in der Wandstärke von 14%. RICHTER <sup>74</sup> überprüfte im Rahmen seiner Untersuchung die Kronenwandstärke an verschiedenen Messpunkten und stellte prozentuale Abweichungen von 4,46 bis 10,49% zu den Sollwerten fest. Hierbei sollte jedoch berücksichtigt werden, dass die Herstellung der Kronen auf identischen Prüfstümpfen erfolgte, wobei ein Frasaco-Urstumpf mittels A-Silikon abgeformt, mit Spezialgips ausgegossen und durch die Verwendung eines Die-Hardeners gehärtet wurde. Deshalb wären in der hier erstellten Studie möglicherweise sogar größere Abweichungen zu erwarten. Inwieweit sich Kronen mit Klebebrücken vergleichen lassen, ist hierbei weniger wichtig als die Feststellung, dass bei der Vielzahl der handwerklichen Arbeitsschritte Abweichungen vom Ideal und eine Summierung von Fehlerfaktoren nicht ausgeschlossen werden können.

Der Arbeitsaufwand beim Aufpassen und Ausarbeiten der fertig gesinterten Gerüste ist mit dem einer gegossenen Metallbrücke vergleichbar. Auch die Schichtung der Verblendung ist keine Umstellung

für den Anwender im Vergleich zur Metallkeramik. Das Material ist in den Brennphasen und in seiner Gerüststabilität sehr sicher. Die enormen Zähigkeits- und Biegefestigkeitswerte erlauben eine äußerst grazile Gestaltung, die der Parodontalhygiene zugutekommt. Zudem weist dieser Werkstoff eine hohe Oberflächengüte bei fehlender statischer Aufladung nach, wodurch die Plaqueakkumulation auf ein Minimum reduziert wird.<sup>85,72</sup>

### **3. Diskussion der Ergebnisse**

Untersucht wurde, ob das Design dieser Restaurationen, also mit einem oder zwei Klebeflügeln ausgestattet, die Langlebigkeit der Adhäsivbrücken beeinflusst. Es wurde postuliert, dass einflügelige Adhäsivbrücken ggf. den zweiflügeligen, insbesondere bei erhöhter Pfeilerzahnmobilität, welche in diesem Versuch nicht weiter berücksichtigt wurde, überlegen sein könnten.<sup>53</sup> So wurde der VMK-Adhäsivbrücke im Anhängerdesign, also mit nur einem Klebeflügel versehen, eine gute klinische Prognose zugeschrieben.<sup>7,32</sup> Auch im klinischen Vergleich schnitt die Adhäsivbrücke im Anhängerdesign nicht schlechter ab, als die zweiflügeligen Restaurationen.<sup>11</sup> Bei Adhäsivbrücken aus Vollkeramik ergab sich ein ähnliches Bild. Die Arbeitsgruppe KERN et al.<sup>39</sup> konnten im klinischen Versuch zeigen, dass vollkeramische Adhäsivbrücken aus einer Aluminiumoxidkeramik mit nur einem Klebeflügel sich nicht schlechter bewähren als Adhäsivbrücken aus dem gleichen Material im konventionellen Zwei-Flügel-Design.<sup>43</sup> Auch unter In-vitro Bedingungen ergab sich bezüglich der Überlebenswahrscheinlichkeit des Designs kein signifikanter

Unterschied.<sup>44</sup> In der oben genannten Arbeitsgruppe wurde sowohl im klinischen Versuch als auch unter Laborbedingungen immer die gleiche Präparation angewandt.

Die Einführung hochfester Zirkonoxidkeramik-Gerüste mit verbesserten physikalischen Eigenschaften erhöhte die Stabilität metallfreier Restaurationen wesentlich.<sup>55,54</sup> Es stellt sich nun die Frage, inwieweit die bisher gemachten Beobachtungen mit VMK- bzw. Aluminium-Oxid-Adhäsivbrücken bezüglich des Designs und die bislang angewandten Präparationsrichtlinien auf Adhäsivbrücken mit Zirkonoxidkeramikgerüst übertragbar sind. Nach den vorhandenen In-vitro-Studien liegt die Festigkeit derartiger Konstruktionen 2,5- bis 3fach höher, als sie für glasinfiltrierte Aluminium-Oxid-Keramiken bekannt ist.<sup>19,24,50</sup> Legt man für Erwachsene physiologische Kaukräfte für die Frontregion von 10 bis 35 N zu grunde,<sup>6,31</sup> so lag die Versagensgrenze aller Restaurationsgruppen in der hier vorliegenden Untersuchung sowohl vor als auch nach Kausimulation in einem weit über diesem Belastungsabschnitt liegenden Bereich. Die Biegefestigkeitswerte des Zirkoniumdioxides übersteigen die geforderte Mindestfestigkeit (Dehngrenze) für großspannige Suprakonstruktionen aus Legierungen von 450 MPa um mehr als das Doppelte.<sup>20</sup> Es ergaben sich jedoch Unterschiede zu den Beobachtungen aus anderen Untersuchungen.

Sowohl vor als auch nach Kausimulation war die Biegefestigkeit der zweiflügeligen Adhäsivbrücken signifikant höher als die der einflügeligen Restaurationen, was im Widerspruch zu den Beobachtungen von KOUTAYAS et al.<sup>44</sup> steht. Hier konnte im statischen Belastungsversuch, allerdings ohne vorausgegangene Kausimulation, kein signifikanter Unterschied zwischen ein- und zweiflügeligen Adhäsivbrücken aus

Aluminium-Oxid-Keramik beobachtet werden. Ob dieser Umstand in den unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften der Gerüstkeramiken oder in einer ggf. nicht vergleichbaren Versuchsanordnung begründet liegt, bleibt zu klären. Eine Übertragbarkeit dieser Beobachtung auf die klinische Situation ist nicht gegeben, da in der hier vorliegenden Versuchsanordnung zwar eine Mobilität der Pfeilerzähne simuliert wurde, diese jedoch nicht unterschiedlich war.

Weiterhin konnte beobachtet werden, dass die 5-Jahres-Kausimulation keinen signifikanten Einfluss auf die Versagensquote der Restaurationen im statischen Bruchversuch zeigte. Ein Alterungsprozess der Keramik, der sich in Form eines Stabilitätsverlustes manifestiert hätte, konnte auf diesem Wege nicht gezeigt werden. Gleichwohl war zu beobachten, dass in der Gruppe der einflügeligen Restaurationen ohne Präparation die Versagensursache „Lösen des Klebeverbundes“ nach Kausimulation auffallend zunahm. Dies deckt sich mit den Beobachtungen aus der VMK-Klebebrückentechnik, wo, allerdings vergleichend untersucht bei zweiflügeligen Adhäsivbrücken, die Präparationsform einen signifikanten Einfluss auf das Versagen der Klebeverbindung hat.<sup>27,73,13,3</sup>

Allerdings wurde in einer anderen Untersuchung gezeigt, dass eine künstliche Alterung der Proben die Verbindung von Panavia 21 Ex zu einer Zirkonoxidkeramik nicht signifikant beeinflusste.<sup>86</sup> In der hier vorliegenden Untersuchung scheint jedoch die Schwächung des Klebeverbundes nach 5-Jahres-Kausimulation bei nicht retentiver Präparation einen Einfluss auf das Versagen der Restaurationen zu haben. Nach genauer visueller Betrachtung der Proben, bei denen sich die Klebeverbindung löste, und den zugehörig gelösten Brücken war

auffällig, dass der Großteil des „Klebers“ an den Pfeilerzähnen zu finden war und kaum an den Klebeflächen der Brücken. Die Verteilung des Panavia 21 Ex zwischen Adhäsivfläche des Pfeilerzahns und des Gerüsts zeigt dies eventuell als ursächliche Schwachstelle der Klebeverbindung. Die Ursache ist im Eindringen von Wasser, welches innere Kleber- oder Grenzflächen Kleber-Eigenschaften bzw. beides ändert, zu vermuten.<sup>58</sup>

Offen bleibt die Frage, inwieweit die hier vorliegenden Ergebnisse auf die klinische Situation übertragbar sind bzw. welche Überlebensrate sich für oben beschriebene Restaurationen in einem Modell mit Pfeilerzähnen unterschiedlicher Mobilität ergeben würde.

## **VI. Schlussfolgerung**

In der hier vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass unter den beschriebenen Versuchsbedingungen bei den zweiflügelig konstruierten Restaurationen im Vergleich zu den einflügeligen Brücken eine signifikant höhere Bruchkraft notwendig war. Insgesamt konnte zwar kein Einfluss der Kausimulation auf die Gesamtversagensquote beobachtet werden, die Häufigkeit des Versagens der Klebeverbindung nahm jedoch in der Gruppe der einflügeligen Restaurationen mit Präparationsdesign 2 nach Kausimulation zu.

Eine unmittelbare Empfehlung einflügeliger Adhäsivbrücken für die zahnärztliche Praxis kann zum jetzigen Zeitpunkt jedoch nicht ausgesprochen werden, da diese Restaurationsform von den gesetzlichen Krankenkassen nicht mit Beiträgen unterstützt wird.

## VII. Literaturverzeichnis

1. Adamczyk, E., Spiechowicz, E.: Plaqueaccumulation on crowns made of varios materials.  
J Prosthodont 1990, 3: 33-45
2. Akagava, Y., Ichikawa, Y., Nikai, H., Tsuru, H.: Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implants in initial bone healing.  
J Prosthet Dent 1993, 69: 599-604
3. Behr, M., Leibrock, A., Stich, W., Rammelsberg, P., Rosentritt, M., Handel, G.: Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an on-going prospective study begun in 1985.  
Clin Oral Invest 1998, 2: 31-35
4. Bell, A.M., Kurzeja, R., Gamberg, M. G.: Cera-mometal crowns and bridges. Focus on failures.  
Dent Clin North Am 1985, 29: 763-778
5. Böning, K., Reppel, P.-D.: Adhäsivbrücken – eine Longitudinalstudie.  
Dtsch Zahnärztl 1992, 47: 608-610
6. Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinyl silane created fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate.  
US Patent 1962, 3: 006-112

7. Briggs, P.: The single unit, single retainer, cantilever resin-bonded bridge.  
Brit Dent J 1996, 181: 373 - 379
8. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials for enamel surfaces.  
J Dent Res 1955, 34: 849-853
9. Busch, M.: Kleben in der Zahntechnik.  
Quintessenz Zahntech 1991, 17: 1196-1212
10. Calamia, J.R., Simonsen, R.J.: Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain.  
J Dent Res 1984, 63: 179-183
11. Chan, A.W.K., Barnest, I.E.: A prospective study of cantilever resin-bonded bridges: An initial report.  
Aust Dent J 2000, 45: 6-31
12. Cramer, S. von Clausbruch: Zirkon und Zirkonium.  
Dental-Labor 2003, 7: 1137-1142
13. Creugers, N.H., Snoek P.A., Vant't Hof, M.A., Kayser, A.F.: Clinical performance of resin-bonded bridges: a five year prospective study. Part III: failure characteristics and survival after debonding.  
J Oral Rehabil 1990, 17: 86-179
14. Derand, P., Derand, T.: Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics.  
Int J Prosthodont 2000, 13: 131-135
15. Deutsches Institut für Normung e.V. (Hrsg.): DIN EN ISO 6872 Dentalkeramik.  
Beuth Verlag, Berlin 1998

16. Dürr, D., Schultheiss, R., Kern, M., Strub, J.R.: Clinical comparison of porcelain-fused-to-metal and all-porcelain resin-bonded bridges.  
J Dent Res 1993, 72 : 217 Abstr 908
17. Edelhoff, D., Junge, L.M., Spiekermann, H., Yilderim, M.: Three-years clinical results of two all-ceramic post systems.  
J. Dent Res 2002, (IADR Abstracts), 80 Abstr 2586
18. Ferraris, M., Verne, E., Appendino, P., Moiescu, C., Krajewski, A., Ravaglioli, A., Piancastelli, A.: Coatings of zirconia for medical applications.  
Biomaterials 2000, 21: 765-773
19. Filser, F., Lüthy, H., Schärer, P., Gauckler, L.: All-ceramic dental bridges by direct ceramic machining (DCM).  
Bioceram Proc Int Symp Ceram Med 1997, 10: 433-436
20. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Lüthy, H., Schärer, P., Gauckler, L.: Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM).  
Int J Comput Dent 2001, 4: 89-106
21. Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P.: Untersuchung zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl 1999, 54: 692-694
22. Gräf, W., Knorr, M.: Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen.  
Dtsch Zahnärztl 1960, 15: 30-34
23. Haastert, B., Hickel, R., Holste, Th., Kerschbaum, Th.: Einflussfaktoren für das Verlustrisiko von Adhäsivbrücken.

- Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992, 102: 416-421
24. Hahn, R., Wolf, M.: Elastizitätsgrenze keramischer und keramisch verblendeter Seitenzahnkronen in vitro.  
Akta Dent Helv 1996, 1: 274-281
  25. Hammer P., Berg C.: Ein ästhetischer Erfolg, Die Adhäsivbrücke aus Vollkeramik.  
Dental-Labor 1993, 5: 93, XLI, 761
  26. Heinenberg, B.-J.: Die modifizierte Maryland-Brücke.  
Quintessenz, Berlin-Chicago 1983
  27. Holste, Th., Berling, F.: Vergleichende Untersuchung zur Haftfestigkeit von Komposite-Ätzbrücken herkömmliche und zusätzliche Retentionshilfen.  
Dtsch Zahnärztl 1992, 37: 885-889
  28. Holste, Th.: Der Frontzahnverlust im jugendlichen Gebiß –  
Therapiemöglichkeiten aus Sicht des Prothetikers.  
Dtsch Zahnärztl 1984, 39: 430-432
  29. Holste, Th., Kerschbaum, Th.: Konsensus-Papier  
“Klebebrücken”.  
Dtsch Zahnärztl 1994, 49: 213-216
  30. Holste, Th., Renk, A.: Klebebrücken in der Zahnheilkunde.  
Materialtechnische Grundlagen und klinische Anwendungen.  
Carl Hanser Verlag, München 1985
  31. Howe, D.F., Denehey, G.E.: Anterior fixed partial dentures  
utilizing the acid-etch technique and a cast metal framework.  
J Prosthet Dent 1977, 37: 28-31
  32. Hussey, D.L.: „The clinical Performance of cantilevered resin-  
bonded bridgework.

- J Dent 1996, 24: 251-256
33. Ichikawa, Y., Akagava, Y., Nikai, H., Tsuru, H.: Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo.  
J Prosthet Dent 1992, 68: 322-326
34. Jüde, H.D., Kühl W., Roßbach A.: Einführung in die Zahnärztliche Prothetik.  
Deutscher Ärzte Verlag, Köln 1997
35. Kappert, H.F., Knode, H., Manzotti, L.: Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich.  
Dent Labor 1990, 38: 177-183
36. Kappert, H.F.: Vollkeramik, Werkstoffkunde, Zahntechnik, klinische Erfahrung.  
Quintessenz Verlags-GmbH 1996
37. Kappert, H.F.: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken.  
ZM 2003, 93(7): 42-46
38. Kern, M.: Vollkeramik auf einen Blick.  
Quintessenz Zahntech 2006, 32: 514-520
39. Kern, M., Strub, J. R.: Klinische Anwendung und Bewährung von Adhäsivbrücken aus der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl 1992, 47: 532-535
40. Kern, M., Feching, T., Strub, J.R.: Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial denture.  
J Prosthet Dent, 1994, 3: 0023-3913
41. Kern, M., Gläser, R.: Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures: A new treatment modality.

- J Esthet Dent 1997, 9: 255-264
42. Kern, M., Wegner, S.: Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability.  
Dent Mat 1998, 14: 64-71
43. Kern, M., Tomic, M.: Clinical outcome of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures.  
J Dent Res 2002, 81 : 152 Abstr 1066
44. Koutayas, S.O., Kern, M., Ferraresso, F., Strub, J.R.: Influence of design and mode of loading on fracture strength of all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: An in vitro study in a dual-axis chewing simulator.  
J Prosth Dent 2000, 83: 540-547
45. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.: In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restauratinsysteme. 1. computergesteuerter Kausimulator.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990, 100(8): 953-60
46. Kullmann, W.: Die Klassifikation von Befestigungskunststoffen für Ätz-Klebe-Restaurationen.  
Dtsch Zahnärztl 1988, 43: 1077-1080
47. Lambrechts, P., Inokoshi, S., Van Meerbeek, B., Willems, C., Braem, M., Vanherle, G.: Classification and potential of composite luting materials. In: Mörmann WH (ed.): State of the art of the CEREC-method. International symposium on computer restorations.  
Quintessence , 1991 Chicago : 61-90

48. Löffel, O., Lüthy, H., Filser, F., Gauckler, L., Schärer, P., Hämmerle, C.: Bond strength to Zirconia ceramic with different luting cements.  
J Dent Res 2001, 80: 662, Abstr 1084
49. Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.: Kronen aus Hochleistungskeramik.  
Dtsch Zahnärztl 1998, 53: 280-285
50. Luthardt, R., Sandkuhl, O., Reitz, B.: Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns.  
Eur J Prosthodont Restor Dent 2000, 7: 113-119
51. Luthardt, R.G., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J.D., Kuhlisch, E., Walter, M.: Reliability and Properties of Ground Y-TZP-Zirconia Ceramics.  
J Dent Res 2002, 81: 487-491
52. Malament, K.A., Socransky, S.S.: Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure.  
Journal of Prosthetic Dentistry 2001, 86: 511-519
53. Marinello, C.P., Belser, U.: Die Adhäsivbrücke – alternative Lückenversorgung?  
Schweiz Monatschr Zahnmed 1987, 97: 1096-1103
54. Marinello, C.P., Schärer, P.: Resin-bonded etched cast extracoronal attachments for removable partial dentures: clinical experiences.  
Int J Periodont Rest Dent 1987, 7: 36-49

55. Marinello, C.P., Schärer, P.: Einzelzahnersatz beim jugendlichen Patienten.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990, 100: 596-611
56. Marx, R.: Grundlagen der Klebtechnik.  
Zahnärztl Welt 1986, 95: 226-228
57. Marx, R.: Das Kleben von Metall für Adhäsivbrücken.  
Zahnärztl Mit 1987, 77: 117-123
58. Marx, R.: Ursachen für das Versagen von Klebeverbindungen bei Adhäsivbrücken.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1987, 97: 458-464
59. Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwirth, F.: Rissparameter und Weibullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien.  
Dtsch Zahnärztl 2001, 56: 90-98
60. Meiers, J. C., Meetz, H.K.: Design modifications for etched-metal, resinbonded retainers.  
Gen Dent 1985, 33: 4-41
61. Newburg, R., Pameijer, CH.: Composite resins bonded to porcelain with silane solution.  
J Am Dent Assoc 1978, 96 : 288-291
62. Oblak, C., Jevnikar, P., Kosmac, T., Funduk, N., Marion, L.: Fracture resistance and reliability of new zirconia posts.  
J Prosthet Dent 2004, 91: 342-348
63. Peters, S.: Vergleich der Abschliffmengen bei Adhäsivankern und bei Kronen.  
Quintessenz 1986, 37: 2039-2044

64. Peters, S.: Bewährung dreigliedriger Adhäsivbrücken in der Praxis.  
Dtsch Zahnärztl Z 1989, 44: 833-835
65. Pfeiffer, P., Marx, R.: Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989, 99: 782-786
66. Piconi, C., Maccauro, G.: Zirconia as a ceramic biomaterial.  
Biomaterials 1999, 20: 1-25
67. Plueddemann, E. P.: Adhesion through silane coupling agents.  
J Adhesion 1970, 2: 184-194
68. Pospiech, P., Rammelsberg, P., Gernet, W.: Die vollkeramische Klebebrücke – eine Standortbestimmung.  
Phillip J 1994, 11, 75-79
69. Pospiech, P., Rammelsberg, P., Gernet, W., Toutenburg, H.: In-Ceram-Adhäsivbrücken: der Einfluss der Präparationsform und Gerüstgestaltung auf die Bruchfestigkeit.  
Dtsch Zahnärztl Z 1994, 49: 622-626
70. Pospiech, P.: Vollkeramische Klebebrücken – eine substanzschonende Alternative als Ergänzung des vorhandenen Therapiespektrums.  
Deutscher Zahnärztekalendar 2000, 69-89
71. Pröbster, L., Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGZPW: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?,  
ZM 2002, 1: 28-29

72. Quirynten, M., van Steenberghe, D.: Bacterial adhesion to oral implants and assessment of attachment and marginal bone level.  
Dtsch Zahnärztl 1993, 48: 158-160
73. Rammelsberg, P., Gernet, W., Pospiech, P., Pahle, M.: Klinischer Vergleich von Adhäsivbrücken in Abhängigkeit von Präparationsform und Gerüstkonditionierung.  
Dtsch Zahnärztl 1991, 46: 653-656
74. Richter, E.-J., Klinische Erfahrungen mit der Dicor-Glaskeramik, Kappert, H.F., Vollkeramik- Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung,  
Quintessenz Verlags-GmbH Berlin 1996,1: 119-132
75. Rochette, A., L.: Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth.  
J Prosth Dent 1973, 30: 418-423
76. Rieger, W.: Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin.  
Industrie Diamanten Rundschau 1993, 2: 116-120
77. Rosenstiel, S. J., Land, M.F., Crispin, B.J.: Dental Cuting agents: A review off he current literature.  
J Prosth Dent 1998, 80: 280-301
78. Roulet, J.,F., Herder, S.: Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten  
Zahnärztl Mit 1989, 79: 908-913
79. Sadoun, M., Perelmuter, S.: Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns.  
Pract Periodontics Aesthet Dent 1997, 9: 1047-1053

80. Sailer, I., Lüthy, H., Feher, A., Schumacher, M., Schärer, P., Hämmerle, C.: 3-year results of zirconia posterior fixed partial dentures made by Direct Ceramic Machining (DCM).  
J Dent Res 2003, 82: (Spec Iss B), Abstr 0074
81. Schwickerath, H.: Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik.  
Dtsch Zahnärztl 1983, 38: 21-25
82. Sturzenegger, B., Fehe'r, A., Lüthy, H., Schumacher, M., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Schärer, P.: Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet hergestellt mit dem DCM-System.  
Acta Med Dent Helv 2000, 5: 131-139
83. Sudhoff, C., Schnellbacher, K., Kielhorn, J.: Zirkonoxid als Werkstoff in der Implantat- und Kombinationsprothetik.  
Quintessenz Zahntech 2003, 29: (6) 730-740
84. Tiller, H.J., Eichler, D., Musil, R.: Prüftests für Kunststoff-Metall-Verbunde: Bedeutung und Probleme der Anwendung.  
Dent Lab 1988, 36: 1425-1431
85. Weber, H., Netuschil, L.: Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl 1992, 47: 278-281
86. Wegener, S.M., Kern, M.: Long-term resin bond strength to Zirconia Ceramic.  
J Adhesive Dent 2000, 2: 139-147
87. Weigl, P., Hauptmann, J., Lauer, H.,-Ch.: Vorteile und Wirkungsweise eines neuen biokompatiblen Haltelements:

vollkeramische Primärkrone kombiniert mit metallischer  
Sekundärkrone.

Quintessenz Zahntech 1996, 22: (4) 507-525

88. Wirz, J., Schmidli, F., Steinemann, S., Wall, R.:  
Aufbrennlegierungen im Spaltkorrosionstest.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1987, 97: 571-590

1.2. Gruppe 1 (einflügelig mit Präparation)

Nr.	Fmax [N]	L bei Fmax [%]	Ver-sagens-ursache	Sta-tistik	Fmax [N]	L bei Fmax [%]
1	222,56	86,12	B	x	221,23	78,55
2	224,90	158,32	K	s	59,94	36,03
3	291,78	115,03	B			
4	217,76	58,01	V			
5	66,20	28,22	K, B			
6	247,77	64,07	V			
7	245,45	59,51	V			
8			• D, Z			
9			• D, Z			
10	321,38	129,26	• B			
11	229,29	55,57	• V			
12	194,46	65,87	• V			
13	177,12	76,24	• B			
14	216,09	46,39	• K			

1.3. Gruppe 2 (einflügelig ohne Präparation)

Nr.	Fmax [N]	L bei Fmax [%]	Ver-Sagens-ursache	Sta-tistik	Fmax [N]	L bei Fmax [%]
1	258,02	80,96	K	x	198,32	71,73
2	307,76	87,11	V	s	45,92	22,16
3	181,68	89,01	V			

4	214,52	58,41	K	
5	197,07	116,15	V	
6	179,92	50,44	V	
7	130,04	56,21	B	
8			• D, K	
9			• D, K	
10	227,01	81,11	• V	
11	186,62	91,44	• V	
12	166,74	50,75	• K	
13	158,90	31,03	• K	
14	171,61	59,14	• K	

• zusätzliche dynamische Belastung vorher, **B**-Bruch der Brücke, **V**-Abplatzung der Verblendung, **K**-Lösung der Klebung, **Z**-Zahnfraktur, **D**-Versagen bei dynamischer Belastung

## **2. Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Richter für die Überlassung des Themas und die jederzeit freundliche Unterstützung von Herrn Dr. Ries und Prof. Dr. Th. Holste bei der Durchführung der Arbeit.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes und der freundlichen Hilfestellungen der Mitarbeiter des Dentallabor Jung in Wertheim, sowie den Mitarbeitern des Prothetiklabors in der Zahnklinik Würzburg.

Der Firma DeguDent danke ich für die Bereitstellung der Materialien.

### 3. Lebenslauf

- geboren am 10. Mai 1977 in Frankfurt (Oder)
- Tochter Maya geboren am 15.02.08
- Mutter Renate Westphal,  
Kinderkrankenschwester, Podologin
- Vater Dr. Reinhard Wolff, Zahnarzt
- Schwester Luisa Melanie Elisabeth,  
Krankenschwester
  
- 1991 10. Klasseabschluss an der 1. Gesamtschule Frankfurt (Oder)
- 1993 bis 1996 Abitur an der 1. Gesamtschule mit gymnasialer  
Oberstufe in Frankfurt (Oder)
- Juli 1995 Praktikum im Dentallabor L. Schlanz in  
Waldshut – Tiengen
- 1996 bis 2000 Ausbildung zur Zahntechnikerin in München im  
Dentallabor Franz Adametz
- Februar bis April 2000 Geselle im Dentallabor Franz  
Adametz
- 2000 bis 2005 Studium der Zahnmedizin an der Julius  
Maximilians – Universität Würzburg
- 02.08.05 bis 02.11.05 Famulatur in Brasilien (Recife  
Resozialisierungsprojekt für Kinder der Favelas mit zahnärztlicher  
Versorgung)
- 01.01.06 bis 01.10.07 Assistenz Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Ina  
Waschke in Müllrose
- 01.09.08 bis 01.11.08 Assistenz Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr.

Dagmar Mallok in Brieskow - Finkenheerd

- Seit 05.01.09 selbständige Zahnärztin in Brieskow -  
Finkenheerd

Maria Westphal