

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

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

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Jan Michael Bublak
aus Bad Kissingen

Würzburg 2007

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

Jan Michael Bublak

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

Koreferent: Prof. Dr. Dipl.-Ing. R. Thull

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 06. November 2007

Der Promovend ist Zahnarzt

Meinen Eltern

I.	Einleitung.....	1
1.	Die konventionelle Adhäsivbrücke	1
1.1.	Die Rochette-Brücke	1
1.2.	Makromechanische Verankerung	2
1.3.	Mikromechanische Verankerung	3
1.4.	Der chemische Verbund	6
1.5.	Die retentive Präparation	8
1.6.	Indikation und Prognose	10
2.	Die vollkeramische Adhäsivbrücke	14
2.1.	Vergleich zur konventionellen Adhäsivbrücke	14
2.2.	In-Ceram®	15
2.3.	Empress®	18
2.4.	Die Präparation	19
2.5.	Prognose der zweiflügeligen vollkeramischen Adhäsivbrücken ..	20
3.	Die Adhäsivbrücke im Anhängerdesign	22
3.1.	Verluststraten	22
3.2.	Derzeitiger Wissenstand über metallische und nicht-metallische einflügelige Adhäsivbrücken	24
II.	Das Ziel der Untersuchung	25
III.	Material und Methode	26
1.	Die Modellherstellung	26
2.	Die Präparation	27
3.	Abformung und zahntechnische Ausführung	28
4.	Das Kleben	29
5.	Kausimulation (dynamische Belastung)	30
6.	Statische Belastung	31
IV.	Ergebnisse	33
1.	Mittelwerte und Standardabweichung	33
1.1.	Gruppe 1	33
1.2.	Gruppe 2	34
1.3.	Gruppe 3	34
1.4.	Gruppe 4	35

2.	Statistische Auswertung	36
2.1.	Signifikanzniveau in den unterschiedlichen Versuchsgruppen	37
2.2.	Einfluss der Kausimulation innerhalb der Gruppen	38
3.	Versagensursache	39
V.	Diskussion	42
1.	Hintergrund des Versuchs	42
2.	Das Verfahren und „zufällige Fehler“	43
3.	Diskussion der Ergebnisse	45
VI.	Schlussfolgerungen	50
VII.	Literaturverzeichnis	51

I. Einleitung

1. Die konventionelle Adhäsivbrücke

1.1. Die Rochette-Brücke

Rochette beschrieb 1973 erstmals die Schienung von Frontzähnen mittels Säureätztechnik unter Verwendung eines Metallgerüsts (Rochette A.L., 1973). Hieraus entwickelte sich die Klebe- bzw. Adhäsivbrückentechnik, mit deren Hilfe minimal invasiv Zahnersatz für spezielle Indikationen angefertigt und eingegliedert werden konnte. Während bei der konventionellen Kronen- bzw. Brückenpräparation je nach Präparationsdesign zwischen 50 und 70% der klinischen Krone abgetragen werden mussten, bewegte sich der Zahnhartsubstanzverlust bei Adhäsivbrückenpräparationen zwischen 0 und 10% (Peters S., 1986). Dieses Substanz schonende Vorgehen war besonders bei jugendlichen Patienten mit kariesfreien Nachbarzähnen und ausgedehntem Pulpencavum von Vorteil.

Mit der Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore wurde 1955 die Grundlage für den adhäsiven Verbund zwischen Zahnschmelz und Kunststoff geschaffen. Anfänglich nur in der konservierenden Zahnmedizin angewendet, nutzten Ibsen 1973 und 1975 Buonocore diese Methode für prothetische Zwecke (Tay W.M., 1994). Sie versorgten kariesfreie, durch Trauma oder Nichtanlage verursachte Lückengebisse mit Prothesenzähnen oder den noch vorhandenen Kronen der luxierten Zähne (Strub J.R., 1994). Diese befestigten sie an den benachbarten Pfeilerzähnen nach deren Schmelzkonditionierung mit Komposit. Gewöhnlich war dafür nur eine Sitzung nötig. Neben der geringen Invasivität der Versorgung war dies auch eine entsprechend preisgünstige Lösung. Als besonderer Vorteil galt, keine Zahnhartsubstanz wie bei der konventionellen Brückentherapie opfern zu müssen, allerdings war die Frakturgefahr in den Fügezonen relativ groß. Auch zusätzliche Retentionen wie korrosionsfreie Drähte, Netze oder Metallstifte brachten keine entscheidende Verbesserung der Prognose bzw. der Erfolgswahrscheinlichkeit (Tay W.M., 1994).

Rochette modifizierte dieses Verfahren, indem er gelockerte Unterkieferzähne durch perforierte Parodontalschienen stabilisierte. Aus Metall in einem Stück gegossen, wurden sie mit Komposit an die geätzten Lingualflächen der Zähne geklebt. Diese Behandlungsmethode entwickelten Howe und Denehy ein Jahr später weiter, indem sie verlorengegangene Frontzähne durch Brückenglieder aus Keramik oder Kunst-

stoff ersetzen und sie am Metallgerüst befestigten (Strub J.R., 1994). Diese sogenannte „Rochette-Brücke“ wurde damals als Langzeitprovisorium eingesetzt und bot eine Alternative zur herausnehmbaren Teilprothese. Im Vergleich zur konventionellen Brückentechnik konnten insbesondere die Vitalität und Entzündungsfreiheit des noch ausgedehnten Pulpencavums bei jugendlichem Zahn durch diese Substanz schonende Behandlungsart gewährleistet werden. Des Weiteren konnten die supragingival verlaufenden Ränder des Brückengerüsts parodontal-prophylaktischen Erfordernissen gerecht werden (Rochette A.L., 1973).

Aufgrund der Weiterentwicklung dieser Konstruktion an der Universität von Maryland wird diese Brückenkonstruktion heute auch als Marylandbrücke bezeichnet. Weitere heute gebräuchliche Synonyme sind Adhäsiv-, Klebe- oder Ätzklebebrücke.

1.2. Makromechanische Verankerung

Die Verankerung der ersten Adhäsivbrücken erfolgte zunächst rein makromechanisch durch den Klebstoffüberschuss an den trichterförmig perforierten Retentionsflügeln (Hinterschnitt-Design). Hierbei spielten nach Williams et al. (1982) und Saunders (1984) die unterschiedliche Anzahl und Größe der Perforationen keine Rolle, solange ihr Gesamtquerschnitt gleich blieb. Bei der Herstellung war es zu aufwändig, nachträglich Löcher in das Metallgerüst zu bohren; direkt ins Wachs modellierte Aussparungen in Loch-, Fenster- oder „Fischmaul“- Form waren vorzuziehen (Heineberg B.J., 1989; Grossetete G., 1984). Diese brachten jedoch keine Verbesserung der Haftkraft (Grossetete G., 1984). Nach längerer Tragedauer der Brücken kam es durch abraderte oder gebrochene Kunststoffzapfen zum Retentionsverlust (Rateitschak K.H., 1993).

Später ersetzen gitterartige Flügel die Perforationen. Aus gewöhnlichen Haushaltsnylonsieben wurde ein passendes Stück in die Wachsmodellation integriert. Danach etablierten sich konfektionierte Systeme wie Durlingual® (Unitek, Puchheim, Deutschland) und Klett-o-Bond® (Renfert, Hilzingen, Deutschland), die sich in der Maschengröße, der Netzstruktur und dem Design der Retentionsflügel unterscheiden. Das Umsetzen in Metall erwies sich aber aufgrund der feinen Netzstruktur sowohl beim Einbetten (der Gebrauch von Netzmitteln wird hierbei kontrovers diskutiert), als auch beim Gießen als schwierig. Geringere Hinterschneidung und damit

geringerer Widerstand gegen Zug- und Scherkräfte wurden als Folge beschrieben (Özcan M., 1998).

Nicht-perforierte Retentionsflügel sollten die Haltbarkeit der Verbindung einer Klebebrücke durch den Schutz des Klebers erhöhen (Tay W.M., 1994). Lediglich im Randbereich war das Komposit dem Mundmilieu ausgesetzt. Als Retention wurden Perlen aus Kunststoff (La Barre und Ward, 1984) oder anderen ausbrennbaren Materialien (Wiltshire und Ferreira, 1987) auf das Modell gestreut und nach rückstandslosem Verbrennen während des Gussverfahrens in Metall umgesetzt.

Eine grubenartige Oberfläche der metallischen Retentionsflügel erhielt man durch das Einbetten gewöhnlicher 0,15-0,25 mm großer Salzkristalle. Während des Einbettvorganges lösten sich die Salzkörner auf und hinterließen im Wachs Eindrücke und Dellen, die ebenso in den Guss umgesetzt wurden. Gelegentlich wurde diese Methode nach ihrem Ursprungsort, dem Medical College of Virginia, als Virginia-Salz-Technik bezeichnet (Hudgins et al., 1985). Auch kombinierte Produkte, die auf dem Prinzip von Perlen und Gruben aufbauten, kamen zur Anwendung.

Die damit einhergehende Verdickung der Retentionsflügel sowie regelmäßige Retentionsverluste machten es aber erforderlich, nach besseren Verbundmechanismen zu forschen.

1.3. Mikromechanische Verankerung

Durch eine geeignete Vorbehandlung der dem Zahnschmelz zugewandten Metalloberfläche ließen sich Mikroretentionen für den Komposit schaffen. Auf diese Weise konnte auf die Makroretentionen verzichtet und die Metallflügel dünner gestaltet werden (Kerschbaum Th., 1994).

1981 waren es Mc Laughlin in New York und Thompson et al. an der Universität von Maryland, die die Idee des Ätzens von Metalllegierungen von dem bekannten Phänomen des Lochfraßes her ableiteten (Mc Laughlin G., 1981; Thompson V.P. et al., 1981). Durch chemische oder elektrochemische Vorgänge erreichte man ein poröses Muster, in dem der dünnfließende Kunststoff Halt fand. Durch dieses Verfahren konnte die Haftkraft des Kompositklebers am Metallgerüst erhöht werden (Dunn B., 1976).

Die Konditionierung mit Aluminiumoxid bewirkte ebenfalls eine Steigerung des Haftverbundes (Holste Th., Renk A., 1985).

Art und Tiefe des Ätzmusters hingen von den Legierungsbestandteilen und der dendritischen Struktur der Legierung ab (Strub J.R., 1994), beim elektrolytischen Ätzen außerdem von der Art und der Konzentration des Elektrolyts, dem Abstand der Elektroden zueinander und der Stromflussdichte. Ideale Muster wiesen sowohl unter sich gehende als auch überbrückte Bereiche auf (Mc Laughlin, 1986). Es ergaben sich zwei Methoden des elektrolytischen Ätzens: Beim einzeitigen oder einphasigen Vorgehen liefen Ätzwang und Reinigung des Gerüsts parallel in einer Lösung, beim zweizeitigen oder zweiphasigen liefen Ätz- und Reinigungsprozess separat ab (Mc Laughlin, 1986). Geeignet waren vor allem nicht-hochgoldhaltige Legierungen, die zum Teil auch im Modellguss- oder VMK-Bereich ihre Anwendung fanden (Tay W.M., 1994).

Ausreichende Verbundergebnisse erzielte man mit Nickel-Chrom- und Nickel-Chrom-Beryllium-Legierungen (Wiltshire, 1986; Atta et al., 1990). Die Toxizität des Berylliums sowie die Allergie auslösende Wirkung des Nickels verhinderten jedoch die Verwendung dieser Legierungen (Lenz E., 1990).

Nickelfreie Kobalt-Chrom-Legierungen erreichten ähnliche Verbundfestigkeiten wie Nickel-Chrom-(Beryllium-)Legierungen (Tiller H.J., 1985). Silber-Palladium-Legierungen waren ebenfalls für das elektrolytische Ätzen geeignet (Tiller H.J., 1985). Ein in zahntechnischen Laboren gängiges Gerät zur Konditionierung der Metalloberflächen war das Mary-Etch® (Krupp, Essen, Deutschland). Mit kompakteren Geräten, wie der Combinette® (Wieland, Pforzheim, Deutschland), ließen sich ebenfalls zufriedenstellende Ätzmuster herstellen (Atta et al., 1987).

Beim elektrolytischen Ätzen war zu beachten, dass die Stromflussdichte in Abhängigkeit von der Größe der Verbundfläche mittels eines mathematischen Dreisatzes bestimmt werden musste. Chemisches Ätzen zur Schaffung einer mikroretentiven Verankerung hatte gegenüber dem elektrolytischen Ätzen den Vorteil, dass keine Flächen zur Berechnung der Stromflussdichte abgeschätzt zu werden brauchten. Dadurch ließ sich eine der häufigsten Ursachen für Misserfolge ausschließen (Hill et al., 1986).

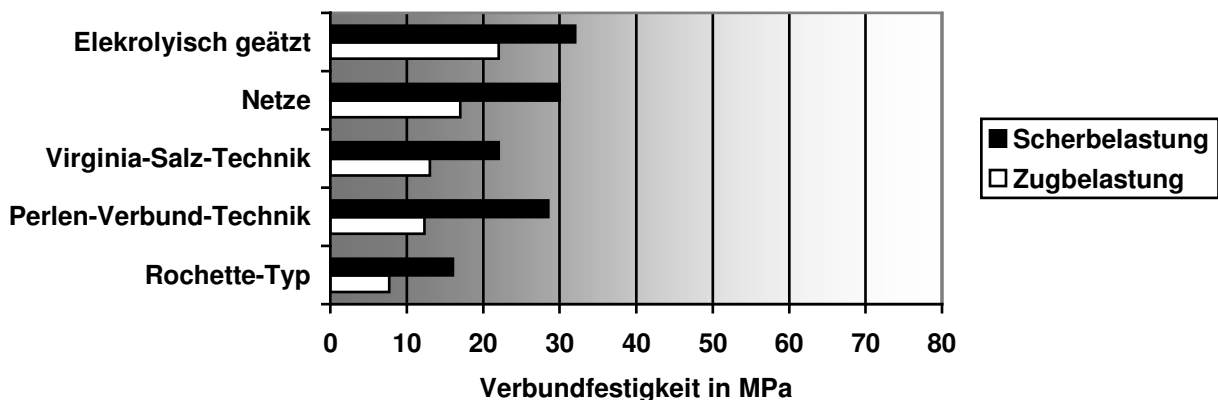


Abb. 1: Verbundfestigkeiten bei den mechanischen Verbundverfahren zwischen einer Nickel-Chrom-Legierung und dem Klebstoff Comspan®

Abbildung 1 zeigt die relativen Verbundfestigkeiten bei Scher- und Zugbelastung des Klebstoffes Comspan® (Caulk/Dentsply, Konstanz, Deutschland) im Verbund mit einer Nickel-Chrom-Legierung. Die Oberflächenstruktur wurde durch unterschiedliche Verfahren erreicht.

Die Verbundfestigkeit lag bei chemisch erzeugten Ätzmustern im Vergleich zu elektrolytisch geätzten Flächen höher oder etwa gleich hoch (Livaditis, 1986; Atta et al., 1987). Die Anschaffung kostspieliger Geräte entfiel somit. Die Säuren gab es entweder als Gel oder als Lösung. Das Gel Met-Etch® (Austenal Dental, Köln, Deutschland) zeigte zum Beispiel durch einen Farbumschlag das Ende des Ätzzvorganges an.

Die Ätzverfahren erforderten praktische Erfahrung und waren von der angewandten Technik abhängig und anfällig für Verfahrensfehler (Lyttle et al., 1986). Stichprobenartige Untersuchungen in verschiedenen Dentallaboren ergaben ungleiche und zum großen Teil mangelhafte Ätzmuster. Schlechte Qualitäten während der Herstellungsphase waren die Ursache (Lyttle et al., 1986).

Die Verwendung von Perlen und die Gestaltung von Gruben zur Retentionsschaffung waren von der makromechanischen Verankerung her bekannt. Stokes und Tidmarsh setzten dieses Prinzip 1986 auch auf mikromechanischer Ebene um (Stokes A.N., Tidmarsh B.G., 1986). Dazu wurde eine spezielle Metallfarbe (Inzoma®, Ivoclar Vi-

vadent, Schaan, Lichtenstein) dünn auf die sandgestrahlte Metalloberfläche aufgetragen. Es entstand eine poröse Beschichtung von 20-30µm Stärke, weshalb das Modell vor der Herstellung der Brücke mit einem Unterziehlack als Platzhalter versehen wurde.

1.4. Der chemische Verbund

Auf Metalloberflächen, die elektrolytisch verzinkt wurden, war ein stärkerer Verbund nachzuweisen als auf geätzten Flächen (Veen et al., 1986). Das Verfahren eignete sich für Gold- oder Gold-Silber-Palladium-Legierungen, bei Nichtedelmetall-Legierungen war es weniger effektiv (Veen et al., 1986). Zwischen Zinnschicht und Metallgerüst entstanden adhäsive Bindungskräfte. Die mit einer Peroxidlösung oxidierte Zinnoberfläche bewirkte den chemischen Verbund zum Komposit.

1984 stellten Musil und Tiller das Verfahren der Siliziumoxid- oder Silicoater-Beschichtung vor. Eine zwischen Metall und Kunststoff gelagerte Silikat-Schicht sorgte hier für den chemischen Verbund. Mithilfe einer Propangasflamme wurde Tetraethoxysilan in seine Moleküle aufgespalten und in einer Schicht von 100-1000nm auf die Metalloberfläche gedampft. Dieser an sich mechanische Verbund wurde durch eine sandgestrahlte Oberfläche unterstützt (Peutzfeld und Asmussen, 1988). Die beschichtete Oberfläche wurde mit einem Silanhaftvermittler bestrichen, der die chemische Verbindung zwischen den anorganischen Gruppen des Kunststoffes und der Silikat-Schicht herstellte.

Beim Silicoater MD®-Verfahren (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) wurde die Silikatschicht im Gegensatz zur Flammenpyrolyse elektrisch eingebrannt. Beim Siloc-/Kevloc®-Verfahren (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) erfolgte die Aktivierung der Verbundschicht durch indirekte Strahlungswärme (Göbel R., Welker D., 1996).

Das Prinzip des Rocatec®-Verfahrens (Espe, Seefeld, Deutschland) beruhte auf dem tribochemischen Aufbringen der Silikatschicht auf die Metalloberfläche. Mithilfe von mechanischer Energie wurden chemische Bindungen erzeugt. Bei diesem Verfahren nutzte man die kinetische Energie des Strahlgutes, das auf die Metalloberfläche auftraf.

Mit dem Cojet®-System (Espe, Seefeld, Deutschland) war eine intraorale Silikatisierung möglich. Es stellte eine Modifizierung des Rocatec®-Verfahrens (Espe, Seefeld, Deutschland) dar und fand neben der Vorbehandlung von Metallrestorationen vor der Zementierung vor allem bei intraoralen Reparaturen abgeplatzter Kunststoffverblendungen seine Anwendung (Strub J.R., 1994).

Als innovative Konditionierungsmittel wurden ferner Metallprimer verwendet, die sich in In-vitro-Tests als hydrolytisch stabil für den Kunststoff-Metall-Verbund darstellten (Marx R., 1987). Sie galten somit als Alternative zu den bekannten Silikatisierungsverfahren (Marx R., 1987). Die Haftvermittlersysteme wie der GC-Metal-Primer® (GC Corporation, Tokio, Japan) oder der Vita-Zeta-Bonder® (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) lieferten hierbei ähnlich hohe und legierungsabhängige Haftfestigkeitswerte wie die Silikatisierungsverfahren.

Jungwirth F. und Marx R. verglichen 1998 diese neuentwickelten Haftvermittler mit den gängigen Silikatisierungsverfahren Rocatec® (Espe, Seefeld, Deutschland) und Silicoater MD® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) in Abhängigkeit von der Legierung.

Eine schwerwiegende Ursache für die anfänglich hohen Misserfolgsraten von Adhäsivbrücken war die Schwächung des Klebeverbundes zwischen Zement und Metallflügel durch Hydrolyse (Marx R., 1987). Die Auswirkungen dieses Prozesses ließen sich vermindern, indem zur Verankerung der Restauration eine retentive Präparation angelegt wurde (Holste Th., Berling F., 1982).

Abbildung 2 zeigt die Ergebnisse der Haftfestigkeit im Zugversuch. Die Proben wurden nach einem, 30, 90 und 150 Tagen Lagerung in destiliertem Wasser (37°C) geprüft. Die Ergebnisse waren legierungsabhängig. Die höchsten Werte wurden mit dem Verbundsystem Silicoater MD® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) erzielt. Bei den Metallprimern hatte sich die Haftfestigkeit während der Lagerung erhöht.

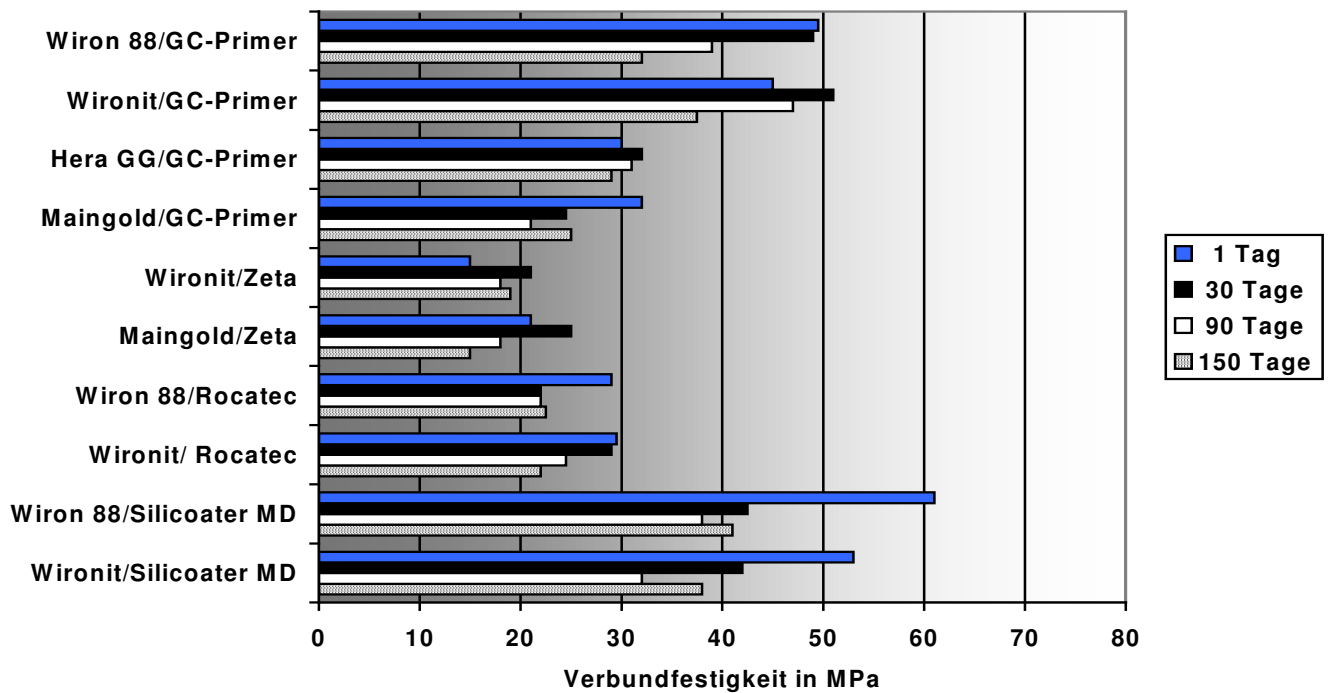


Abb. 2: Verbundfestigkeiten bei den chemischen Verbundverfahren zwischen den verschiedenen Legierungen und dem Klebstoff Comspan® in Abhängigkeit von der Dauer der Probenlagerung in Wasser

1.5. Die retentive Präparation

Bei der Planung der Versorgung musste die vorgesehene Tragedauer berücksichtigt werden. Bei rein provisorischen Lösungen war es nach wie vor sinnvoll, keine Präparation vorzunehmen (Pegoraro L.F., 1987).

Für definitive Versorgung zeigte sich jedoch, dass eine geeignete Widerstandsform der Präparation großen Einfluss auf die Langzeitprognose hatte (Kerschbaum Th. et al., 1987). Grundsätzlich konnte davon ausgegangen werden, dass die Ansätze zur Vergrößerung der Widerstandsform auf Gedanken beruhten, die schon von der Teilkronenprothetik her bekannt waren (Livaditis G.J., 1983; Meiers J.C., 1985). Es wurden diejenigen Präparationsmaßnahmen an den Pfeilerzähnen angestrebt, die eine eindeutige Einschubrichtung der Brücke bewirkten, so dass keine unterschiedli-

chen Positionen der Konstruktion möglich waren. Die Kaukräfte sollten entlang der Zahnachse verteilt und eine körperliche Fassung des Pfeilerzahnes erreicht werden (Pegoraro L.F., 1987).

In-vitro-Untersuchungen zur Stabilität von Adhäsivbrücken ergaben im Vergleich zu unpräparierten Zähnen im Oberkiefer eine Zunahme von 40% und im Unterkiefer eine Zunahme von 10% (Marinello C.P. et al., 1990).

Idealerweise bestand die Präparation nach Marinello et al. (1988) aus einer 180-Grad-Umfassung mit einer leicht supragingival verlaufenden Hohlkehle und parallelen vertikalen Rillen. Frontzähne wurden zusätzlich mit horizontalen Stufen versehen (siehe Abbildung 3).

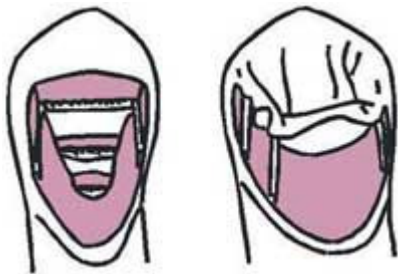


Abb. 3: Präparation an Frontzähnen (links) und Seitenzähnen (rechts)

Simonsen et al. gaben 1983 statt horizontaler Stufen eine zentrale Auflage im Sinne einer Zingulumkerbe an, McLaughlin und Wiltshire (1986) hingegen eine Stiftbohrung, die parallel zur Zahnachse verlief.

Photoelastische Studien zeigten, dass die oben genannten Präparationen eine Verkürzung des Hebelarms für Zug- und Scherkräfte bewirkten; der Rotationspunkt wurde vom Zervikalbereich in den Zingulumbereich verschoben, wodurch sich die Wirkung der angreifenden Kräfte reduzieren ließ (Caputo A.A., 1986).

Meiers und Metz gaben 1985 die Präparation seitlicher Führungsrillen ohne Führungsfläche an. Bei gleichbleibender Effizienz der Widerstandsform konnte auf diese Weise das Gerüst in bucco-oraler Richtung reduziert und mehr Zahnhartsubstanz geschont werden.

Im Seitenzahnbereich war es aufgrund der Zahnformen und -größen einfacher, ideale Widerstandsformen zu erreichen (Meiers J.C., 1985). Auch hier waren eine defi-

nierte Einschubrichtung, eine vergrößerte Verbundfläche zwischen Schmelz und Metall sowie die vertikale Abstützung das Maß für eine gezielte proximale und orale Präparationsform mit Führungsflächen und -rillen (siehe Abbildung 3 rechts). Caputo et al. wiesen 1986 darauf hin, dass Adhäsivbrücken an Molaren und Prämolaren im Bereich des oralen Armes und des Übergangsbereiches zum Brückenglied großen Kräften ausgesetzt waren. Die Kraftverteilung wurde hierbei durch gezielte proximale und orale Präparation bei gleichzeitiger Verstärkung des Gerüsts erreicht.

Um minimalinvasiv und zugleich retentiv zu präparieren, wurden die Verwendung eines Mundparallelometers sowie eine vorherige Modellanalyse und -präparation empfohlen (Pospiech P., 1994).

1.6. Indikation und Prognose

Als klassische Indikation der Adhäsivbrücke galt die Versorgung der Einzelzahnlücke. Eine Ausnahme war der Ersatz von Schneidezähnen im Unterkiefer. Hier war der Ersatz zweier benachbarter Zähne durch eine viergliedrige Klebebrücke zulässig. Besonders im kariesfreien jugendlichen Gebiss fand sie ihre Anwendung. Voraussetzung waren günstige individuelle anatomische und funktionelle Verhältnisse, ein nahezu defektfreier Zustand der Pfeilerzähne mit gesundem Parodontium sowie eine überdurchschnittliche Mundhygiene (Grossetete G. et al., 1984). Der Durchbruch der bleibenden Eckzähne und Prämolaren des zu versorgenden Kiefers sollte abgeschlossen sein. Die Adhäsivbrückentechnik konnte bei Nichtanlagen, bei traumatischem Zahnverlust, nach kieferorthopädischer Lückenöffnung und nach kieferchirurgischen Eingriffen sinnvoll angewandt werden (Grossetete G. et al., 1984).

Relative Kontraindikationen stellten Füllungen oder kariöse Läsionen im Bereich der Klebefugen, ein geringes Schmelzangebot bei kurzen klinischen Kronen, Platzmangel für die Retentionsflügel bei tiefem Biss und/oder eine unzureichende Mundhygiene dar. Als absolute Kontraindikationen galten Klebebrücken mit mehr als zwei Zwischengliedern, aktive Abrasionsgebisse, Parafunktionen und Lockerungsgrade der Ankerzähne größer als Null. Ästhetisch schwer zu lösen waren Fälle von inadäquaten Lückenbreiten, Weichgewebsverlusten und ungünstigen Stellungen der Pfeilerzähne, da die Diskrepanzen nicht über eine entsprechende Kronengestaltung und Zahnpräparation ausgeglichen werden konnten (Haastert B. et al., 1992).

Das Versagen der Klebeverbindung konnte verschiedene Ursachen haben. Neben der Kaubelastung spielte insbesondere die Hydrolyse des verwendeten Klebers durch den Speichel eine, wenn nicht die entscheidende Rolle. Durch eingelagertes Wasser wurde der Kleber plastifiziert und verlor einen Teil seiner kohäsiven Festigkeit; er quoll und nahm an Volumen zu (hygroelastischer Effekt - Marx R., 1987). Vor allem bei rein mechanischer Verankerung war das von Nachteil. Beim chemischen Verbund waren in erster Linie geänderte Grenzflächeneigenschaften für den Festigkeitsverlust verantwortlich (Kinloch A.J., 1983). Hydrolytisch konkurrierten Wassermoleküle um die Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den Carboxylgruppen des Kunststoffes und dem Metalloxid.

Weiterhin spielten intraorale Temperaturschwankungen eine Rolle, die durch die Nahrungsaufnahme bedingt waren. Hierbei treten Schwankungen von bis zu 40 °C bei einer Spanne von etwa -2 °C bis 80 °C auf. Neben der Erweichung des Klebers kam es zu punktuellen Spannungsspitzen aufgrund unterschiedlicher Wärmeausdehnungskoeffizienten von Kunststoff und Metall (Marx et al., 1988). In-vitro-Versuche (Pfeiffer P., Marx R., 1989) ergaben, dass Kleber mit niedrigem, dem Metall möglichst ähnlichem WAK und zusätzlich chemischem Verbund zur homogeneren Spannungsverteilung anderen vorzuziehen waren. In folgender Reihenfolge wurden sie empfohlen: 1. mit Phosphatmonomer modifiziertes Bis-GMA (z.B. Panavia EX®, Kuraray Dental, Osaka, Japan), 2. Bis-GMA (z.B. Microfill Pontic®, Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland), 3. PMMA (z.B. Orthomite®, Sun-Medical, Kyoto, Japan).

Im Rahmen einer klinischen Studie wurden in der Zeit vom 1.7.1982 bis 30.10.1997 an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Würzburg 435 Klebebrücken bei 316 Patienten eingegliedert, systematisch dokumentiert und regelmäßig nachuntersucht (Holste Th. et al., 1998). Alle Klebebrücken wurden mikroretentiv verankert, 215 wurden sandgestrahlt, 104 mit dem Opaquerverbundsystem® (OVS®, De Trey, Konstanz, Deutschland) vorbehandelt, 27 mit dem Silicoater-system® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) und 82 mit dem Rocatec®-System (Espe, Seefeld, Deutschland) silikatisiert. 7 Brücken wurden angeätzt.

Tab. 1: Anteil gelöster Restaurationen im Beobachtungszeitraum

Autor	Jahr	Beobachtungs- zeitraum (Jahre)	eingegliederte Adhäsivbrücken	gelöste Adhäsivbrücken (%)
Holste Th et al.	1997	15	435	42
Ferrari et al.	1989	4	209	10
Marinello et al.	1990	2,5	664	21,7
Hussey et al.	1991	5	400	25
Olin et al.	1991	7	103	12,6
Chang et al.	1991	4	43	34,9
Haastert et al.	1992	5	1310	14
Creugers et al.	1992	7,5	203	37
Besimo	1993	2	82	1,3
Wood et al.	1993	10	136	30,9
Smales et al.	1993	8	189	47
Barrack/Bretz	1993	11	127	10
Rammelsberger	1993	6	141	17,1
Thayer et al.	1993	15	85	39
Hansson	1994	11 mo	13	54
Verzijden et al.	1994	2,5	201	30,8
Rriest	1995	11	77	39
Gilmour	1995	4	137	36

Als Kleber wurden Comspan® (Caulk/Dentsply, Konstanz, Deutschland) zu 75%, Microfill pontic® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) zu 16% und Panavia® (Kuraray Dental, Osaka, Japan) zu 6% sowie zu Anfang der Studie Füllungskomposite zu 3% verwendet. Von den ersteingegliederten Brücken lösten sich im Beobachtungszeitraum 42%. Etwa die Hälfte konnte wieder eingeklebt werden.

Als mögliche Einflussgröße für die Erfolgs-/Misserfolgsraten wurden die Brückenlokalisierung und die Gerüstvorbehandlung ermittelt, wobei Frontzahnbrücken signifikant erfolgreicher waren als Seitenzahnbrücken, ebenso OVS® (De Trey, Konstanz, Deutschland) und silikatisierte Gerüste im Vergleich zum Sandstrahlen.

Dies entsprach in etwa der Aussage der DGZMK, die eine durchschnittliche Überlebenswahrscheinlichkeit von 60% nach 5 Jahren angibt (Holste Th., Kerschbaum Th., 1994).

**Anteil gelöster
Restaurationen in %**

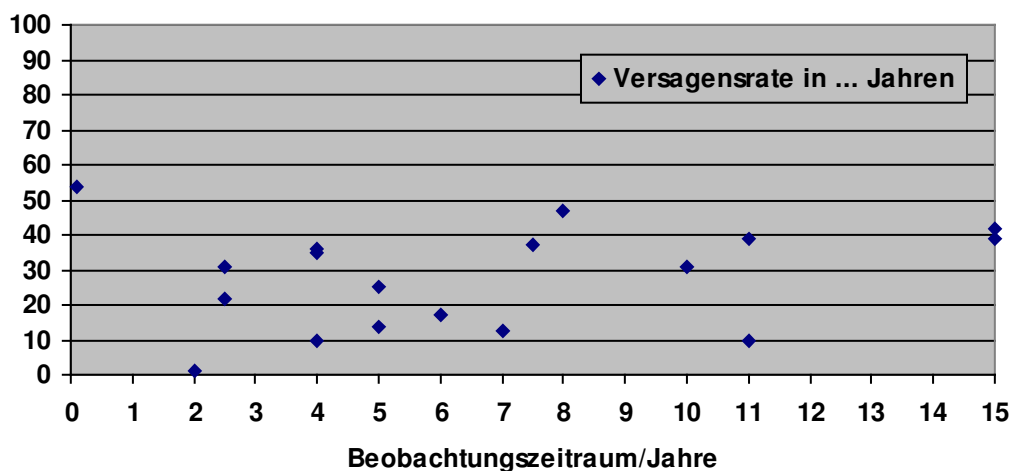


Abb. 4: Versagensrate der Restaurationen im Beobachtungszeitraum

Die bisherigen Langzeitstudien belegten sehr unterschiedliche Ergebnisse bezüglich der Überlebensstatistik (siehe Tab. 1). Es wurde von Misserfolgsraten berichtet, die bei 10% in 11 Jahren und von solchen, die bei 54% für 11 Monate lagen (vgl. Tab. 1 und Abb. 4). Die Hauptursache lag aber generell im Versagen des Verbundes (Priest F.G., 1996).

Die richtige Indikationsstellung war und ist für den Langzeiterfolg adhäsiver Restaurationen entscheidend (Marx R., 1987), ebenso die Kenntnis der relativen und absoluten Kontraindikationen, die Wahl der geeigneten Werkstoffe und deren Verarbeitung sowie die Ausführung der geeigneten Präparation.

2. Die vollkeramische Adhäsivbrücke

2.1. Vergleich zur konventionellen Adhäsivbrücke

Metallgestützte Klebebrücken waren (und sind) mit einigen Nachteilen behaftet (Pospiech P., 1994): Die Verwendung eines Metallgerüsts führte mitunter zu ästhetisch suboptimalen Ergebnissen, da die metallischen Klebeflügel eine Grauverfärbung der Pfeilerzähne sowie deren Transluzenzverlust zur Folge haben konnten; ungünstige Zahnstellungen ließen Gerüstanteile sichtbar werden. Da in der Regel NEM-Legierungen aufgrund des im Vergleich zu EM-Legierungen höheren E-Moduls und der besseren Konditionierbarkeit verwendet wurden, bestanden wegen der größeren Verarbeitungsanfälligkeit eine erhöhte Allergisierungsgefahr, die Hydrolyseanfälligkeit des Metall-Kunststoffverbundes und die Gefahr der Spaltkorrosion. Hinzu kam die vermehrte Spannungsbelastung für den Verbund, da Metall und Kunststoff unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten bei gleichzeitig hoher Wärmeleitfähigkeit des Metalls aufwiesen. Nicht zuletzt eine geringere Tendenz zur Plaqueanlagerung (Pospiech P., 1994) bei Keramik und das Bestreben, unterschiedliche Metalle in der Mundhöhle zu vermeiden, führten Anfang der 90er Jahre zu ersten Versuchen mit vollkeramischen Klebebrücken.

Die spezifischen Eigenschaften der Keramik beruhen auf starken kovalenten Bindungen, welche die Atomgruppen auf ihren Gitterplätzen fixieren und darauf, dass sich diese Gruppen auf einer abgesättigten Oxidationsstufe befinden. Das macht sie zwar chemisch stabil, die Bindungen der Keramik bewirken aber, dass die Keramik spröde ist und bei Zug- und Biegebelastung leichter bricht (Marx R. et al., 2001). Bei Metallen hingegen ist die plastische Verformbarkeit eine Folge der metallischen Bindung, die eine ungerichtete Elektronenbindung ist und so ein leichtes Abgleiten verschiedener Gitterebenen übereinander begünstigt. Keramik kann sich daher anders als Metall unter Belastung nur wenig verformen. Diese Formbeständigkeit macht sie demnach besonders empfindlich für kleinste Fehler in ihrem Gefüge, die Ausgangspunkte für hohe Spannungen und letztlich Risse sein können. Solche Defekte wirken als Spannungskonzentratoren, die von außen aufgebrachte Spannungen summieren (Kappert H.F., 1990).

Zur Beurteilung mechanischer Eigenschaften unterscheidet man die Biegefestigkeit, die die maximale Festigkeit bei statischer Belastung beschreibt, von der Risszähig-

keit, die den Widerstand eines Werkstoffes gegen Risswachstum bei submaximaler Belastung charakterisiert. Bei geringer Risszähigkeit können auch ständige oder intermittierende minimale Belastungen der Rekonstruktionen zu Frakturen führen. Eine weitere Größe ist der Weibullmodul, der als Maß für die Zuverlässigkeit ein Intervall der Biegefestigkeiten angibt.

2.2. In-Ceram®

Die Oxidkeramik In-Ceram® (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) sowie die Glaskeramik Empress 2® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) erreichten drei- bis viermal so hohe Festigkeitswerte wie herkömmliche Silikat- und Glaskeramiken (Kappert H.F. et al., 1988). Seit Mitte der achtziger Jahre wurde, beginnend mit den Werkstoffen Hi-Ceram® (Vita, Bad Säckingen, Deutschland), Dicor® (Caulk/Dentsply, Milford, USA) und Cerestore® (Innotek Dental, Lakewood, USA), eine Vielzahl von vollkeramischen Systemen entwickelt, die jedoch nur über eine geringe Biegefestigkeit sowie Risszähigkeit verfügten. Das machte sie zwar für den Einsatz für Einzelzahnkonstruktionen, nicht aber für den Zahnersatz im Brückenverband geeignet. Kern et al. wiesen 1991 als erste auf die Möglichkeit hin, In-Ceram® für vollkeramische Adhäsivbrücken zu verwenden. Typische Riss- und Bruchfestigkeitswerte verschiedener keramischer Materialien sind in Abbildung 5 (Seite 16) dargestellt.

In-Ceram® ist eine glasinfiltrierte, gesinterte Aluminiumoxid-Keramik. Die Schlickermasse wird auf absorbierende, feuerfeste Gipsstümpfe aufgetragen und dann gebrannt, um ein Sintern der Partikel zu erreichen. Der Keramikkern wird mit Glas für ca. vier Stunden bei 1100 °C infiltriert. Durch das sehr dichte Mikrogefüge wird im Dreipunktbiegeversuch eine hohe Biegefestigkeit von 340 MPa im Vergleich zu herkömmlichen Feldspat- und Glaskeramiken (ca. 80 MPa) erreicht. Auch in Bezug auf die Risszähigkeit schneidet In-Ceram® vergleichsweise gut ab (vgl. Abb. 5). Diese Werte ließen eine Anwendung für Klebebrücken sinnvoll erscheinen (Pospiech P, 1994).

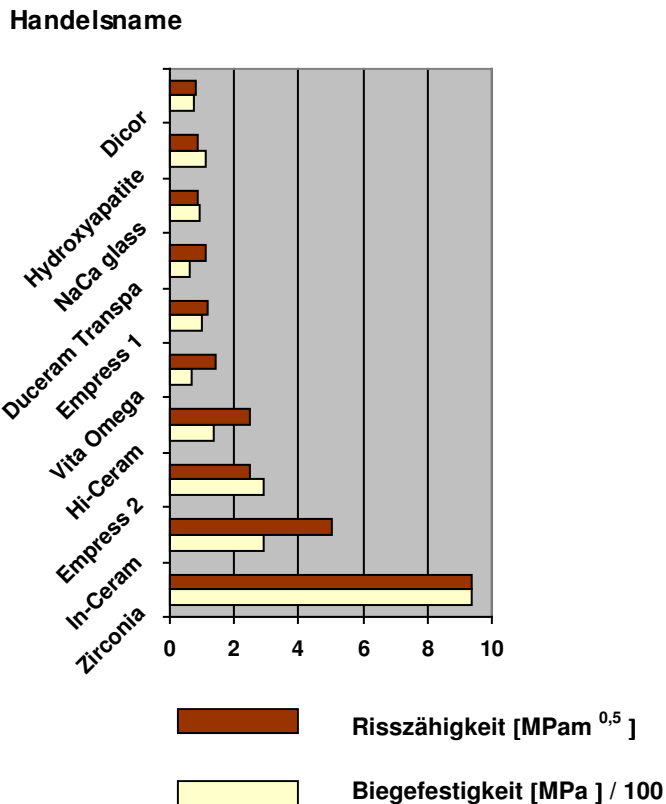


Abb. 5: Risszähigkeit und Biegefestigkeit verschiedener Keramiken

Keramiken mit ausreichender Glasphase lassen sich mit Säure anätzen, um ein mikroretentives Muster zu erzielen. Bei dem Aluminiumoxidkern von In-Ceram® ist dies infolge des homogenen Aufbaus und zu geringen Glasanteils nicht möglich. Aufwändige Versuche mit 70%iger kochender Schwefelsäure erbrachten zwar ein Ätzmuster, ein dauerhafter Verbund konnte aber nicht erzielt werden. Kern et al. (1995) führten dies darauf zurück, dass während der selektiven Lösung der Glasphase durch die Schwefelsäure auch oberflächlich liegende Aluminiumoxidkristalle ihre Bindungen zu tiefer liegenden verloren und sich ebenfalls ablösten.

Von Kern et al. wurden 1995 verschiedene Verbundsysteme zur In-Ceram®-Keramik in Bezug auf die In-vitro-Zug- und Scherfestigkeit getestet. Es kamen die Silikatisierungsverfahren Rocatec® (Espe, Seefeld, Deutschland) und Silicoater MD® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) jeweils in Kombination mit dem herkömmlichen BisGMA-Kleber Twinlook® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) sowie die Sandstrahlung in Kombination mit dem modifizierten Kompositkleber Panavia

21® (Kuraray Dental, Osaka, Japan) zur Anwendung. Nach 150 Tagen im künstlichen Speichel bei 75000 Temperaturwechselbelastungen stellte sich heraus, dass sich mit dem Rocatec-Verfahren und dem Resinzement Panavia21® sowohl im Zugversuch mit 45-50 MPa als auch im Scherversuch mit 38–40 MPa konstant hohe, beim letzteren mit der Zeit sogar leicht zunehmende Verbundfestigkeiten erzielen ließen; mit dem Silikatisierungsverfahren Silicoater MD® waren die Verbundfestigkeiten in beiden Versuchsreihen signifikant niedriger. Vermehrt kohäsive Brüche bei dem Kleber Panavia® deuteten auf Veränderung der inneren Festigkeit hin und ließen das Rocatecsystem als geeignet erscheinen (Kern et al., 1995)(vgl. Abb. 6).

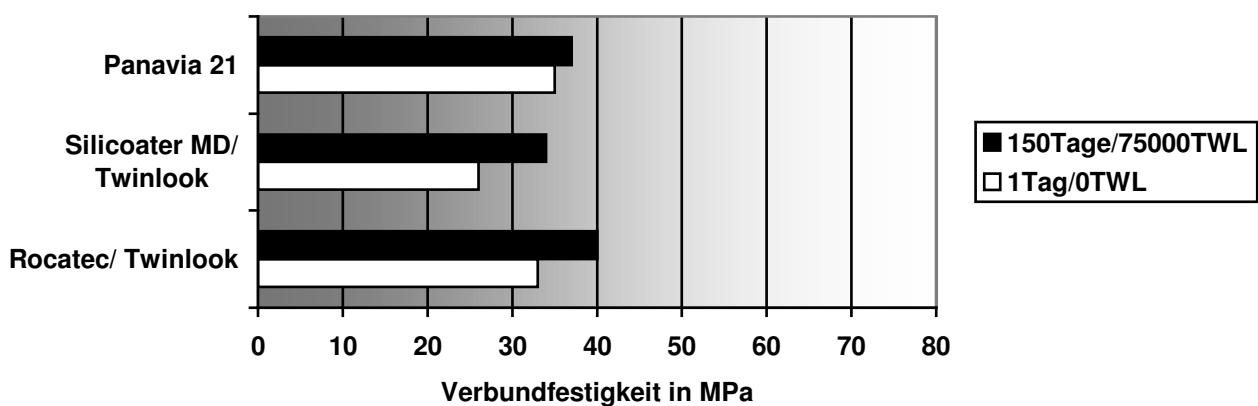


Abb. 6: Verbundfestigkeiten zwischen dem Klebstoff Twinlook®/Panavia® und der In-Ceram®-Keramik in Abhängigkeit von der Konditionierung und der Dauer der Probenbelastung

Pröbster (1992) untersuchte ebenfalls den Einfluss der Scherfestigkeit auf den Kunststoffverbund. Die In-Ceram®-Probekörper bereitete er einmal mit dem Rocatec®, einmal mit dem Silicoaterverfahren® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland) vor und verklebte diese mit dem Resinzement Microfill Pontic® (Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Deutschland). Beide Verfahren erzielten Werte um die 20 MPa. Nur bei zusätzlichen Temperaturwechseln schnitten Rocatec®-Prüfkörper mit 16,75 MPa Scherfestigkeit schlechter ab.

Edelhoff D. und Marx R. betonten 1995 die gute Verbundfestigkeit bei In-Ceram® durch das Silikatisieren. Nahm man die Komposit-Schmelz-Adhäsion mit 70N als die

untere Grenze der intraoral anzustrebenden Haftfestigkeit an, so wurde diese durch das Silikatisieren besonders in Verbindung mit Dual-Zement stets übertroffen.

2.3. Empress®

Empress2® wurde in der Lost-Wax-Technik verarbeitet. Die Fehleranfälligkeit bei der Herstellung war durch die bereits bei Empress1® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) bewährte Presstechnologie gering (Pospiech P., 1999). Bei ähnlichen Festigkeitswerten wie In-Ceram® (Pospiech et al., 1999) war das Gerüst nicht so opak und konnte deshalb massiver gestaltet werden. Da es nicht hydrolyseanfällig war, konnte das hochfeste Gerüst auch dem Mundhöhlenmilieu ausgesetzt sein und brauchte nicht verblendet zu werden. Das System bestand aus zwei unterschiedlichen Glaskeramiken, einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik. Unter werkstoffkundlichen Aspekten besaß dieser Werkstoff nur wenig Ähnlichkeit mit der Leucit-Glaskeramik Empress1®. Die Gerüstkeramik war eine Lithiumdisilicat-Glaskeramik auf der chemischen Basis von $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ und stellte die hochfeste Komponente des Materialsystems dar. Neben der chemischen Zusammensetzung und den physikalischen Eigenschaften bestanden aber auch im Gefüge beträchtliche Unterschiede zwischen Empress1® und Empress2®. Die kristalline Phase von Empress2® bestand zur Hauptsache aus länglichen, ca. 0,5-5 μm großen Lithiumdisilicat-Kristallen. Evision/Eris® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) stellte die Weiterentwicklung des Systems dar, hin zu noch transluzenteren Werkstoffen.

In einer In-vitro-Studie wurde die Scherfestigkeit des Adhäsivverbundes aus Empress®-Keramik und Dualzement® (Vivadent, Ellwangen, Deutschland) in Abhängigkeit von der Oberflächenkonditionierung der Keramikflächen experimentell untersucht. Nach einfacher Reinigung mit H_3PO_4 -Gel (Email-Preparator GS®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) und zusätzlichem Sandstrahlen mit 50 μm Aluminiumoxid bei 50 bar ergaben sich mit 1,8 MPa und 4,3 MPa sehr geringe Verbundwerte, bei zugleich rein adhäsiver Versagensursache. Deutlich höhere Werte ergaben silanisierte (Monobond S®, Vivadent, Ellwangen, Deutschland) Oberflächen mit 18,9 MPa. Dabei entstanden Frakturen in der Adhäsivfläche und verliefen kohäsiv. Sandgestrahlte silanisierte Oberflächen (Gruppe d) erreichten nochmal höhere Werte mit 23,7 MPa. Dieser Wert wurde durch zusätzliche Konditionierung durch 5%ige Fluss-

säure (Gruppe e) mit durchschnittlich 23,5 MPa nicht, durch 20%ige Flusssäure (Gruppe f) mit 29,1 MPa im Durchschnitt deutlich übertroffen; die Brüche in der letzt genannten Gruppe waren rein kohäsiv. Der bessere Verbund durch die stärkere Säure ließ sich wie folgt erklären: Während sich bei 5%iger Flusssäure primär die Leuzitkristalle lösten, wurde bei 20 %iger Säure auch die Glasmatrix angegriffen (Höland W., 1998). Hierbei entstand ein Ätzmuster, das durch Mikrokavitäten mit Unterschnittsbereichen die typische Struktur des Sandstrahlens überlagerte. Thermische Wechsellast und Kontamination durch Speichel ergab bei den Gruppen d und e eine Verschiebung der gemischt kohäsiv/adhäsiven Bruchverläufe in Richtung adhäsiv. Lediglich für die Ätzung mit 20%iger Säure ergaben sich weiterhin rein kohäsive Brüche.

2.4. Die Präparation

Hinsichtlich der Präparation vollkeramischer Adhäsivbrücken wurden unterschiedliche Designs diskutiert. Kern et al. empfahlen nach Ergebnissen einer In-vitro-Studie die Präparation eines approximalen Kastens von 2 x 2 x 0,5 mm (Kern et al., 1994). Das erbrachte eine Steigerung der Bruchfestigkeit auf 490N gegenüber 211N ohne Präparation. Hierzu wurden 40 In-Ceram®-Klebebrücken zum Ersatz eines oberen mittleren Frontzahnes im künstlichen Speichel in Bezug auf eine unterschiedliche Gerüstgestaltung untersucht. Die Flügelstärke lag bei allen Brücken bei 0,5 mm, die Dimension des Konnektors bei 3 mm in vertikaler und bei 1,5 mm in labio-palatinaler Richtung. Bei der Hälfte der Brücken wurde ein zusätzlicher approximaler Kasten präpariert. Hier zeigten die retentiv präparierten Brücken mit Kasten und Labialverlagerung signifikant höhere Werte.

Einige Untersuchungen führten zur Entwicklung eines Rillendesigns unter Verzicht auf eine Flügelverankerung. Dabei wurden pro Pfeilerzahn im Abstand von 1 mm zwei zueinander parallele Rillen mit einer Tiefe von 0,8-1,0 mm präpariert (Pospiech P., 1994). Auch lediglich das Beseitigen von Unterschnitten im Bereich der Aufleger und der Einsenkung von Platzierungshilfen in der Verbindungszone sowie dem Anrauen der Schmelzoberfläche in der gewünschten Ausdehnung des Brückenflügels wurde beschrieben (Hammer P., Berg C., 1993). Rammelsberg et al. (1991) empfahlen, die approximale Wölbung auf einer möglichst großen Fläche zur Einschubrich-

tung zu parallelisieren, wobei die Rillen möglichst weit vestibulär liegen sollten, um die maximale Retentionsfläche auszunutzen.

2.5. Prognose der zweiflügeligen vollkeramischen Adhäsivbrücken

Misserfolge bei konventionellen Adhäsivbrücken resultierten meist aus einem Ablösen der Klebeflügel. Nach entsprechender Konditionierung konnte die Brücke häufig wieder eingegliedert werden. Vollkeramischen Adhäsivbrücken versagten dagegen zumeist im Bereich des Konnektors. Eine Neuanfertigung der Restauration war die Folge (Dumfahrt H., Schäfer H., 1995).

Als Hauptursache für die höheren initialen Misserfolge wurden bei In-Ceram® folgende Gründe gesehen: Das glasinfiltrierte Aluminiumoxid-Gerüst durfte dem Mundmilieu nicht frei ausgesetzt sein, da es sehr hydrolyseanfällig war. Es sollte zumindest mit einer Glasurschicht abgedeckt sein. Okklusionskorrekturen verletzen die glasierte Oberfläche des Gerüsts und machten dieses frakturanfällig. Weiterhin resultierten systembedingte Probleme aus der Schlickertechnik, bei der Gefügefehler zu Frakturen führen konnten. Da die Qualität des hochfesten Keramikgerüsts vom jeweiligen Zahntechniker abhing, waren die Fehlerstreuung dieses Systems groß und die Qualität nur schwer kontrollierbar.

Bei einer In-vitro-Studie von Pospiech et al. (1994) wurde gezeigt, dass bei schmalen Konnektoren, die zudem noch stärker separiert waren, je nach Belastungswinkel Spannungskonzentrationen mit Belastungsspitzen zwischen 455 MPa (45°) und 534 MPa (60°) auftraten; bei geringerer Separierung, fließenderen Übergängen und stärker dimensioniertem Konnektor (4 mm) ließen sich die maximalen Werte der Spannungskonzentration dagegen auf 122 MPa (45°) bzw. 143 MPa (60°) drastisch senken. Ferner wurde festgestellt, dass Pfeilerzähne mit ungleichem Resilienzgrad wie zum Beispiel nach KFO-Vorbehandlung und unzureichend langer Retentionsphase erhöhte Spannungskonzentrationen bewirkten, die bei punktuellen Spitzen zum Bruch des Konnektors führen konnten (Pospiech P. et al., 1994).

Kern und Strub berichteten über erste Ergebnisse einer klinisch kontrollierten Studie an 15 Klebebrücken mit Flügelverankerung. Nach einem Jahr traten drei Misserfolge

(20%) auf, die sich immer in einem Bruch des Konnektors manifestierten (Kern et al., 1996).

Dürr et al. kamen 1993 zu ähnlichen Ergebnissen: Von 14 eingegliederten Brücken frakturierten nach einem Jahr fünf (ca. 35%) an der gleichen Stelle. Pospiech et al. berichteten 1994 von einer primären Misserfolgsrate von 24% nach acht Jahren bei 70 In-Ceram®-Klebebrücken.

3. Die Adhäsivbrücke im Anhängerdesign

3.1. Verlustraten

Im Bereich der VMK-Adhäsivbrücken wurde das Prinzip der zweiflügeligen Klebebrücke zugunsten eines Anhängerdesigns mit nur einem Klebeflügel in Frage gestellt (Chan A.W.K. et al., 2000; Kern M. et al., 1997). Dieses Design wirkte sich günstig auf die Überlebenswahrscheinlichkeit aus (Koutayas S.O. et al., 2002).

Im Frontzahnggebiet schienen sich die einflügeligen Freund-Adhäsivbrücken klinisch sogar besser als zweiflügelige Adhäsivbrücken zu bewähren, und zwar unabhängig davon, ob sie aus Metallkeramik oder Vollkeramik hergestellt waren (van Dalen et al., 2004).

Bereits zwischen November 1984 und 1989 wurden von Hussey D.L. et al. im Rahmen einer klinischen Studie an 347 Patienten 400 Klebebrücken eingegliedert (Hussey D.L., 1991). 263 (66%) davon waren Maryland-Brücken und 70 (18%) Freund-Brücken, der Rest wurde als Hybrid-(8%) und Rochette-Brücke eingesetzt. Im Beobachtungszeitraum lösten sich 25% (65 Stück) der Marylandbrücken, hingegen nur 17% (12 Stück) der Brücken im Anhängerdesign; ferner lösten sich 15% (7 Stück) in der Hybrid- und 73% (16 Stück) in der Rochette-Gruppe (vgl. Tab. 2).

Tab. 2: Versagensrate bei VMK-Adhäsivbrücken in Abhängigkeit von ihrem Design

Design	Anzahl	dezementierte Brücken		wie oft dezementiert?					
		Anzahl	%	einmal		zweimal		öfter	
				Anzahl	%	Anzahl	%	Anzahl	%
Maryland	263	65	25	38	15	14	5	13	5
Freiend	70	12	17	7	10	4	6	1	1
Hybrid	45	7	15	5	11	1	2	1	2
Rochette	22	16	73	7	32	6	27	3	14
gesamt	400	100	25	57	14	25	6	18	5

Eine im Jahr 2000 veröffentlichte klinische Studie von Chan A.W.K. und Barnest I.E. über Metall-getragene Freiland-Adhäsivbrücken unterstrichen diese Beobachtung: Bei 24 Patienten im Alter von 15 bis 56 Jahren, denen ein oberer zentraler oder lateraler Schneidezahn fehlte, wurden 12 doppelflügelige und 12 einflügelige Klebebrücken eingegliedert. In einem Beobachtungszeitraum von 14 bis 45 Monaten löste sich eine Brücke aus der Zweiflügel-Gruppe; es versagte jedoch keine einflügelige Brücke.

Kern beobachtete, dass zweiflügelige vollkeramische Klebebrücken nach der Fraktur eines Konnektors mit nur einem Flügel noch bis zu fünf Jahre funktionstüchtig blieben (Kern M., 2000). In einer In-vitro-Studie wurden einflügelige mit zweiflügeligen Adhäsivbrücken verglichen. 48 Gerüste aus der Aluminiumoxidkeramik In-Ceram® wurden mithilfe des Celay®-System (Mikrona Technologie, Spreitenbach, Schweiz) kopiergefräst, glasinfiltriert, verblendet und auf geätzte menschliche Oberkieferschneidezähne geklebt. Der Vorteil des Kopierfräsens bestand darin, dass Herstellungsfehler wie durch das Aufschlickern bei In-Ceram® praktisch ausgeschlossen werden konnten und somit eine 15% höhere Bruchfestigkeit erzielt wurde (Hüls et al., 1999). Jeweils die Hälfte wurde im herkömmlichen Zweiflügel-Design bzw. im Anhängerdesign hergestellt. Es wurden Untergruppen gebildet und bei verschiedenen Belastungswinkeln (0° und 45°) zwischen statischer und dynamischer Belastung (25N / 50N) unterschieden.

Das Resultat war, dass die Bruchfestigkeit vom Belastungswinkel und der Belastungsdynamik signifikant, von der Flügelzahl lediglich bei 45° Belastungswinkel in geringem Maße abhing. Klinische Relevanz hatte dies vor allem für im Kopfbiss (0° zum Antagonisten) belastete einflügelige Adhäsivbrücken, die den zweiflügeligen in nichts nachstanden (Kern M., 2000).

In einer weiteren In-vitro-Studie testeten Kern et al. im Jahr 2002 Freiland-Klebebrücken unter ähnlichen Bedingungen, diesmal in der unteren Front. 24 In-Ceram®-Klebebrücken wurden hergestellt, wovon die Hälfte nur einen Klebeflügel aufwies. Die Untergruppen wurden bei 0° Belastungswinkel wiederum entweder statisch oder im Kausimulator bei 25N belastet. Es zeigte sich, dass die Bruchfestigkeit bei statischer Belastung mit 313N bei zweiflügeligen und 291N bei einflügeligen nahezu gleich hoch war, jedoch bei dynamischer Belastung im Kausimulator die zweiflügeligen durchschnittlich bereits nach ca. 50000, die einflügeligen erst nach ca.

300000 Belastungswechseln brachen. Vollkeramische Adhäsivbrücken im Anhängerdesign wiesen also ebenfalls gleiche, wenn nicht sogar günstigere Verlustraten auf als solche, die mithilfe von zwei Klebeflügeln verankert wurden (Kern M., 2002).

3.2. Derzeitiger Wissenstand über metallische und nicht-metallische einflügelige Klebebrücken

Einflügelige Frontzahn-Adhäsivbrücken auf metallischer oder vollkeramischer Basis stellen eine erfolversprechende minimal invasive Behandlungsoption aufgrund geringerer oder gleicher Verlustraten im Vergleich zu den zweiflügeligen Brücken dar.

Weitere Vorteile sah man in der geringeren Invasivität im Vergleich zu den mehrflügeligen Brücken sowie im Fehlen einer weiteren unphysiologischen Verblockung (Kern M. et al., 2005). Bei Versagen des Klebeverbundes entfiel die hohe Kariesgefahr unilateral gelöster zweiflügeliger Restaurationen. Außerdem stellte sich eine vereinfachte Präparation wegen der fehlenden Notwendigkeit der Parallelisierung von Pfeilerzähnen dar.

Zusätzlich ergab sich ein ästhetischer Vorteil, da nur in einem Approximalraum ein Konnektor mit entsprechender Höhe benötigt wurde. Dadurch war nur ein Approximalraum beeinträchtigt (Kern M. et al., 2005). Die Verwendung der vollkeramischen Systeme verstärkten diesen positiven ästhetische Effekt, da kein gräuliches Durchscheinen des Gerüsts auftrat (Kern M. et al., 2005).

Bei den metallkeramischen Adhäsivbrücken war die Dezementierung die häufigste Ursache des Misserfolges. Die Prognose dieser Restaurationen konnte entscheidend durch geeignete, möglichst retentive Präparationsmaßnahmen verbessert werden. Bei vollkeramischen Adhäsivbrücken wurde diese Komplikation bisher nicht beobachtet (Kern M., 2002).

Es stellte sich daher nun die Frage, inwieweit die Überlebenswahrscheinlichkeit vollkeramischer, einflügeliger Adhäsivbrücken von Präparationsmaßnahmen abhängig ist.

II. Das Ziel der Untersuchung

Ziel der Untersuchung war es herauszuarbeiten, ob die Überlebenswahrscheinlichkeit einflügeliger, vollkeramischer Adhäsivbrücken aus Evision/Eris® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) durch Art und Umfang der Pfeilerzahnpräparation beeinflusst wird.

III. Material und Methode

1. Die Modellherstellung

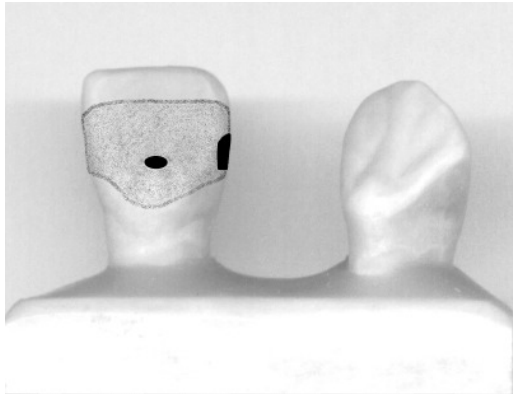
48 kariesfreie, mittlere Oberkieferschneidezähne wurden ausgesucht, gesäubert und in einer 1%igen Chlorina-Lösung gelagert. Es wurden 4 Gruppen à 12 Zähne gebildet, die jeweils unterschiedlich präpariert wurden. Aus jeder Gruppe wurden 2 Subgruppen gebildet, wobei jeweils 6 Einheiten einer statischen und 6 Einheiten einer dynamischen Belastung unterzogen wurden. Alle Zähne wurden mit einflügeligen, vollkeramischen Adhäsivbrücken aus Evision/Eris® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), die mittels Schichttechnik hergestellt worden waren, versehen.

Die Zähne wurden mit einer künstlichen parodontalen Membran versehen (Anti-Rutsch-Lack, Wenko-Wenselar, Hilden, Deutschland), um die parodontale Beweglichkeit der Pfeilerzähne zu imitieren. Sie wurden dann in Kunststoffblöcke (Technovit 4000®, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) eingebettet. Um eine Rotation der Zähne zu verhindern, wurde in der Wurzelmitte eine Bohrung angebracht und ein 0,9 mm starker Draht eingelegt. Dieser überragte nach beiden Seiten die Wurzeloberfläche um 0,5 cm in horizontaler Richtung. Die Neigung der Pfeilerzähne zur Horizontalebene betrug 0 Grad (durch eine spezielle Vorrichtung betrug die Neigung der Pfeilerzähne während der Kausimulation/statischen Belastung 135°, siehe Abb. 12 und 13, Seite 31/32).

2. Die Präparation

Es wurden 4 Gruppen à 12 Zähne gebildet und wie folgt präpariert:

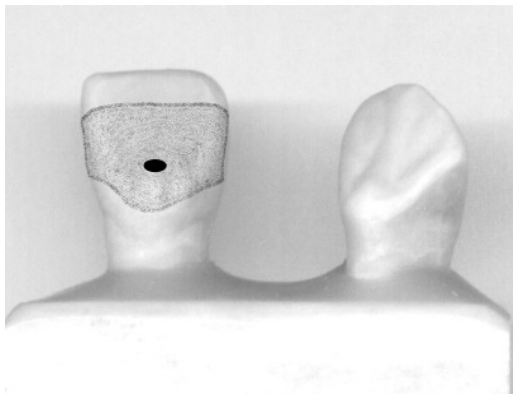
Design 1:



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 Durchmesser; approximale, dem Brückenglied zugewandte Kastenpräparation mit 2 mm bukkoraler, 2 mm inziso-zervikaler und 0,5 mm mesio-distaler Ausdehnung (siehe Abb. 7, Design 1).

Abb. 7: Design 1

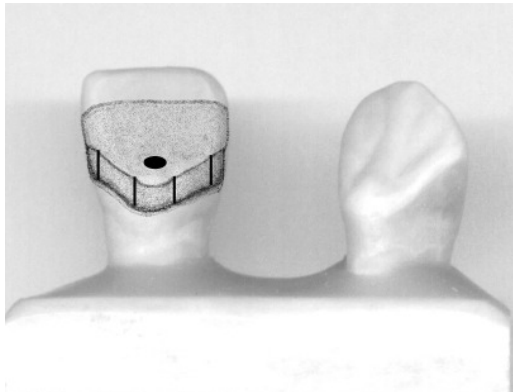
Design 2:



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 Durchmesser (siehe Abb. 8, Design 2).

Abb. 8: Design 2

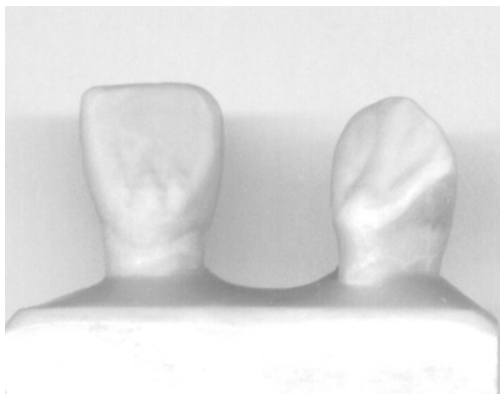
Design 3:



Palatale Veneerpräparation ausschließlich im Zahnschmelz mit einer Tiefe von 0,2-0,3 mm; Präparation einer oralen Führungsebene, beide Approximalfächen über die orale Zirkumferenz des Zahnes verbindend; palatale Grube im Bereich des Cingulums mit einer Tiefe von 0,5 mm und 1 mm Durchmesser; 4 parallele Retentionsrillen von 0,5 mm Tiefe jeweils 1 im Bereich der Approximalfächen, 2 im Bereich des Tuberkulums auf der oralen Führungsfläche gelegen (siehe Abb. 9, Design 3).

Abb. 9: Design 3

Design 4:



Keine Präparation (siehe Abb. 10, Design 4).

Abb. 10: Design 4

3. Abformung und zahntechnische Ausführung

Nach der Präparation wurde von jedem der Zähne eine Abformung mit einem individuellem Löffel und einer Polyätherabformmasse (Impregum[®], 3M Espe, Seefeld, Deutschland) durchgeführt. Es wurden Modelle aus Superhartgips (Fujirock[®], GC

Fuji, Leuven, Belgien) angefertigt, die Präparationsgrenzen markiert, ein Stumpflack (Stumpflack, Bredent, Senden, Deutschland) aufgebracht und das so vorbereitete Gipsmodell mit einer Isolierflüssigkeit Yetilube® (Yeti Dentalprodukte, Engen, Deutschland) versehen. Das Gerüst wurde in Wachs modelliert, wobei die folgenden Dimensionen eingehalten wurden: Flügelstärke $0,5 \pm 0,05$ mm, Höhe (zerviko-inzisal) des Verbinders $3 \pm 0,1$ mm, Breite (bukko-oral) des Verbinders $1,5 \pm 0,1$ mm. Die Wachsgerüste wurden eingebettet (Empress 2® Speed Einbettmasse, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Die so entstandene Muffel wurde nach dem Abbindevorgang (45 min) in einen Vorwärmofen gestellt und bei 850 Grad Celsius 60 min dort belassen. Mithilfe des Pressofens EP 600® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden die Gerüste im Pressverfahren hergestellt (Programmparameter: Bereitschaftstemperatur 700 Grad Celsius, Temperaturanstieg 60 Celsius/min, Halte-temperatur 915 Grad Celsius, Haltezeit 20 min, Abbruchgeschwindigkeit 300 Umdrehungen/min). Es wurden Evision®-Rohlinge (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) der Farbe und Transluzenz ST 200 verwendet. Nach dem Ausbetten wurden die Gerüste gestrahlt (Aluminiumoxid, 100 Micrometer bei 1 bar). Zur Entfernung der Reaktionsschicht wurden die so behandelten Gerüste für 30 Minuten in einer Invex Flüssigkeit aufbewahrt und anschließend nochmals gestrahlt. Danach wurde der Presskanal entfernt. Nach Aufpassung mit Okklu-Spray (Yeti Dental, Engen, Deutschland) erfolgte nochmaliges Abstrahlen (Aluminiumoxid, 100 Micrometer bei 1 bar). Zunächst wurde ein Washbrand (lt. Instructions for use Eris for E2) durchgeführt. Anschließend erfolgte die Verblendung mit Eris Verblendmassen (2 Dentinbrände, 1 Glanzbrand lt. Instructions for use Eris for E2).

4. Das Kleben

Die Klebeflächen der Zähne wurden zunächst mittels eines Gummikelchs und Bimsbrei gereinigt und anschließend mit 37%iger Orthophosphorsäure für 60 sec. geätzt. Die Konditionierung der Adhäsivflügel erfolgte mit 5%iger Flusssäure für 20 Sekunden. Anschließend wurde eine Silanisierung mit Monobond S® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und anschließender Lufttrocknung durchgeführt. Die Klebung erfolgte mit Variolink II® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Die Restaurati-

onsränder wurden mit einem Airblockgel abgedeckt. Die Belichtung erfolgte von palatinal und bukkal für jeweils 120 sec.

Aus jeder Gruppe wurden randomisiert zwei Subgruppen gebildet, wobei jeweils 6 Einheiten einer künstlichen Alterung im Kausimulator unterzogen wurden und 6 Einheiten ohne Belastung als Referenzgruppe dienten.

5. Kausimulation (dynamische Belastung)

Für die Simulation einer 5-jährigen Tragedauer (Krejci et al., 1990; Behr et al., 2000) der Brücken wurden die Parameter wie folgt gewählt:

Während der dynamischen Belastung wurden die Proben mit einer Kraft von 20 N bei 1,3 Hz für $1,2 \times 10^6$ Zyklen in einem Zweiachsen-Kausimulator (Kausimulator, Willytec, München, siehe Abb. Nr. 15) belastet und einem Thermocycling mithilfe einer Umspülung der Proben mit Wasser ausgesetzt. Der Temperaturwechsel erfolgte in 60-Sekunden Intervallen zwischen 55 und 5 Grad Celsius. Die Belastung wurde über eine Keramikugel (Höchst Ceram Tec, Wunsiedel, Deutschland) in einer Belastungsrichtung von 135 Grad zur Zahnlängsachse eingeleitet.

Der Belastungspunkt auf dem Brückenglied lag 3 mm apikal der Inzisalkante und 3,5 mm distal des Konnektors (siehe Abb. 11, Belastungspunkt).

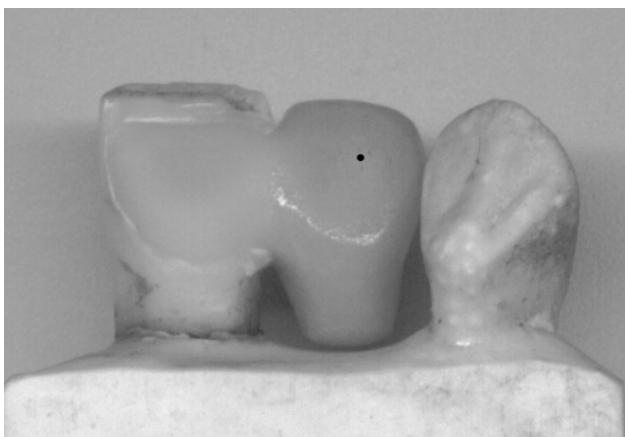


Abb. 11: Belastungspunkt während der dynamischen und statischen Belastung



Abb. 12: Prüfkörper während der dynamischen Belastung im Zweiachsen-Kausimulator

6. Statische Belastung

Die Prüfkörper wurden unter einer Belastungsrichtung von 135 Grad zur Zahnlängsachse mit einer Universal Zwick Maschine (Zwick Z010/TN2A) auf ihre statische Belastbarkeit getestet. Die Kraft wurde über eine Keramikkugel (Höchst Ceram Tec, Wunsiedel, Deutschland) auf die Prüfkörper übertragen (Belastungspunkt anhängig von Belastungsrichtung). Zwischen Prüfkörper und Keramikkugel wurde eine 1 mm dicke Zinnfolie platziert, um eine gleichmäßige Krafteinleitung zu gewährleisten. Die Belastungsrichtung betrug 135 Grad zur Zahnlängsachse. Der Belastungspunkt wurde ebenso bemessen wie bei der Kausimulation (siehe Abb. 11). Die Belastungsgeschwindigkeit betrug 2 mm/min, wobei die Höhe der Bruchlast ermittelt wurde (siehe Abb. 13).

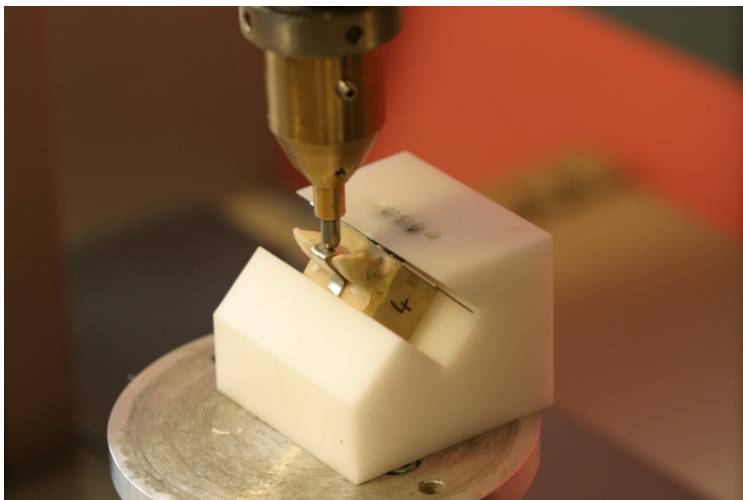
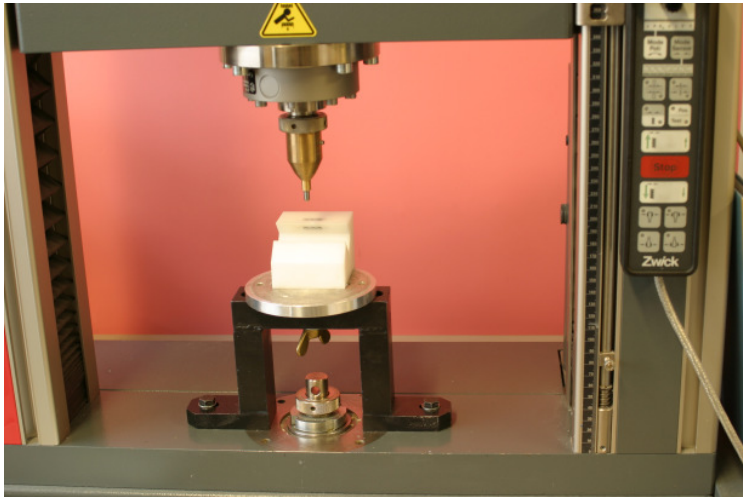


Abb. 13: Universal Zwick Maschine (oben) und fixierter Prüfkörper während der statischen Belastung (unten)

IV. Ergebnisse

Der Versagensmodus bzw. die Bruchcharakteristik der jeweiligen Restauration wurde unter einem Lichtmikroskop (SV8, Olympus) beurteilt und nach den auftretenden Kriterien

- a) Versagen des Klebeverbundes
- b) Fraktur des Gerüsts
- c) Fraktur des Pfeilerzahnes
- d) Fraktur des Modells

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

1. Mittelwerte und Standardabweichung

1.1. Gruppe 1 (Design 1)

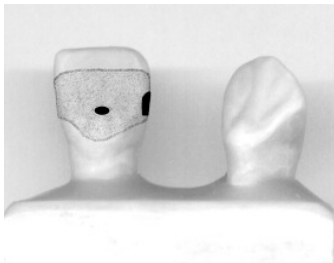


Abb. 14: Design 1

In der Gruppe 1 (siehe Abb. 14) konnte vor der Kaubelastung eine mittlere Bruchlast von $246,40 \pm 80,40\text{N}$ bei einer Streuung von 111,80 bis 349,74N ermittelt werden. Der mittlere Weg der Werkstücke bis zum Versagen, gemessen am Belastungspunkt, lag bei $1475,89 \pm 713,53\mu\text{m}$. Für die Versuchsreihe mit Kaubelastung wurde ein mittlerer Festigkeitswert von $333,63 \pm 69,61\text{N}$ gemessen, wobei die Ergebnisse in einem Bereich von 292,11 bis 447,95N lagen und sich eine durchschnittliche Durchbiegung des Kraftangriffspunktes von $1193,89 \pm 191\mu\text{m}$ ergab.

Tab. 3: Mittelwert und Standardabweichung des Deformationsweges des Kraftangriffspunktes und der maximalen Kraft bei Versagen der Restauration der Gruppe 1

	Gruppe 1 <u>vor</u> Kaubelastung		Gruppe 1 <u>nach</u> Kaubelastung	
	Fmax [N]	l bei F max [μm]	Fmax [N]	l bei Fmax [μm]
Mittelwert [x]	246,40	1475,89	333,63	1193,89
Standardabweichung [s]	80,34	713,53	69,61	191,25

Fmax = maximale Kraft bei Versagen der Restauration

l = Deformationsweg des Kraftangriffspunktes bei Versagen der Restauration

1.2. Gruppe 2 (Design 2)

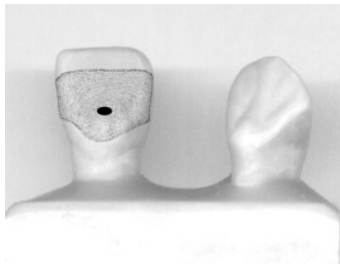


Abb. 15: Design 2

In der Gruppe 2 (siehe Abb. 15) lagen die Medianwerte der bis zum Versagen aufzuwendenden Kraft vor der Kausimulation bei $286,36 \pm 103,52\text{N}$. Der niedrigste Wert der Versuchsreihe wurde hierbei mit $204,75\text{N}$ und der höchste mit $492,01\text{N}$ eruiert. Der durchschnittliche Weg der Werkstücke bis zur Fraktur erreichte einen Wert von $1205,31 \pm 290,70\mu\text{m}$. Nach der Kausimulation lag die mittlere Bruchlast bei $273,69 \pm 70\text{N}$ mit $194,09\text{N}$ und $361,61\text{N}$ als minimale und maximale Grenzwerte und einer maximalen Durchbiegung von $1145,62 \pm 280,75\mu\text{m}$.

Tab. 4: Mittelwert und Standardabweichung des Deformationsweges des Kraftangriffspunktes und der maximalen Kraft bei Versagen der Restauration der Gruppe 2

	Gruppe 2 <u>vor</u> Kaubelastung		Gruppe 2 <u>nach</u> Kaubelastung	
	Fmax[N]	l bei F max [μm]	Fmax[N]	l bei Fmax [μm]
Mittelwert [x]	286,36	1205,31	273,69	1145,62
Standardabweichung [s]	103,52	290,70	70,27	225,79

1.3. Gruppe 3 (Design 3)

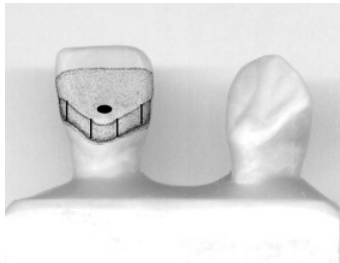


Abb. 16: Design 3

Für die Proben der Gruppe 3 (siehe Abb. 16) wurde eine mittlere Bruchlast von $298,91 \pm 67\text{N}$ ohne vorherige Kaubelastung und $230,51 \pm 90,41\text{N}$ mit Kaubelastung gemessen. Die Streuung der Bruchwerte lag zwischen $208,34$ und $364,31\text{N}$ vor und zwischen $97,31$ und $365,30\text{N}$ nach der Kausimulation. Die Mittelwerte der Durchbiegungen lagen für die Brücken ohne künstliche Alterung im Kausimulator bei $1625,82 \pm 652,52\mu\text{m}$ und mit bei $1094,02 \pm 133,71\mu\text{m}$.

Tab. 5: Mittelwert und Standardabweichung des Deformationsweges des Kraftangriffspunktes und der maximalen Kraft bei Versagen der Restauration der Gruppe 3

	Gruppe 3 <u>vor</u> Kaubelastung		Gruppe 3 <u>nach</u> Kaubelastung	
	Fmax[N]	l bei F max [μm]	Fmax[N]	l bei Fmax [μm]
Mittelwert [x]	298,91	1625,82	230,51	1094,02
Standardabweichung [s]	67,86	652,52	90,41	133,71

1.4. Gruppe 4 (Design 4)

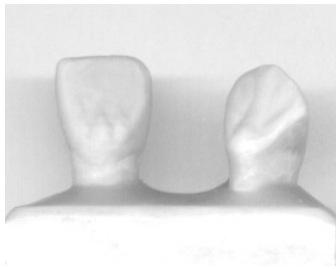


Abb. 17: Design 4

In der Gruppe 4 (siehe Abb. 17) erreichte der Medianwert der Bruchlast ohne künstliche Alterung $222,11 \pm 48\text{N}$, wobei sich Ergebnisse von $167,77$ bis 276N ergaben und die Restaurationen einen mittleren Weg von $1004,45 \pm 280\mu\text{m}$ bis zum Bruch zurücklegten. Mit künstlicher Alterung lag der statistische Mittelwert der maximalen Bruchfestigkeiten bei $293,14 \pm 41,85\text{N}$ mit Minimal- und Maximalwerten von $228,37$ und $353,70\text{N}$. Der Medianwert der maximalen Durchbiegung bis zum Bruch lag hier bei $1290,56 \pm 341,85\mu\text{m}$.

Tab. 6: Mittelwert und Standardabweichung des Deformationsweges des Kraftangriffspunktes und der maximalen Kraft bei Versagen der Restauration der Gruppe 4

	Gruppe 4 <u>vor</u> Kaubelastung		Gruppe 4 <u>nach</u> Kaubelastung	
	Fmax[N]	l bei F max [μm]	Fmax[N]	l bei Fmax [μm]
Mittelwert [x]	222,11	1004,45	293,14	1290,56
Standardabweichung [s]	48,28	280,75	41,85	341,85

2. Statistische Auswertung

Die Häufigkeitsverteilung der Bruchfestigkeiten der unterschiedlichen Gruppen ist in Abhängigkeit von der Kausimulation im Box-Plot-Diagramm graphisch dargestellt (siehe Abb. 18).

Die Box umfasst die mittleren 50% der Verteilung und markiert den Bereich vom 25%- Perzentil bis zum 75%- Perzentil. Der Mittelwert (Median) ist durch einen fettgedruckten Querbalken innerhalb der Box verdeutlicht.

Die horizontal verlaufenden Striche oberhalb und unterhalb der Box kennzeichnen den größten und den kleinsten Wert, der nicht als Ausreißer bzw. Extremwert gilt. Als Ausreißer (gekennzeichnet mit o) gelten Werte, die 1,5 bis 3 Boxlängen vom oberen bzw. unteren Rand der Box entfernt lagen. Als Extremwerte (gekennzeichnet mit *) gelten Werte, die mehr als 3 Boxlängen entfernt sind.

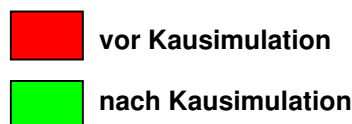
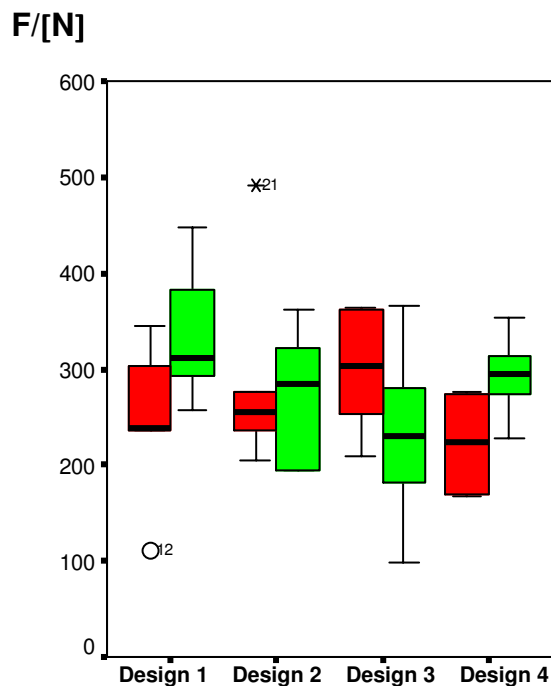


Abb. 18: Bruchfestigkeiten der unterschiedlichen Gruppen vor und nach Kausimulation

2.1. Signifikanzniveau der Unterschiede bezüglich der Bruchfestigkeit in den unterschiedlichen Versuchsgruppen

Die statistische Auswertung der einzelnen Gruppen zueinander ließ bis auf eine Ausnahme (siehe fettgedruckter p-Wert der Tab. 8) keine signifikanten Unterschiede erkennen. Diese ergab sich nach der Kausimulation zwischen der Gruppe 1 (Präparation mit approximalem Kasten) und der Gruppe 3 (Präparation mit parallelen Rillen), wobei die Gruppe 1 die höheren Festigkeitswerte aufwies.

Tab. 7: Statistische Auswertung vor Kausimulation/p-Werte

	Design 1	Design 2	Design 3
Design 2	0,75		
Design 3	0,15	0,52	
Design 4	0,34	0,26	0,11

Tab. 8: Statistische Auswertung nach Kausimulation/p-Werte

	Design 1	Design 2	Design 3
Design 2	0,34		
Design 3	0,04	0,42	
Design 4	0,34	0,87	0,15

2.2. Einfluss der Kausimulation innerhalb der Gruppen

Bei Vergleich der kaudynamisch belasteten Gruppen untereinander hatte die Kausimulation lediglich in der Gruppe 4 (siehe fettgedruckter p-Wert der Tab. 9), der Gruppe ohne Präparation, einen signifikanten Einfluss auf das Versagen der Restaurationen. Hier lag der Medianwert der bis zum Versagen aufzuwendenden Kraft bei den Proben mit vorheriger Kausimulation höher als in der Versuchsreihe ohne Kausimulation. Bei den übrigen Gruppen ergab eine vorangegangene Kaubelastung ansonsten keine signifikanten Unterschiede.

Tab. 9: Statistische Auswertung/p-Werte

Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
0,055	0,873	0,262	0,025

3. Versagensursache

Die Hauptversagensursache lag mit 67% in der Fraktur des Konnektors. In 25% der Fälle hielt der Pfeilerzahn der Druckbelastung nicht stand und zu 8% verursachte ein Modellbruch das Ende des Belastungstests (vgl. Abb. 19 und 21).

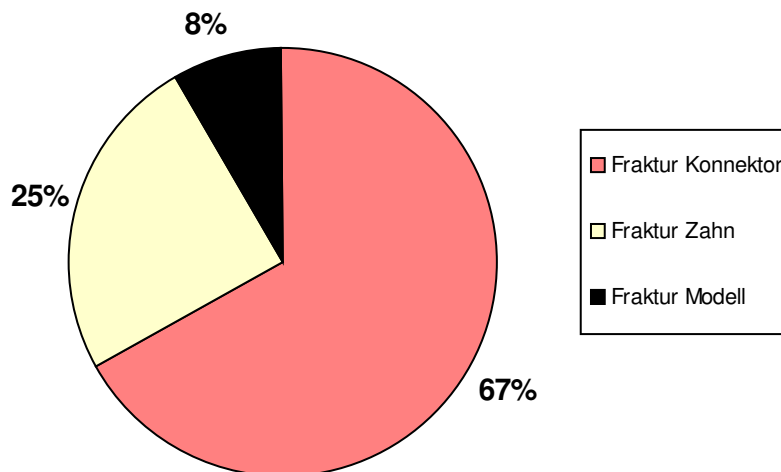


Abb. 19: Absolutverteilung der Versagensursache

Die Versagensursache in den einzelnen Versuchsreihen beschränkte sich sowohl mit als auch ohne Kausimulation auf einen kohäsiven Misserfolg, der sich in einer Fraktur des Konnektors, des Pfeilerzahnes oder des Kunststoffmodells manifestierte. Zu einem Lösen des Adhäsivverbundes kam es bei keiner der Restaurationen (siehe Abb. 20).

Anzahl Proben

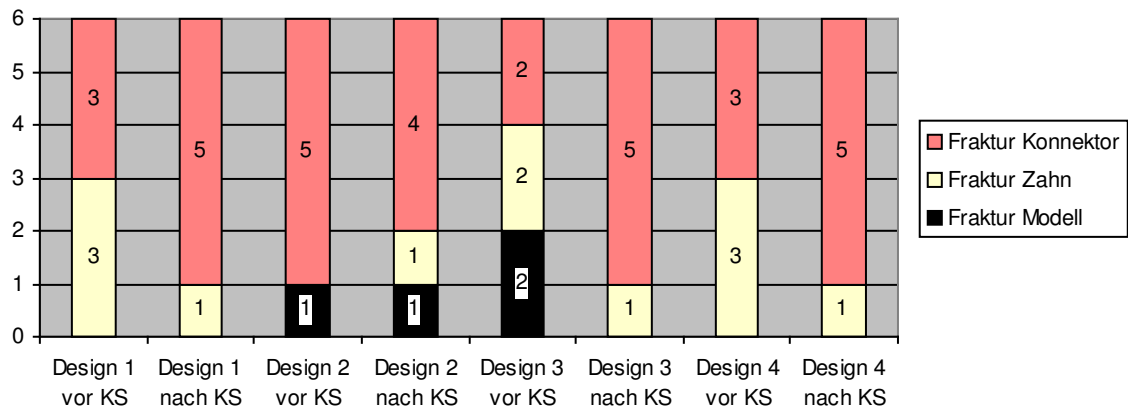


Abb. 20: Verteilung der Versagensursache unter Berücksichtigung der Kausimulation



Abb. 21: Versagensursachen der Proben

Das Design 1 versagte vor der Kausimulation je zur Hälfte am Konnektor und am Pfeilerzahn (vgl. Abb. 21, Fraktur Konnektor/Fraktur Pfeilerzahn). Nach der Kausimulation stieg die Versagensursache „Fraktur des Konnektors“ auf 5 an. Bei einer Restauration frakturierte der Pfeilerzahn.

In Gruppe 2 (Design 2) schlugen vor der Simulation 5 von 6 Restaurationen aufgrund eines Konnektorbruchs fehl. Das Nachgeben des Modells war hier einmal die Ursa-

che (vgl. Abb. 21, Fraktur Modell). Nach der Kausimulation frakturierten bei vier Brücken die Konnektoren und je einmal der Pfeilerzahn und das Modell.

Das Design mit der Rillenpräparation (Design 3) versagte vor der Kausimulation je zweimal aufgrund eines Bruchs am Konnektor, am Pfeilerzahn und am Modell. Nach der Kausimulation stieg die Ursache „Fraktur des Konnektors“ auf 5 von 6 an. Eine Probe fiel wegen des frakturierten Pfeilerzahnes aus.

In der Gruppe ohne Präparation (Design 4) schlugen drei der sechs Restaurationen wegen eines Bruchs des Zahnes und des Konnektors fehl. Nach der Kausimulation sorgten die gleichen Gründe im Verhältnis 5 (Konnektorfraktur) zu 1 (Zahnfraktur) für den Misserfolg der Brücken (vgl. Abb. 20).

Während der dynamischen Belastung im Kausimulator kam es zu keinem Ausfall bei den Restaurationen. Alle 24 Proben der vier Gruppen überstanden die 5-Jahres-Simulation.

V. Diskussion

1. Hintergrund der Untersuchungen

Die Adhäsivbrücke gilt heute als ein etabliertes, minimalinvasives Verfahren, um insbesondere jugendliche Patienten mit ausgedehnten Pulpakaven und weitleumigen Dentinkanälchen bei Fehlen eines einzelnen Zahnes mit feststehendem Zahnersatz zu versorgen (Pospiech P., 2000). Als besonderer Vorteil dieser Therapie ist hervorzuheben, dass vergleichsweise wenig Zahnschmelz geopfert werden muss. Während bei der konventionellen Kronen- und Brückenpräparation je nach Präparationsdesign zwischen 50 und 70% der klinischen Krone abgetragen werden muss, bewegt sich der Zahnschmelzverlust bei der Adhäsivbrückenpräparation zwischen 0 und 10% (Peters S., 1986). Als wesentliches Erfolgskriterium in Bezug auf die Langlebigkeit von Adhäsivbrücken mit Metallgerüst wird heute die Anwendung einer geeigneten, möglichst retentiven Präparation gesehen, um vor allem einer Dezementierung als primärer Versagensursache entgegenzuwirken (Creugers N.H. et al., 1990; Behr M. et al., 2000). Einerseits soll hierbei mit subtilen Präparationsmaßnahmen eine Retentionsform erreicht werden, andererseits versucht man dem minimalinvasiven Charakter dieser Restauration gerecht zu werden (Marinello C.P., Schärer P., 1990).

Bereits zwischen 1984 und 1989 lenkten klinische Beobachtungen von Hussey et al. das Augenmerk auf VMK-Adhäsivbrücken im Anhängerdesign, die besonders bei erhöhter Pfeilerzahnmobilität den zweiflügeligen überlegen oder zumindest gleichwertig schienen (Briggs P., 1996; Hussey D.L., 1996). Chan A.W.K. und Barnest I.E. (2000) bestätigten diese Eindrücke in einer anderen klinischen Studie, und so wurde diesem Design eine gute klinische Prognose zugeschrieben.

Bei den Adhäsivbrücken aus Vollkeramik zeichnete sich Ähnliches ab. Kern (2005) zeigte im klinischen Versuch, dass vollkeramische Klebebrücken aus In-Ceram® im Einflügeldesign nicht schlechter abschnitten als jene mit zwei Klebeflügeln. Auch unter In-vitro-Bedingungen ergab sich bezüglich der Überlebenswahrscheinlichkeit des Designs kein signifikanter Unterschied (Koutayas S.O. et al., 2000). In diesen Versuchsreihen wurde sowohl im klinischen Vergleich als auch unter Laborbedingungen immer die gleiche Präparation angewandt.

Ziel der hier vorliegenden Untersuchung war es herauszufinden, inwieweit die bisher mit VMK-Adhäsivbrücken gemachten Beobachtungen bezüglich der Präparationsrichtlinien auf vollkeramische einflügelige Adhäsivbrücken aus Evision/Eris® übertragbar sind.

2. Das Verfahren und „zufällige Fehler“

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 sog. „zufälligen Fehlern“, die durch die manuelle Herstellung der Prüfkörper verursacht werden können, eher als gering einzuschätzen (Kappert H.F., 1990). 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 ist der Abscherversuch für die Simulation der im Mund auftretenden Kaubelastungen besonders gut geeignet und von einer aussagekräftigen klinischen Relevanz. Auch Tiller et al. (1990) 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 für die Proben ein Winkel von 135 Grad zur Krafteinleitung gewählt, da dieser der natürlichen Frontzahnbeziehung am ehesten entspricht. Im Vergleich zur senkrechten Krafteinleitung ergibt sich durch den zusätzlich horizontalen Kraftvektor sogar eine größere Belastung für die Brücken (Pospiech P. et al., 1994). Weiterhin wurde der Belastungspunkt 3,5 mm distal des Konnektors und 3 mm kaudal der Inzisalkante reproduzierbar eingestellt.

Bei der dynamischen Prüfung im Kausimulator wurden die gleichen Größen für Winkel und Belastungspunkt gewählt. Die Dauerbelastung lag mit 20N im physiologischen Bereich für die Kaukraft bei Erwachsenen in der Frontregion. Für die Simulation wurden $1,2 \times 10^6$ Kauzyklen unter thermischer Wechsellast im künstlichen Speichel veranschlagt, was nach Behr (1998) 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., 2002; Kern M. et al., 2002).

Das 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 H., 1983). Je weniger Zahnhartsubstanz dabei entfernt wird, desto schwieriger ist die Präparation (Pospiech P., 2000). Aus diesem Grund wurde ein Mundparallelometer verwendet, um möglichst definierte Präparationen zu erreichen. Hierbei wurde das Winkelstück auf einem 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 Tasterzirkels überprüft. So wurde einerseits versucht, unnötige Schleifarbeiten zu vermeiden und somit eine sekundäre Rissinduktion auszuschließen; andererseits sollten auf diese Weise Schwankungen in der Gerüststärke gering gehalten werden. Ludwig (1994) akzeptierte im Rahmen seiner Untersuchung zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen Differenzen in der Wandstärke von 14%. Richter (1998) 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. In der hier vorliegenden Studie sind aufgrund der indivi-

duellen Präparation der natürlichen Zähne 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 nie ganz ausgeschlossen werden können.

3. Diskussion der Ergebnisse

Legt man für Erwachsene physiologische Kaukräfte für die Frontregion von 10 bis 35 N zu Grunde (De Boever J.A., 1978; Eichner K., 1963), so lagen die Druckkräfte, die zum Versagen der Versuchsproben führten, sowohl vor als auch nach der Kausimulation weit über diesem Bereich. Für alle Untersuchungsgruppen konnten Medianwerte der Bruchlast ermittelt werden, die in der Größenordnung der Bruchfestigkeit der natürlichen Pfeilerzähne lagen und mindestens das Doppelte der in der Literatur angegebenen höchsten Werte für in der Mundhöhle maximal auftretende Kräfte in der Frontregion betrugten. Diese „zweifache Sicherheit“ muss nach Hölsch und Kappert (1993) als Minimum angestrebt werden, um trotz Materialermüdung durch die Kaubelastung eine ausreichende Dauerfestigkeit zu gewährleisten. Im vorliegenden Versuch waren demnach die gemessenen Bruchfestigkeiten unabhängig vom Design und einer vorangegangenen Kausimulation ausreichend hoch, was für die klinische Relevanz spricht.

Die Auswertung der Bruchflächen durch visuelle Kontrolle sollte klären, um welchen Bruchmechanismus es sich bei den Prüfkörpern handelte. Theoretisch könnte das Versagen entweder adhäsiver oder kohäsiver Natur sein. Der adhäsive Misserfolg führt zu einem Verlust der Haftung des Kompositklebstoffes, ein kohäsiver Bruch dagegen ist durch ein Versagen des inneren Gefüges des Werkstoffes begründet. Im vorliegenden Versuch lagen die Misserfolge im Gegensatz zu Studien mit VMK-Adhäsivbrücke im rein kohäsiven Bereich. Keine der Restaurationen versagte im adhäsiven Verbund.

Die primäre Versagensursache betraf vor allem Frakturen an der Verbindungsstelle des Retentionsflügels zum Brückenglied. Das entsprach den Ergebnissen verschiedener In-vitro-Studien und klinischen Erfahrungen für Klebebrücken im Zweiflügel-Design der Systeme In-Ceram® (Kern M., Strub J.R., 1992; Pospiech P., 1994), Optec® (Jeneric Pentron, Küsterdingen, Deutschland) (Dumfahrt H., Schäfer H., 1995) und Empress2 (Pospiech P., 2000) sowie verschiedenen In-vitro-Studien von In-Ceram®-Klebebrücken im Anhängerdesign (Koutayas S.O. et al., 2000; Kern M. et al., 2002). Das typische Bruchmuster zeigte eine Aussprengung des Brückengliedes bei Erhalt des adhäsiven Verbundes zum Pfeilerzahn (Pospiech P., 1994). Pospiech et al. (1999) und Kappert (1991) identifizierten die wesentlichsten Schwachpunkte in einer scharfen interdentalen Separation bei der Gerüstgestaltung von Vollkeramikrekonstruktionen und in zu gering dimensionierten interdentalen Konnektoren, da sich in diesem Bereich Zugspannungen konzentrieren, welche die Keramik wesentlich schlechter als Druckbelastung verträgt.

Eine Finite-Elemente-Studie von Pospiech (1996) bestätigte diese Ergebnisse: Je graziler die interdentalen Verbindungen gestaltet wurden, umso höher war die Spannung und daraus folgend die Reduktion der Bruchfestigkeit (Pospiech P., 1996). Pospiech favorisierte bei den zweiflügeligen Brücken aus In-Ceram eine Dimensionierung von mindestens 4,5x2,5 mm, mit der sich eine Bruchfestigkeitserhöhung im Vergleich zu den von Kern et al. angegebenen Maße (3,0x1,5 mm) um 40% ergab. Kern et al. (2002) hielten aber gerade bei einflügeligen Klebebrücken eine grazilere Konnektorgestaltung für ausreichend, da das Anhängerdesign gegenüber Scherbelastungen weniger anfällig wäre.

Weitere Versagensursachen waren die Fraktur der Pfeilerzähne und der Modelle. Das bekräftigte einerseits die Güte der Adhäsivverbindung, andererseits ließen sie für genau diese Proben nur bedingt eine Beurteilung der Bruchfestigkeit der Keramik sowie des Verbundes zu. Alternativmaterialien höherer Festigkeit wie die von Kern (1997) beschriebenen künstlichen Pfeiler aus einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung oder industriell vorgefertigten Keramikblöcke würden diesen Effekt ausschalten. Dennoch hat sich die Verwendung natürlicher Zähne bei einer Vielzahl von Untersuchungen zur Bruchlast vollkeramischer Systeme bewährt (Kern et al., 1999). Obwohl dadurch eine Standardisierung des Verfahrens erschwert wurde und aus unterschiedlichen Gründen wie der Beschaffung, der Auswahl oder der individuellen

Präparation eines jeden Zahnes die aufwändigste Methode zur Untersuchung darstellte, galt es als geeignetes Verfahren, das es erlaubte, die Effekte der Ätztechnik klinisch relevant zu untersuchen (Leevailoj et al., 1998 ; Burke, 1999). Außerdem konnte so eine mögliche Schwächung der Zahnstabilität durch eine Präparation erkannt werden (Kern M., 1994).

Betrachtete man die Verteilung der Versagensursachen unter Berücksichtigung der Kausimulation, so lag der größte Unterschied in einer Zunahme der Versagensursache „Konnektorfraktur“ in der dritten Gruppe, der Gruppe mit parallelen Rillen, von 2 auf 5. Ob hier jedoch die dynamische Belastung einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Keramik durch Materialermüdung ausübte, war zumindest fraglich.

Betrachtete man die Interquartildistanzen als Maß für die Präzision einer Messung, so fiel auf, dass das Ausmaß der Streuung innerhalb der Gruppen zum einen recht unterschiedlich war und zum anderen teilweise recht hoch erschien; des Weiteren ließen die Medianwerte keine eindeutige Tendenz bezüglich des Designs oder des Einflusses der Kausimulation erkennen.

Ob sich die untersuchten Messreihen in ihren Werten signifikant, d.h. tatsächlich, unterschieden oder ob die gemessenen Unterschiede auf zufälligen Fehlern beruhten, wurde mit dem statistischen Test überprüft. Die Auswertung ergab, dass sowohl vor, als auch nach Kausimulation die Versuchsreihen ohne Präparation nicht schlechter abgeschnitten hatten als die Versuchsreihen mit Präparation. Der Grund dafür war vermutlich in der Versagensursache zu sehen. Bei keiner der Brücken kam es nämlich selbst nach der Kausimulation zu einem Lösen oder einem Bruch des adhäsiven Verbundes. Somit war weder im Verbund Schmelz-Komposit-Keramik noch in der Eigenfestigkeit des Klebstoffes ein Schwachpunkt der Versuchsproben zu sehen. Da diese Art der Versagensursache im Versuch keine Rolle spielte, konnte auch keine mögliche Steigerung der Belastbarkeit des Klebeverbundes durch eine Präparation festgestellt werden. Der adhäsive Verbund war folglich ausreichend stabil und dauerhaft, so dass es nicht notwendig war, die Widerstandsform durch eine retentive Präparation zu erhöhen.

Wenn auch im Versuch nicht relevant, so ist eine Beeinflussung der Verbundfestigkeit durch die künstliche Alterung dennoch wahrscheinlich. Verschiedene Studien (Ludwig K., 1994) belegen eine Minderung der Dauerfestigkeit der Adhäsivverbin-

dung unter Temperaturwechsellast im künstlichen Speichel. Ludwig (1994) berichtete von Festigkeitsverlusten zwischen der Empress-Keramik und Dualcement bei Temperaturwechsellast und Kontamination mit Speichel. Dabei war die Stabilität einer Klebeverbindung wesentlich von der Konditionierung der Oberfläche der Fügeflächen und der korrekten Verarbeitung des Klebstoffes abhängig.

Die Auswertung der Versuchsreihe nach Kausimulation ergab einen signifikanten Unterschied der Festigkeiten zwischen den Brücken mit approximalem Kasten, deren Werte höher lagen als jener mit vier parallelen Rillen. Der Grund dafür war, dass ein dem Brückenglied zugewandter approximaler Kasten die Bruchgefahr der Restauration durch eine Verstärkung des Konnektors verringerte und somit die Überlebenswahrscheinlichkeit der Restauration erhöhte. Dies deckt sich mit den Erkenntnissen von Kern et al., die einen approximalen Kasten als geeignete Präparationsart empfahlen (Kern M. et al., 1994). Des Weiteren rieten sie zu einer möglichst weitgehenden Labialverankerung, da dadurch die Konnektorquerschnittsfläche und damit die Stabilität erhöht wurde. Warum aber in der vorliegenden Untersuchung die höhere Gerüststabilität der Gruppe mit approximalem Kasten nur nach der dynamischen Belastung und nur zu einer Vergleichsgruppe signifikant auffiel, blieb offen. Der Einfluss von zufälligen und systematischen Fehlern auf die Ergebnisse wird hier deutlich.

Ein Alterungsprozess der Keramik, der sich üblicherweise in Form einer Stabilitätsminderung manifestieren sollte, wurde nicht beobachtet. Trotzdem zeigte die 5-Jahres-Kausimulation einen signifikanten Einfluss auf die Versagensquote der vierten Gruppe: Nach der Kausimulation kam es hier zu einer ungewöhnlichen, signifikanten Erhöhung (!) der mittleren Bruchwerte. Von Kern et al. wurden zwar schon einmal eine Steigerung der Verbundfestigkeit nach dynamischer Belastung beobachtet (Kern M. et al., 1992), was mit einer gewissen Plastifizierung im Kompositkleber erklärt wurde, eine Steigerung der Bruchfestigkeit am Konnektor war aber auszuschließen. Eine Dauerbelastung hat nach Kappert (1991) eher eine Materialermüdung und damit niedrigere Bruchfestigkeiten zur Folge. Dieses typische Phänomen ist für viele Werkstoffe bekannt und trifft auch auf Empress2® zu. Folglich belegen die vorliegenden Ergebnisse die Fehleranfälligkeit des Versuchsaufbaus, da sie die wissenschaftlichen Erfahrungen, die werkstoffkundlich und werkstoffmechanisch logisch und nachgewiesen sind, nicht bestätigen.

In den übrigen Versuchsreihen hatte die dynamische Belastung keinen signifikanten Einfluss auf die Überlebenswahrscheinlichkeit der Klebebrücken. Dies stimmte mit Erkenntnissen von Kern et al. (1995) für zweiflügelige In-Ceram-Brücken überein. Somit konnte in der vorliegenden Studie bei kritischer Betrachtung der Ergebnisse und unter Berücksichtigung der Erkenntnisse von Kappert (1991) und Kern (1995) insgesamt kein Einfluss der dynamischen Belastung auf das Frakturrisiko nachgewiesen werden. Ob sich ein anderes Bild bei einer höher gewählten Belastung während der Kausimulation ergeben hätte, blieb offen.

VI. Schlussfolgerungen

In der hier vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass bei Empress® (Evision/Eris®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)-Adhäsivbrücken im Anhängerdesign unter den beschriebenen Versuchsbedingungen die Versuchsreihe „ohne Präparation“ nicht schlechter abgeschnitten hatte als die Versuchsreihen mit Präparation.

Besondere Sorgfalt sollte der technischen Gestaltung des Konnektors geschenkt werden, da es sich hierbei um die primäre Versagensursache handelte. Ein dem Brückenglied zugewandter approximaler Kasten konnte die Gerüstkonstruktion in diesem Bereich verstärken.

Eine Materialermüdung durch die Kausimulation konnte nicht nachgewiesen werden. Ein Lösen des Adhäsivverbundes wurde in keinem Fall beobachtet.

VII. Literaturverzeichnis

1. Atta M.O., Smith B.G.N., Brown D. (1987): A comparison of electrolytic and nonelectrolytic etching techniques for direct bonded bridge retainers. *Restorative Dent.* 3, 30-129
2. Atta M.O., Smith B.G.N., Brown D. (1990): Bond strengths of three chemical adhesive cements adhered to a nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. *J. Prosthet. Dent.* 63, 43-137
3. Behr M., Leibrock A., Stich W., Rammelsberg P., Rosentritt M., Handel G. (1998): Adhesive-fixed partial dentures in anterior and posterior areas. Results of an on-going prospective study begun in 1985. *Clin Oral Invest* 2, 31-35
4. Behr M., Hindelang U., Rosentritt M., Lang R., Handel G. (2000): Comparison of failure rates of adhesive-fixed partial dentures in in-vivo and in-vitro studies. *Clin Oral Invest* 4, 25-30
5. Böning K., Peppel P.-D. (1992): Adhäsivbrücken-eine Longitudinalstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 608
6. Briggs P., Dunne S., Bishop K. (1996): The single unit, single retainer, cantilever resin-bonded bridge. *Br Dent J*, 181(10), 373-379
7. Burke F.J. (1999): Maximizing the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J. Dent.*: 27: 169-173
8. Busch M. (1991): Kleben in der Zahntechnik. *Quintessenz Zahntech* 17, 1196-1212
9. Caputo A.A., Gonidis D., Matayas J. (1986): Analysis of stresses in resin bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int.* 17, 89-93
10. Chan A.W.K, Barnes I.E. (2000): A prospective study of cantilever resin-bonded bridges: an initial report. *Australian Dental Journal*, 45:1, 6-31
11. Chang J.C., Powers J.M., Hart D. (1993): Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *J Prosthodont*, 2 (2), 4-110
12. Creugers N.H., Snoek P.A., Vant't Hof M.A., Kayser A.F. (1990): Clinical performance of resin-bonded bridges: a five year prospective study. Part III: Failure characteristics and survival after rebonding. *J Oral Rehabil* 17, 86-179
13. Crispin B.J. (1998): *Moderne ästhetische Zahnheilkunde, Grundlagen für die Praxis.* Quintessenz, Berlin, 4-304

14. Dalen van A., Feilzer A.J., Kleverlaas J. (2004): A literature review of two-unit cantilevered FPDs. *Int J Prosthodont* 17, 281-284
15. De Boever J.A., McCall W.D., Holden S., Ash M.M. (1978): Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40, 326
16. Dumfahrt H., Schäfer H. (1995): Vollkeramische Adhäsivbrücken aus Optec Hsp im klinischen Versuch. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 375-378
17. Dunn B., Reisbick M.H. (1976): Adherence of ceramic coatings on chromiumcobalt structure. *J Dent Res* 55, 328
18. Dürr D., Schultheiss R., Kern M., Strub J.R. (1993): Clinical comparison of porcelain-fused-to-metal and all-porcelain resin-bonded bridges. *J Dent Res* 72-217, Abstr. 908
19. Edelhoff D., Marx R. (1995): Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 64
20. Eichner K. (1963): Measurement of forces during chewing. *Dtsch Zahnärztl Z* 18, 915
21. Göbel R., Welker D. (1996): Metall-Kunststoffverbund in der Zahnmedizin. *dent lab* 94, 2045-2048
22. Grossetete G., Berta J.J., Verdel G. (1984): Klebebrücken. *Zahntechnik* 42, 111
23. Haastert B., Hickel R., Holste Th., Kerschbaum Th. (1992): Einflussfaktoren für das Verlustrisiko von Adhäsivbrücken. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102, 416
24. Haller B., Bischoff H. (1993): Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik. Ein Leitfaden für Praxis und Labor. *Quintessenz*, Berlin, 4-57
25. Hammer P., Berg C. (1993): Ein ästhetischer Erfolg, Die Adhäsiv-Brücke aus Vollkeramik. *dental-labor* 5/93, XLI, 761
26. Heineberg B.J. (1989): Die modifizierte Marylandbrücke. *Quintessenz*, Berlin-Chicago, 8-29
27. Hill G.L., Zidan O., Gomez-Martin O. (1986): Bond strengths of etched base metals: effects of errors in surface area estimation. *J. Prosthet. Dent.* 56, 41-56
28. Höland W. (1998): Werkstoffwissenschaftliche Aspekte der IPS Empress 2 Glaskeramik. *Ivoclar-Vivadent Report* Nr. 12

29. Hölsch W., Kappert H.F. (1993): Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch. Zahnärztl Z 47, 621-623
30. Holste Th., Berling F. (1982): Vergleichende Untersuchung zur Haftfestigkeit von Komposite-Ätzbrücken – herkömmliche und zusätzliche Retentionshilfen. Dtsch Zahnärztl Z 37, 885
31. Holste Th. (1984): Der Frontzahnverlust im jugendlichen Gebiß – Therapiemöglichkeiten aus der Sicht des Prothetikers. Dtsch Zahnärztl Z, 430-432
32. Holste Th., Renk A. (1985): Klebebrücken in der Zahnheilkunde. Materialtechnische Grundlagen und klinische Anwendungen. Carl Hanser Verlag, München
33. Holste Th., Kerschbaum Th. (1993): Stellungnahme der DGZMK. DZZ 49, 12/93
34. Holste Th., Kerschbaum Th. (1994): Konsensus-Papier „Klebebrücken“. Dtsch Zahnärztl Z 49, 213-216
35. Holste Th., Stiefenhofer A., Löffler A., Stark H. (1998): Klebebrücken – eine 15-Jahres-Studie. Jahrestagung DGZPW Leipzig, 1998
36. Hudgins J.L., Moon P.C., Knap F.J. (1985): Particle-roughened resin-bonded retainers. J. Prosthet. Dent. 53, 6-471
37. Hüls A., Brinkmann U., Rinke S. (1999): Beschleunigte Verfahren für die konventionelle Herstellung von In-Ceram-Kronen. Quintessenz Zahntechnik 25, 419-423
38. Hussey D.L., Pagni C., Linden G.J. (1991): Performance of 400 adhesive bridges fitted in a restorative dentistry department. J. Dent., 19, 221-225
39. Hussey D.L., Linden G.J. (1996): The clinical performance of cantilevered resin-bonded bridgework. J. Dent., 24, No. 4, 251-256
40. Johnston C.D., Hussey D.L. (1993): The immediate replacement of incisor teeth by cantilevered resin-bonded bridgework. Dent Update 22, 190
41. Jungwirth F., Marx R. (1998): Haftfestigkeit innovativer Metallprimer für den Metall-Kunststoff-Verbund. Dtsch Zahnärztl Z 53, 269-271
42. Kappert H.F., Knöde H., Manzotti L. (1990): Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. Dental Labor 38, 177-183

43. Kappert H.F., Knode H., Schultheiss (1991): Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131
44. Kern M., Knode H., Strub J.R. (1991): The All-Porcelain, Resin-Bonded Bridge. Quintessence Int. 22, 257-262
45. Kern M., Schwarzbach W., Strub J.R. (1992): Stability of All-Porcelain, Resin-Bonded Fixed Restorations With Different Designs: an In Vitro Study. The International Journal of Prosthodontics, Volume 5, Number 2, 27-91
46. Kern M., Fechtig T., Strub J.R. (1994): Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial denture. The Journal of Prosthetic Dentistry, March, 0023-3913
47. Kern M., Thompson V.P. (1995): Durability of resin bonds to a cobalt-chromium alloy. Journal of dentistry, Vol. 23, No. 1, 47-54
48. Kern M., Thompson V.P. (1995): Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability. The Journal of Prosthetic Dentistry, 022-3913
49. Kern M., Thompson V.P. (1996): Klebeverbund zwischen Aluminiumoxidkeramik und Zahnschmelz nach längerer Wasserlagerung. Dtsch Zahnärztl Z 51, 260-278
50. Kern M., Gläser R. (1997): Cantilevered all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures: a new treatment modality. J Esthet Dent 9, 255
51. Kern M. (2000): Klinische Langzeitbewährung von zwei- und einflügeligen Adhäsivbrücken aus Vollkeramik. Quintessenz 56, 231-239
52. Kern M., Tomic M. (2002): Clinical Outcome of All-Ceramic Resin-bonded Fixed Partial Dentures. J Dent Res 81: 152 (Abstr. No 1066)
53. Kern M. (2005): Einflügelige Adhäsivbrücken und Adhäsivattachments – Innovation mit Bewährung. zm 95, Nr. 21, 54-60
54. Kerschbaum Th. (Hrsg.)(1994): Adhäsiv-Prothetik. Urban und Schwarzenberg, München, 3-64
55. Kinloch A.J. (Hrsg.)(1987): Adhesion and Adhesives. Chapman and Hall, London – New York, 7-48
56. Koutayas S.O., Kern M., Ferrareso F., Stub J.R. (2002): Influence of framework design on the fracture strength of mandibular anterior all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. Int J Prosthodont 15, 223-229

57. Krejci I., Lutz F. (1990): In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. Schweizer Monats Zahnmed 100, 1445
58. LaBarre E.E., Ward H.E. (1984): An alternative resin-bonded restoration. J. Prosthet. Dent. 52, 9-247
59. Leevailoj C., Plett J.H., Cochran M.A., Moore B.K. (1998): In vitro study of fracture incidence and compressive fracture load off all-ceramic crowns cemented with resin-modified glass ionomer and other luting agents. J. Prosthet. Dent.: 80: 699-707
60. Lenz E. (1990): Edelmetallfreie Dentallegierungen in der experimentellen Erprobung und im klinischen Einsatz. Swiss Dent Separatdruck, 19-30
61. Livaditis G.J. (1983): Etched metal resin-bonded restorations: principles in retainer design. Int J Periodontics Restorative Dent. 3(4), 34-47
62. Livaditis G.J. (1986): A chemical etching system for creating micromechanical retention in resin-bonded retainers. J. Prosthet. Dent. 52: 9-247
63. Ludwig K. (1994): Untersuchung zur Festigkeit des Adhäsivverbundes zwischen IPS-Empress und Dualcement. Quintessenz Zahntech 20, 71-81
64. Lyttle H.A., Louka A.N., Young J. (1986): A study of the consistency of etch patterns on sample of various alloys as fabricated by commercial dental laboratories. J. Dent. Res. 65, abstract 11, 532
65. Marinello C.P., Soom U., Schärer P. (1985): Die Präparation in der Adhäsivprothetik. Schweiz Monatsschrift Zahnmed 95, 194
66. Marinello C.P., Soom U., Schärer P. (1988): Präparation in der Adhäsivprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2, 139-152
67. Marinello C.P., Schärer P. (1990): Einzelzahnersatz beim jugendlichen Patienten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 597-606
68. Marx R. (1987): Ursachen für das Versagen von Klebeverbindungen bei Adhäsivbrücken. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 97, 458-464
69. Marx R., Eggert G., Beldner W. (1988): Thermische Ausdehnung und Plastifizierungstemperatur von Dentalklebern. Dtsch Zahnärztl Z 43, 465-468
70. Marx R., Fischer H., Weber M., Jungwirth F. (2001): Rissparameter und Weibullmodule: Unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56, 223-240

71. McLaughlin G. (1981): Composite bonding of etched metal anterior splints, *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2, 83-279
72. McLaughlin G. (1986): *Direct bonded retainers*. J.B. Lippincott Co., Philadelphia
73. Meiers J.C., Meetz H.K. (1985): Design modifications for etched-metal, resin-bonded retainers. *Gen Dent.*, 33(1), 4-41
74. Musil R., Tiller H.-J. (1985): Die Haftung von Dental-Kunststoffen auf Metalloberflächen. Das Kulzer Silicoater-Verfahren. Kulzer, Wehrheim, 47-52
75. Özcan M., Pfeiffer P., Nergiz I. (1998): A brief history and current status of metal- and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int*, 29, 713-724
76. Pegoraro L.F., Barrack G. (1987): A comparison of bond strengths of adhesive cast restorations using different designs, bonding agents and luting resins. *J Prosthet Dent.* 57 (2), 8-133
77. Peters S. (1986): Vergleich der Abschliffmengen bei Adhäsivankern und bei Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z*44, 2039
78. Peutzfeld A., Asmussen E. (1988): Silicoatings: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Scand. J. Dent. Res.* 96, 6-171
79. Pfeiffer P., Marx R. (1989): Temperaturbelastung von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkungen auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99, 782-786
80. Pflügl M., Kuderna F., Haas M. (1994): Eine In-vitro-Studie der Haftfestigkeit von Kunststoff-Metall-Verbundsystemen. *Quintessenz Zahntech* 20, 83-94
81. Pospiech P., Rammelsberg P., Gernet W. (1994): Die vollkeramische Klebebrücke - eine Standortbestimmung. *Phillip J* 11, 75-79
82. Pospiech P., Rammelsberg P., Goldhofer G., Gernet W. (1996): All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur J Oral Sci*, 104, 390-395
83. Pospiech P. (1999): Neue Möglichkeiten vollkeramischer Versorgung mit *Empress 2*. *Phillip Journal*, 16. Jahrgang (4/99), 47-49
84. Pospiech P., Mittermeier J., Rammelsberg P. (1999): Spannungsverteilung in vollkeramischen Klebebrücken: Eine dreidimensionale Finite-Elemente-Analyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 54 , 765

85. Pospiech P. (2000): Vollkeramische Klebebrücken - eine Therapiealternative zur Versorgung der Frontzahn­lücke. Zbay Zahnärzte in Bayern (2/00)
86. Pospiech P. (2002): Vollkeramische Klebebrücken – eine substanzschonende Alternative als Ergänzung des vorhandenen Therapiespektrums. Zbay Zahn­ärzte in Bayern (4/02)
87. Priest F.G. (1996): Failure Rates of Restorations for Single-Tooth Replacement. The International Journal of Prosthodontics, Volume 9, Number 1, 142-145
88. Pröbster L. (1992): Untersuchung zur Scherfestigkeit des Kunststoff-In-Ceram-Verbundes. Dtsch Zahnärztl. Z, 47, 292-294
89. Rammelsberg P., Gernet W., Pospiech P., Pahle M. (1991): Klinischer Vergleich von Adhäsivbrücken in Abhängigkeit von Präparationsform und Gerüst­konditionierung. Dtsch Zahnärztl Z 46, 653
90. Rateitschak K.H., Wolf H.F. (1993): Farbatlant der Zahnmedizin, Kronen und Brückenprothetik. Thieme, Stuttgart , 56-62
91. Richter M. (1998): Vergleichende Untersuchung der Bruchfestigkeit verschiedener Keramik­kronensysteme. Dissertation, Freie Universität Berlin
92. Ries S. (2003): Versorgung einer jugendlichen Patientin mit Hilfe vollkerami­scher Adhäsivbrücken. Quintessenz 54, 2, 155-159
93. Rochette A.L. (1973): Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent 30, 418
94. Saunders W.P. (1984): The retentive impact strengths of various designs of re-sign-bonded bridges to etched bovine enamel. Br. Dent. J. 156, 8-32
95. Schwickerath H. (1983): Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 38, 943-952
96. Simon J..F, Gartrell R.G., Grogono A. (1992): Improved retention of acid-etched fixed partial dentures. A longitudinal study. J Prosthet dent 68, 611-615
97. Simonsen R.J., Thompson V.P., Barrack G. (1983): Etched cast restorations: clinical and laboratory techniques. Quintessence, Chicago
98. Stark H., Holste Th., Kessler B. (1994): Klebebrücken - eine 10-Jahres-Studie; Carl Hanser München 1994. Dtsch Zahnärztl Z 49, 266-270
99. Stokes A.N., Tidmarsh B.G. (1986): Porous metal coatings for resin-bonded systems. J. Prosthet. Dent. 56, 5-170
100. Strub J.R. (1994); Curriculum Prothetik. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin

101. Tay W.M. (1994): Klebebrücken Möglichkeiten und Grenzen. Hüthing, Heidelberg, 7-169
102. Tiller H.-J., Göbel R., Magnus B. (1985): Der Sandstrahlprozess und seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Dentallegierungen I. Quintessenz 10, 1927-1934
103. Tiller H.-J., Göbel R., Magnus B. (1990): Werkstoffkundliche Grundlagen zum Silicoater-MD-Verfahren. Dental Labor 38, 78-82
104. Thompson V.P., Del Castillo E., Livaditis G.J. (1981): Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys for resin-bonded prostheses. J. Dent. Res. 60, 377, abstract 265
105. Veen J.H. van der, Krajenbrink T., Bronsdijk A.E. et al. (1986): Resin bonding of tin electroplated precious metal fixed partial dentures: one year clinical results. Quintessence Int. 17, 299-301
106. Williams W.A., Drennon D.G., Silverstone L.M. (1982): The effect of retainer design on the retention of filled resin in acid-etched fixed partial dentures. J. Prosthet. Dent. 48, 23-417
107. Wiltshire W.A. (1986): Tensile bond strengths of various alloy surface treatments for resin bonded bridges. Quintessence Dent. Technol. 10, 31-227
108. Wiltshire W.A., Ferreira M.R. (1987): A classification of resin-bonded bridges based on the evolutionary changes of the different technique types. Quintessence Dent. Technol. II, 8-253

Herrn Professor Dr. **Richter** möchte ich für die Bereitstellung des Themas, für die Betreuung der Arbeit sowie für die Möglichkeit der Nutzung des hauseigenen Labors danken. Herrn Professor Dr. **Kern**, Kiel, danke ich für die Durchführung der dynamischen und statischen Belastungstests der Prüfkörper. Der Firma **Ivoclar AG** sowie der Firma **Heraeus Kulzer GmbH & Co** danke ich für die großzügige Bereitstellung der Materialien. Meinen Dank möchte ich auch dem **Dentallabor Jung** aussprechen, bei dem ich einen Teil der praktischen Tätigkeit durchführen durfte.

Für seine stete Hilfsbereitschaft und freundliche Anleitung möchte ich Herrn Oberarzt Dr. Stefan **Ries** besonders danken.

Lebenslauf

- geb.: 12.12.1971 in Bad Kissingen,
Eltern: Medizinaldirektor Dr. Otto Bublak, Internist
Waltraud Bublak, geb. Bülow
- 1991: Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife in Bad Kissingen
- 1992: Grundwehrdienst in Hammelburg
- ab Sep. 1992: 2 ½ - jährige Ausbildung zum Zahntechniker in Bad Kissingen
- danach Gesellentätigkeit bis März 1997
- ab April 1997: Besuch der Meisterschule (Zahntechnik) in Freiburg
- erfolgreiches Ablegen der Meisterprüfung im Mai 1999
- Sep. 1998 – März 2000: Betriebsleiter eines zahntechnischen Labors in Meiningen
- ab April 2000: Student der Zahnmedizin an der Universität Würzburg
- 2005: Staatsexamen an der Universität Würzburg
- ab 2006: Tätigkeit als Assistenz Zahnarzt in einer Praxis in Lingen

Jan Michael Bublak