

**EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN ZU
REPARATURTECHNOLOGIEN
FÜR ABNEHMBAREN UND FESTSITZENDEN
ZAHNERSATZ**

Dissertation

**zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von

Marlen Leithold

geboren am 4.2.1979 in Zwickau

Gutachter:

- 1. Prof. Dr. Welker, Jena**
- 2. Prof. Dr. Lenz, Kiliansroda**
- 3. Prof. Dr. Dr. Gehre, Leipzig**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.02.2004

Verzeichnis der Abkürzungen

4-Meta	4-Methacryl-oxyethyl-trimellitanhydrid
bis GMA	bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
MDP	Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat
PMMA	Polymethylmethacrylat
MMA	Methylmethacrylat
MPa	Megapascal
NEM	Nichtedelmetall
EM	Edelmetall
OVS	Opaquer-Verbund-System
VBATDT	Vinylbenzyl-propylamino-triazin-dithion
TLW	Temperaturlastwechsel

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung	1
2. Einleitung	3
2.1. Das Prinzip der Reparatur	6
2.2. Wichtige Verbunde in der Zahnmedizin	8
2.2.1. Metall – Verblendkomposit – Verbund	8
2.2.2. Verblendkomposit – Reparaturkomposit – Verbund	13
2.2.3. Metall – Keramik – Verbund	17
2.2.4. Keramik – Verblendkomposit – Verbund	18
2.2.5. Prothesenkunststoffe	21
2.2.5.1. Typen	21
2.2.5.2. Reparatur von Prothesen	21
2.3. Zur Frage der Dauerhaftigkeit der Verbunde und deren experimenteller Testung	24
3. Zielstellung	25
4. Material und Methode	27
4.1. Verbund Verblendkomposit – Verblendkomposit	27
4.1.1. Verblendkomposite	27
4.1.2. Haftvermittler und weitere Materialien zur Konditionierung der Oberflächen	28
4.1.3. Herstellung und Reparatur der Prüfkörper für den Dreipunktbiegeversuch	28
4.1.4. Dreipunktbiegeversuch	29
4.1.5. Herstellung der Verbundprüfkörper für den Druckscherversuch	29
4.1.6. Druckscherversuch	30
4.2. Metall – Verblendkomposit – Verbund	31
4.2.1. Legierungen	31
4.2.2. Primer für Verbundverfahren	31
4.2.3. Verblendkomposite	32
4.2.4. Herstellung der Verbundprüfkörper	32
4.2.5. Prüfverfahren	32

4.3.	Keramik – Verblendkomposit – Verbund	33
4.3.1.	Dentalkeramiken	33
4.3.2.	Haftvermittler	34
4.3.3.	Konditionierung der Keramiken	34
4.3.4.	Herstellen der Verbundkörper	35
4.3.5.	Prüfverfahren	35
4.4.	Verbund Prothesenbasiskunststoff- Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff – Prothesenzähne	36
4.4.1.	Werkstoffe	36
4.4.2.	Materialien zur Konditionierung der Oberflächen	36
4.4.3.	Herstellung und Konditionierung der Verbundkörper Prothesenbasiskunststoff - Prothesenbasiskunststoff	36
4.4.4.	Herstellung der Verbundkörper Prothesenbasiskunststoff – Prothesenzahn	37
4.4.5.	Prüfverfahren	38
4.5.	Prüfkörperanzahl	38
4.6.	Bruchverhalten	38
4.7.	Statistik	38
5.	Ergebnisse	39
5.1.	Verbund Verblendkomposit – Reparaturkomposit	39
5.1.1.	Dreipunktbiegeversuch	39
5.1.2.	Druckscherversuch	42
5.2.	Verbund Legierung – Verblendkomposit	45
5.3.	Verbund – Keramik – Verblendkomposit	49
5.3.1.	Verbund – Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit	49
5.3.2.	Verbund – Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit	53
5.3.3.	Verbund – Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) – Verblendkomposit	57
5.4.	Verbunde Prothesenbasiskunststoff – Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff – Prothesenzähne	61

6. Diskussion	66
6.1. Reparatur von Kunststoffverblendungen	66
6.1.1. Reparatur des Verblendkomposits	66
6.1.2. Reparatur bei freiliegender Metalloberfläche	69
6.2. Keramikreparatur	71
6.3. Prothesenreparatur	74
7. Schlussfolgerungen	77
8. Literaturverzeichnis	80

1. Zusammenfassung

Bei festsitzendem und abnehmbarem Zahnersatz treten bekanntlich bei vielen Versorgungsarten nach einiger Zeit, wenn auch meist geringe, Defektraten auf. Die Reparatur kann eine zeit- und kostensparende sowie risikoarme Alternative zur Neuanfertigung darstellen.

Das Ziel der Arbeit besteht in der experimentellen Untersuchung extra- und intraoral anwendbarer Reparaturverfahren, der Nutzbarmachung neuer Möglichkeiten sowie deren Bewertung hinsichtlich klinischer Durchführbarkeit und Dauerhaftigkeit. Daraus werden methodische Empfehlungen für die Praxis abgeleitet.

In Anlehnung an ISO 10477 werden nach 24 Stunden Wasserlagerung und nach experimenteller Alterung durch 25 000 Temperaturlastwechsel folgende Verbunde mit der Universalprüfmaschine ZWICK 1435 im Druckscherversuch geprüft: Verblendkomposit – Reparaturkomposit, Metall – Reparaturkomposit, Keramik – Reparaturkomposit und PMMA - basierter Prothesenbasiskunststoff – Prothesenbasiskunststoff sowie Prothesenbasiskunststoff – Kunststoffzähne.

Der für die Untersuchungen wichtigste Aspekt ist die Art der Konditionierung des zu reparierenden Werkstoffs an seiner Fügefläche.

Verblendkomposit – Reparaturkomposit – Verbund: Die Oberfläche der Verblendkomposite Signum (Heraeus Kulzer) beziehungsweise Sinfony (3M Espe) wird mechanisch mit Korundpapier bearbeitet. Als Haftvermittler werden ein ungefüllter Kunststoff auf bis-GMA-Basis (mit oder ohne separate Belichtung) oder eine Silanlösung auf die mikrostrukturierte oder unbehandelte Kompositoberfläche aufgetragen. Außerdem wird die Reparatur von Signum mit Sinfony geprüft.

Für die Reparatur einer defekten Kompositverblendung ohne freiliegende Metallfläche ist das Aufrauen der Oberfläche mit nachfolgender Silanisierung zu empfehlen. Bei pastösen Reparaturkunststoffen ist die vorherige Anwendung eines Haftvermittlers anzuraten. Niedrigvisköse Reparaturmaterialien erzielen in der Regel hohe Verbundfestigkeiten auch ohne Haftvermittler.

Metall – Reparaturkomposit – Verbund: Es werden die hochgoldhaltige Legierung Degunorm (Degussa) und die Kobalt-Basislegierung Wirobond C (Bego Thyssen) in Kombination mit Alloy Primer (Kuraray), Targis Link (Ivoclar) und Metal Primer II (GC) untersucht. Als Reparaturkomposit stehen Thermoresin (GC) und Targis (Ivoclar) zur Verfügung.

Bei freiliegender Metalloberfläche ist ein sicherer Verbund durch Korundstrahlen und Primerkonditionierung zu erwarten, wobei die Primer Metal Primer II (GC), Alloy Primer (Kuraray) und Targis Link (Ivoclar) für die Reparatur hochgoldhaltiger und NEM-Legierungen empfohlen werden können.

Keramik – Reparaturkomposit – Verbund: Bei unterschiedlichen Dentalkeramiken [Verblendkeramik (Vita Omega 900, Vita Zahnfabrik), Vollkeramik (Vita Blocs Mark II, Sirona) und Gerüstkeramik (industriell gefertigte Zirkonoxidkeramik)] werden folgende Maßnahmen allein oder in Kombination angewendet: Säureätzung mit HF 2,5%ig, Silanisierung, Silikatisierung mittels Silicoater- bzw. Rocatec-Verfahren, mechanische Mikrostrukturierung mittels Korundstrahlen, Diamantschleifer und Air Flow S (EMS).

Die höchste Verbundfestigkeit wird erreicht, wenn die Verblendkeramikoberfläche (Vita Omega 900) mit dem Rocatec- oder Silicoater-Verfahren konditioniert wird. Sind beide Systeme nicht einsetzbar, werden durch mechanisches Strukturieren mittels Korundstrahlen, Diamantschleifer oder Ätzen mit Flußsäure 2,5%ig und jeweils nachfolgendes Silanisieren geringere aber klinisch ausreichende Verbundfestigkeiten erzielt. Ein sehr guter Verbund zwischen Vollkeramik (Vita Blocs Mark II, Sirona) und Reparaturkomposit entsteht, wenn die Oberfläche mittels Korundstrahlen, Rocatecstrahlen, Silicoater-Verfahren oder Bearbeitung mit diamantierten rotierenden Instrumenten vorbereitet und anschließend silanisiert wird. Eine zusätzliche, oft empfohlene Säureätzung vor dem Silanisieren erbringt keine Vorteile und kann unterbleiben. Bei defekten Zirkonoxidkeramikrestorationen ist die Konditionierung mittels Silicoater-Verfahren am geeignetsten. Die obligat extraorale Verwendung schränkt die Anwendbarkeit jedoch ein. Die Silikatisierung mit dem Rocatec-Verfahren kann ebenso empfohlen werden, führt aber zu geringeren Haftfestigkeiten.

Prothesenkunststoffe: Die Fügeflächen des Kaltpolymerisates PalaXpress (Heraeus Kulzer) werden mittels Korundstrahlen beziehungsweise Schleifer jeweils mit oder ohne Monomerbenetzung vorbereitet. Die Kunststoffzähne (Acry Lux, Cherudenta) werden durch Aufrauen mit einem Schleifer und Monomerbenetzung einzeln und in Kombination konditioniert.

Für Prothesenreparaturen ist ein Aufrauen des Bruchspaltes mittels Schleifer zur Reinigung und Erweiterung zu empfehlen. Eine zusätzliche Monomerbenetzung der Fügefläche steigert die Verbundfestigkeit nicht. Bei Reparaturen, die die Eingliederung eines Kunststoffzahnes in eine Prothese erfordern, wird die Oberfläche des Zahnes mittels Schleifer aufgeraut und am besten ohne Monomerinfiltration mit fließfähigem Kunststoff repariert.

2. Einleitung

Zahnersatz muss verlorene biologische Strukturen funktionell und ästhetisch ersetzen. Um dieses Ziel dauerhaft zu verwirklichen, ist es oftmals nötig, unterschiedliche oder gleichartige Werkstoffe zu verbinden.

Materialspezifische Eigenschaften sowie physikalische und chemische Fremdeinwirkungen können trotz bewährter Herstellungsverfahren zu Misserfolgen im Werkstoffverbund bzw. zu Frakturen der eingesetzten Materialien führen. Der Gedanke, Zahnersatz könne dauerhaft und gleichwertig zur natürlichen Zahnschmelze in der Mundhöhle eingesetzt werden, muss heute mit Kenntnis der durchschnittlichen Funktionszeiten der Materialien als überholt gelten [Kamann, 2002].

Klinische Untersuchungen belegen, dass zum Beispiel die Verlustrate bei metallkeramischen Verblendungen innerhalb eines Zeitraumes von sechs beziehungsweise sieben Jahren zwischen 2-3 % liegt [Coornaert et al., 1984; Strub et al., 1988]. Schmidt registriert nach einer dreijährigen Beobachtungszeit von keramischen Verblendungen 10 % Defekte [Schmidt, 1990]. Die Schäden treten gehäuft in den ersten Monaten nach Einsetzen der Restauration auf [Leibrock et al., 1999]. Für vollkeramischen Ersatz wird eine Misserfolgsquote von 2 % angegeben [Kappert, 1998].

Die Ursachen des Versagens metallkeramischer Restaurationen sind mannigfaltig. Ungünstige Gerüstgestaltung, marginale Spannungen, Verarbeitungsfehler bei der Herstellung der Verblendung, okklusale Diskrepanzen wie zum Beispiel Überbelastung, Bruxismus oder Frühkontakte können den Verbund schwächen und zu Abplatzungen der Verblendung führen [Bello et al., 1985; Brönnimann et al., 1991; Wolfart und Kern, 2000].

Auch an kunststoffverblendetem Zahnersatz werden Frakturen, deren Ursachenkomplex ähnlich ist, beobachtet.

Häufig treten auch Frakturen an totalen Prothesen auf, insbesondere nach einer Tragezeit von drei Jahren [Yli-Urpo et al., 1985; Vallittu et al., 1993; Vallittu et al., 1994]. 1975 wurden in England und Wales über 1,5 Millionen Pfund für Prothesenreparaturen ausgegeben [Harrison et al., 1977]. 1979 registrierte das öffentliche Gesundheitssystem Großbritanniens jährlich über 1 Million Prothesenreparaturen [Moradians et al., 1982]. Anfang der neunziger Jahre beliefen sich die Kosten allein in England und Wales für 0,7 Millionen Prothesenreparaturen auf rund 6,6 Millionen Pfund. Insgesamt wurden in der Zeit von 1948-1990 35 Millionen Prothesenreparaturen durchgeführt. Diese Zahlen schließen die in privaten Praxen durchgeführten Reparaturen nicht ein [Yunus et al., 1994].

Unter der Annahme, dass statt einer Reparatur jedes Mal eine Neuanfertigung erfolgen würde, wären die Kosten für die Sozialgemeinschaft und den Patienten sehr viel höher.

Zwischen 1988 und 1993 wurden in Ostdeutschland 8492 Patienten ab 55 Jahren zahnärztlich-epidemiologisch untersucht. Es wurde festgestellt, dass in der Altersgruppe 65–74 Jahre 5,7 % der Unterkieferprothesen und 5,3 % der Oberkieferprothesen reparaturbedürftig waren [Lenz und Künzel, 1994].

Die Gründe für das Versagen des üblicherweise verwendeten PMMA sind vor allem darin zu suchen, dass Druck- und Biegekräfte sowie Deformationen während der Kaubewegungen oder auch Extrembelastungen durch Fall, Stoß, Schlag und Okklusionsstörungen sowie mangelnde Passfähigkeit und Spannungen innerhalb des Materials zu einer Ermüdung des Werkstoffs führen [Beyli und von Fraunhofer, 1981; Johnston et al., 1981; Caesar, 1984]. Auch das biologische Milieu der Mundhöhle, insbesondere die Aufnahme von Speichelbestandteilen in den Kunststoff, trägt zur Alterung bei [Vallittu et al., 1993]. Bereits geringe Kräfte führen bei gealtertem Kunststoff zum Bruch [Vallittu et al., 1993]. Weiterhin treten Frakturen häufiger auf, wenn dem künstlichen Ersatz natürliche Zähne antagonistisch gegenüber stehen [Yli-Urpo et al., 1985]. Es resultieren Mittellinienfrakturen, Verluste von Kunststoffzähnen oder andere Frakturtypen [Darbar et al., 1994].

Diese Situationen stellen sowohl den Patienten als auch den Zahnarzt vor die schwierige Entscheidung „Reparatur oder Neuanfertigung?“.

Die Neuanfertigung sichert Behandler und Patient eine suffiziente, indikations- und materialgerechte Restauration ohne reparaturbedingte Gefügeschwachpunkte. Nachteilig sind der hohe Zeit- und Kostenaufwand sowie gegebenenfalls die Invasivität des Eingriffs.

Die Reparatur von Zahnersatz muss in ihrer zeitlichen Haltbarkeit differenziert betrachtet werden. Stets kann sie als Interimslösung bis zur Fertigstellung eines neuen definitiven Zahnersatzes dienen und somit den ästhetischen, funktionellen und phonetischen Ansprüchen des Patienten in dieser Periode gerecht werden. Eventuell ist aber auch die vollkommene Wiederherstellung mit einem Reparaturverfahren möglich. Die Chance, mit dieser Maßnahme die Lebensdauer eines festsitzenden Ersatzes oder der Pfeilerzähne zu verlängern und die Eingliederung eines herausnehmbaren Ersatzes hinauszuschieben, wird von vielen Patienten hoch bewertet [Breustedt, 1963]. Positiv sind dabei der meist geringere Zeit-, Material- und Kostenaufwand [Trushkowsky, 1992]. Gleichzeitig können mögliche Schäden an Zahnhartsubstanz und Pulpa durch zahnärztliche Maßnahmen auf ein Minimum reduziert werden. Nicht auszuschließen ist allerdings die Refrakturierung einer reparierten Restauration vor allem dann, wenn die Ursache des Misserfolges der Konstruktion nicht beseitigt wird. Die

Indikation zur Reparatur hat die noch zu erwartende Funktionszeit und den Kosten-Nutzenaufwand zu berücksichtigen [Kamann, 2002]. Im Rahmen einer strengen Indikationsstellung und der oben genannten Beweggründe entscheidet der Behandler über Erneuerung oder Reparatur.

Über die Art und Weise der Instandsetzung von Zahnersatz existieren in der Literatur viele verschiedene Lösungsvorschläge für vergleichbare Situationen [McConnell, 1984; Bertolotti et al., 1989; Tang et al., 1989; Brönnimann et al., 1991; Wolfart und Kern, 2000]. Es besteht Uneinigkeit bezüglich des geeignetsten auf den entsprechenden klinischen Zustand übertragbaren und anwendbaren Verfahrens. Auch die steigende Zahl von Veröffentlichungen über Reparaturmöglichkeiten defekter Verblendungen und Füllungen demonstriert die Aktualität und Bedeutung der Problematik [Boyer et al., 1978; Newburg und Pameijer, 1978; Davis et al., 1980; Lloyd et al., 1980; Boyer et al., 1984; McConnell, 1984; Miranda et al., 1984; Azarbal et al., 1986; Kullmann, 1986; Söderholm, 1986; Crumpler et al., 1989; Tang et al., 1989; Brönnimann et al., 1991; Söderholm und Roberts, 1991; Trushkowsky, 1992; Appeldoorn et al., 1993; Wolf et al., 1993; Göbel et al., 1994; Aida et al., 1995; Edelhoff et al., 1998; Niedermeier et al., 1998; Kamann und Gängler, 2000; Wolfart und Kern, 2000].

2.1. Das Prinzip der Reparatur

Das Wesen der Reparatur besteht bei feststehendem oder abnehmbarem Zahnersatz darin, getrennte Anteile einer Konstruktion wieder zusammenzufügen beziehungsweise verlorengegangene Anteile zu ersetzen. Dabei müssen Technologien angewandt werden, die einen festen Verbund zwischen den zu fügenden Teilen bzw. der Ausgangsrestauration und dem Reparaturmaterial schaffen. Dabei soll es nicht zu einer Änderung der Passfähigkeit kommen [Stipho und Stipho, 1987]. Gleichzeitig soll ein erneutes Auftreten von Frakturen verhindert werden [Shen et al., 1984]. Zu fordern sind von Reparaturverfahren außerdem eine einfache und schnelle Durchführbarkeit, bei feststehendem Zahnersatz die intraorale Anwendbarkeit sowie stets die Dauerhaftigkeit des Ergebnisses.

Für die Umsetzung dieser Ziele ist ein Zurückgreifen auf die Klebtechnik unverzichtbar, weil in der mikrobiell besiedelten Mundhöhle nur dauerhaft spaltfreie Fügungen akzeptabel sind. Unter Kleben versteht man allgemein das unlösbare Verbinden von verschiedenen oder gleichartigen Materialien durch Anwenden eines Klebstoffes, der das Gefüge der geklebten Materialien nicht verändern soll. Dieser Anspruch kann bei einer erfolgreichen Klebung jedoch kaum erfüllt werden, da eine Oberflächenbehandlung der zu verklebenden Teile durch mechanische, chemische und/oder adhäsive Maßnahmen unabdingbar ist, so dass immer eine Gefügeänderung der Oberflächenschicht resultiert [Janda, 1992a].

Zu den rein mechanischen Prinzipien der Vorbehandlung, die allgemein als Konditionierung bezeichnet wird, zählen die Makro- und Mikroverankerungen, durch welche eine Vergrößerung der Verbundfläche resultiert.

Als Makroverankerungen kommen sowohl Positivformen wie zum Beispiel Retentionsnetze oder Retentionsperlen als auch Negativformen wie zum Beispiel Perforationen oder Nischen nach Verwendung sogenannter Waschkristalle in Frage [Strub et al., 1998]. Die Haftung resultiert hierbei immer aus einer Verankerung in Unterschnitten.

Mikroverankerungen sind im Gegensatz zu den Makroverankerungen nur mittels Mikroskop sichtbar und werden über Korundstrahlen, chemisches Ätzen, Anrauen sowie elektrolytische Vorgänge erzeugt [Janda, 1992a].

Das Strahlen mit Korund (Al_2O_3 -Partikel im Durchmesser von 50 bis 250 μm) bewirkt eine Reinigung, Oberflächenvergrößerung und Aufrauung der Oberfläche. Gleichzeitig resultiert eine verbesserte Benetzbarkeit [Strub et al., 1998]. Dieser Effekt wird als Aktivierung der Oberfläche beschrieben [Janda, 1992a].

Das chemische Ätzen erfolgt z. B. durch Einwirken von Phosphorsäure, Flusssäure oder Salzsäure [Lacy et al., 1988; Brönnimann et al., 1991; Lu et al., 1992; Göbel et al., 1994; Sindel et al., 1994; Tylka und Stewart, 1994].

Das elektrolytische Ätzen beruht auf dem Anlegen einer Spannung, durch welche ein Stromfluss erzeugt wird, der die Oberfläche des im Elektrolytbad befindlichen Metallgerüsts anätzt und reinigt. Eine verbesserte Benetzbarkeit wird auch hier erwartet [Strub et al., 1998].

Der adhäsive Verbund, der allein ein mikrospaldfreies Fügen ermöglicht, stützt sich neben mikromechanischer Verzahnung durch geometrische und rheologische Effekte auf eine wesentliche chemisch-physikalische Haftkomponente durch Haupt- (Atom- und Ionenbindungen) und Nebervalenzbindungen (Wasserstoffbrückenbindungen, Dispersionskräfte, Dipolbindungen) [Welker, 1996b].

Eine chemische Verknüpfung beider Bindungspartner setzt an deren Oberflächen freie Bindungsstellen bzw. reaktive Gruppen voraus, die miteinander reagieren können [Janda, 1992a].

Des Weiteren beeinflussen Materialeigenschaften des Reparaturmaterials, insbesondere die Viskosität, den Verbund [Berge, 1983; Kullmann, 1986; Andreopoulos et al., 1991; Rosentritt et al., 1999].

Um die mechanische oder chemische Interaktion der Stoffe zu erleichtern beziehungsweise zu ermöglichen, werden Haftvermittler und Zwischenschichten empfohlen. Diese sollen bei der Verknüpfung von chemisch stark differierenden Werkstoffen hilfreich sein, den meist rein mechanischen in einen mechano-chemischen beziehungsweise chemischen Verbund zu überführen. Dabei wird außerdem angestrebt, die Hydrolyseanfälligkeit des Verbundes herabzusetzen [Körber und Ludwig, 1993].

Als Haftvermittler werden zum Beispiel Silanlösungen, Kunststoffhaftvermittler auf bis-GMA-Basis oder Haftvermittler auf MMA-Basis eingesetzt. Zwischenschichten werden unter anderem durch Verzinnen, Silikatisieren oder durch Chromierung, besonders von Metallen, hergestellt [Ludwig, 1996].

2.2. Wichtige Verbunde in der Zahnmedizin

Bei der Herstellung und Reparatur von Zahnersatz werden insbesondere folgende Verbunde eingesetzt: Metall – Verblendkomposit, Verblendkomposit – Reparaturkomposit, Metall – Keramik, Keramik – Verblendkomposit, Prothesenbasiskunststoff – Reparaturkunststoff sowie Prothesenbasiskunststoff – Prothesenzähne.

2.2.1. Metall –Verblendkomposit – Verbund

Die farbliche Angleichung festsitzender Restaurationen an den Restzahnbestand bei vergleichbarer Stabilität bedingt die Verblendung von Metallen mit Kunststoffen [Ludwig, 1996]. Relevant wird die Verbindung zwischen Legierung und Kunststoff auch bei der Befestigung von Adhäsivbrücken (Synonym: Klebebrücken, Marylandbrücken), Brackets sowie der Anbringung von Verblendkunststoff oder Konstruktionselementen am Modellgussgerüst [Göbel und Musil, 1998].

Die Verbundpartner Metall und Kunststoff differieren so stark in ihren chemischen und physikalischen Eigenschaften, dass eine direkte chemische Anbindung nicht möglich ist. Metalle können metallische Bindungen ausbilden [Kappert, 1999a]. Im Gegensatz dazu sind Kunststoffe zum Aufbau einer kovalenten Bindung befähigt [Göbel und Welker, 2001]. Im Rahmen der Polymerisation schrumpfen die Kunststoffe um 1 bis 3 % linear [Göbel und Welker, 2001]. Sie haben im Vergleich zu den Metallen einen etwa 2,5- bis 7fach höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten. Bei Temperaturschwankungen kommt es also zu einer ungleich starken Ausdehnung beziehungsweise Schrumpfung der Stoffe [Ludwig, 1996]. Kunststoffe nehmen im Mund etwa 1-2 Masse% Wasser auf [Schwickerath, 1980]. Dieses wird in die Polymermatrix intra- und intermolekular eingelagert und verursacht eine Quellung des Kunststoffs.

Vorerst versuchte man, die Kunststoffe über makromechanische Retentionen wie Perlen, Netze, Haken, Perforationen oder Löcher auf bzw. in der Legierung zu verankern. Bei der rein mechanisch aufgebauten Verbindung kommt es schnell zu einer Spaltbildung mit Infiltration von Nahrungsresten und Bakterien sowie zur Verfärbung und Spaltkorrosion [Göbel und Welker, 1996a; Ludwig, 1996; Göbel und Welker, 2000].

Des weiteren wurde angestrebt, Kunststoff und Legierung mikromechanisch über elektrolytisches Ätzen oder Strahlen mit Korund zu verankern. Beim Korundstrahlen werden

tribochemisch spontan unedle Legierungsbestandteile oxidiert sowie Aluminium-Inseln und Hydroxylgruppen gebildet. Die polaren Karbonsäuregruppen des Kunststoffes richten sich entsprechend aus. Dadurch können sich zwar Wasserstoffbrückenbindungen und Dipol-Wechselwirkungen ausbilden [Ludwig, 1996], aber durch die genannten Mechanismen allein kann kein stabiler Verbund hergestellt werden. Unter dem Einfluss des Speichels, der Temperaturschwankungen, der mechanischen Belastungen und der Wasseraufnahme entstehen Spannungen an der Phasengrenze zum Metall. Außerdem hat die Wasseraufnahme der Kunststoffe zur Folge, dass das Wassermolekül in Konkurrenz zu den adhäsiven Bindungen an der Metalloberfläche tritt und diese aufheben kann. Dieser Vorgang wird als Hydrolyse bezeichnet [Ludwig, 1996].

Folglich wurde angestrebt, Metall und Kunststoff bei geringerer Hydrolyseneigung chemisch über Zwischenschichten oder Haftvermittler zu verbinden [Körber und Ludwig, 1993].

Mit Epoxidharzen, Polyurethanen und Cyanoacrylaten konnte kein dauerhafter Verbund erreicht werden [Brönnimann et al., 1991; Göbel und Welker, 2000].

Auch die in Kompositen bewährten bifunktionellen Silane konnten allein keinen verbundverbessernden Effekt erzeugen [Brönnimann et al., 1991]. Die Alkoxysilane, die zwischen der Kunststoffmatrix und den anorganischen Silikaten vermitteln, sind auf der Metalloberfläche wirkungslos, weil keine kondensationsfähige Basis besteht [Göbel und Welker, 2000].

Ein optimaler Verbund wurde erst durch die Entwicklung der anorganischen Verbundverfahren erreicht. Stabile Metall – Kunststoff – Verbunde entstehen, wenn die Legierungsoberfläche silikatisiert und silanisiert wird [Guggenberger, 1989; Marx et al., 1991; Wirz et al., 1996; Edelhoff et al., 1998]. Die aufgetragenen Silikate haften teils adhäsiv teils chemisch an der Metalloberfläche und sind insbesondere durch eine hohe Dichte an Hydroxylgruppen ausgezeichnet. Diese können mit dem Silan zu einer stabilen Si-O-Si Bindung reagieren [Ludwig, 1996]. An die Methacrylatgruppe des Silans bindet der Kunststoff [Göbel und Welker, 2000].

Verfahren, mit deren Hilfe eine Silikatschicht auf das Metall aufgebracht werden kann, sind das Silicoater- (Heraeus Kulzer), das Silicoater MD- (Heraeus Kulzer), das Siloc- (Heraeus Kulzer) und das Rocatec-Verfahren (Espe) [Göbel und Musil, 1998].

Das Silicoater-Verfahren ist ein Flammenbeschichtungsverfahren. In den 1200-1500 °C heißen Luftstrom einer Propan-Luft-Flamme wird eine siliziumorganische Verbindung, das Tetraethoxysilan, eingebracht. Der Luftstrom der Flamme sättigt sich mit dem Alkoxysilandampf und dient als Transportmedium des Silans in die Flamme. Dort werden die vier Ethoxygruppen hydrolysiert, wodurch hochreaktive Si(OH)_x -Bruchstücke entstehen, die in

der Flamme zu 1-10 nm großen Clustern kondensieren. Die zu beschichtenden und vorher korundgestrahlten Objekte werden in die Flamme geführt. Hierbei verschmelzen die SiO₂-Partikel sowohl mit der Metalloberfläche als auch untereinander. Bei 5-minütiger Beschichtung wächst eine ca. 50 bis 80 nm dicke Silikatschicht auf dem Metall. Im Anschluss wird ein Silan auf die Oberfläche gebracht [Geis-Gerstorfer und Frank, 1986; Göbel und Welker, 1996a; Göbel und Welker, 2000].

Sowohl beim Silicoater MD- als auch beim Siloc-Verfahren erfolgt der Schichtauftrag aus einer Lösung, die drei Feststoffkomponenten enthält: eine Kieselsolfraktion mit einem Partikeldurchmesser von 10-14 nm, eine weitere mit einem Partikeldurchmesser von 1 nm sowie eine Cr-Oxid-Komponente. Nach Auftragen der Lösung verdunstet das Lösungsmittel und die Partikel verbleiben auf der Metalloberfläche. Durch die kleinen Solpartikel werden die entstehenden Hohlräume zwischen den größeren Partikeln aufgefüllt. Durch die folgende Temperaturbehandlung bei 320 °C für 2, 4 bzw. 8 min kondensieren die Solpartikel untereinander, wobei das Chromoxid in die Silikatschicht eingebaut wird. Zusätzlich sind die Chromatome in der Lage mit bestimmten Legierungsbestandteilen, die durch die Temperaturbehandlung in die Silikatschicht diffundieren, feuchtestabile Verbindungen (Spinell-Strukturen, Metallchromate) zu bilden. Es entsteht eine Interdiffusionsschicht, welche Legierung und Silikatschicht verbindet. Analog zu dem schon beschriebenen Silikatisierungsverfahren erfolgt die Silanisierung [Göbel und Welker, 2000].

Bei dem Rocatec-Verfahren wird die Silikatschicht durch einen tribochemischen Prozess auf die Metalloberfläche aufgebracht. Dabei werden Korundpartikel (Durchmesser von 50 µm - 100 µm), die von einer SiO₂-Schicht ummantelt sind, verwendet. Beim Strahlen werden die Partikel mit einer bestimmten kinetischen Energie auf die Legierungsoberfläche zu bewegt. Beim Aufschlagen wird die Energie zum Teil in Wärmeenergie umgewandelt. Gleichzeitig erfolgt eine Zertrümmerung der Ummantelungsschicht und die SiO₂-Bruchstücke werden auf die Metalloberfläche aufgeschmolzen. Es resultiert eine geschlossene Silikatschicht. Nachfolgend wird die Silanisierung des so vorbereiteten Metalls durchgeführt [Guggenberger, 1989; Göbel und Welker, 2000].

Neben den genannten Silikatisierungsverfahren existieren weitere Technologien, bei denen eine anorganische Schicht auf das Metall aufgebracht wird. Beim OVS-System (Dentsply) wird galvanisch eine Zinnschicht erzeugt. Mit Hilfe von Wasserstoffperoxid werden die Zinnatome oxidiert. Die resultierende Zinnoxidschicht ermöglicht eine Ankopplung an das Silan. Analog kann über Chromierung ein Verbund zum Kunststoff hergestellt werden [Ludwig, 1996].

Des Weiteren wurden Haftsysteme entwickelt, bei denen der Verbund über Legierungsoxide und saure Haftvermittler, zum Beispiel Pyromellitsäure, Trimellitsäure bzw. Methacrylsäuren, realisiert wird. Zu diesen Systemen zählen Superbond (Sun Medical), Chromalink (Ivoclar), Sebond MKV (Schütz) und Spektra Link (Ivoclar) [Ludwig, 1996].

Das Superbond-Verfahren ist nur für NEM-Legierungen anwendbar und bedient sich eines Haftvermittlers auf MMA-Basis mit einem 4-Methacryl-oxyethyl-trimellitanhydrid (4-Meta)-Zusatz [Janda, 1992b; Ludwig, 1996]. Mit dem Superbond-Verfahren wird nur initial eine hohe Verbundfestigkeit erreicht. Sie geht nach Wasserlagerung und Thermozyklierung deutlich zurück [Brönnimann et al., 1991].

Nach experimenteller Stressung wurde ebenfalls ein starker Abfall der Verbundfestigkeit bei Anwendung des Sebond MKV-Systems registriert [Göbel und Welker, 1999].

Neben diesen anorganischen Verfahren existieren Technologien mit organischen Verbundschichten zwischen Metall und Kunststoff. Verwendet werden Primer, die funktionelle Monomere enthalten [Matsumura et al., 1997; Yoshida et al., 1997]. Diese sind in der Lage sich sowohl mit dem Metall als auch mit dem Kunststoff chemisch zu verbinden. Das Korundstrahlen der Metalloberfläche vor dem Auftragen des Primers wird empfohlen [Yoshida et al., 1997; Göbel und Welker, 2001]. Die von verschiedenen Autoren vorgestellten Primer sind hinsichtlich ihrer funktionellen Gruppen verschieden. Die Bindung zum Metall wird über saure Phosphatgruppen bzw. über Schwefelatome thiophosphatischer Gruppen realisiert [Göbel und Welker, 2001]. Die Schwefelgruppen und die Phosphatgruppen weisen unterschiedliche Affinitäten zu Edelmetallen und Nichtedelmetallen auf. Die Schwefelgruppen ermöglichen insbesondere die Bindung an Edelmetalllegierungen. Deshalb muss in Abhängigkeit vom verwendeten Primer gegebenenfalls die Zusammensetzung des Metalls berücksichtigt werden [Leibrock et al., 1998; Göbel und Welker, 1999; Göbel und Welker, 2001]. Die Bindung an den Kunststoff erfolgt über Copolymerisation von Methacrylgruppen des Primers mit dem Kunststoff [Jungwirth und Marx, 1998].

Untersuchungen ergaben beim Einsatz des ersten Metal Primers (GC) initial hohe Verbundwerte, die bei Nichtedelmetalllegierungen höher als bei Edelmetalllegierungen waren, wobei keine Aussagen über die Langzeitstabilität vorliegen [Jungwirth und Marx, 1998]. Sowohl für Edel- als auch für Nichtedelmetalllegierungen werden hohe Verbundfestigkeiten bei Anwendung des Metal Primers II (GC) auch nach Thermozyklierung nachgewiesen [Ueno et al., 1997]. Andere Autoren registrieren bei Anwendung des Metal Primer II eine Verbundfestigkeit von 37,5 MPa, die zwar nach 20 000 Temperaturlastwechseln signifikant auf 27,7 MPa abfällt, dennoch aber Beständigkeit unter Mundbedingungen erwarten lässt

[Yoshida et al., 1997]. Wird der Metal Primer II in Kombination mit Kompositen statt mit Kunststoffen auf PMMA-Basis eingesetzt, so entstehen signifikant geringere Verbundfestigkeiten [Wirz et al., 1999].

Weitere Autoren befürworten den Einsatz der Primer [Ludwig und Behrens, 1997; Ueno et al., 1997; Taira et al., 1998; Antoniadou et al., 1999].

Kommt es bei Frakturen an verblendetem Zahnersatz zur Freilegung des Metalls, so muss abgewogen werden, welche Haftsysteeme zur Reparatur geeignet sind. Die Wahl wird dabei wesentlich von der Dauerhaftigkeit und Festigkeit des herzustellenden Verbundes und der intraoralen Durchführbarkeit beeinflusst. Des weiteren stellt sich die Frage, welches Verfahren bei unbekannter Zusammensetzung der Legierung angewendet werden sollte. Da der zu reparierende Defekt gleichzeitig innerhalb des Verblendwerkstoffs Komposit oder Keramik eingetreten sein kann, müssen zusätzlich die Verbunde zwischen Reparaturkunststoff und Verblendwerkstoff berücksichtigt werden, die in Punkt 2.2.2. beziehungsweise 2.2.4. näher erläutert werden.

In der Literatur werden verschiedene Reparaturmöglichkeiten dargestellt.

Auf NiCr-Gerüsten wird die Anwendung von Phosphatmonomerkunststoffen befürwortet. Mit intraoral einsetzbaren Geräten kann eine Zinnschicht auf das Metall aufgebracht werden [Brönnimann et al., 1991]. Andere Autoren reparieren frakturierte Verblendungen an Brückenzwischengliedern mit laborgefertigten keramikverblendeten Übergüssen bzw. Keramikveneers. Folgende Arbeitsschritte werden ausgeführt: Präparation, Abformung, Anfertigung der Krone/Veneer im Labor und Zementation der Restauration [Davis et al., 1980; McConnell, 1984; Brönnimann et al., 1991; Stein, 1993].

Eine optimale Konditionierung der Metalloberfläche soll mit dem Handstrahlgerät ERC Microetcher (Danville Engineering Inc., Danville, Carolina, USA) und dem Spezialstrahlmittel Rocatec Plus (3M Espe) (Korngröße 110 µm) möglich werden [Edelhoff et al., 1998]. Es wird von anderen Autoren darauf hingewiesen, dass das Strahlmittel Rocatec Plus für den intraoralen Gebrauch zu aggressiv sei, so dass die Anwendung von Rocatec Soft (3M Espe) (Korngröße 30µm) empfohlen wird [Niedermeier et al., 1998]. Von Vorteil erweist sich, dass ungeachtet des vorliegenden Gerüstmetalls mit dem Rocatec-Verfahren klinisch ausreichende Verbundfestigkeiten erzeugt werden [Wolfart und Kern, 2000].

Als Alternative zur Silikatisierung/Silanisierung sei die Anwendung spezieller Primer möglich [Wolfart und Kern, 2000].

2.2.2. Verblendkomposit - Reparaturkomposit -Verbund

Verblendkomposite bestehen aus anorganischen Füllstoffen, die über Silanverbindungen mit der Kunststoffmonomermatrix (Diacrylatmonomere) verknüpft sind.

Eine frakturierte Kunststoffkrone, -füllung oder -verblendung kann unter Umständen die Reparatur der Restauration erfordern [Ahlers und Platzer, 1995; Wolfart und Kern, 2000]. Zahlreiche Untersuchungen zeigen, dass eine Reparatur technisch möglich ist [Lloyd et al., 1980; Boyer et al., 1984; Miranda et al., 1984; Azarbal et al., 1986; Söderholm, 1986; Crumpler et al., 1989; Frenzel und Viohl, 1994; Ahlers und Platzer, 1995; Bouschlicher et al., 1997; Brosh et al., 1997]. Jedoch weichen die Resultate der Studien aufgrund des heterogenen Versuchsdesigns und der Verschiedenartigkeit der untersuchten Kunststoffe zum Teil erheblich voneinander ab [Ahlers und Platzer, 1995].

Eine mechanische Vorbehandlung der Oberfläche wird in der Literatur einerseits als haftfestigkeitssteigernd [Kullmann, 1986; Wolfart und Kern, 2000] andererseits als wirkungslos beschrieben [Lloyd et al., 1980; Marshall et al., 1982]. Wegen der Möglichkeit hierdurch die mit Plaque, Detritus und Speichel verunreinigte Oberfläche zu säubern, wird dieser Arbeitsschritt empfohlen, obwohl klinisch bei alleiniger mechanischer Behandlung der Oberfläche keine ausreichende Verbundfestigkeit resultiert [Frenzel, 1993; Frenzel und Viohl, 1994].

Die Konditionierung mittels Diamantschleifer, Korundstrahlen oder silikatischem Strahlmittel (Co Jet) untersuchen Bouschlicher et al.. Sie empfehlen den Einsatz des intraoral anwendbaren Co Jet-Verfahrens (3M Espe), da die Bindung an den Reparaturkunststoff verbessert wird, wenn auf das Komposit eine keramische Schicht aufgebracht wird [Bouschlicher et al., 1997].

Haftvermittler auf mechanisch bearbeiteter Oberfläche steigern die Verbundfestigkeit zusätzlich [Kullmann, 1986; Söderholm, 1986; Crumpler et al., 1989; Frenzel und Viohl, 1994; Brosh et al., 1997; Wolfart und Kern, 2000]. Hierfür werden Silane und ungefüllte Kunststoff - Monomere verwendet.

Silane weisen die in Abbildung 1 dargestellte Formel auf. R stellt dabei einen Alkylrest z. B. CH₃ dar. R´ besteht aus einer funktionellen Gruppe, meist einer Methacrylatgruppe, die zur Bindung an das aufgetragene Reparaturkomposit befähigt ist.

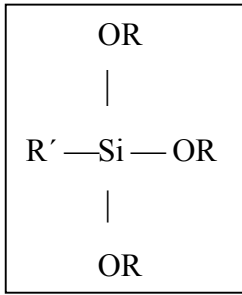


Abb. 1: Silan

Das Alkoxysilan liegt nach Hydrolyse als Silanol in Form des $\text{R}'\text{-Si(OH)}_3$ vor. Es kann unter Bildung einer Siloxanbindung $\text{Si} - \text{O} - \text{Si}$ mit den Siliziumoxiden der Füllstoffe direkt reagieren [Janda, 1996; Bouschlicher et al., 1997]. Der Effekt der Silanlösung soll also durch chemische Bindung an die anorganischen Bestandteile der angeschliffenen Kunststoffoberfläche erzeugt werden [Bieniek et al., 1991; Frenzel und Viohl, 1994].

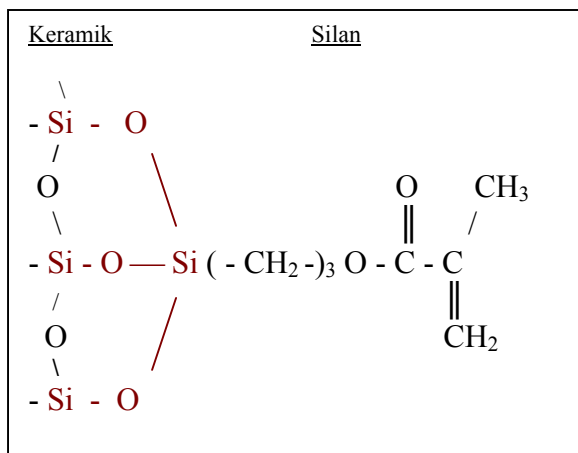


Abb. 2: Bindung des Silans an die Keramikoberfläche [nach Bieniek et al., 1991]

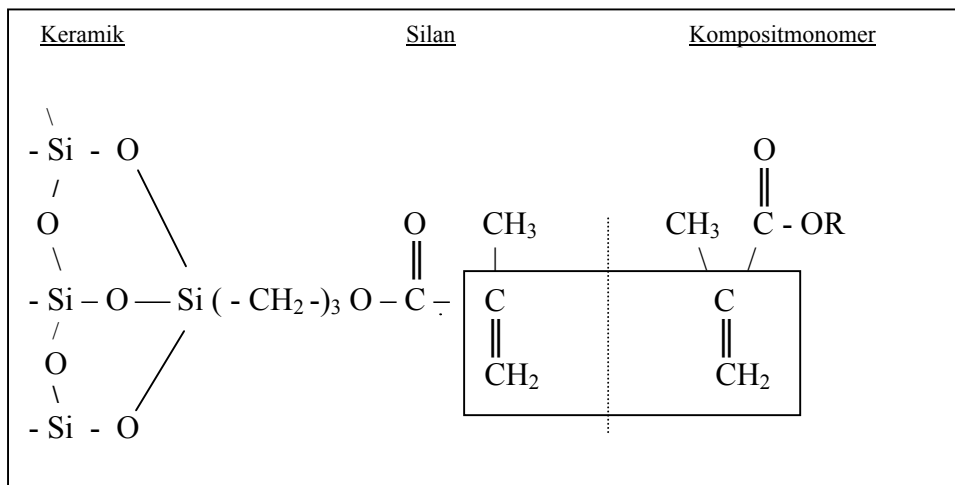


Abb. 3: Reaktion des Silans mit dem Kompositmonomer [nach Bieniek et al., 1991]

Der Anteil an anorganischen Bestandteilen geht einher mit dem Füllstoffgehalt. Auch bei reduziertem Gehalt der Füllstoffe werden verbundsteigernde Effekte nachgewiesen [Frenzel und Viohl, 1994]. Der Effekt des Silans als Haftvermittler wird jedoch unterschiedlich beurteilt [Azarbal et al., 1986; Kullmann, 1986; Söderholm, 1986; Crumpler et al., 1989; Söderholm und Roberts, 1991; Frenzel und Viohl, 1994; Bouschlicher et al., 1997].

Es ist wahrscheinlich, dass die Art der mechanischen Bearbeitung die Quantität der freigelegten Füllstoffpartikel beeinflusst. Folglich resultieren mehr Bindungsstellen für das Silan, so dass je nach Art und Weise der Aufrauung das Silan einen verbundsteigernden Effekt haben kann oder nicht [Bouschlicher et al., 1997].

Der Einsatz der aus Monomeren bestehenden Opakerflüssigkeit als Haftvermittler fördert aufgrund der guten Benetzungsfähigkeit des Opakers den innigen Kontakt zwischen Reparaturkomposit und Verblendkomposit [Frenzel und Viohl, 1994]. Die Bewertung des Einsatzes von Opakerflüssigkeit ist heterogen [Boyer et al., 1978; Marshall et al., 1982; Boyer et al., 1984; Miranda et al., 1984; Azarbal et al., 1986; Frenzel und Viohl, 1994]. Eine separate Aushärtung wird empfohlen [Frenzel, 1993].

Die Behandlung der zu reparierenden Oberfläche mit Phosphorsäure, Chloroform, Flusssäure, Ethylacetat oder einem organischen Lösungsmittel führt nicht zu erhöhten Festigkeitswerten [Azarbal et al., 1986; Kullmann, 1986; Brosh et al., 1997].

Bei Verblend- und Reparaturkunststoff handelt es sich in der Regel um unterschiedliche Kunststoffe, da der Verblendkunststoff in der klinischen Situation nur in seltenen Fällen bekannt sein dürfte. Sofern Diacrylat-Komposite kombiniert werden, ist eine Kompatibilität zwischen Reparaturkunststoff und Verblendkunststoff zu erwarten [Deutsche Gesellschaft für Ästhetische Zahnheilkunde, 2001].

2.2.3. Metall – Keramik – Verbund

Der Metall – Keramik – Verbund besitzt in der Zahnmedizin einen hohen Stellenwert bei verblendetem festsitzenden Zahnersatz. Verglichen mit Verblendkompositen zeichnet sich die Keramik durch bessere Ästhetik, geringere Verfärbungsneigung und Plaqueadhäsion sowie durch biologisch inertes Verhalten aus [Kappert, 1999b].

Über physikalische und chemische Bindungsmechanismen sowie über Kompressionskräfte wird der Metall – Keramik – Verbund erzeugt. Die mechanische Vorbehandlung der Metalloberfläche mittels Korundstrahlen sorgt für Unterschnitte und Vergrößerung der Oberfläche, so dass ein mikroretentiver Verbund resultiert. Durch einen Brennvorgang werden Haftoxide auf der Metalloberfläche erzeugt, die den chemischen Verbund zwischen Metall und Keramik ermöglichen. Neben diesem Mechanismus sind auch Austauschreaktionen am chemischen Verbund beteiligt, bei denen Bestandteile der Oxide in der Glasphase gelöst werden. Die Oxide sind Reaktionsprodukte der Nichtedelmetalle der Legierung. Die nichtedlen Bestandteile müssen bei Edelmetalllegierungen bewusst zulegiert werden, um die Aufbrennfähigkeit zu gewährleisten. Über den Vorgang des „Aufbrennens“ wird die Keramik in Schichten aufgebracht, wobei ein Aufschrumpfen der Keramik auf das Metallgerüst erfolgt. Durch die spezielle Kronengeometrie und abgestimmte Wärmeausdehnungskoeffizienten von Legierung und Verblendkeramik entstehen Kompressionskräfte, die den Verbund unterstützen [Gehre, 1996; Geis-Gerstorfer, 1996].

Für die Reparatur einer frakturierten metallkeramischen Restauration werden in der Literatur verschiedene Methoden diskutiert. Bei obligat intraoraler Durchführung kann ein Ersatz der keramischen Anteile durch Komposit erfolgen. Dabei muss die Keramik auf geeignete Art und Weise konditioniert werden, um eine Bindung an das Komposit vorzubereiten. Einen Überblick über Vorschläge zur Vorbereitung der Keramikoberfläche vor der Reparatur gibt der Abschnitt 2.2.4.. Von einigen Autoren wird die Entfernung der keramischen Anteile mit nachfolgender Präparation der metallischen Anteile, Abformung, labortechnischer Herstellung und Zementation einer Einzelkrone empfohlen [Tang et al., 1989; Rivera-Morales et al, 1992; Cardoso und Spinelli Filho, 1994]. Bei „kleineren Keramikabsplittungen“ wird die Politur der defekten Verblendung befürwortet [Bakland, 1972].

2.2.4. Keramik – Verblendkomposit – Verbund

Ein zuverlässiger Keramik – Komposit – Verbund wird benötigt, wenn vollkeramische Restaurationen oder Keramikbrackets mit Komposit an der Zahnhartsubstanz befestigt werden. Auch Keramikreparaturen erfordern oftmals den Einsatz von Kompositen als Befestigungs- oder Reparaturkunststoff. Hierbei kann der abgesplitterte Keramikanteil direkt durch Komposit ersetzt werden [Brönnimann et al., 1991]. Des Weiteren wird in der Literatur angegeben, das frakturierte Keramikstück mit Komposit wieder anzukleben [Trushkowsky, 1992; Wolfart und Kern, 2000]. Andere Autoren schlagen vor, nach Präparation und Abformung, labortechnisch eine Keramikfacette herzustellen und diese mit Komposit an der Restauration zu befestigen [Brönnimann et al., 1991].

Ein sicherer Verbund zwischen Keramik und Kunststoff wird nur durch Keramikconditionierung erreicht [Wolfart und Kern, 2000]. Diese hat zum Ziel, die Oberfläche zu reinigen und zu vergrößern sowie die Voraussetzung für eine chemische Bindung zu schaffen.

Dazu wird empfohlen, die Keramikoberfläche zunächst durch Korundstrahlen zu säubern und zu vergrößern, was zu einer erhöhten Mikroretention führen soll [Brönnimann et al., 1991; Trushkowsky, 1992; Göbel et al., 1994; Wolfart und Kern, 2000]. Das Korundstrahlen ist auch Bestandteil verschiedener Keramikreparatursysteme.

Die mechanische Vorbehandlung der Keramikoberfläche ist analog zum Strahlen mit Korund auch mit rotierenden Instrumenten möglich, wobei insbesondere diamantierte Schleifer empfohlen werden [Jochen und Caputo, 1977; Brönnimann et al., 1991]. Der Gebrauch eines Diamantschleifers führt jedoch zu geringerer Haftfestigkeit gegenüber korundgestrahlter Oberfläche [Edelhoff und Marx, 1995]. Wird die Oberfläche mechanisch konditioniert, kann eine Trümmerschicht verbleiben, die den Verbund negativ beeinflusst [Tiller et al., 1989; Brönnimann et al., 1991]. Es wird vorgeschlagen, eine solche Schicht mit einer harten Bürste zu entfernen bzw. die Entstehung durch druckloses Schleifen zu verhindern [Tiller et al., 1989].

Dem mechanischen Bearbeiten vergleichbare und verbundverbessernde Effekte werden durch Ätzen der Oberfläche erzielt [Simonsen und Calamia, 1983; Wolf et al., 1993; Göbel et al., 1994; Wolfart und Kern, 2000]. Das Anätzen benutzt die partielle Löslichkeit von keramischen Materialien mit hohen Alkali-Oxid-Gehalten gegenüber fluorionenhaltigen Lösungen, wobei die Mehrphasigkeit der inneren Keramikstruktur und die Vielfalt der Einzelbestandteile die Ausbildung eines mikroretentiven Ätzmusters gewährleisten [Edelhoff und Marx, 1995]. Als

problematisch erweist es sich, dass geätzte Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken nicht das typische mikroretentive Muster aufweisen, während andere Werkstoffe zum Überätzen neigen [Edelhoff und Marx, 1995; Edelhoff et al., 2000].

Für das Ätzen werden verschiedene Säuren vorgeschlagen z.B. 7,5 %ige Salzsäure [Simonsen und Calamia, 1983]. Wird mit Phosphorsäure geätzt, benötigt man gegenüber Flusssäure eine 10fache Ätzzeit [Nelson und Barghi, 1989]. Der Einsatz der Flusssäure ist jedoch umstritten. Einerseits wird vor Verätzungen bei Gewebekontakt gewarnt [Moore und Manor, 1982] andererseits wird die Anwendung der Flusssäure aufgrund der starken Aufrauung der Keramik empfohlen [Janda, 1992b]. Andere Autoren stellen die Vorteile des Ätzens mit nachfolgender Silanisierung jedoch in Frage, weil durch Silikatisieren viel höhere Haftfestigkeiten erreicht werden [Edelhoff und Marx, 1995].

Um Komposit und Keramik chemisch zu verbinden, wird auf die mechanisch oder chemisch vorbehandelte Oberfläche eine Silanlösung aufgetragen [Newburg und Pameijer, 1978; Brönnimann et al., 1991; Lu et al., 1992; Göbel et al., 1994; Wolfart und Kern, 2000].

Wie bereits in Punkt 2.2.2. und in den Abbildungen 1 und 2 dargelegt wurde, ist das Silan als bipolares Molekül in der Lage zwischen organischen, im speziellen Fall dem Kunststoff, und anorganischen Anteilen, hier den Silanolgruppen der silikathaltigen Keramik, unter Bildung von Siloxanbindungen zu vermitteln [Bieniek et al., 1991; Trushkowsky, 1992].

Durch eine Silikatschicht auf der Keramik wird die Dichte der reaktiven Sauerstoffgruppen erhöht, so dass dem Silan Bindungspartner in größerer Anzahl zur Verfügung stehen [Bieniek et al., 1991].

Es wird darauf hingewiesen, dass eine Silikatisierung der Keramik nur dann sinnvoll erscheint, wenn die Keramikoberfläche eine Anreicherung mit Silikaten erfordert. Bei hochsilikathaltigen Oberflächen ist deshalb kein verbundfestigkeitssteigernder Effekt zu erwarten [Bieniek et al., 1991]. Bei den traditionellen Dentalkeramiken, die aus einer amorphen Glasphase z. B. aus Feldspat, Kalifeldspat sowie aus kristallinen Partikeln, z. B. Leuziten bestehen, sind bereits Silikate an der Oberfläche vorhanden [Kappert, 1999b]. Obwohl Feldspatkeramiken bereits silikatreich sind, wird nach Silikatisieren eine verbesserte Haftfestigkeit nachgewiesen [Edelhoff und Marx, 1995].

Im Gegensatz dazu werden in der Zahnmedizin aufgrund vorteilhafter mechanischer Eigenschaften gegenwärtig auch Metalloxidkeramiken ohne Glasphase eingesetzt. Dabei fehlen dem Silan die notwendigen Verbundpartner. Eine Silikatisierung sollte sich hierbei als haftfestigkeitssteigernd erweisen [Bieniek et al., 1991]. Verschiedene Publikationen zeigen

jedoch, dass sich für hochfeste Strukturkeramiken hinsichtlich des Silikatisierens und des Silanisierens widersprüchliche Resultate ergeben [Edelhoff et al., 2000].

Gleichzeitig ist es bei der Silikatisierung möglich, die Oberfläche durch den Sandstrahleffekt zu reinigen und zu vergrößern. Vorteile bietet die schnelle und visuell kontrollierbare Anwendung des Rocatec-Verfahrens, bei dem keine thermische Belastung auftritt [Guggenberger, 1989]. Das tribochemische Verfahren empfehlen auch verschiedene andere Autoren [Göbel et al., 1994; Edelhoff et al., 1999; Hickel et al., 2001].

Die große Zahl der Untersuchungen zeigt die Aktualität des Problems, wobei dem praktisch tätigen Zahnarzt jedoch eine genaue Anweisung zur Reparatur fehlt.

2.2.5. Prothesenkunststoffe

2.2.5.1. Typen

Gegenwärtig dominiert unter den Prothesenkunststoffen aufgrund seiner stofflichen, technologischen und klinischen Eigenschaften das Polymethylmethacrylat (PMMA). Ausgangsstoff ist das Methylmethacrylat, das durch reaktive Doppelbindungen zur Polymerisation befähigt ist [Welker, 1998]. Über eine Kettenreaktion kommt es bei der Polymerisation spontan oder durch Initiatoren ausgelöst zum Aneinanderlagern vieler monomerer Bausteine zu Polymeren. Bei Verwendung von monofunktionellen Methacrylaten wie im MMA/PMMA-System liegen die Makromoleküle als Fadenmoleküle vor, da das Kettenwachstum linear stattfindet [Janda, 1996]. Der auspolymerisierte Kunststoff weist eine typische „Wattebauschstruktur“ auf.

Als Prothesenwerkstoffe werden außerdem lichthärtbare beziehungsweise über Mikrowellenpolymerisation herstellbare Kunststoffe auf der Basis von Diacrylatmonomeren verwendet, die gute physikomechanische Eigenschaften aufweisen. Nachteilig ist jedoch die erhöhte Wasseraufnahme und die gegenüber den MMA/PMMA-Systemen geringere Verbundfestigkeit zum Kunststoffzahn [Andreopoulos et al., 1991]. Da die Polymerisation von bifunktionellen Monomeren ausgeht, entstehen vernetzte Kunststoffe mit einem dreidimensionalen Netzwerk [Janda, 1996].

Klinisch weniger bedeutsame Prothesenkunststoffe sind Mischpolymerisate aus Vinylchlorid, Vinylacetat und PMMA (Luxene), Polyacetale und Polyester.

2.2.5.2. Reparatur von Prothesen

Bei der Reparatur muss an bereits auspolymerisierten Kunststoff erneut Material angefügt werden. Um einen adäquaten Verbund herzustellen, werden verschiedene Methoden empfohlen.

Als physikalische Maßnahme wird dabei die Oberfläche durch Aufrauen vergrößert, was zu einer verbesserten Retention führen soll [Caesar, 1984; Shen et al., 1984]. Des Weiteren beeinflusst die geometrische Gestaltung der Fügefläche die Haftfestigkeit [Ward et al., 1992].

Eine Sonderform des physikalischen Verbundes im molekularen Bereich stellt das Anlösen des polymerisierten Kunststoffes mit Monomer dar, das von verschiedenen Autoren empfohlen wird [Bailey, 1975; Janda, 1992a; Olvera und de Rijk, 1994; Lewinstein et al., 1995]. Ein verbundsteigernder Effekt durch Auftragen des Monomers auf die Reparaturfläche wird jedoch

kontrovers beurteilt [Beyli und von Fraunhofer, 1980; Grajower und Goultchin, 1984; Olvera und de Rijk, 1994]. Das Benetzen der Oberfläche mit Monomer kann separat oder allein durch Aufbringen des flüssigen Kunststoffes erfolgen. Auf diese Weise soll die polymere Struktur des Kunststoffes in eine aufgelockerte Form gebracht werden, die es dem anzupolymerisierenden Kunststoff ermöglicht, in das Netzwerk zu penetrieren und sich darin während der Verfestigung mechanisch zu verankern [Janda, 1992a]. Die Auflockerung der Ketten äußert sich optisch in einer Quellung des Kunststoffes [Vallittu und Ruyter, 1997].

Der Effekt ist in größerem Ausmaße bei niedriger vernetzten Kunststoffen zu verzeichnen. Prothesenzähne bestehen jedoch aus hochvernetztem Kunststoff, da an sie erhebliche mechanische Anforderungen gestellt werden. Sie werden deshalb geringer angelöst und sollten vor der Reparatur aufgeraut werden [Janda, 1992b].

Zum gleichen Zweck wird ein Gemisch aus Monomer und Methylenchlorid untersucht, das im Vergleich zu reinem Monomer aber keine Vorteile aufweist [Rupp et al., 1971; Olvera und de Rijk, 1994]. Eine geringfügige Verbesserung des Verbundes wird registriert bei Monomerinfiltration lichthärtender Kunststoffe [Andreopoulos et al., 1991; Lewinstein et al., 1995]. Ursache hierfür soll der Reinigungseffekt des Monomers sein [Andreopoulos et al., 1991].

Um die Qualität der Reparatur zu verbessern, werden chemische Haftvermittler untersucht [Shen et al., 1984; Olvera und de Rijk, 1994]. Eine Chloroformbehandlung ist biologisch bedenklich [Shen et al., 1984].

Trotz umstrittener Biokompatibilität wurden in den achtziger Jahren Cyanoacrylate bei Prothesenreparaturen empfohlen [Ruffino, 1985]. Im Gegensatz dazu wurden Cyanoacrylate aufgrund zu niedriger Verbundwerte abgelehnt [Tau et al., 1985]. Die Klebung mit Cyanoacrylaten erweist sich als nicht hydrolysestabil.

Aufgrund der einfachen und schnellen Handhabung werden Autopolymerisate für die Reparatur von Prothesen empfohlen [Caesar, 1984; Stipho und Stipho, 1987; Vallittu, 1996; Welker, 1996a]. Verglichen mit den Heißpolymerisaten weisen sie zwar geringfügig ungünstigere Materialeigenschaften auf, es bleibt jedoch die thermisch bedingte Verformung der zu reparierenden Prothesen aus [Welker, 1996a]. Einige Autoren nutzen das Verfahren der Mikrowellenpolymerisation [Turck und Richards, 1992; Dyer und Howlett, 1994; Polyzois et al., 1995]. Das technisch aufwendige Vorgehen überzeugt im Vergleich zur Heiß- und Autopolymerisation nicht [Welker, 1996a]. Gegenüber Heiß- und Autopolymerisaten auf PMMA-Basis werden zwischen lichthärtendem Kunststoff auf Diacrylatbasis und Prothesenzähnen geringere Verbundfestigkeiten beobachtet [Clancy und Boyer, 1989]. Der

Einsatz von lichthärtenden Kunststoffen wird außerdem abgelehnt, da geeignete Bondingsysteme noch nicht vorhanden seien [Andreopoulos und Polyzois, 1994]. Des Weiteren werden für die lichthärtenden Präparate in Gegenüberstellung zu den Heiß- und Autopolymerisaten niedrigere Reparaturfestigkeiten gemessen [Andreopoulos und Polyzois, 1994; Dar-Odeh et al., 1997].

2.3. Zur Frage der Dauerhaftigkeit der Verbunde und deren experimenteller Testung

Zweifellos bietet eine in-vivo-Testung zu untersuchender Verbunde die praxisrelevantesten Ergebnisse. Aus Zeit- und Kostengründen werden für die vergleichende Bewertung mehrerer Verbundverfahren im Allgemeinen jedoch in-vitro-Prüfungen bevorzugt. Eine Nachahmung klinischer Verhältnisse ist dabei dringend erforderlich und erfolgt durch experimentelle Alterung [Frenzel, 1993; Göbel und Welker, 1996b].

In der Literatur finden sich verschiedene Stressmethoden für Werkstoffverbunde. Dazu gehören unter anderem die Wasserlagerung bei 37 °C, das Kochen der Prüfkörper und das Temperaturlastwechselverfahren [Söderholm und Roberts, 1990; Pröbster, 1992; Frenzel, 1993; Göbel und Welker, 1996b; Spahr et al., 2003].

Die Wasserlagerung der Proben entspricht einer chemischen Prüfung des Verbundes, die der Feuchtebelastung im Mundmilieu sehr nahe kommt. Jedoch können keine Aussagen über die Beständigkeit des Verbundes unter mechanischer Beanspruchung getroffen werden.

Die mechanische Belastung bei gleichzeitiger Wasserlagerung kann mit Hilfe der Temperaturlastwechsel realisiert werden. Hierbei erfolgt dynamisch sowohl eine chemische als auch mechanische Beanspruchung des Verbundes, wobei die Wasserlagerungsdauer vergleichsweise kürzer ist [Göbel und Welker, 1996b].

Eine Extrembelastung stellt das Kochen der Verbundkörper dar, durch welches eine stationäre chemisch-mechanische Testung erbracht wird, die allerdings aufgrund der hohen Temperatur nicht für alle Verbunde geeignet ist [Göbel und Welker, 1996b].

3. Zielstellung

Moderne Techniken und Werkstoffe erlauben dem Zahnarzt eine der natürlichen Zahnhartsubstanz ästhetisch und funktionell nahekommende Versorgung des Patienten mit festsitzendem und abnehmbarem Zahnersatz. Durch Trauma, Überbelastung, Alterung, nachlassende Passfähigkeit aufgrund altersmorphologischer Veränderungen im Kauorgan, fehlerhafter Verarbeitung und anderer Faktoren kann es zur Fraktur der eingesetzten Materialien kommen.

Epidemiologische Daten weisen für praktisch alle restaurativen Therapieformen nach einiger Tragezeit Defektraten auf. Rund 3 % aller keramischen Verblendungen weisen z.B. nach 7 Jahren Risse, Sprünge oder Abplatzungen auf. Totalprothesen zeigen besonders nach 3 Jahren eine hohe Frakturneigung.

Zahnarzt und Patient stehen dann nicht selten vor der Frage: „Wiederherstellung durch Reparatur oder Neuanfertigung?“. Die Reparatur kann eine zeit- und kostensparende sowie risikoarme Alternative zur Neuanfertigung darstellen.

In der Literatur werden allerdings keine einheitlichen und erfolgssicheren Empfehlungen und Arbeitsabläufe für Reparaturen dargelegt.

Ziel der Arbeit ist es daher, bekannte und neue, noch nicht etablierte Möglichkeiten für die Reparatur von festsitzendem und abnehmbarem Zahnersatz hinsichtlich der erreichbaren Stabilität experimentell zu prüfen und bezüglich klinischer Durchführbarkeit vergleichend zu bewerten.

In Anlehnung an die in der Zahnmedizin angewendeten prothetischen Restaurationen sollen folgende Verbunde untersucht werden:

1. Metall – Reparaturkomposit – Verbund
2. Verblendkomposit – Reparaturkomposit – Verbund
3. Keramik – Reparaturkomposit – Verbund
4. Prothesenbasiskunststoff – Prothesenbasiskunststoff – Verbund
5. Prothesenbasiskunststoff – Kunststoffzahn – Verbund

Zu jedem Verbundsystem sollen typische Vertreter der Werkstoffklassen ausgewählt und die Festigkeit und Dauerhaftigkeit der Reparatur untersucht werden.

Da nach Vorversuchen sehr starke Streuungen der im Dreipunktbiegeversuch ermittelten Ergebnisse vorlagen, erfolgt die Bestimmung der Verbundfestigkeit grundsätzlich durch Messung der Druckscherfestigkeit nach einem Tag und nach Thermozyklierung. Besonders

interessant ist die Fragestellung, in welchem Maße bestimmte Komponenten des einzelnen Reparatursystems den Verbund beeinflussen.

Letztlich sollen dem praktisch tätigen Kollegen anhand der Ergebnisse klinisch einfach durchzuführende und erfolgversprechende Reparaturtechnologien differenziert nach konkreten Werkstoffkombinationen empfohlen werden.

4. Material und Methode

Die Charakterisierung der Werkstoffe richtet sich nach den Packungsbeilagen und Produktinformationen der Hersteller sowie den Angaben im Dental Vademecum [Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, 2001].

4.1. Verbund Verblendkomposit - Verblendkomposit

4.1.1. Verblendkomposite

Sinfony (3M ESPE)

lichthärtender Verblendkunststoff, Feinstpartikelhybridkomposit

Zusammensetzung: aliphatische und cycloaliphatische bis-Acrylate, 50 Gewichtsprozent Füllstoffgehalt, maximale Füllstoffgröße unter 0,8 µm

Indikation: festsitzende Kronen, Teleskop- und Konuskronen, Geschiebeaußenteile, Brücken, Adhäsivbrücken, Implantat-Suprakonstruktionen, Verblendschalen, Inlay, Onlay, unverstärkte Einzelkronen, Langzeitprovisorien und deren Charakterisierung, Individualisierung von Prothesenzähnen aus Kunststoff oder Keramik

Chargennummer: FW 0058329, FW 0059185

Signum (Heraeus Kulzer)

lichthärtendes Verblendkomposit

Zusammensetzung: Siliziumdioxid (Mikrofüllertyp, rheologisch wirksamer Typ, silanisiert, zum Teil als Splitterpolymerisat), multifunktionelle Methacrylsäureester, Fotoinitiatoren, Stabilisatoren, anorganische Pigmente, cadmiumfrei

Indikation: einflächige Verblendungen auf festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz

Chargennummer: 020021,040024

4.1.2. Haftvermittler und weitere Materialien zur Konditionierung der Oberflächen

Dentacolor Opaker (Heraeus Kulzer)

lichthärtender Kunststoffhaftvermittler, ungefüllt, auf Methylmethacrylatbasis

Chargennummer: 010053

Siliseal (Heraeus Kulzer)

Silanlösung für die Keramikreparatur und für die Verblendtechnik

Chargennummer: 36

4.1.3. Herstellung und Reparatur der Prüfkörper für den Dreipunktbiegeversuch

- Herstellung

von jeweils fünf Prüfkörpern mit den Maßen 15 mm x 5 mm x 2 mm in einer teilbaren, durch Schrauben fixierten Metallform; Einlegen einer Folie zwischen Boden und herausnehmbaren Teilen, um glatte Oberflächen zu erhalten; portionsweises Einbringen des Komposits in die Förmchen mit einem Spatel; Abdecken mit einer Folie; Bestrahlen der Oberseite der Prüfkörper im Lichthärtegerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer) 180 s; Lichthärtung der Rückseite 90 s; Lagerung der Proben 24 h im Wasser bei 37 °C; Trocknung der Prüfkörper im Wärmeschrank bei 37 °C 1 h vor der Versuchsdurchführung; Vermessung der Dicke der Prüfkörper (Dicke 1,9 – 2,7 mm);

- Durchführung des Dreipunktbiegeversuchs (siehe 4.1.4.)

Beschriftung der Bruchstücke durch einen Zahlencode, um zu einander gehörige Teile zu reparieren;

- Reparatur der Prüfkörper

Abschleifen der Bruchfläche mittels drehender Scheibe aus Korundpapier (Körnung 280), bis der zu reparierende Spalt 2 mm breit ist

- folgende Prüfreiheiten werden unterschieden:

1. keine weitere Konditionierung
2. Auftragen eines Silans mit einem Pinsel
3. Auftragen eines Opakers mit einem Pinsel, nach 2 min
 - a) 20 s belichtet mit ESPE ELIPAR Highlight (3M Espe)
 - b) unbelichtet belassen

Auffüllen des Bruchspaltes mit dem Reparaturkomposit (Kombination Signum – Signum; Signum – Sinfony) mit einem Spatel; Belichten der Prüfkörperoberseite für 180 s im Lichthärtegerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer); Belichten der Unterseite für 90 s; bündiges Abschleifen des Überschusses mit Korundpapier, Lagerung der Prüfkörper für 24 h in Wasser bei 37 °C; 1 h vor der Versuchsdurchführung Trocknen der Prüfkörper
- Durchführung des Dreipunktbiegeversuchs (4.1.4.)

4.1.4. Dreipunktbiegeversuch

Um die Haftfestigkeiten nach verschiedenartiger Reparatur mit der Eigenfestigkeit des Materials vergleichen zu können, wurden zunächst homogene Prüfkörper aus einem Werkstoff hergestellt und deren Biegefestigkeit im Dreipunktbiegeversuch in Anlehnung an DIN 4049 untersucht.

Begründet in früheren Untersuchungen des Arbeitsbereiches Werkstoffkunde und Technologie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena wurde abweichend von der Norm die Prüfkörpergröße auf 15 mm x 5 mm x 2 mm festgelegt [Rzanny und Welker, 1993].

Die nach Reparatur ermittelten Werte wurden mit der vorher gemessenen Biegefestigkeit verglichen, um Aussagen über die Effizienz der jeweiligen Reparaturvariante zu treffen.

In Vorversuchen zeigte sich, dass die Methode des Dreipunktbiegeversuches zu hohen Standardabweichungen führte, sodass für die weiteren Untersuchungen der Druckscherversuch eingesetzt wurde.

4.1.5. Herstellung der Verbundprüfkörper für den Druckscherversuch

- Herstellung

von jeweils fünf zylinderförmigen Grundkörpern ($d = 7 \text{ mm}$, $h = 5 \text{ mm}$) in einer Teflonform; Abdecken der Unterseite der Form mit einer Folie, um glatte Oberflächen zu erhalten; portionsweises Einbringen des Komposits in die Förmchen mit einem Spatel; Abdecken der Oberseite mit einer Folie; Aushärtung der Oberseite der Prüfkörper im Lichthärtegerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer) 180 s; Lichthärtung der Rückseite 90 s;

- Oberflächenbearbeitung der zylinderförmigen Grundkörper:

1. Keine mechanische Bearbeitung
2. Keine mechanische Bearbeitung, Auftragen eines Silans mit einem Pinsel
3. Keine mechanische Bearbeitung, Auftragen eines Opakers mit einem Pinsel, Einwirkung 2 min
4. Schleifen mit Korundpapier (Körnung 280)
5. Schleifen mit Korundpapier (Körnung 280) und Auftragen eines Silans mit einem Pinsel
6. Schleifen mit Korundpapier (Körnung 280) und Auftragen eines Opakers mit einem Pinsel, Einwirkung 2 min

- Herstellen der Verbundkörper (Abb. 4)

Modellation eines Kompositzylinders ($d = 5 \text{ mm}$, $h = 2 \text{ mm}$) auf die vorbereitete Oberfläche; Aufsetzen eines Metallrings mit den entsprechenden Maßen; Einbringen des gleichen beziehungsweise eines anderen Komposits (siehe unten) mit einem Spatel; Lichthärtung im Dentacolor XS Gerät (Heraeus Kulzer) 180 s; Abnahme des Ringes, Versiegelung der Grenzfläche Komposit-Komposit mit Dentacolor Opakerflüssigkeit; Lichthärtung 90 s; Wasserlagerung der Proben bei 37 °C für 24 h oder künstliche Alterung einzelner Versuchsreihen durch 25 000 Temperaturlastwechsel bei 5 °C und 60 °C .

- Durchführung des Druckscherversuchs

- Signum wurde zusätzlich mit Sinfony repariert. Dabei wurde der Grundkörper aus Signum mit Korundpapier Körnung 280 beschliffen, Silan aufgepinselt und Sinfony anmodelliert.



Abb. 4: Aufbau des Prüfkörpers, rot: zylindrischer Grundkörper, blau: Kompositzylinder.

4.1.6. Druckscherversuch

Der Druckscherversuch wurde mit der Universalprüfmaschine ZWICK 1435 durchgeführt. Die Vorkraft betrug 1 N, die Prüfgeschwindigkeit 1 mm/min.

4.2. Metall – Verblendkomposit – Verbund

4.2.1. Legierungen

Vertreter der Edelmetalllegierungen: Degunorm (Degussa), Goldlegierung vom Typ IV

Zusammensetzung (Masse %): Au: 73; Ag: 9,2; Pt: 9; Cu: 4,4; Zn: 2,0; In: 1,5; Ir: 0,1

Vertreter der Nichtedelmetalllegierungen: Wirobond C (Bego Thyssen), Kobaltbasislegierung

Zusammensetzung (Masse %): Co: 61,0; Fe: 0,5; Cr: 26; Mo: 6,0; W: 5,0; Si 1,0; Ce 0,5

4.2.2. Primer für Verbundverfahren

Targis Link (Ivoclar)

Zusammensetzung: einkomponentige Lösung, die unter anderem bifunktionelles Monomer Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat (MDP) enthält

Chargennummer: A 22854

Metal Primer II (GC)

Zusammensetzung: einkomponentige Lösung, die zwei bifunktionelle Monomere enthält: Methacrylatphosphat und schwefelorganische Verbindung (Thiophencarbonsäuremethacryloyloxyester)

Chargennummer: 0007062

Alloy Primer (Kuraray)

Zusammensetzung: enthält zwei bifunktionelle Monomere: Methacrylatphosphat-Monomer und schwefelorganische Verbindung Vinylbenzyl-propylamino-triazin-dithion (VBATDT)

Chargennummer: 00067 A

Indikation der Primer:

Konditionierungsmittel bei der Herstellung von Kunststoffverblendungen sowie bei der adhäsiven Befestigung von Kronen und Brücken mit dual- und autopolymerisierenden Kompositen

4.2.3. Verblendkomposite

Thermoresin LC II (Kunststoff) (GC)

Zusammensetzung: Kunststoff auf Diacrylatbasis

Chargennummer: 101281

Thermoresin (Opaker) (GC)

Chargennummer: 250681

Targis Dentinmasse 430 (Ivoclar Vivadent)

Zusammensetzung: Kunststoff auf Diacrylatbasis

Chargennummer: 820 306

Targis (Opaker) (Ivoclar Vivadent)

Chargennummer: D 27737

4.2.4. Herstellung der Verbundprüfkörper

Korundstrahlen (110 µm, 3 bar) von Metallplättchen aus Degunorm oder Wirobond C (15 mm x 5 mm x 1 mm), um mikromechanische Retention zu erreichen; Auftragen des zu untersuchenden Primers; Auftragen der verbundspezifischen Opaker in zwei dünnen Schichten (Ausnahme: Plättchen mit dem Alloy Primer wurden mit dem Targis Opaker versehen); Belichten jeder Schicht 180 s im Dentacolor XS Gerät (Heraeus Kulzer); Aufbringen des Verblendkunststoffs mittels Metallring (d = 5 mm, h = 2 mm); Belichten 180 s; nach Abnahme des Rings erneutes Belichten 180 s im Dentacolor XS Gerät (Heraeus Kulzer);

Als Verblendkunststoffe wurden bei Targis Link – Targis; bei Metal Primer II – Thermoresin LC II; bei Alloy Primer – Targis verwendet.

4.2.5. Prüfverfahren

Druckscherversuch (siehe 4.1.6.) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach Thermozyklisierung

4.3. Keramik – Verblendkomposit – Verbund

4.3.1. Dentalkeramiken

In der Zahnmedizin kommen gegenwärtig reine Glaskeramiken, oxidverstärkte Glaskeramiken und reine Oxidkeramiken zum Einsatz, die aufgrund ihrer unterschiedlichen Zusammensetzungen unterschiedliche Materialeigenschaften aufweisen. Diese sind auch in den Untersuchungen hinsichtlich ihrer Reparaturmöglichkeiten zu berücksichtigen.

Vollkeramik: Glaskeramik

Vita Blocs Mark II (Sirona)

Maße: 10 mm x 12 mm x 14 mm

Chargennummer: 64570

Gerüstkeramik: Zirkonoxidkeramik (DCS)

industriell gefertigte, halbkreisförmige Keramikkörper (d = 18 mm, h = 5 mm)

Industriemuster ohne Chargennummer

Verblendkeramik: Vita Omega 900 (Vita Zahnfabrik)

Chargennummer: Dentinmasse: 4999, Opaker: 4466

Herstellung der Grundkörper:

Aufbrennen der keramischen Massen auf Metallplättchen (15 mm x 10 mm x 2 mm) aus Wiron 88 (BEGO) nach Korundstrahlen (mittlere Korngröße 110 µm) und Oxidbrand bei 960 °C, 10 min Vakuum, bei einer Aufheizgeschwindigkeit von 55 °C/ min, und nochmaligem Korundstrahlen (mittlere Korngröße 250 µm) durch

Washbrand (600 °C Vorwärmtemperatur, 2 min Trocknung, 2 min Vorwärmen, 2 min Aufbau des Vakuums, 3 min Brennzeit, 900 °C Brenntemperatur)

Opakerbrand (600 °C Vorwärmtemperatur, 3 min Trocknung, 3 min Vorwärmen, 1 min Aufbau des Vakuums, 3 min Brennzeit, 900 °C Brenntemperatur)

Dentinbrand zweifach (600 °C Vorwärmtemperatur, 3 min Trocknung, 3 min Vorwärmen, 1 min Aufbau des Vakuums, 3 min Brennzeit, 900 °C Brenntemperatur) mit dem Gerät Multimat much 2 (Dentsply De Trey)

Bei Vita Blocs Mark II (Sirona) und der Zirkonoxidkeramik lagen Körper mit definierten Flächen vor, die sofort konditioniert (4.3.2.) werden konnten.

4.3.2. Haftvermittler

Siliseal (Heraeus Kulzer)

Silanlösung für die Keramikreparatur und für die Verblendtechnik

Chargennummer: 36

Espe-Sil (3M Espe)

Silanlösung für das Rocatec-Verfahren

Chargennummer: 768008/07

4.3.3. Konditionierung der Keramiken

Folgende Gruppen wurden unterschieden:

1. „Korund“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar
2. „Korund und Silan“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar, Auftragen von Siliseal
- 3.1. „HF I“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar, Ätzen mit Flusssäure 2,5 % (1 min Einwirkzeit, 30 s mit Wasser abspülen, 30 s trocknen mit dem Luftbläser), Auftragen von Siliseal
- 3.2. „HF II“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar, Ätzen mit Flusssäure 2,5 %, (1 min Einwirkzeit, nicht abspülen und trocken), Auftragen von Siliseal
4. „HF III“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar, Ätzen mit Flusssäure 2,5 %, sofortiges Auftragen von Siliseal
5. „Rocatec“: Strahlen mit Rocatec pre (3M Espe), mittlere Korngröße 110 µm, Druck 2,5 bar mittels Rocatec (3M Espe), Auftragen von Espe-Sil
6. „Air Flow S“ (EMS) [Natriumhydrogencarbonatpulver–Luft–Gemisch (Einstellung auf 100 %) und Wasser (Einstellung auf 50 %)], Auftragen von Siliseal

7. „Silicoater“: Strahlen mit Korund, mittlere Korngröße 110 μm , Druck 1,5 bar; Aufbringen einer Silikatschicht mittels Beschichtungsbrenner (Surachem) analog des Silicoater-Verfahrens in handlicher Form, Auftragen von Siliseal
8. „Diamant“: Mechanische Bearbeitung der Oberfläche mit einem Diamantschleifer (Körnung 30 μm), unter Wasserkühlung bei 7500 U/min, Auftragen von Siliseal

4.3.4. Herstellen der Verbundkörper

Aufbringen von Sinfony (3M Espe) mittels Metallring ($d = 5 \text{ mm}$, $h = 2 \text{ mm}$); Belichten 180 s; nach Abnahme des Metallringes Kunststoffzylinder mit Dentacolor-Opakerflüssigkeit (Kulzer) durch dünnes Auftragen mit einem Pinsel versiegeln und erneut 90 s belichten.

4.3.5. Prüfverfahren

Druckscherversuch (siehe 4.1.6.) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach Thermozyklisierung

4.4. Verbund Prothesenbasiskunststoff- Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff - Prothesenzähne

4.4.1. Werkstoffe

Prothesenbasiskunststoff: PalaXpress (Heraeus Kulzer) Kaltpolymerisat

Chemisches System: MMA / PMMA

Chargennummer: 235

Prothesenzähne: Kunststoffbackenzähne Acry Lux (Cherudenta)

Zusammensetzung: Polymethylmethacrylat mit hohem Molgewicht und Pigmentzusätzen

Chargennummer: 1456

4.4.2. Materialien zur Konditionierung der Oberflächen

Anmischflüssigkeit von PalaXpress (Heraeus Kulzer)

Grüner Siliziumkarbidschleifer (Meisinger) ISO 655 104 174 523 040 zum Aufräuen der Oberfläche

4.4.3. Herstellung und Konditionierung der Verbundkörper Prothesenbasiskunststoff-Prothesenbasiskunststoff

- Verarbeitung des Kaltpolymerisates PalaXpress:

je 2 g Pulver und 1g Flüssigkeit mittels Waage abgemessen; Einstreuen des Pulvers in den Flüssigkeitsanteil, 15 s lang rühren; Einbringen des Kunststoffteiges in Teflonform (bestehend aus einem Boden und einem formtragenden Aufsatz), gleichzeitige Herstellung von acht Proben (15 mm x 10 mm x 3 mm)

Oberflächenkonditionierung der Grundkörper, die sich in folgende Gruppen gliedert:

1. „keine Bearbeitung“: keine Bearbeitung der Oberfläche
2. „keine Bearbeitung und Monomer“: keine mechanische Bearbeitung, Auftragen der Anmischflüssigkeit mit einem Pinsel, 3 min Einwirkzeit
3. „Korund“: mechanische Bearbeitung mittels Korundstrahlen, mittlere Korngröße 110 µm, Druck 1,5 bar

4. „Korund und Monomer“: mechanische Bearbeitung mittels Korundstrahlen 110 µm, Druck 1,5 bar, Auftragen der Anmischflüssigkeit mit einem Pinsel, 3 min Einwirkzeit
5. „Schleifer“: Bearbeitung der Oberfläche mit grünem Siliziumkarbidschleifer (Meisinger)
6. „Schleifer und Monomer“: Bearbeitung mit grünem Siliziumkarbidschleifer (Meisinger), Auftragen der Anmischflüssigkeit mit einem Pinsel, 3 min Einwirkzeit

Auf die konditionierte Oberfläche wurde ein Kunststoffzylinder (d = 5 mm, h = 2 mm) aufpolymerisiert:

sparsame Isolation der Metallringe mit Silikonöl, Anmischen des MMA/PMMA-Kunststoffteiges wie oben beschrieben und Einbringen in Hohlform mit einem Auftropfinstrument; nach Aushärten Entfernen der Ringe mit einer Flachzange; Versiegelung der Verbundstelle zwischen Zylinder und Grundkörper mit Opakerflüssigkeit (Dentacolor Opaker, Heraeus Kulzer); Lichthärtung des Opakers 90 s im Dentacolor XS Gerät (Heraeus Kulzer)

4.4.4. Herstellung der Verbundkörper Prothesenbasiskunststoff - Prothesenzahn

-Grundkörper: Kunststoffbackenzähne Acry Lux (Cherudenta)

-Konditionierung:

1. „Keine Bearbeitung“: Aufbringen des MMA/PMMA-Kunststoffteiges auf die unbearbeitete Oberfläche (Labialfläche des Zahnes, da Basalfläche keine plane Fläche darstellte)
2. „Keine Bearbeitung und Monomer“: Auftragen der Anmischflüssigkeit auf die unbearbeitete Oberfläche, Einwirkzeit 3 min
3. „Schleifer“: Beschleifen des Zahnes mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer (Meisinger), Erzeugen einer planen Oberfläche des Zahnes
4. „Schleifer und Monomer“: Beschleifen des Zahnes mit grünem Siliziumkarbidschleifer (Meisinger) und Auftragen der Anmischflüssigkeit mit dem Pinsel, Einwirkzeit 3 min

-Aufpolymerisieren eines Kunststoffzylinders (d = 5 mm, h = 2 mm):

Sparsame Isolation der Metallringe mit Silikonöl; Anmischen des MMA/PMMA-Kunststoffteiges wie oben beschrieben und Einbringen in den Ring mittels Auftropfinstrument;

nach Aushärtung Entfernen der Ringe mit einer Flachzange; Versiegelung der Verbundstelle zwischen Zylinder und Grundkörper mit Opakerflüssigkeit (Dentacolor Opaker, Heraeus Kulzer); Lichthärtung des Opakers 90 s im Dentacolor XS Gerät (Heraeus Kulzer); Grundkörper wurden in Gips eingebettet, um Einspannen der Proben in Prüfvorrichtung der Universalprüfmaschine ZWICK zu ermöglichen.

4.4.5. Prüfverfahren

Druckscherversuch (siehe 4.1.6.) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach Thermozyklisierung

4.5. Prüfkörperanzahl

Die Anzahl der Prüfkörper variiert von Reihe zu Reihe, da für einige Reparaturvarianten nur orientierende Untersuchungen durchgeführt wurden.

4.6. Bruchverhalten

An den abgescherten Verbundkörpern wurde beobachtet, ob es sich um einen kohärenten (im Ausgangs- oder Reparaturmaterial) oder adhären Bruch (an der Grenzfläche) handelte.

4.7. Statistik

Die normalverteilten Ergebnisse werden untereinander verglichen unter zu Hilfenahme des t-Testes, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ als statistisch signifikant gilt.

5. Ergebnisse

5.1. Verbund Verblendkomposit – Reparaturkomposit

5.1.1. Dreipunktbiegeversuch

Über die Biegefestigkeit der geprüften Materialien geben die Tabellen 1 und 2 sowie die grafischen Darstellungen Abbildung 5 und 6 Auskunft.

Tab. 1: Biegefestigkeit [MPa] von Sinfony sowie Biegefestigkeit [MPa] des Verbundes Sinfony – Sinfony nach Reparatur im Dreipunktbiegeversuch

	Mittelwert \bar{x}	Standardabweichung s	Anzahl der Messungen n
1 Eigenfestigkeit	111	18	40
<u>Oberflächenbearbeitung</u>			
2 Korund	71	31	9
3 Silan	96	13	9
4 Opaker I	93	19	9
5 Opaker II	85	27	9

- 1- Eigenfestigkeit, 2-5 Reparatur
- 2- Bearbeitung mit Korundpapier
- 3- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen des Silans
- 4- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers (unbelichtet)
- 5- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers mit separater Belichtung

Tab. 2: Biegefestigkeit [MPa] von Signum sowie Biegefestigkeit [MPa] des Verbundes Signum – Signum sowie Signum – Sinfony nach Reparatur im Dreipunktbiegeversuch

	\bar{x}	s	n
1 Eigenfestigkeit	76	12	42
<u>Oberflächenbearbeitung</u>			
2 Korund	58	14	9
3 Silan	56	11	8
4 Opaker I	62	12	8
5 Opaker II	62	8	8
6 Reparatur mit Sinfony	94	28	5

- 1- Eigenfestigkeit, 2-5 Reparatur mit Signum
- 2- Bearbeitung mit Korundpapier
- 3- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans
- 4- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers (unbelichtet)
- 5- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftrag eines Opakers mit separater Belichtung
- 6- Reparatur von Signum mit Sinfony: Bearb. mit Korundpapier und Auftragen eines Silans

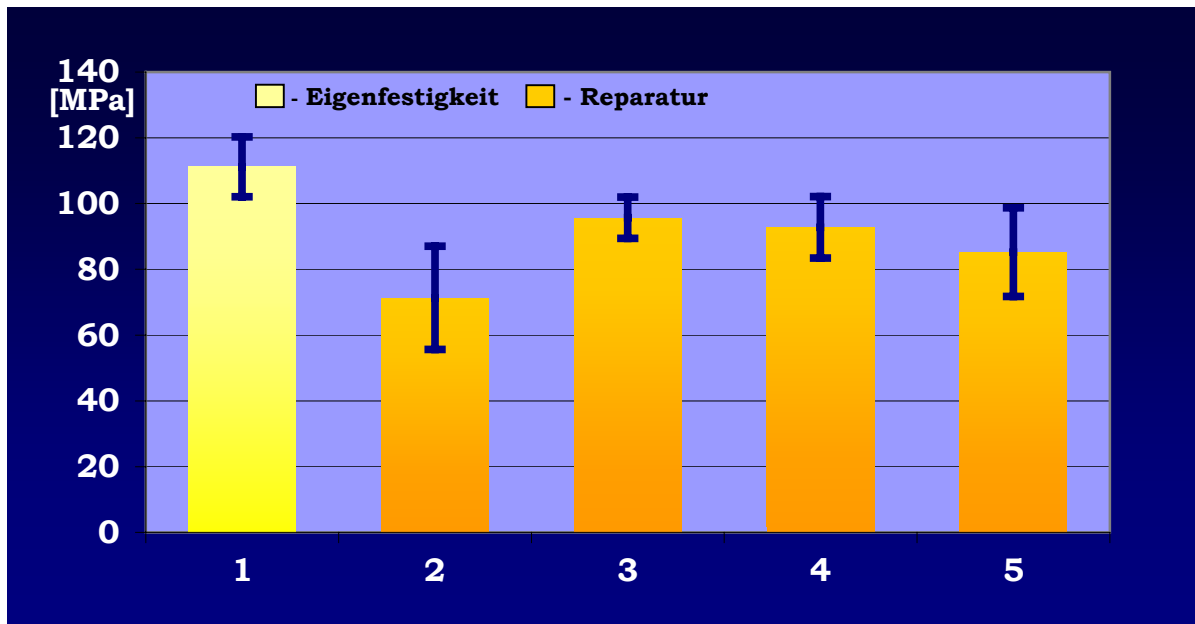


Abb. 5: Biegefestigkeit von Sinfony sowie Biegefestigkeit des Verbundes Sinfony – Sinfony nach Reparatur im Dreipunktbiegeversuch

1- Eigenfestigkeit, 2-5 Reparatur: 2- Bearbeitung mit Korundpapier, 3- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans, 4- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers (unbelichtet), 5- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers mit separater Belichtung

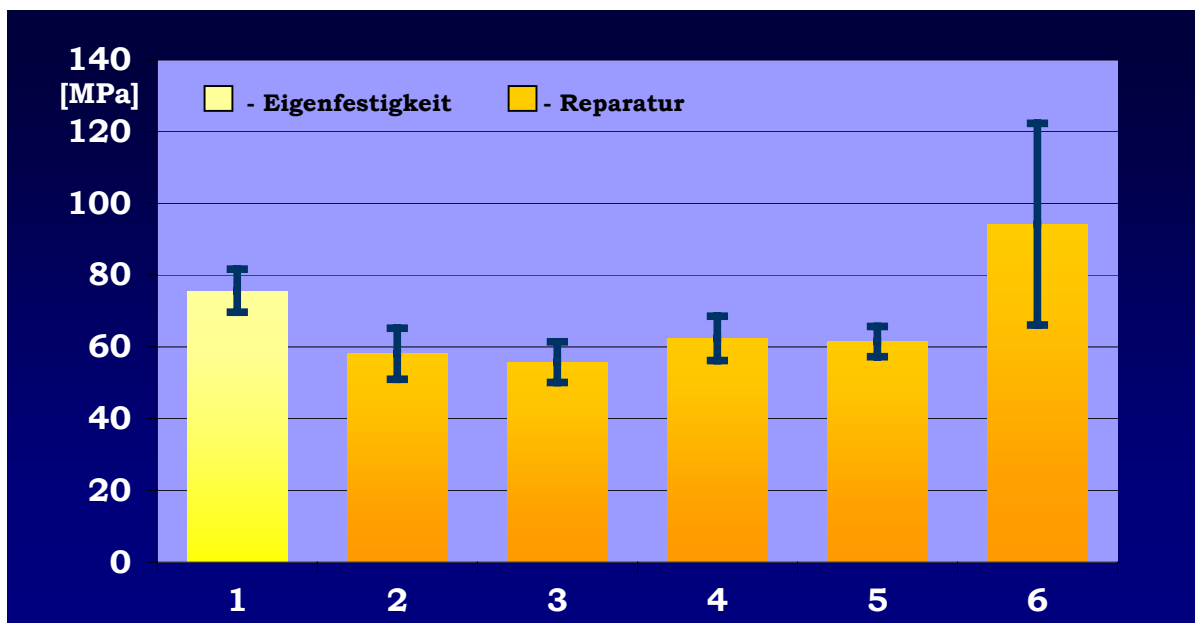


Abb. 6: Biegefestigkeit von Signum sowie Biegefestigkeit der Verbunde Signum und Signum sowie Signum und Sinfony nach Reparatur im Dreipunktbiegeversuch

1- Eigenfestigkeit, 2-5 Reparatur mit Signum: 2- Bearbeitung mit Korundpapier, 3- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans, 4- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers (unbelichtet), 5- Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Opakers mit separater Belichtung
 6- Reparatur von Signum mit Sinfony: Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans

Die Eigenfestigkeit von Signum liegt mit 76 MPa Biegefestigkeit deutlich unter der von Sinfony mit 111 MPa. Aus den Tabellen 1 und 2 ist ersichtlich, dass die mit dem gleichen Material durchgeführten Reparaturvarianten die Eigenfestigkeiten nicht erreichen. Die Biegefestigkeit liegt nach Reparatur bei Sinfony und Signum im Mittel 22 % unter der Biegefestigkeit im Ausgangszustand. Auffällig ist, dass bei der Reparatur von Signum mit Sinfony die Biegefestigkeit um rund 24 % höher liegt als die Eigenfestigkeit von Signum, trotzdem aber 15 % unter der von Sinfony. Die weiteren Reparaturverfahren für Sinfony und Signum zeigen im Vergleich untereinander keine signifikanten Unterschiede. Aufgrund der hohen Streuung in den Gruppen „Bearbeitung mittels Korundpapier“ (Sinfony) und „Reparatur von Signum mit Sinfony“ besitzt die Wertung der Ergebnisse nur eingeschränkte Aussagekraft.

5.1.2. Druckscherversuch

Die Ergebnisse der Druckscherfestigkeitsmessungen an den Verbunden der Verblendkomposite sind in den Abbildungen 7 und 8 sowie den Tabellen 3 und 4 dargestellt. Bei allen Verbunden zwischen Sinfony und Sinfony wurden Kohäsionsbrüche beobachtet.

Tab. 3: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Sinfony – Sinfony

	\bar{x}	s	n
1 Ohne mechanische Bearbeitung	22,2	3,2	7
2 Ohne mech. Bearbeitung + Silan	21,8	3,3	7
3 Ohne mech. Bearbeitung + Opaker	19,4	1,5	5
4 Korund	23,1	2,8	5
5 Korund + Silan	28,5	1,0	4
6 Korund + Opaker	20,2	1,6	5
7 Korund + Silan	15,4	2,0	5

1-6 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
7- nach 25 000 Temperaturlastwechseln

Tab. 4: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Signum – Signum und Signum – Sinfony

	\bar{x}	s	n
1 Ohne mechanische Bearbeitung	7,9	4,2	6
2 Ohne mech. Bearbeitung + Silan	10,0	4,2	9
3 Ohne mech. Bearbeitung + Opaker	10,8	2,7	9
4 Korund	14,5	1,8	6
5 Korund + Silan	18,9	3,4	6
6 Korund + Opaker	18,9	3,5	9
7 Reparatur mit Sinfony	22,8	1,4	7
8 Korund + Silan	11,6	1,4	3

1-7 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
8- nach 25 000 TLW

Die Verbunde Signum – Signum zeigten ein heterogenes Bruchverhalten. Die Messreihen 4-7 (Tab. 4) wiesen immer kohäsive Brüche auf. Auch für die Kombination von Signum mit Sinfony (Messreihe 8, Tab. 4) wurden generell kohäsive Brüche beobachtet. In der Prüfreihe 1 wurden bei 67 %, in der Prüfreihe 2 bei 33 % und in der Prüfreihe 3 bei 11 % der Verbundkörper Adhäsionsbrüche registriert.

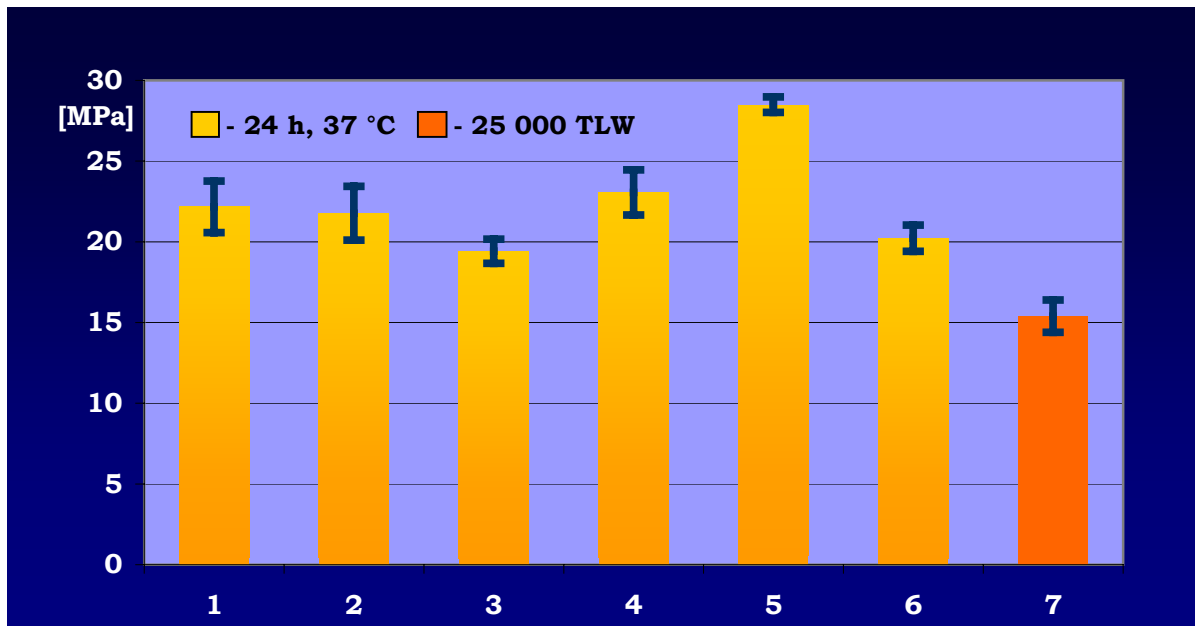


Abb. 7: Druckscherfestigkeit des Verbundes Sinfony – Sinfony

1-6 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C, 7- nach 25 000 TLW

1- ohne mech. Bearbeitung, 2- ohne mech. Bearbeitung, Auftragen des Silans, 3- ohne mech. Bearbeitung, Auftragen des Opakers, 4- Bearbeitung mit Korundpapier, 5- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Silans, 6- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Opakers, 7- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Silans

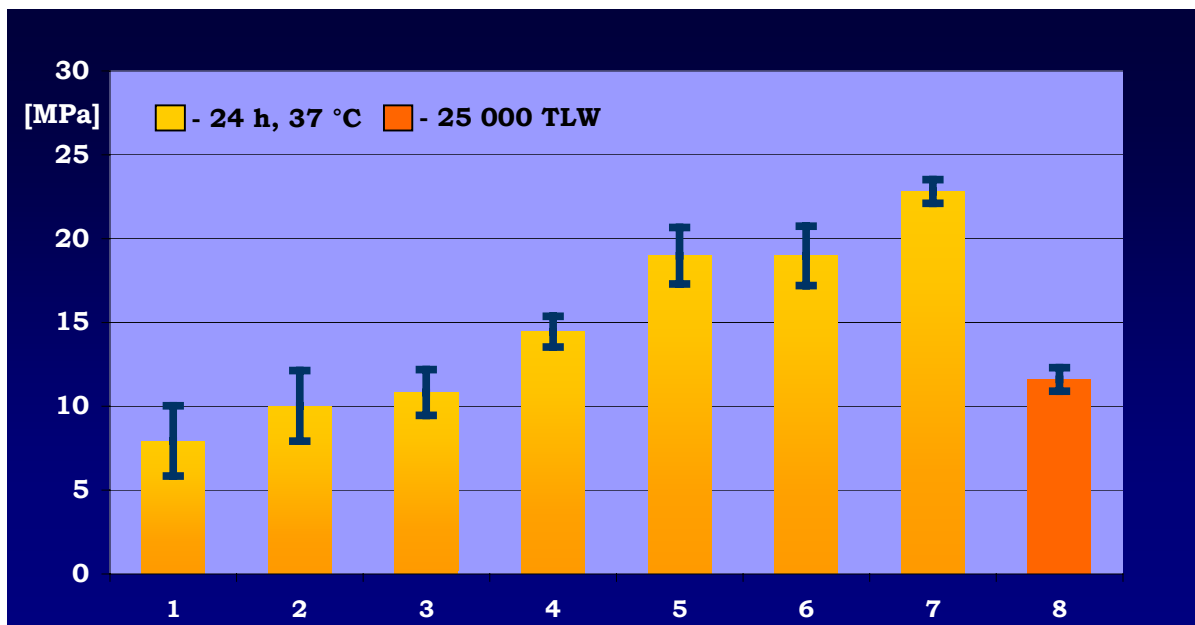


Abb. 8: Druckscherfestigkeit des Verbundes Signum - Signum und Signum – Sinfony

1-7 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C, 8- nach 25 000 TLW

1-6 Verbund Signum – Signum: 1- ohne mech. Bearbeitung, 2- ohne mech. Bearbeitung, Auftragen des Silans, 3- ohne mech. Bearbeitung, Auftragen des Opakers, 4- Bearbeitung mit Korundpapier 5- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Silans, 6- Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Opakers,
 7- Verbund Signum – Sinfony: Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Silans
 8- Verbund Signum – Signum: Bearbeitung mit Korundpapier, Auftragen des Silans

Für den Verbund Sinfony-Sinfony ergeben sich nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung im Druckscherversuch im Mittel Haftfestigkeiten von 19,4 bis 28,5 MPa bei stets kohäsivem Bruchverhalten. Die signifikant höchsten Verbundfestigkeiten werden erzielt nach „Bearbeitung mit Korundpapier und nachfolgendem Auftragen eines Silans“. Zwischen den anderen Versionen können keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Die Druckscherfestigkeiten für die Verbunde Signum - Signum und Signum - Sinfony liegen im Mittel bei 5,1 bis 22,8 MPa und damit deutlich unter den Messwerten von Sinfony. Die niedrigsten Haftfestigkeiten werden registriert in der Gruppe „ohne mechanische Bearbeitung“. Die Messwerte dieser Reparaturvariante weisen eine relativ breite Streuung auf, die verursacht ist durch das heterogene Bruchverhalten. Die Adhäsionsbrüche sind gekennzeichnet durch niedrige Haftfestigkeiten im Bereich um 5 MPa. Die Werte der Kohäsionsbrüche sind vergleichbar mit denen nach mechanischer Aufrauung.

Das Auftragen eines Silans oder Opakers auf die unbearbeitete Oberfläche führt zu keiner signifikanten Steigerung der Haftfestigkeit. Eine signifikante Erhöhung der Verbundfestigkeit wird erzielt, wenn die Oberfläche mechanisch bearbeitet wird. Das zusätzliche Anwenden eines Silans oder Opakers auf der mechanisch vorbehandelten Oberfläche ergibt eine statistisch hoch signifikante ($p < 0,02$) Steigerung der Verbundfestigkeit. Die signifikant höchsten Werte werden für den Verbund Signum – Sinfony („mechanische Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans“) gemessen.

Nach 25 000 Temperaturlastwechseln werden für die Gruppe „mechanische Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen des Silans“ (Sinfony – Sinfony) im Mittel Druckscherfestigkeiten um 15,4 MPa gemessen. Dies entspricht einer Reduktion der Festigkeit um 46 % verglichen mit den Haftfestigkeiten der gleichen Gruppe ohne künstliche Alterung. Bei Stressung ergibt sich für die Prüfreihe „mechanische Bearbeitung mit Korundpapier und Auftragen eines Silans“ (Signum – Signum) eine mittlere Haftfestigkeit von 11,6 MPa. Verglichen mit der Verbundfestigkeit der gleichen Gruppe nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C entspricht dies einer Absenkung des Ergebnisses um 39 %.

5.2. Verbund Legierung – Verblendkomposit

Über die Ergebnisse der Druckscherversuche des Metall – Verblendkomposit – Verbundes informieren die Tabellen 5 bis 8 sowie die Abbildungen 9 und 10. Die Werte sind für die Nichtedelmetalllegierung Wirobond C und die Edelmetalllegierung Degunorm separat dargestellt.

Tab. 5: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Wirobond C – Reparaturkomposit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C

	\bar{x}	s	n
1 Targis Link	26,9	1,08	5
2 Metal Primer II	27,1	1,30	5
3 Alloy Primer	26,1	1,35	5

- 1- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis
- 2- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II
- 3- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

Tab. 6: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Wirobond C – Reparaturkomposit nach 25 000 TLW

	\bar{x}	s	n
1 Targis Link	25,0	1,11	5
2 Metal Primer II	25,1	1,78	5
3 Alloy Primer	21,4	1,22	3

- 1- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis
- 2- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II
- 3- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

Tab. 7: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Degunorm - Reparaturkomposit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C

	\bar{x}	s	n
1 Targis Link	23,6	1,76	5
2 Metal Primer II	24,0	1,43	5
3 Alloy Primer	23,6	2,15	5

- 1- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis
- 2- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II
- 3- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

Tab. 8: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Degunorm – Reparaturkomposit nach 25 000 TLW

	\bar{x}	s	n
1 Targis Link	20,6	1,60	5
2 Metal Primer II	22,7	1,95	5
3 Alloy Primer	21,9	1,90	5

- 1- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis
- 2- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II
- 3- Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

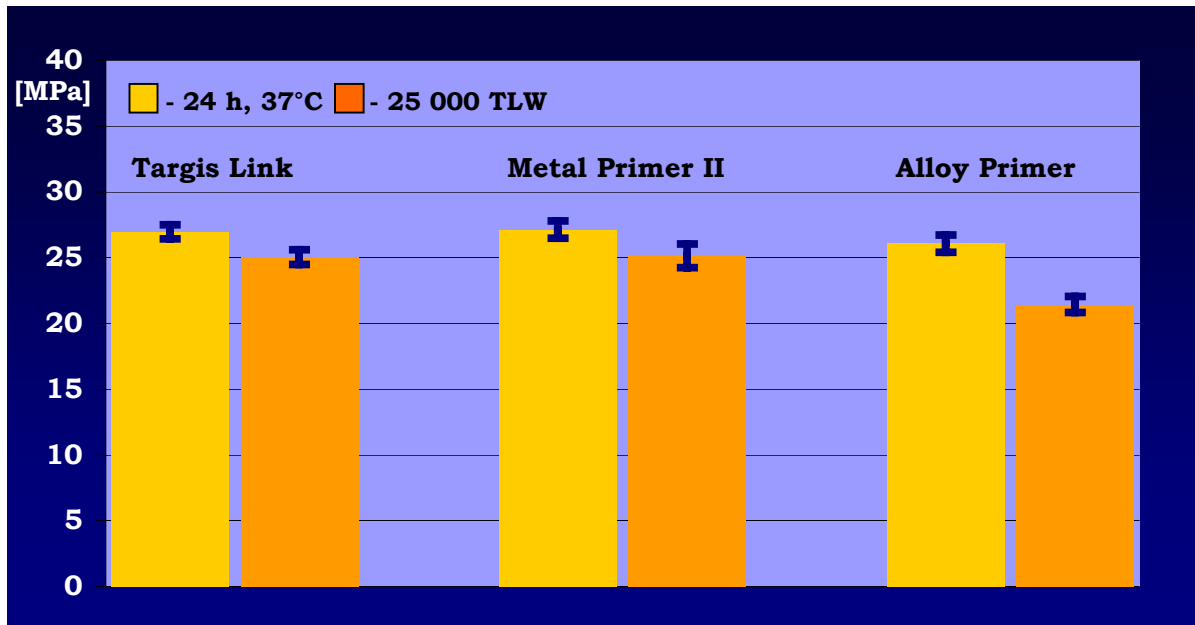


Abb. 9: Druckscherfestigkeit des Verbundes Wirobond C - Reparaturkomposit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW

Targis Link: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis

Metal Primer II: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II

Alloy Primer: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

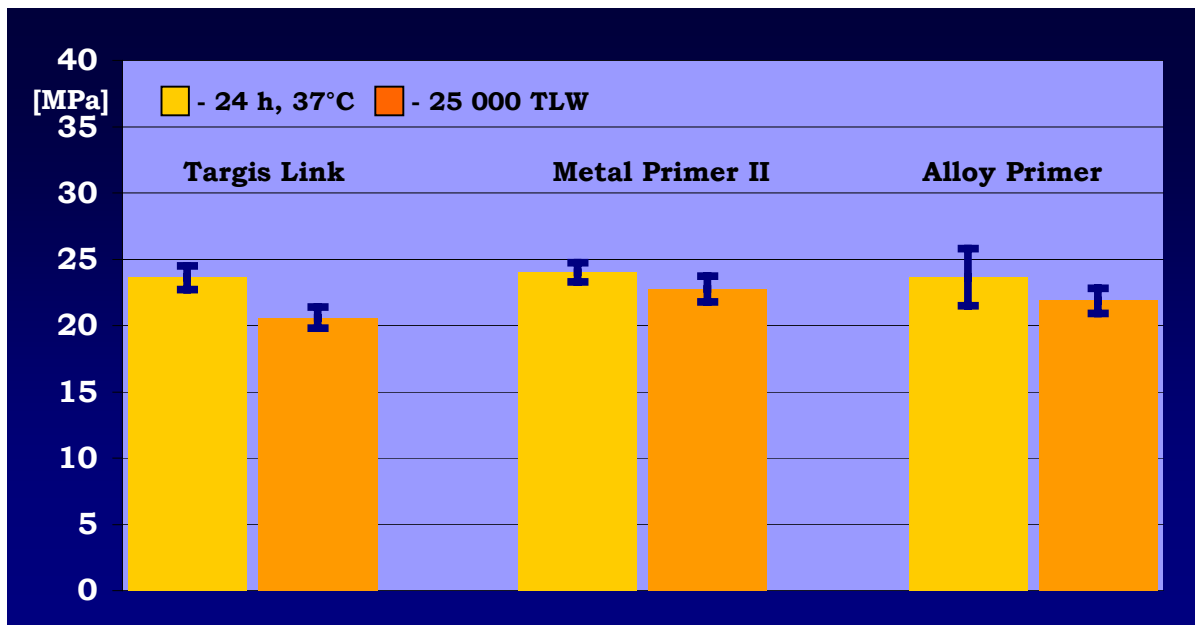


Abb. 10: Druckscherfestigkeit des Verbundes Degunorm – Reparaturkomposit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW

Targis Link: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Targis Link, Verblendkomposit Targis

Metal Primer II: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Metal Primer II, Verblendkomposit Thermoresin LC II

Alloy Primer: Strahlen mit Korund, Konditionierung mit Alloy Primer, Verblendkomposit Targis

Für den Verbund Wirobond C – Reparaturkomposit (Sinfony) werden nach 24 Stunden Wasserlagerung im Mittel Druckscherfestigkeiten zwischen 26,1 MPa und 27,1 MPa gemessen. Es werden keine signifikanten Unterschiede bei Verwendung der verschiedenen Primer festgestellt. Nach künstlicher Alterung durch 25 000 Temperaturlastwechsel werden im Mittel Haftfestigkeiten von 21,4 MPa bis 25,1 MPa registriert. Eine signifikante Verringerung der Druckscherfestigkeit nach Stressung ergibt sich für die Anwendung des Alloy Primers und Targis Link, wenn die nach 24 Stunden Wasserlagerung gemessene mittlere Verbundfestigkeit mit der Haftfestigkeit nach künstlicher Alterung verglichen wird.

Für den Verbund zwischen Degunorm – Reparaturkomposit (Sinfony) werden in Abhängigkeit vom verwendeten Primer nach 24 Stunden Wasserlagerung im Mittel Druckscherfestigkeiten zwischen 23,6 MPa und 24,0 MPa gemessen. Auch hier können keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Primern festgestellt werden. Die Prüfung nach 25 000 Temperaturlastwechseln führt im Mittel zu Ergebnissen zwischen 20,6 MPa und 22,7 MPa. Im Vergleich zu den Werten nach 24 Stunden besteht eine signifikante Verringerung der Druckscherfestigkeit bei Anwendung von Targis Link.

Mit Targis Link und Metal Primer II werden bei Degunorm signifikant geringere Druckscherfestigkeiten erreicht als bei Wirobond C.

5.3. Verbund – Keramik – Verblendkomposit

5.3.1. Verbund – Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit

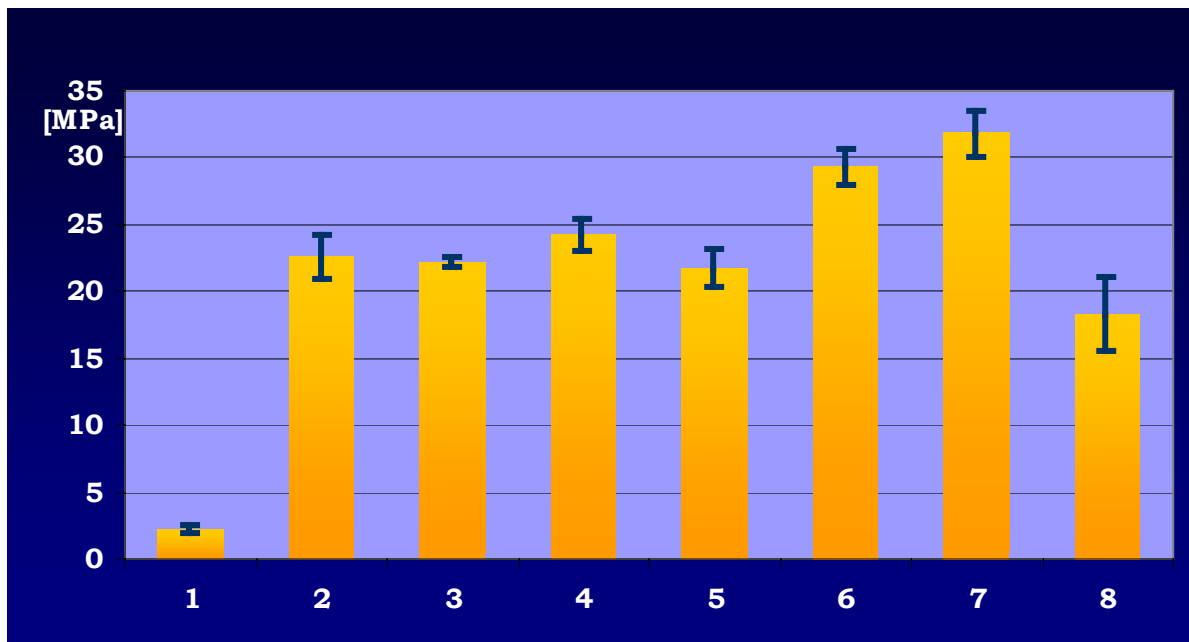
Die Ergebnisse der Druckscherfestigkeiten des Keramik – Verblendkomposit – Verbundes gemessen nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37 °C und nach Thermozyklierung sind in den Tabellen 9 und 10 sowie in den Abbildungen 11 und 12 dargestellt.

In der Messreihe „Korundstrahlen“ wurden nur adhäsive Brüche beobachtet. Die Prüfreihen 2-8 (Tab. 9) zeigten ein rein kohäsives Bruchverhalten.

Tab. 9: Druckscherfestigkeiten [MPa] des Verbundes Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit (Sinfony) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C

	\bar{x}	s	n
1 Korundstrahlen	2,2	0,66	8
2 Korundstrahlen + Silan	22,6	3,27	9
3 HF I	22,2	0,74	5
4 HF II	24,2	2,44	5
5 Diamant	21,7	2,84	5
6 Rocatec	29,3	2,62	10
7 Silicoater	31,8	3,37	5
8 Air Flow	18,3	5,62	5

- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Auftragen des Silans
- 5- Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Strahlen mit Rocatec, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans



**Abb. 11: Druckscherfestigkeit des Verbundes
Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit (Sinfony)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C**

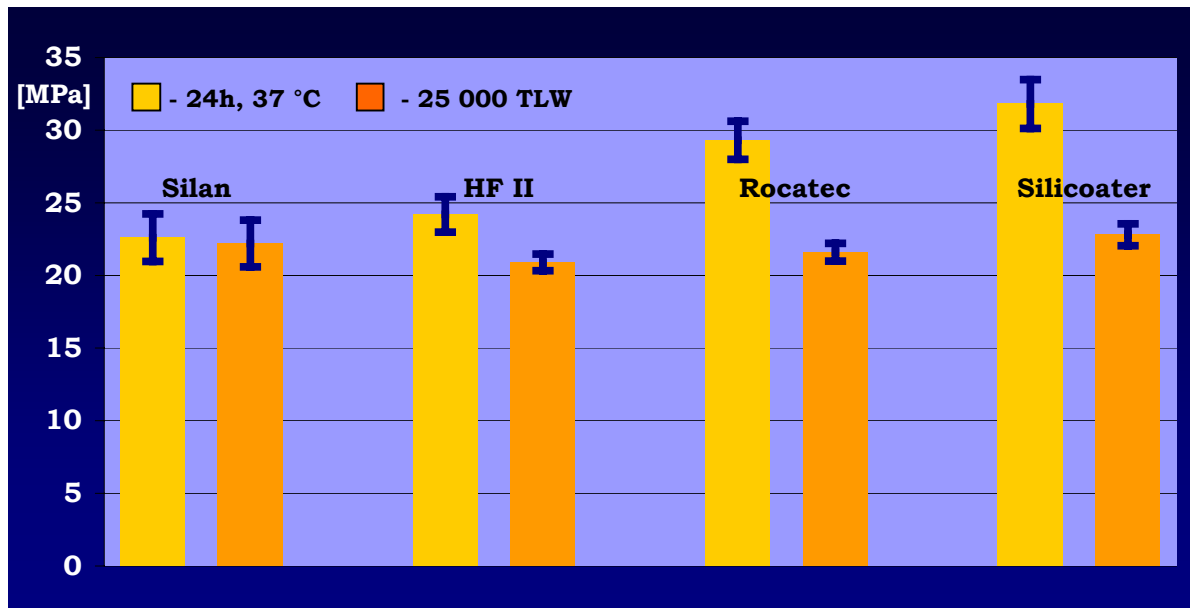
- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Auftragen eines Silans
- 5- Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans

Alle nach 25 000 Lastwechsel geprüften Verblendkeramik – Verblendkomposit – Verbunde zeigten ein kohäsives Bruchmuster.

**Tab. 10: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes
Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit (Sinfony)
nach 25 000 TLW**

	\bar{x}	s	n
1 Silan	22,2	2,32	6
2 HF II	20,9	1,15	6
3 Rocatec	21,6	1,23	7
4 Silicoater	22,8	1,51	6

- 1- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 2- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen, Auftragen eines Silans
- 3- Rocatecstrahlen, Auftragen eines Silans
- 4- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans



**Abb. 12: Druckscherfestigkeit des Verbundes
 Verblendkeramik (Vita Omega 900) – Verblendkomposit (Sinfony)
 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**
Silan: Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
HF II: Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Auftragen eines Silans
Rocatec: Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
Silicoater: Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silan

Bei den nach 24 Stunden durchgeführten Druckscherversuchen werden Verbundfestigkeiten zwischen 2,2 und 31,8 MPa gemessen. Die niedrigsten Haftfestigkeiten erzielt die Messreihe „Strahlen mit Korund“, was sich auch im adhäsiven Bruchmuster widerspiegelt. Alle anderen Reparaturmethoden führen zu einer signifikanten Steigerung der Druckscherfestigkeit. Es ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen dem zusätzlich zur mechanischen Bearbeitung aufgetragenen Silan oder der Flusssäure. Es besteht weiterhin kein Unterschied, ob die Flusssäure abgespült wird oder nicht. Die Anwendung des Air Flow Gerätes und nachfolgende Silanisierung erzielt ähnliche Haftfestigkeiten wie das Aufrauen mittels Diamantschleifer und Auftragen des Silans. Die hohe Standardabweichung der Messreihe „Air Flow“ schränkt jedoch die Aussagefähigkeit der Ergebnisse ein. Das Aufrauen der Oberfläche mittels Diamantschleifer verändert die Druckscherfestigkeit im Vergleich zur Aufrauung mittels Korundstrahlen und nachfolgender Silanisierung nicht signifikant. Die Konditionierung mittels Rocatec- oder Silicoater-Verfahren führt gegenüber allen anderen Gruppen zu einer hoch signifikanten Steigerung der Verbundfestigkeit ($p = 0,01$). Beide Reparaturvarianten führen zu hohen Haftfestigkeiten, die sich nicht signifikant unterscheiden. Nach künstlicher Alterung durch Thermozyklierung werden wie Tabelle 10 und Abbildung 12 wiedergeben Werte zwischen 20,9 und 22,8 MPa ermittelt. Die Verringerung der Scherfestigkeit gegenüber den nach 24 Stunden gemessenen Haftfestigkeiten ist jeweils für die Gruppen „Rocatec“, „Silicoater“ und „HF II“ signifikant.

5.3.2. Verbund – Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit

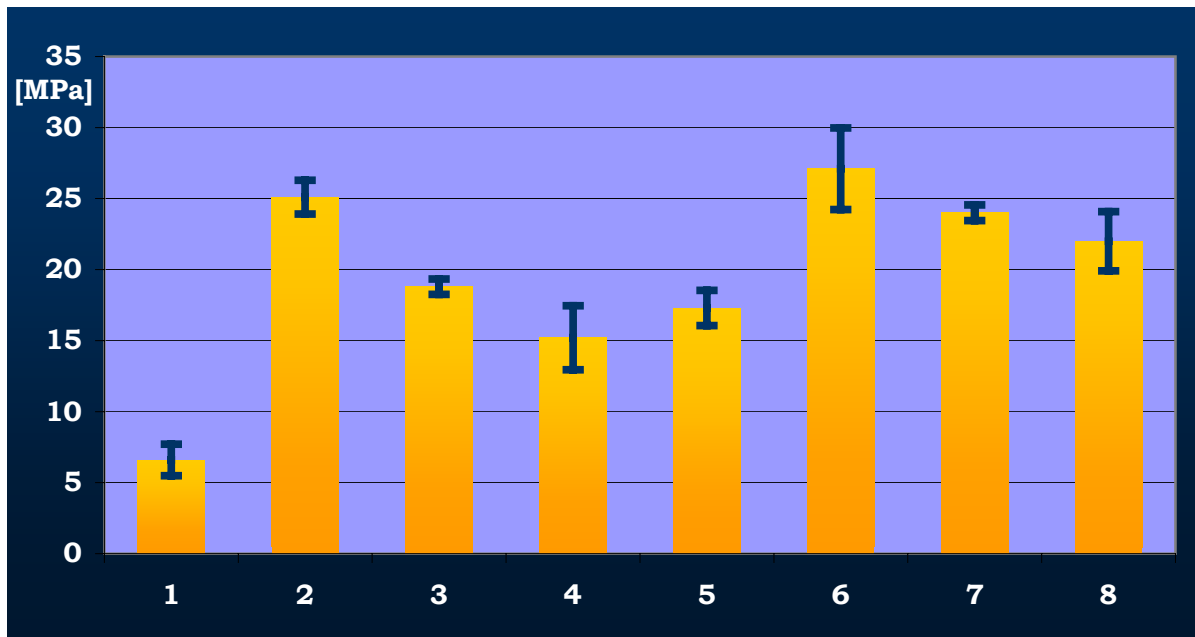
Über die nach 24 Stunden und nach Thermozyklierung ermittelten Druckscherfestigkeiten geben die Tabellen 11 und 12 sowie die Abbildungen 13 und 14 Auskunft.

Bei der Konditionierung „Strahlen mit Korund“ wurden im Druckscherversuch nur adhäsive Brüche beobachtet. Die Prüfreihe 2-8 (Tab. 11) zeigt generell Kohäsionsbrüche.

Tab. 11: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit (Sinfony) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C

	\bar{x}	s	n
1 Strahlen mit Korund	6,6	2,22	5
2 Silan	25,1	2,38	5
3 HF I	18,8	1,02	4
4 HF III	15,2	4,50	5
5 Diamant	17,3	2,48	6
6 Rocatec	27,1	5,74	6
7 Silicoater	24,0	1,10	5
8 Air Flow	22,0	4,17	4

- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, sofortiges Auftragen des Silans
- 5- mechanische Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans



**Abb. 13: Druckscherfestigkeit des Verbundes
Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit (Sinfony)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C**

- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, 1 min Einwirkzeit, Auftragen eines Silans
- 5- mechanische Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans

Für die Messreihen „Silan“, „HF I“, „Rocatec“ und „Silicoater“ (Tab. 12) wurden bei der Versuchsdurchführung nur kohäsive Brüche registriert.

**Tab. 12: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes
Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit (Sinfony)
nach 25 000 TLW**

	\bar{x}	s	n
1 Silan	19,5	1,10	6
2 HF I	19,5	0,24	3
3 Rocatec	20,5	1,20	6
4 Silicoater	23,1	1,63	6

- 1- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 2- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 3- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 4- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans

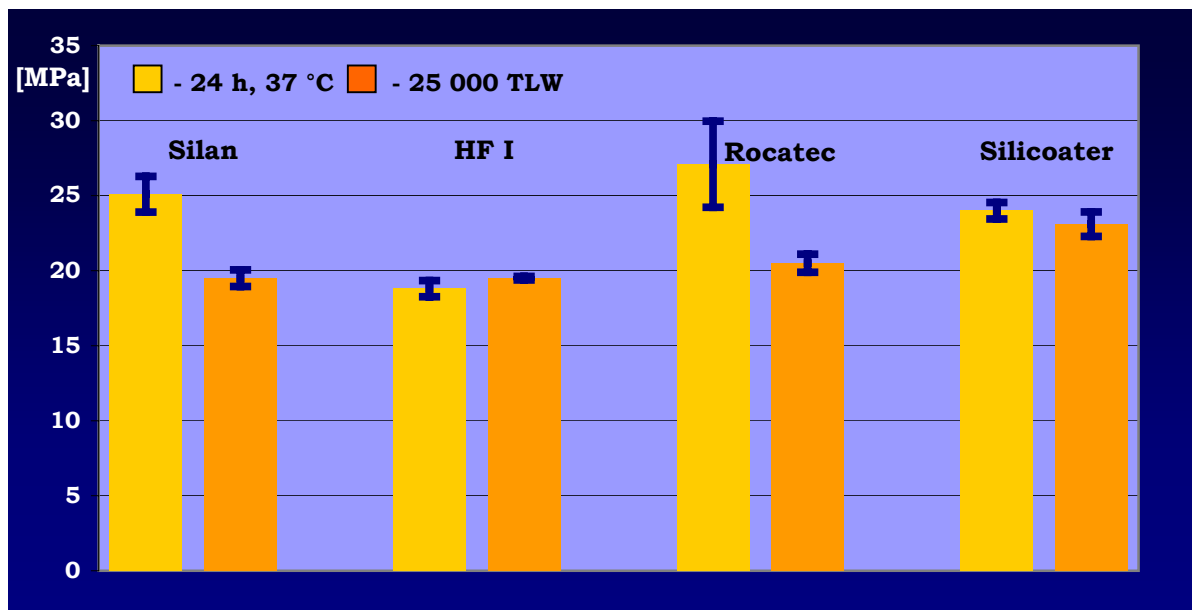


Abb. 14: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) – Verblendkomposit (Sinfony) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW
Silan: Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
HF I: Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen, Trocknung, Auftragen eines Silans
Rocatec: Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
Silicoater: Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans

Nach 24 Stunden Wasserlagerung werden im Mittel Haftfestigkeiten von 6,6 bis 27,1 MPa gemessen. Die geringsten Verbundfestigkeiten bei stets adhäsivem Bruchverhalten werden bei der Versuchsreihe „Strahlen mit Korund“ registriert. Alle weiteren Reparaturmethoden führen zu kohäsiven Brüchen und mit 99 % Sicherheit zu signifikant höheren Haftfestigkeiten ($p = 0,01$). Die höchsten Werte werden bei Anwendung des Silans, des Rocatec-Verfahrens, des Silicoater-Verfahrens und des Air Flow-Gerätes ohne signifikanten Unterschied gemessen.

Die Versuchsreihen „HF I“, „HF III“ und „Diamant“ unterscheiden sich in den Ergebnissen nicht signifikant. Sie erzielen aber signifikant geringere Ergebnisse als die Prüfreihen „Silan“, „Rocatec“, „Silicoater“ und „Air Flow“.

Nach Stressung durch Temperaturlastwechsel werden, verglichen mit den nach 24 Stunden bestimmten Werten, für die Reihen „Silan“ und „Rocatec“ signifikant geringere Haftfestigkeiten gemessen. Im Gegensatz dazu werden für „HF I“ und „Silicoater“ ähnliche Druckscherfestigkeiten wie nach 24 Stunden ermittelt.

5.3.3. Verbund Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) – Verblendkomposit

Die Ergebnisse der Druckscherversuche des Gerüstkeramik – Verblendkomposit – Verbundes sind in den Tabellen 13 und 14 sowie in den Abbildungen 15 und 16 dargestellt.

Da der optische Nachweis des Bruchverhaltens nicht eindeutig nachvollziehbar war, erfolgt keine Zuordnung zum entsprechenden Bruchmuster.

**Tab. 13: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes
Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) - Verblendkomposit (Sinfony)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C**

	\bar{x}	s	n
1 Strahlen mit Korund	2,1	0,79	5
2 Silan	13,8	1,72	6
3 HF I	2,6	1,47	7
4 HF III	2,5	1,15	4
5 Diamant	9,4	2,28	6
6 Rocatec	15,8	3,18	6
7 Silicoater	22,4	1,45	6
8 Air Flow	1,6	0,41	5

- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, sofortiges Auftragen des Silans
- 5- mechanische Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans

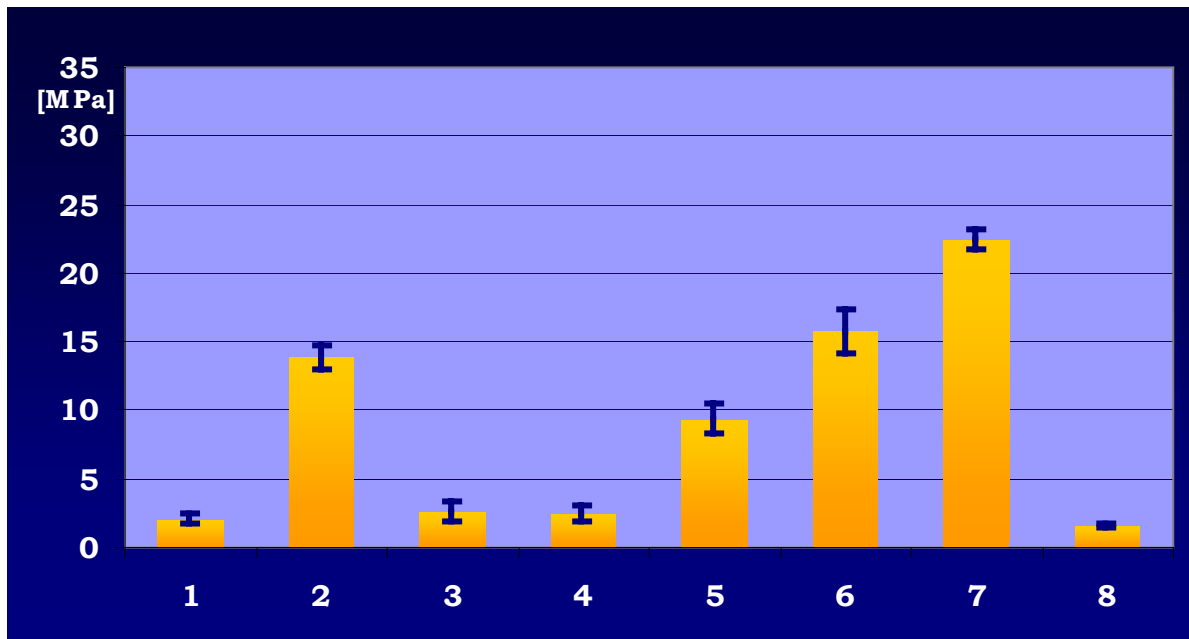


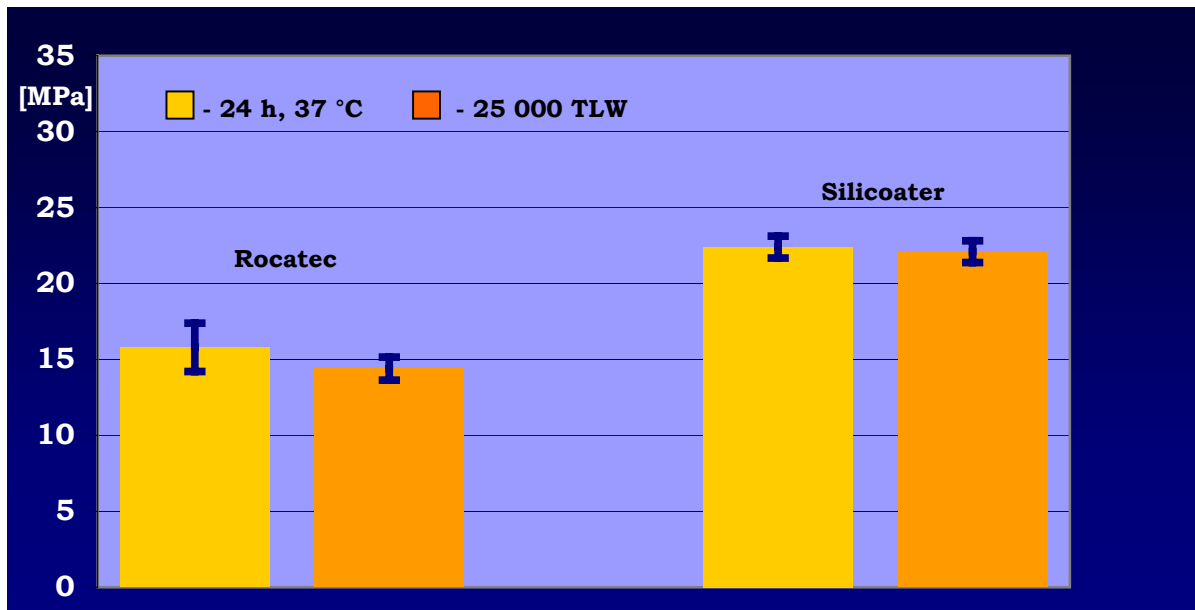
Abb. 15: Druckscherfestigkeit des Verbundes Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) – Verblendkomposit (Sinfony) nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C

- 1- Strahlen mit Korund
- 2- Strahlen mit Korund, Auftragen eines Silans
- 3- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, Abspülen und Trocknung, Auftragen eines Silans
- 4- Strahlen mit Korund, HF 2,5 %, sofortiges Auftragen des Silans
- 5- Bearbeitung mit einem Diamantschleifer, Auftragen eines Silans
- 6- Rocatecstrahlung, Auftragen eines Silans
- 7- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans
- 8- Bearbeitung mittels Air Flow, Auftragen eines Silans

Tab. 14: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) – Verblendkomposit (Sinfony) nach 25 000 TLW

	\bar{x}	s	n
1 Rocatec	14,4	1,52	6
2 Silicoater	22,1	1,43	6

- 1- Strahlen mit Rocatec, Auftragen eines Silans
- 2- Silicoater-Verfahren, Auftragen eines Silans



**Abb. 16: Druckscherfestigkeit des Verbundes
Gerüstkeramik (Zirkonoxidkeramik) – Verblendkomposit (Sinfony)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**

Für den Verbund Gerüstkeramik – Verblendkomposit (Sinfony) wurden im Mittel Druckscherfestigkeiten von 2,1 bis 22,4 MPa gemessen. Die Reihen „Strahlen mit Korund“, „HF I“, „HF III“ und „Air Flow“ führen zu den niedrigsten Haftfestigkeiten ohne signifikanten Unterschied. Eine signifikante Steigerung der Verbundfestigkeit erzielen die Anwendung des Silans, des Rocatec-Verfahrens, des Silicoater-Verfahrens und die Aufrauung mittels Diamantschleifer. Die Versuchsreihe „Diamantschleifer“ führt zu statistisch signifikant geringeren Werten als die Gruppen „Rocatec“, „Silicoater“ und „Silan“. Die Konditionierung mittels Silicoaterverfahren führt gegenüber allen anderen Gruppen zu einer hoch signifikanten Steigerung der Verbundfestigkeit ($p = 0,01$).

Nach künstlicher Alterung ergeben sich im Vergleich zu den nach 24 Stunden gemessenen Verbundfestigkeiten für die geprüften Gruppen „Rocatec“ und „Silicoater“ keine signifikanten Änderungen.

5.4. Verbunde Prothesenbasiskunststoff – Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff – Prothesenzähne

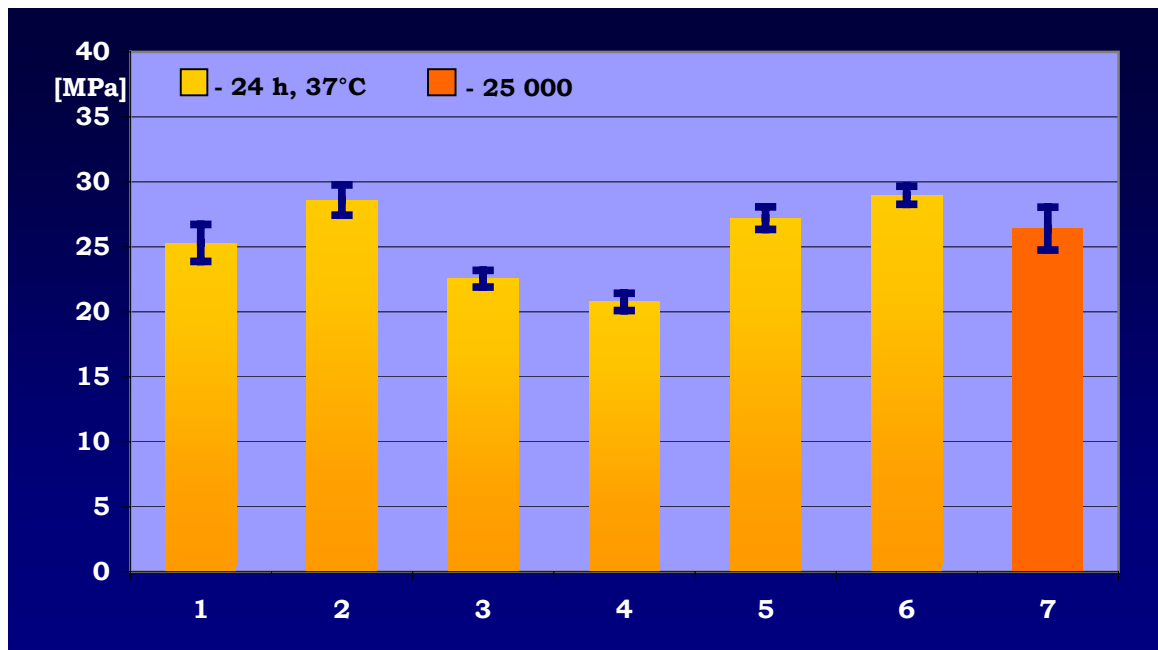
Die nach 24 Stunden und nach 25 000 Temperaturlastwechseln gemessenen Verbundfestigkeiten zwischen Prothesenbasismaterial und Prothesenbasismaterial sind in der Tabelle 15 und der Abbildung 17 dargestellt.

Bei allen hergestellten Verbunden zwischen Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff wurden kohäsive Brüche nachgewiesen.

**Tab. 15: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes
Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress) – Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**

	\bar{x}	s	n
1 Keine Bearbeitung	25,3	2,8	7
2 Keine Bearb.+ Monomer	28,6	2,3	6
3 Korund	22,6	1,3	6
4 Korund + Monomer	20,8	1,3	6
5 Schleifer	27,2	1,7	7
6 Schleifer + Monomer	29,0	1,4	9
7 Schleifer	26,4	3,3	6

- 1-6 Druckscherfestigkeit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
- 7 Druckscherfestigkeit nach 25 000 TLW
- 1- keine Bearbeitung der Reparaturfläche
- 2- keine Bearbeitung der Reparaturfläche, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 3- Strahlen mit Korund
- 4- Strahlen mit Korund, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 5- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer
- 6- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 7- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer



**Abb. 17: Druckscherfestigkeit des Verbundes
Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress) -Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**

- 1-6 Druckscherfestigkeit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
- 7 Druckscherfestigkeit nach 25 000 TLW
- 1- keine Bearbeitung der Reparaturfläche
- 2- keine Bearbeitung der Reparaturfläche, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 3- Strahlen mit Korund
- 4- Strahlen mit Korund, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 5- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer
- 6- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 7- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer

Für den Verbund zwischen Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff werden nach 24 Stunden Wasserlagerung und nach 25 000 Temperaturlastwechseln Haftfestigkeiten zwischen 20,8 MPa und 29,0 MPa gemessen. Bei Nichtbearbeitung der Oberfläche werden rund 25 MPa erreicht. Durch zusätzliches Benetzen der Oberfläche mit Monomer erhöht sich die Druckscherfestigkeit nicht signifikant.

Eine mechanische Bearbeitung der Oberfläche mittels Schleifer oder durch Strahlen mit Korund führt gegenüber nicht bearbeiteter Oberfläche zu ähnlichen Haftfestigkeiten ohne signifikanten Unterschied. Die Gruppe „keine Bearbeitung und Monomer“ ergibt im Vergleich zu den Reihen „Korund“ und „Korund und Monomer“ eine signifikant erhöhte Druckscherfestigkeit.

Mit dem Schleifer werden gegenüber der korundgestrahlten Oberfläche signifikant höhere Haftfestigkeiten registriert. Bei Anwendung des Monomers auf der durch den Schleifer bearbeiteten Oberfläche wird eine nicht signifikante Erhöhung der Druckscherfestigkeit im Vergleich zur Versuchsreihe „Schleifer“ registriert. Gegenüber der nicht bearbeiteten Oberfläche ist für die Reihe „Schleifer + Monomer“ eine signifikante Erhöhung der Werte zu verzeichnen.

Die Druckscherfestigkeiten der Gruppen „Korund“ und „Korund + Monomer“ ergeben keinen signifikanten Unterschied. Im Vergleich zur nicht konditionierten Oberfläche ist für die Reihe „Korund + Monomer“ eine signifikante Verringerung der Haftfestigkeit nachweisbar.

Die höchsten sich nicht signifikant voneinander unterscheidenden Haftfestigkeiten werden für die Versuchsreihen „ohne Bearbeitung + Monomer“, „Schleifer“ und „Schleifer + Monomer“ ermittelt.

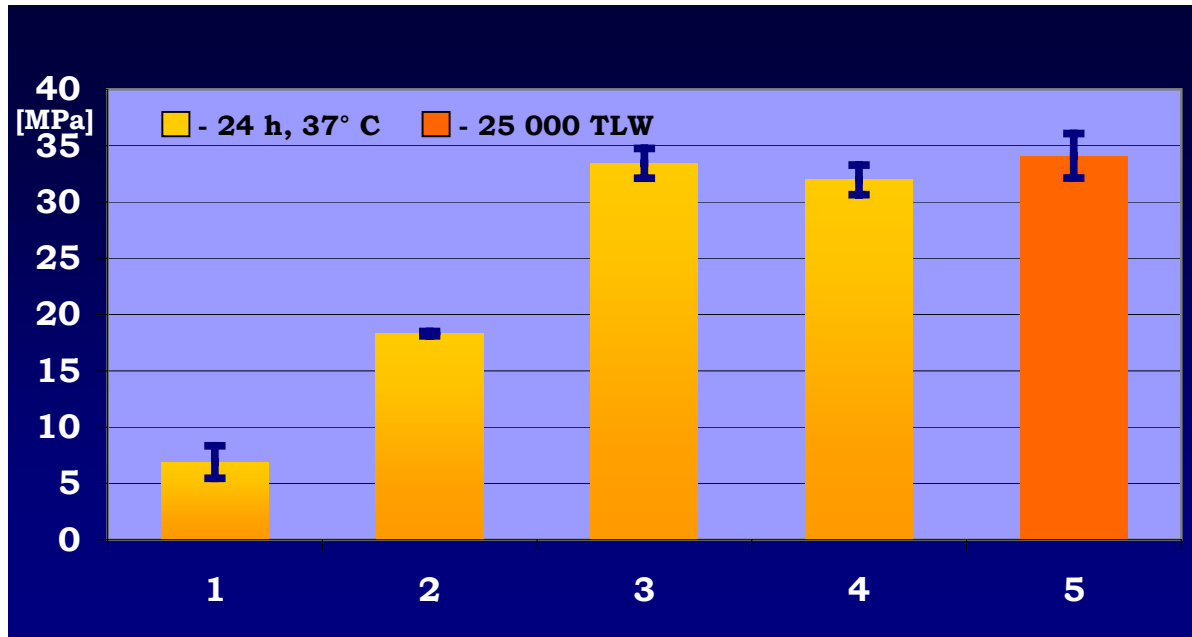
Nach Stressung der Gruppe „Schleifer“ mittels Temperaturlastwechsel ergibt sich keine signifikante Änderung der Druckscherfestigkeit verglichen mit den nach 24 Stunden gemessenen Verbundfestigkeiten.

Die gemessenen Druckscherfestigkeiten zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasismaterial sind in der Tabelle 16 und Abbildung 18 dargestellt. Bei den Messreihen „Keine Bearbeitung“ und „Keine Bearbeitung und Monomer“ wurden adhäsive Brüche registriert. Generell kohäsives Bruchverhalten zeigten die nach 24 Stunden geprüften Messreihen „Schleifer“ und „Schleifer und Monomer“ sowie die Messreihe „Schleifer“ nach 25 000 Temperaturlastwechseln.

**Tab. 16: Druckscherfestigkeit [MPa]des Verbundes
Prothesenzahn (Acry Lux) – Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**

	\bar{x}	s	n
1 Keine Bearbeitung	6,9	2,9	6
2 Keine Bearb.+ Monomer	18,3	0,4	4
3 Schleifer	33,4	2,7	6
4 Schleifer + Monomer	32,0	2,6	7
5 Schleifer	34,1	4,0	5

- 1-4 nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
- 5 nach 25 000 TLW
- 1- keine Bearbeitung der Reparaturfläche
- 2- keine Bearbeitung der Reparaturfläche, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 3- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer
- 4- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer, Auftragen der Anmischflüssigkeit
- 5- Bearbeitung der Oberfläche mittels grünem Siliziumkarbidschleifer



**Abb. 18: Druckscherfestigkeit [MPa] des Verbundes
Prothesenzahn (Acry Lux) – Prothesenbasiskunststoff (PalaXpress)
nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C und nach 25 000 TLW**

- 1-4 Druckscherfestigkeit nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C
 5 Druckscherfestigkeit nach 25 000 TLW
 1- keine Bearbeitung der Reparaturfläche
 2- keine Bearbeitung der Reparaturfläche, Auftragen der Anmischflüssigkeit
 3- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer
 4- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer, Auftragen der Anmischflüssigkeit
 5- Bearbeitung der Oberfläche mit einem grünen Siliziumkarbidschleifer

Für die Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Prothesenbasiskunststoff lassen sich folgende Aussagen ableiten:

Es werden nach 24 Stunden Wasserlagerung und nach Thermozyklierung Scherfestigkeiten zwischen 6,9 MPa und 34,1 MPa ermittelt.

Bleibt die Zahnoberfläche unbearbeitet, ergeben sich die niedrigsten Haftfestigkeiten. Eine signifikante Erhöhung wird durch Auftragen eines Monomers auf die unbehandelte Kunststoffzahnoberfläche erreicht.

Eine signifikante Steigerung der Druckscherfestigkeit gegenüber der Reihe „keine Bearbeitung und Monomer“ wird bei Aufrauung der Oberfläche mittels Schleifer erzielt. Im Gegensatz zur unbehandelten Oberfläche wird die Haftfestigkeit der Reihe „Schleifer“ durch Auftragen von Monomer nicht signifikant verändert.

Nach experimenteller Stressung der Gruppe „Schleifer“ erfolgt keine signifikante Veränderung der Haftfestigkeit.

6. Diskussion

Defekte Restaurationen führen den Patienten häufig mit der Bitte um eine schnelle Wiederherstellung zum Zahnarzt. Erforderlich wird die Reparatur, wenn sie die Überlebenszeit der prothetischen Versorgung, bei feststehendem Ersatz oft auch der Pfeilerzähne, verlängert oder wenn sie bis zu einer Neuanfertigung als Übergangslösung dient. Sie sollte zeitsparend und unkompliziert durchgeführt werden können. Insbesondere Werkstoffe, die im täglichen Gebrauch der Praxis angewendet werden, sind hinsichtlich der geringeren Wahrscheinlichkeit von Verarbeitungsfehlern geeignet. Die teure Anschaffung zusätzlicher Geräte und komplizierte Vorgehensweisen sollten vermieden und nur dann in Erwägung gezogen werden, wenn gleichwertige Alternativen fehlen.

6.1. Reparatur von Kunststoffverblendungen

6.1.1. Reparatur des Verblendkomposits

Kunststoffverblendungen werden heute vorwiegend für Teleskope und in nicht kaufunktionell belasteten Bereichen eingesetzt. Bei Schäden wird der Patient weniger aus funktionellen, sondern mehr aus ästhetischen Gründen den Zahnarzt aufsuchen. Eine Reparatur bereits definitiv eingegliedelter Restaurationen muss auch intraoral durchführbar sein.

Die vorliegenden Untersuchungen zur Reparatur von Verblendkompositen zeigen, dass die Ergebnisse durch materialspezifische Eigenschaften wesentlich beeinflusst werden. In Übereinstimmung mit den Empfehlungen verschiedener Autoren ergeben sich die höchsten Verbundfestigkeiten nach Anschleifen und Silanisieren der Reparaturfläche [Kullmann, 1986; Frenzel und Viohl, 1994]. Die Haftfestigkeit kann bei Signum zusätzlich durch Reparatur mit Sinfony statt Signum gesteigert werden. Dies könnte auf die Tatsache zurückzuführen sein, dass Sinfony gegenüber Signum eine geringere Viskosität und bessere Benetzungsfähigkeit aufweist. Auf den positiven Einfluss einer niedrigen Viskosität wird in der Literatur hingewiesen [Berge et al., 1983; Kullmann, 1986].

Das Silanisieren der mikrostrukturierten Fügefläche bewirkt bei Signum und bei Sinfony eine Steigerung der Verbundfestigkeit. Daraus kann abgeleitet werden, dass nach Aufrauen der Oberfläche über freigelegte silikatische Partikel eine Bindung an die silanisierten Füllstoffe, wie diskutiert wird [Bieniek et al., 1991; Frenzel und Viohl, 1994], tatsächlich stattfindet. Gleichmaßen ist jedoch auch denkbar, dass der benetzende Effekt des Silans zusätzlich an der Verbundfestigkeitssteigerung beteiligt sein könnte.

Die größere Haftfestigkeit der mechanisch konditionierten Oberfläche gegenüber einer nicht mikrostrukturierten Oberfläche bei Signum bestätigt die generelle Empfehlung einiger Autoren, bei Reparaturen eine mechanische Modifizierung der Oberfläche durchzuführen [Kullmann, 1986; Frenzel und Viohl, 1994; Brosh et al., 1997; Wolfart und Kern, 2000].

Ferner ist festzustellen, dass eine mechanische Mikrostrukturierung allein bei Sinfony keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit ausübt. Dies steht in Übereinkunft mit den Schlussfolgerungen einiger Autoren [Lloyd et al., 1980; Marshall et al., 1982; Boyer et al., 1984]. Ursache hierfür sei die nach Bearbeitung geringere Zahl von Methacrylatgruppen, an die der Reparaturkunststoff binden kann [Boyer et al., 1984]. Dessen ungeachtet muss kritisch angemerkt werden, dass dies bei einer Reparatur, also der Verbindung zwischen bereits gealtertem und neuem Komposit, in der Mehrzahl der Untersuchungen nicht berücksichtigt wird. Die Bruchfläche wird immer mechanisch vorbehandelt, da der durch das Mundmilieu veränderte Werkstoff einer Reinigung bedarf [Frenzel und Viohl, 1994]. Da weder für Signum noch für Sinfony ein Abfall der Verbundfestigkeit nach mechanischer Konditionierung zu erwarten ist, steht diesem Arbeitsschritt nichts entgegen.

Im Gegensatz zu Sinfony lässt sich bei Signum die nach alleiniger mechanischer Bearbeitung gemessene Haftfestigkeit signifikant durch Auftragen eines Haftvermittlers, einem ungefüllten Kunststoff, auf die mechanisch mikrostrukturierte Oberfläche, steigern. Der ungefüllte Kunststoff benetzt die Fügefläche, dringt in die Mikrorisse der Kompositoberfläche ein und stellt folglich einen innigen Verbund her, der durch das visköse Reparaturmaterial nicht in gleichem Maße herstellbar ist [Brosh et al., 1997]. Möglicherweise ist in diesem Zusammenhang die niedrigere Viskosität von Sinfony gegenüber Signum dafür verantwortlich, dass eine Steigerung der Verbundfestigkeit nach Auftragen des Haftvermittlers ausbleibt, da das Reparaturmaterial auch ohne Haftvermittler einen ausreichend guten Kontakt zur Reparaturfläche aufbaut.

Allerdings unterscheidet sich die im Versuch durchgeführte Simulation der Reparatur von der klinischen Situation durch die fehlende Alterung des zu reparierenden Kunststoffs im Mundmilieu. Hierzu schreiben Frenzel und Viohl, dass die Lagerung der Prüfkörper in Wasser vor der Reparatur, unabhängig davon, ob jene 24 Stunden oder 3 Monate betrug, zu einer Verringerung der Verbundfestigkeit führt. Da dennoch klinisch vertretbare Festigkeitswerte gemessen werden, kann die Reparatur von Kompositen empfohlen werden [Frenzel und Viohl, 1994].

Die Untersuchungen zeigen, dass durch mechanisches Aufrauen und nachfolgende Silanisierung beziehungsweise bei pastösen Präparaten durch das Auftragen eines ungefüllten Kunststoffes klinisch stabile Haftfestigkeiten erreicht werden. Es ist demzufolge mit in der Praxis vorhandenen Mitteln (Schleifer, flexible Scheiben, Reparaturkomposit, Silanlösung, ungefüllter Kunststoff) und relativ geringem Zeitaufwand möglich, eine defekte Verblendung ästhetisch und funktionell zufriedenstellend zu reparieren. Alternative Verfahren, wie die in der Literatur diskutierte intraorale Silikatisierung der Kompositoberfläche [Bouschlicher et al., 1997], verursachen einen größeren Aufwand und bringen keinen zusätzlichen Nutzen für Patienten und Behandler. Eine Investition in zusätzliche Technologien ist daher nicht zwingend notwendig. Auch die extraorale Reparatur festsitzender Restaurationen als weitere Reparaturvariante kann aufgrund der Invasivität keine vertretbare Möglichkeit darstellen.

6.1.2. Reparatur bei freiliegender Metalloberfläche

Bei freiliegender Metalloberfläche ist intraoral nur die Reparatur mit Kompositen möglich. Bewährte Methoden für die chemische Verbindung zwischen Metall und Komposit sind die anorganischen Verbundverfahren. Diese sind im Mund nicht (Silicoater-, OVS-Verfahren) beziehungsweise nur mit speziellen Geräten (Rocatec-Verfahren) ausführbar. In jüngster Zeit wurden organische Verbundverfahren (Primer) entwickelt. Mit ihnen kann ein stabiler chemischer Verbund zwischen Legierung und Komposit erzeugt werden. Als Reparaturverfahren sind sie jedoch bisher nicht etabliert.

Die Primer Alloy Primer, Targis Link und Metal Primer II zeigen, dass ein stabiler Verbund zwischen Legierung und Komposit erwartet werden kann. Mit allen Primern können Druckscherfestigkeitswerte über 20 MPa erreicht werden. Auch nach Thermozyklisierung der Prüfkörper erweisen sich die Verbunde zwischen Wirobond C beziehungsweise Degunorm und Verblendkomposit als beständig. Für den mit dem Alloy Primer und mit Targis Link hergestellten Wirobond C – Verblendkomposit – Verbund sowie für den Verbund Degunorm – Verblendkomposit mit Targis Link werden zwar nach Thermozyklisierung verglichen mit den Werten nach einem Tag signifikant geringere Werte gemessen, der Abfall der Druckscherfestigkeit ist dabei aber gering. Es werden immer Verbundfestigkeiten über 20 MPa gemessen.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen von Jungwirth und Marx sind dabei kaum legierungsabhängige Unterschiede feststellbar [Jungwirth und Marx, 1998]. Die Konditionierung von Degunorm mit den entsprechenden Primern erzielt nur tendenziell geringere Verbundfestigkeiten im Vergleich zu Wirobond C.

Auch die von Rosentritt et al. im Druckscherversuch nach Alterung ermittelten Ergebnisse zwischen 5 und 10 MPa – Verbindung des Verblendkomposits Thermoresin LC mit einer Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung unter Anwendung des Metal Primer II – unterscheiden sich von den vorliegenden Ergebnissen [Rosentritt et al., 1999]. Diese Autoren weisen darauf hin, dass sich Oberflächenrauigkeiten, unterschiedliche Benetzung der Proben aufgrund differierender Viskosität des Opakers bzw. des Verblendkunststoffs und Hydrolyse sowie thermische Ausdehnungseffekte auf den Verbund auswirken [Rosentritt et al., 1999]. Des Weiteren ist die mechanische Vorbehandlung nicht näher beschrieben und dadurch nicht vergleichbar.

Demgegenüber stimmen die gemessenen Werte für den Metal Primer II mit denen von Göbel et al. überein [Göbel et al., 2000]. Auch die von Ueno et al. für den Metal Primer II

angegebenen Werte um 25 MPa decken sich mit den vorliegenden Haftfestigkeiten [Ueno et al., 1997].

Eine gute Langzeitstabilität messen sowohl Taira et al., die den Verbund des Metal Primer II zu Titan untersuchen, als auch Antoniadou et al., die für den Alloy Primer mit Goldlegierungen sehr gute Haftfestigkeiten (rund 35 – 40 MPa) bestimmen [Taira et al., 1998; Antoniadou et al., 1999]. Auch Yoshida et al. geben für den Metal Primer II in Kombination mit einer Co-Cr-Legierung nach Thermozyklierung Verbundfestigkeiten um 27 MPa an [Yoshida et al., 1997].

Es kann geschlussfolgert werden, dass die untersuchten organischen Verfahren eine Alternative zu den anorganischen Silikatisierungsverfahren (Rocatec; Silicoater; Silicoater MD) darstellen. Unter der Voraussetzung, dass ein Primer und ein Opaker in der Praxis zusätzlich zum praktisch immer vorhandenen Reparaturkomposit angeschafft werden, ist es möglich, eine schnelle und stabile Instandsetzung durchzuführen. Verglichen mit den bewährten anorganischen Verfahren besteht eine weitaus billigere und einfachere Reparaturvariante mittels Primer. Lediglich die Trockenlegung des Arbeitsgebietes muss erfolgen. Eine risikoreiche Entfernung der frakturierten festsitzenden Restauration kann unterbleiben, da eine extraorale Reparatur nicht nötig ist.

Ohne dass klinische Studien vorliegen, kann durch Erfahrungswerte geschlussfolgert werden, dass die nach Alterung gemessenen Verbundfestigkeiten über 20 MPa auch unter Mundbedingungen bei normaler Belastung klinische Langzeiterfolge erwarten lassen [Göbel und Welker, 1996b].

6.2. Keramikreparatur

Bei keramischen Verblendungen muss mit einer durchschnittlichen Defektrate von 3 % gerechnet werden. Der zunehmende Anteil keramischer Verblendungen trägt dazu bei, dass Zahnarzt und Patient häufiger mit solchen Schäden konfrontiert sind. Da meist angestrebt wird, die Reparatur intraoral durchzuführen, ist die Instandsetzung mit dem Originalmaterial ausgeschlossen.

Die Reparatur wird mit Komposit durchgeführt, welches den verlorengegangenen Anteil der Keramik ersetzt beziehungsweise als Befestigungswerkstoff für ein ergänzendes Keramikfragment oder für eine nach Präparation und Abformung im Labor hergestellte Facette dient. Dabei ist immer der Verbund zwischen Keramik und Reparaturkunststoff gefordert.

Die verschiedenen untersuchten Reparaturverfahren zeigen in Abhängigkeit von der verwendeten Keramik abweichende Ergebnisse.

Es bestätigt sich generell für alle untersuchten Keramiken, dass eine mechanische Aufrauung von Vorteil ist, insbesondere unter den klinischen Bedingungen vor der Reparatur, da die Oberfläche stets gereinigt werden muss [Brönnimann et al., 1991; Trushkowsky, 1992; Göbel et al., 1994; Wolfart und Kern, 2000].

Hierfür ist nach den vorliegenden Untersuchungen besonders das Strahlen mit Korund zu empfehlen. Das Aufrauen mit einem Diamantschleifer, wie es von einigen Autoren durchgeführt wird, konnte nur bei der Verblendkeramik (Vita Omega 900) gleichwertige Verbundfestigkeiten wie nach Korundstrahlen erzielen [Jochen und Caputo, 1977; Brönnimann et al., 1991]. Die geringere Haftfestigkeit nach Konditionierung der Glaskeramikoberfläche mit Diamantschleifer statt durch Korundstrahlen stimmt mit den Ergebnissen von Edelhoff und Marx überein [Edelhoff und Marx, 1995]. Möglicherweise spielen hierfür das Entstehen einer Trümmerschicht oder die Körnung des Diamantschleifers eine Rolle.

Für das Ätzen der korundgestrahlten Oberfläche mit Flusssäure mit nachfolgender Silanisierung [Edelhoff und Marx, 1995] kann gegenüber der korundgestrahlten und silanisierten Keramikoberfläche kein verbundverbessernder Effekt nachgewiesen werden.

Nach Säurekonditionierung ergeben sich für den Verbund zwischen der Verblendkeramik (Vita Omega 900) und dem Reparaturkomposit Haftfestigkeiten, die sich nicht signifikant von der Vorbehandlung durch Korundstrahlen und Silan unterscheiden. Da die Arbeitsschritte Strahlen mit Korund und Silanisieren auch beim Ätzen vorgenommen werden müssen, ist es

aus ökonomischer Sicht nicht empfehlenswert, das Auftragen einer Säure durchzuführen. Durch diese Chemikalien wird der Patient gefährdet und die Umwelt belastet [Moore und Manor, 1982; Edelhoff und Marx, 1995]. Erschwerend kommt hinzu, dass das Ätzen mit Flusssäure bei der Vollkeramik und bei der Zirkonoxidkeramik signifikant geringere Verbundfestigkeiten erzielt als alleiniges Korundstrahlen in Kombination mit Silanisieren. Der deutliche Abfall der Druckscherfestigkeit nach Ätzen im Vergleich zum Korundstrahlen und nachfolgendem Silanisieren bei der Gerüstkeramik ist begründet durch die Tatsache, dass Zirkonoxid nicht durch HF angeätzt werden kann.

Übereinstimmend mit den Empfehlungen und Untersuchungen verschiedener Autoren zeichnet sich für die silikathaltige Voll- und Verblendkeramik ab, dass das Strahlen mit Korund und anschließendes Silanisieren zu akzeptablen Haftfestigkeiten (> 20 MPa) führt [Brönnimann et al., 1991; Göbel et al., 1994; Wolfart und Kern, 2000]. Bei der Zirkonoxidkeramik werden dagegen lediglich Werte um 14 MPa erreicht.

Wie in der Literatur angegeben [Edelhoff und Marx, 1995] können die besten Resultate durch Anwendung des Silicoater- oder Rocatec-Verfahrens erzielt werden, wobei graduelle Unterschiede bezüglich der Keramiken deutlich werden. Während die Anreicherung der Oberfläche mit Silikaten bei der Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) keine Verbesserung der Haftfestigkeit erzielt, sind Verbundfestigkeitssteigerungen bei der Verblendkeramik (Vita Omega 900) und bei der Zirkonoxidkeramik nachweisbar. Die deutlichste Erhöhung der Haftfestigkeit ist bei der Zirkonoxidkeramik zu verzeichnen, bei der ein Anstieg von rund 14 MPa (Mittelwert der Versuchsreihe „Korundstrahlen und Silan“) auf 29 MPa erfolgt. Die Gründe für dieses differente Verhalten der Werkstoffe sind in der Zusammensetzung der Keramiken zu suchen [Bieniek et al., 1991]. Besteht bereits eine silikatreiche Oberfläche, kann auch durch zusätzliches Aufbringen von Silikatpartikeln die Quantität der Bindungsplätze nicht weiter gesteigert werden. Bei silikatlosen Oberflächen wie bei der Zirkonoxidkeramik kann durch Silikatisieren der Oberfläche die Zahl der Bindungen an das Silan vervielfacht und somit die Verbundfestigkeit erhöht werden.

Eine optimale Konditionierung der Verblendkeramik (Vita Omega 900) ist mit der Silikatisierung durch das Rocatec- oder Silicoater-Verfahren zu erreichen. Das Rocatec-Verfahren ist durch speziell entwickelte Geräte wie Co Jet (3M Espe) oder Microetcher (Danville Engineering Inc.) intraoral anwendbar. Für das Silicoater-Verfahren werden handliche Geräte angeboten, die aber aufgrund der Temperaturentwicklung nur extraoral benutzt werden können. Da sich bei der Verblendkeramik (Vita Omega 900) keine Unterschiede zwischen beiden Verfahren finden, sollte das Rocatec-Verfahren bevorzugt

werden. Niedrigere aber dennoch ausreichend hohe Haftfestigkeitswerte entstehen durch mechanisches Aufrauen mittels Korundstrahlen.

Bei der Vollkeramik (Vita Blocs Mark II) sind die besten Resultate nach Korundstrahlen und Silanisierung zu erwarten. Ähnliche Druckscherfestigkeiten werden zwar auch nach Anwendung des Rocatec-Verfahrens erzielt, hinsichtlich des erforderlichen apparativen Aufwandes besteht jedoch kein Anlass, dieses Verfahren zu bevorzugen.

Problematischer gestaltet sich die Reparatur von Zirkonoxidkeramiken im klinischen Alltag. Verbundfestigkeiten über 14 MPa (Mittelwert der Veruchsreihe „Korundstrahlung und Silan“) bzw. 16 MPa (Mittelwert für Rocatecstrahlung) werden nur durch das Silicoater-Verfahren möglich, was eine intraorale Anwendung ausschließt. Für den mit diesem Problem konfrontierten Zahnarzt ergibt sich nun die Schwierigkeit, zu entscheiden, ob 14 MPa bzw.

16 MPa, die am Behandlungsstuhl erreicht werden können, für eine Dauerbelastung ausreichend stabil sind oder ob nicht gegebenenfalls die Entfernung der Arbeit notwendig wird. Eine Mindestdruckscherfestigkeit für Materialverbunde in vivo kann nur empirisch angegeben werden, da viele Bedingungen der Mundhöhle auch in Dauerbelastungstests nur unzureichend erfasst werden können. Es werden zwar Scherfestigkeiten von 8-10 MPa als klinisch ausreichend angegeben [Ludwig, 1996], es sollte dennoch in Abhängigkeit von der zu erwartenden Belastung der Fügeflächen für oder gegen eine Reparatur entschieden werden.

6.3. Prothesenreparatur

Wie die Statistiken aus England und Wales beispielhaft zeigen, stellen Prothesenbrüche ein häufiges Ereignis in der Praxis dar. Der Prothesenträger ist dabei dringend auf eine Wiederherstellung des Funktionszustandes angewiesen. Provisorisch oder dauerhaft kann mit einer Reparatur der Urzustand wieder hergestellt werden. Einer Neuanfertigung, die zu Adaptionproblemen führen kann, steht vor allem der ältere Patient eher kritisch gegenüber.

Die Untersuchungen zur Reparatur von Prothesenkunststoff zeigen, dass deutliche Unterschiede in der Konditionierung des Prothesenbasiskunststoffs und des Prothesenzahnes bestehen und dass ein Vorbehandeln der Oberfläche erforderlich ist, um einen dauerhaften Verbund zu etablieren.

Mit den unterschiedlichen Fügeflächenvorbehandlungen des Prothesenbasismaterials PalaXpress wurden in allen Versuchsreihen sehr gute Scherfestigkeiten (>20 MPa) erreicht. Das Autopolymerisat kann also prinzipiell zur Reparatur verwendet werden, was die Empfehlungen verschiedener Autoren bestätigt [Caesar, 1984; Stipho und Stipho, 1987; Vallittu, 1996; Welker, 1996].

Auch ohne jegliche Vorbehandlungsmaßnahmen werden schon Werte um 25 MPa gemessen, was wahrscheinlich darauf zurückzuführen ist, dass an neu hergestellte, nicht gealterte Proben aus PMMA, ohne Zwischenlagerung in Wasser, MMA/PMMA Kunststoffteig anpolymerisiert wurde.

Die besten Haftfestigkeiten erzielt dabei die Bearbeitung der Oberfläche mit einem Schleifer mit oder ohne Monomerbenetzung. Ein generell verbundfestigkeitssteigernder Einfluss des Monomers, wie er in der Literatur diskutiert wird, wird nicht deutlich [Olvera und Rijk, 1994; Lewinstein et al., 1995].

Möglicherweise ist der Grund für das Ausbleiben dieses Effektes darin zu sehen, dass der relativ flüssig aufgetragene Kunststoff bereits eine gute Benetzung und Penetration des MMA sichert. Das im Kunststoff enthaltene Monomer löst den zu reparierenden Kunststoff an, übernimmt also die Funktion des zusätzlich aufgetragenen Monomers [Janda, 1992a]. Auch beim Verbinden unterschiedlicher Prothesenkunststoffe mit „Kallocryl neu“ (Speiko Münster) wird festgestellt, dass bei flüssiger Konsistenz des Reparaturkunststoffes, also einem höheren Monomergehalt, höhere Haftfestigkeiten zu erzielen sind [Güntzer und Wohlfahrt, 2003].

Trotz der guten Druckscherfestigkeiten ohne Mikrostrukturierung sollte zu Reinigungszwecken die Oberfläche mechanisch bearbeitet werden. Eine korundgestrahlte Reparaturfläche führt den Untersuchungen zufolge zu einer geringeren Verbundfestigkeit als

eine durch Schleifer bearbeitete Reparaturfläche. Möglicherweise werden Korundstrahlpartikel in den Kunststoff imprägniert, was die Bildung eines interpenetrierenden Netzwerkes stört.

Der Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasismaterial ohne Konditionierung der Fügefläche führt nicht zu ausreichend hohen Druckscherfestigkeiten. Die Ursache hierfür ist im hohen Vernetzungsgrad der Labialfläche des Zahnes, an die der Kunststoffzylinder angebracht wurde, zu sehen. Ein Anlösen des Kunststoffs durch Monomer, das die Ausbildung eines interpenetrierenden Netzwerkes ermöglicht, ist durch die starke Vernetzung erschwert. Im Gegensatz zum Verbund zwischen Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff wird eine zwar nicht ausreichende aber dennoch registrierbare Steigerung der Verbundfestigkeit erreicht, wenn die nicht aufgeraute Oberfläche mit Monomer infiltriert wird. Ein Anlösen durch Monomer scheint also stattzufinden. Wahrscheinlich reicht hierfür aber die Kontaktzeit des noch nicht auspolymerisierten Reparaturkunststoffs mit der Fügefläche nicht aus, so dass erst nach separatem Einwirken des Monomers (im Versuch 3 min) ein Effekt auf die Haftfestigkeit nachweisbar ist.

Als optimale Konditionierung des Prothesenzahnes erweist sich die mittels Schleifer aufgeraute Oberfläche. Das zusätzliche Aufstreichen eines Monomers auf die beschliffene Oberfläche [Janda 1992b] erzielt im Gegensatz zur unbehandelten Oberfläche keine Verbesserung des Verbundes. Möglicherweise ist auch hierfür der niedrigvisköse Kunststoff verantwortlich, der die Reparaturfläche anlöst und somit das zusätzliche Auftragen eines Monomers unnötig macht. Begünstigend wirkt sich aus, dass die verwendeten handelsüblichen Prothesenzähne zwar an der Oberfläche stark vernetzt sind, dass aber ein gering vernetzter Kern sowie eine unvernetzte Basis besteht, die die Diffusion des MMA aus dem aufgetragenen Kunststoffteig in dem Kunststoffzahn nach Aufrauung ermöglicht.

Außerdem birgt die Monomerbenetzung den Nachteil, dass es zu einer Craquelierung des Kunststoffzahnes kommen kann.

Da davon ausgegangen werden kann, dass die heute hauptsächlich verwendeten Kunststoffzähne an ihrer Basis einen geringeren Vernetzungsgrad aufweisen, dass durch Schleifen allein bereits hohe Verbundfestigkeiten erzielt werden und dass im labortechnischen Ablauf Prothesenzähne außerdem makromechanisch verankert werden, kann auf eine Monomerbenetzung verzichtet werden.

Sowohl für den Verbund zwischen Prothesenbasiskunststoff und Prothesenbasiskunststoff als auch für den Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenbasismaterial werden nach optimaler Konditionierung hohe Druckscherfestigkeiten nach 24 Stunden und nach

Thermozyklierung bestimmt. Es kann davon ausgegangen werden, dass die erprobten Verfahren hinsichtlich Scherbeanspruchung mundbeständig sind.

Allerdings werden solche Verbunde im Mund kaum auf Scherung beansprucht, sondern vorwiegend auf Biegung. Insofern ist eine Optimierung des Versuchsaufbaus gefragt. Nach DIN EN ISO 3336 wird für den Verbund zwischen Kunststoffzahn und Prothesenmaterial ein zu wenig standardisierter Versuchsaufbau vorgeschrieben. Bei Prüfung des genannten Verbundes besteht keine definierte Größe der Fügefläche [Güntzer und Wohlfahrt, 2003], so dass keine genaue Angabe der Messergebnisse in Kraft pro Fläche möglich ist. Auch diese Autoren führten deshalb Untersuchungen mit dem Druckscherversuch an standardisierten Fügeflächen aus. Generell fanden sie als beste Konditionierung zwischen Prothesenzahn und Prothesenbasismaterial bei der Prüfung nach DIN EN ISO 3336 das Strahlen mit Korund und nachträglicher Monomerbenetzung. Im Druckscherversuch zeigte sich hingegen, dass das Strahlen mit Korund ausreicht.

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass eine mechanische Vorbehandlung anzuraten ist. Des Weiteren sollte der nach Herstellerangaben verarbeitete Reparaturkunststoff eine eher flüssige Konsistenz aufweisen. Es ist möglicherweise ratsam, bei monomerarmen Reparaturkunststoffen doch eine zusätzliche Infiltration mit Monomer durchzuführen. Dabei ist stets darauf zu achten, dass nur die Anteile des Zahnes mit Monomer benetzt werden, die später in Kunststoff gefasst werden.

Wie bei jeder Reparatur sollten mögliche Ursachen behoben werden, die gegebenenfalls zu einer Refrakturierung führen könnten. Insbesondere sind hier die Passfähigkeit und der Sitz der Prothese zu kontrollieren.

7. Schlussfolgerungen

Verschiedene zahnärztlich relevante Werkstoffe wurden hinsichtlich ihrer Reparaturfestigkeit mittels Druckscherversuch untersucht. Aus den Ergebnissen lassen sich folgende klinische Hinweise ableiten.

Bei Vorliegen eines **Defektes an einer Kunststoffverblendung** ohne freiliegende Metalloberfläche kann die Reparatur mit einem Verblendkomposit durchgeführt werden. Die Oberfläche muss hierzu aufgeraut werden, um eine Reinigung der Oberfläche und ausreichende Verbundfestigkeit zu erzielen. Eine Silanisierung der mechanisch mikrostrukturierten Oberfläche ist empfehlenswert, da der Verbund zusätzlich gefestigt wird. Bei pastösen Präparaten scheint das Auftragen eines ungefüllten Kunststoffes als Haftvermittler gleichwertig zur Anwendung einer Silanlösung. Bei jeglicher Verwendung von Haftvermittlern ist auf eine suffiziente Trockenlegung zu achten, um den Verbund nicht zu schwächen. Bei unbekanntem Fabrikat kann die Reparatur problemlos mit einem anderen Verblendkomposit durchgeführt werden. Die Verwendung eines niedrigviskösen Reparaturkunststoffs sollte angestrebt werden, da hiermit sehr hohe Verbundfestigkeiten erzielt werden, was auf die gute Benetzung der Reparaturfläche zurückzuführen sein kann. Einschränkend muss angefügt werden, dass bei niedrigviskösen Kunststoffen aufgrund des geringeren Füllstoffanteils eine niedrigere Abrasionsfestigkeit vorliegt.

Die Reparatur einer **Verblendung mit freigelegter Metalloberfläche** erfordert die Konditionierung des Metalls. Grundsätzlich stehen hierfür anorganische und organische Verfahren zur Verfügung. Aufgrund ähnlich hoher Verbundfestigkeiten der Systeme ist es empfehlenswert, besonders in Hinsicht auf die einfachere und rationellere intraorale Durchführbarkeit, die Reparatur mit einem organischen Verfahren durchzuführen. Dabei sollte immer zuvor die Metalloberfläche aufgeraut werden, um eine Säuberung der Oberfläche und ausreichende Retention zu erzielen. Nachfolgend wird der Primer aufgetragen. Die Verbundfestigkeit zwischen Primer und Metall kann in Abhängigkeit von den funktionellen Gruppen des Primers und den Eigenschaften des Metalls legierungsabhängig sein. Da aber trotz geringer Legierungsabhängigkeit ausreichend hohe Verbundfestigkeiten (>20 MPa) erreicht werden, die auch bei künstlicher Alterung stabil bleiben, kann mit allen derzeit für Legierungs-Kunststoff-Verbunde verfügbaren Primern ein klinisch stabiler Verbund erzielt werden.

Bei **Reparaturen von Keramikverblendungen mit Komposit** muss die Zusammensetzung der Keramik Beachtung finden.

Bei *Verblendkeramiken* (Glaskeramiken auf Silikatbasis) wird eine optimale Verbundfestigkeit erreicht, wenn die Keramikoberfläche silikatisiert und anschließend silanisiert wird. Das Rocatec-Verfahren ist unter zu Hilfenahme spezieller Strahlgeräte intraoral anwendbar im Gegensatz zum Silicoater-Verfahren, das immer nur extraoral angewendet werden kann. Sind beide Systeme nicht verfügbar, werden durch mechanisches Aufrauen mittels Korundstrahlen, Diamantschleifer oder Ätzen mit Flusssäure und jeweils nachfolgende Silanisierung geringere aber dennoch ausreichend hohe Verbundfestigkeiten erreicht. Das Ätzen mit Flusssäure sollte nur unter größtmöglicher Vorsicht und Verwendung von Kofferdam erfolgen. Zum Schutz der Nachbarrestaurationen und -zähne ist das Anlegen von Kofferdam auch bei jeglicher Anwendung von Strahlgeräten unverzichtbar.

Um eine hohe Verbundfestigkeit zwischen *Vollkeramik* (Glaskeramik auf Silikatbasis) und Reparaturkunststoff zu erreichen, ist es zunächst unerlässlich, die Oberfläche aufzurauen. Sehr gute Resultate werden erzielt, wenn dies mittels Korund- oder Rocatecstrahlen durchgeführt wird und eine Silanisierung der Oberfläche angeschlossen wird. Eine zusätzliche Ätzung mit Säuren erzielt keine Vorteile und sollte auch aus Vorsicht unterbleiben. Im Vergleich zu korundgestrahlter oder mittels Rocatec bearbeiteter Oberfläche ist die Aufrauung mittels Diamantschleifer nicht empfehlenswert. Positiv wirkt sich die Behandlung der Oberfläche mittels Air-Flow-Gerät aus. Es ist jedoch fraglich, ob der gewünschte Reinigungseffekt ausreichend ist.

Beim Vorliegen einer defekten *Gerüstkeramik* (auf Zirkonoxidbasis) ist die Konditionierung mittels Silicoater-Verfahren geeignet. Allerdings schränkt die obligate extraorale Verwendungsmöglichkeit des Systems dessen Anwendbarkeit ein. Die intraorale Vorbereitung der Reparaturfläche mittels Rocatec-Verfahren oder Strahlen mit Korund und anschließender Silanisierung führt demgegenüber zu niedrigeren Haftfestigkeiten (15 MPa). Das Beschleifen der Oberfläche mit einem Diamantinstrument (Körnung 30 µm) erzielt keine ausreichende Verbundfestigkeit. Die mittels Rocatec- und Silicoater-Verfahren erreichten Verbundfestigkeiten bleiben durch künstliche Alterung unbeeinflusst und weisen auf eine gute Mundbeständigkeit hin.

Bei unbekannter defekter Keramik kann zusammenfassend festgestellt werden, dass durch Anwendung des Silicoater- oder Rocatec-Verfahrens oder durch Korundstrahlen der

Keramikoberfläche und nachfolgende Silanisierung ausreichend hohe Verbundfestigkeiten erzielt werden können.

Bei **Reparaturen an Prothesen** aus PMMA werden prinzipiell auch ohne mechanische Bearbeitung hohe Festigkeiten zwischen chemisch gleichartigem Reparaturkunststoff und Prothesenbasiskunststoff erreicht. Trotzdem sollte eine Aufrauung im Sinne der Reinigung und der Bruchspalterweiterung erfolgen. Ein zusätzliches Benetzen der Fügeflächen mit Monomer ist nach den vorliegenden Untersuchungen nicht von Vorteil, da bereits ein Anlösen des Kunststoffs durch den niedrigviskösen Reparaturkunststoff erfolgt. Wird bei der Reparatur jedoch nicht mit flüssigem Kunststoff, sondern mit teigartiger Konsistenz gearbeitet, ist sicher die Benetzung mit Monomer zweckmäßig.

Bei Reparaturen, die die Eingliederung eines Zahnes in den Zahnersatz erfordern, wird die Oberfläche des Zahnes mittels Schleifer aufgeraut. Eine nachfolgende Benetzung mit Monomer steigert die Verbundfestigkeit nicht. Entweder ist das Monomer durch die Vernetzung des Zahnkunststoffes unwirksam oder es ist die gute Benetzung der Oberfläche durch den fließfähigen Reparaturkunststoff ausreichend.

8. Literaturverzeichnis

1. Ahlers MO und Platzer U (1995) Scherfestigkeiten bei repariertem Kompositkunststoff unter verschiedenen Versuchsbedingungen.
Dtsch Zahnärztl Z 50: 821-823
2. Aida M, Hayakawa T and Mizukawa K (1995) Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. J Prosthet Dent 73: 464-470
3. Andreopoulos AG and Polyzois GL (1994) Repair of denture base resins using visible light-cured materials. J Prosthet Dent 72: 462-468
4. Andreopoulos AG, Polyzois GL and Demetriou PP (1991) Repairs with visible light-curing denture base materials. Quintessence Int 22: 703-706
5. Antoniadou M, Kern M and Strub JR (1999) Bond strength to high precious alloys using a new metal primer. J Dent Res 78, IADR abstracts, abstract No. 3394
6. Appeldoorn RE, Wilwerding TM and Barkmeier WW (1993) Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation porcelain repair systems.
J Prosthet Dent 70: 6-11
7. Azarbal P, Boyer DB and Chan KC (1986) The effect of bonding agents on the interfacial bond strength of repaired composites. Dent Mater 2:153-155
8. Bailey LR (1975) Denture repairs. Dent Clin North Am 19: 357-366
9. Bakland LK (1972) Replacing porcelain veneers in the mouth.
Quintessence Int 3: 45-49
10. Bello JA, Myers ML, Graser GN and Jarvis RH (1985) Bond strength and microleakage of porcelain repair materials. J Prosthet Dent 54: 788-791
11. Berge M (1983) Bending strength of intact and repaired denture base resins.
Acta Odontol Scand 41: 187-191
12. Bertolotti RL, Lacy AM and Watanabe LG (1989) Adhesive monomers for porcelain repair. Int J Prosthodont 2: 483-489
13. Beyli MS and von Fraunhofer JA (1980) Repair of fractured acrylic resin.
J Prosthet Dent 44: 497-503
14. Beyli MS and von Fraunhofer JA (1981) An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent 46: 238-241
15. Bieniek K, Marx R und v. Mulert C (1991) Systeme zur intraoralen Reparatur von keramischen Verblendungen - eine in-vitro Studie zur Haftfestigkeit.
ZWR 100: 848-852

16. Bouschlicher MR, Reinhardt JW and Vargas MA (1997) Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent* 10: 279-283
17. Boyer DB, Chan KC and Reinhardt JW (1984) Build-up and repair of light-cured composites: Bond strength. *J Dent Res* 63: 1241-1244
18. Boyer DB, Chan KC and Torney DL (1978) The strength of multilayer and repaired composite resin. *J Prosthet Dent* 39: 63-67
19. Breustedt A (1963) Einige Hinweise über Reparaturmöglichkeiten bei festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Stomat* 13: 113-122
20. Brosh T, Pilo R, Bichacho N and Blutstein R (1997) Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Prosthet Dent* 77: 122-126
21. Brönnimann R, Fritzsche T und Schärer P (1991) Porzellanreparaturen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101: 763-769
22. Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (Hrsg.): *Das Dental Vademecum 7*. Dt. Zahnärzterverlag DÄV-Hanser Köln München 2001
23. Caesar HH (1984) Wiederherstellung der Funktion partieller Prothesen. *Dent Labor* 32: 185-196
24. Cardoso AC and Spinelli Filho P (1994) Clinical and laboratory techniques for repair of fractured porcelain in fixed prostheses: A case report. *Quintessence Int* 25: 835-838
25. Clancy JMS and Boyer DB (1989) Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 61: 457-462
26. Coornaert J, Adriaens P and De Boever J (1984) Long-term clinical study of porcelain- fused-to-gold restorations. *J Prosthet Dent* 51: 338-342
27. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D and Roberson TM (1989) Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater* 5: 417-424
28. Dar-Odeh NS, Harrison A and Abu-Hammad O (1997) An evaluation of self-cured and visible light-cured denture base materials when used as a denture base repair material. *J Oral Rehabil* 24: 755-760
29. Darbar UR, Huggett R and Harrison A (1994) Denture fracture – a survey. *Br Dent J* 176: 342-345
30. Davis WH, Goodacre CJ, Van Roekel NB and Dykema RW (1980) A method of repairing metal-ceramic restorations. *J Irish Dent Assoc* 26: 14-15

31. Deutsche Gesellschaft für Ästhetische Zahnheilkunde e.V. (2001) Stellungnahme zur Kombinierbarkeit unterschiedlicher Komposit-Materialien. zm 91: 602
32. Dyer RA and Howlett JA (1994) Dimensional stability of denture bases following repair with microwave resin. J Dent 22: 236-241
33. Edelhoff D und Marx R (1995) Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 50: 112-117
34. Edelhoff D, Marx R und Spiekermann H (1998) Reparatur abgeplatzter Verblendungen durch intraorale Silikatisierung – eine In-vitro-Untersuchung. Dtsch Zahnärztl Z 53: 115-119
35. Edelhoff D, Marx R, Yildirim M und Spiekermann H (1999) Klinische Einsatzmöglichkeiten der intraoralen Silikatisierung. Dtsch Zahnärztl Z 54: 745-752
36. Edelhoff D, Abuzayeda M, Yildirim M, Spiekermann H und Marx R (2000) Adhäsion von Kompositen an hochfesten Strukturkeramiken nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 55: 617-623
37. Frenzel C (1993) Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul von neun zahnärztlichen Compositen bei Schichttechnik oder Reparatur. Zahnmed Diss FU Berlin
38. Frenzel C und Viohl J (1994) Biegefestigkeit von neun Kompositen in Abhängigkeit von verschiedenen Reparaturverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 49: 729-732
39. Gehre G (1996) Keramische Werkstoffe. In Eichner K, Kappert HF Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Hüthig Heidelberg
40. Geis-Gerstorfer J (1996) Nichtedelmetallegierungen. In Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Hüthig Verlag Heidelberg
41. Geis-Gerstorfer J und Frank G (1986) Besserer Verbund durch Silanisieren: Ein Fortschritt in der dentalen Technologie. Dent Labor 34:1543-1546
42. Göbel R und Welker D (1996a) Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin. Dent Labor 44: 2045-2052
43. Göbel R und Welker D (1996b) Legierungs-Kunststoff-Verbunde in der Zahnmedizin - experimentelle Stressung und Prüfung. Swiss Dent 11 : 22-28
44. Göbel R und Musil R (1998) Verblendkunststoffe. In Meiners H, Lehmann KM (Hrsg.) Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Carl Hanser München, Wien
45. Göbel R und Welker D (1999) Etablierte und neuentwickelte Metall-Kunststoffverbundverfahren im experimentellen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z 54: 644-647

46. Göbel R und Welker D (2000) Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. Quintessenz Zahntech 26:733-743
47. Göbel R und Welker D (2001) Organische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren. Quintessenz Zahntech 27: 197-203
48. Göbel R, Welker D und Hilpert M (2000) Verbundfestigkeit zwischen Galvanogold und Verblendwerkstoffen. Dent Labor 48: 1801-1805
49. Göbel R, Welker D und Musil R (1994) Keramikkonditionierung für Eingliederung und Reparatur. Dtsch Zahnärztl Z 49: 629-631
50. Grajower R and Goultchin J (1984) The transverse strength of acrylic resin strips and of repaired acrylic samples. J Oral Rehabil 11: 237-247
51. Güntzer P und Wohlfarth S (2003) Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen von Prothesen- und Unterfütterungskunststoffen. Zahnmed Diss Jena
52. Guggenberger R (1989) Das Rocatec-System – Haftung durch tribochemische Beschichtung. Dtsch Zahnärztl Z 44: 874-876
53. Harrison A, Belton EL and Meades K (1977) Do self-curing acrylic resin repairs gain strength with age? J Dent 5: 334-338
54. Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Perdigao J, Vanherle G, Van Meerbeck B, Frankenberger R und De Munck J (2001): Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für die Praxis. 3M ESPE, Seefeld
55. Janda R (1996) Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In Eichner K, Kappert HF (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Hüthig Heidelberg
56. Janda R (1992a) Kleben und Klebetechniken. Teil 1: Allgemeine Prinzipien der Klebetechnik. Dent Labor 40: 409-415
57. Janda R (1992b) Kleben und Klebetechniken. Teil 2: Adhäsiv-Systeme für Zahntechnik und Zahnmedizin. Dent Labor 40: 615-628
58. Jochen DG and Caputo AA (1977) Composite resin repair of porcelain denture teeth. J Prosthet Dent 38: 673-679
59. Johnston EP, Nicholls JI and Smith DE (1981) Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. J Prosthet Dent 46: 478-483
60. Jungwirth F und Marx R (1998) Haftfestigkeit innovativer Metallprimer für den Metall-Kunststoff-Verbund. Dtsch Zahnärztl Z 53: 269-271

61. Kamann WK und Gängler P (2000) Füllungsreparatur und Reparaturfüllung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 110: 1055 - 63
62. Kamann WK (2002) Flicker oder gleich ganz neu. zm 92: 36-40
63. Kappert HF (1998) Vollkeramischer Zahnersatz. In Meiners H, Lehmann KM (Hrsg.) Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Carl Hanser München, Wien
64. Kappert HF (1999a) Metalle in der Zahnmedizin und ihre Verarbeitung aus klinischer Sicht. In Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum Prothetik. Quintessenz, Berlin
65. Kappert HF (1999b) Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum Prothetik. Quintessenz, Berlin
66. Körber KH und Ludwig K (1993) Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Thieme Stuttgart
67. Kullmann W (1986) Zur Frage der Reparatur-Möglichkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 41: 200-203
68. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG and Dellinges M (1988) Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. J Prosthet Dent 60: 288-291
69. Leibrock A, Reinthaler M, Rosentritt M, Behr M und Handel G (1998) In-vitro-Studie zur Verbundfestigkeit der Verblendsysteme Targis/Targis Link und Visio Gem/Rocatec. Dtsch Zahnärztl Z 53: 286-291
70. Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M und Handel G (1999) In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. J Oral Rehabil 26: 130-137
71. Lenz E und Künzel W (1994) Die zahnärztlich-prothetische Betreuung der Senioren generation – Ergebnisse und Konsequenzen epidemiologischer Studien. Quintessenz Zahntech 20: 1179-1201.
72. Lewinstein I, Zeltser C, Mayer CM and Tal Y (1995) Transverse bond strength of repaired acrylic resin strips and temperature rise of dentures relined with VLC reline resin. J Prosthet Dent 74: 392-399
73. Lloyd CH, Baigrie DA and Jeffrey IW (1980) The tensile strength of composite repairs. J Dent 8: 171-177
74. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ and Alexander B (1992) An investigation of the composite resin/porcelain interface. Austral Dent J 37: 12-19
75. Ludwig K (1996) Metall-Kunststoff-Verbundsysteme. In Eichner K, Kappert HF (Hrsg.) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Hüthig Heidelberg

76. Ludwig K und Behrens E (1997) Untersuchungen zur Verbundfestigkeit eines innovativen Verblendsystems mit dem Ceromer Targis.
Quintessenz Zahntech 23: 1359-1368
77. Marshall TD, Murrey AJ and Norling BK (1982) Shear bond strength of additions of composite resin. J Dent Res 61: 302 Abstr No.1115
78. Marx R, Stoß T und Herrmann M (1991) Keramikreparatur – haften Reparaturkunststoffe ausreichend ? Dtsch Zahnärztl Z 46: 194-196
79. Matsumura H, Tanaka T and Atsuta M (1997) Bonding of silver-palladium-copper-gold alloy with thiol derivative primers and tri-n-butylborane initiated luting agents.
J Oral Rehabil 24: 291-296
80. Mc Connell RJ (1984) A method of repairing metal-ceramic pontics.
J Ir Dent Assoc 30: 37-38
81. Miranda FJ, Duncanson MG and Dilts WE (1984) Interfacial bonding strengths of paired composite systems. J Prosthet Dent 51: 29-32
82. Moore PA and Manor RC (1982) Hydrofluoric acid burns.
J Prosthet Dent 47: 338-339
83. Moradians S, Fletcher AM, Amin WM, Ritchie GM, Purnaveja J and Dodd AW (1982) Some mechanical properties including the repair strength of two self-curing acrylic resins. J Dent 10: 271-280
84. Nelson E and Barghi N (1989) Effect of APF Etching Time on Resin Bonded Porcelain. J Dent Res 68: 271 Abstr. No. 716
85. Niedermeier W, Proano P, Özcan M, Mayer B, Nergiz I und Pfeiffer P (1998) Enorale Reparaturen mit tribochemischen Verbund. zm 88: 954-957
86. Newburg R and Pameijer CH (1978) Composite resins bonded to porcelain with silane solution. J Am Dent Assoc 96: 288-291
87. Olvera N and de Rijk WG (1994) Effect of surface treatments on the repair strength of a light-activated denture repair resin using censored data. Dent Mater 10: 122-127
88. Polyzois GL, Handley RW and Stafford GD (1995) Repair strength of denture base resins using various methods. Eur J Prosthodont Rest Dent 3: 183-186
89. Pröbster L (1992) Untersuchung zur Scherfestigkeit des In-Ceram-Kunststoff-Verbundes. Dtsch Zahnärztl Z 47: 292-294
90. Rivera-Morales WC, Knoernschild KL and Allen JD (1992) Pontic repair of a porcelain-fused-to-metal fixed partial denture with a castable ceramic material.
Quintessence Int 23: 543-545

91. Rosentritt M, Behr M, Lang R und Handel G (1999) Verbundfestigkeit von Verblendkompositen auf Metallgerüsten. Dtsch Zahnärztl Z 54: 651-652
92. Ruffino AR (1985) In-office permanent denture base correction technique. J Prosthet Dent 53: 437-439
93. Rupp NW, Bowen RL and Paffenbarger GC (1971) Bonding cold curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. J Am Dent Assoc 83: 601-606
94. Rzanny A und Welker D (1993) Biegefestigkeitsprüfungen an Composites im methodischen Vergleich. Quintessenz Zahntech 19, 1467-1473
95. Schmidt V (1990) Verweilzeit-Analyse von metallkeramischen Verblendungen. Dtsch Zahnärztl Z 45, 329-331
96. Schwickerath H (1980) Wasseraufnahme von Kunststoffen im Langzeitversuch. Dtsch Zahnärztl Z 35: 931-933
97. Shen C, Colaizzi FA and Birns B (1984) Strength of denture repairs as influenced by surface treatment. J Prosthet Dent 52: 844-848
98. Simonsen RJ and Calamia JR (1983) Tensile bond strength of etched porcelain. J Dent Res 62: 297 Abstr. No.1154
99. Sindel J, Pelka M und Petschelt A (1994) Ätzbarkeit von VMK-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 49: 942-945
100. Söderholm KJM (1986) Flexure strength of repaired dental composites. Scand J Dent Res 94: 346-349
101. Söderholm KJM (1988) Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen. Phillip J 6: 323-328
102. Söderholm KJM und Roberts MJ (1990) Influence of water exposure on the tensile strength of composites. J Dent Res 69: 1812-1816
103. Söderholm KJM and Roberts MJ (1991) Variables influencing the repair strength of dental composites. Scand J Dent Res 99: 173-180
104. Spahr A, Frehse H und Haller B (2003) Komposithaftung an Inlays und Inserts aus Glaskeramik: Einfluß des Haftvermittlers. Dtsch Zahnärztl Z 58: 83-87
105. Stein WE (1993) A method of repairing fractured porcelain fired to metal bridges using 4-Meta resin cement. Northwest Dent 72: 26-27
106. Stipho HD and Stipho AS (1987) Effectiveness and durability of repaired acrylic resin joints. J Prosthet Dent 58: 249-253
107. Strub JR, Stiffler S and Schärer P (1988) Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. Quintessence Int 19: 215-222

108. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (1998) Einführung in die Adhäsivprothetik. In Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (Hrsg.): Curriculum Prothetik. Quintessenz, Berlin
109. Taira Y, Yoshida K, Matsumura H and Atsuta M (1998) Phosphate and thiophosphate primers for bonding prosthodontic luting materials to titanium. *J Prosthet Dent* 79: 384-388
110. Tang JMW, Gordon SR and Sherman R (1989) A method of repairing porcelain-fused-to-metal pontics. *Gen Dent* 37: 44-46
111. Tau S, Wolfaardt JF and Chandler HD (1985) The strength of acrylic repair techniques. *J Dent Assoc S Afr* 40: 127-130
112. Tiller HJ, Garschke A und Bimberg R (1989) Probleme und Erfahrungen zum Keramik-Kunststoff-Verbund - Das Keramik-Reparatursystem Silistor. *ZWR* 98:776-784
113. Trushkowsky R (1992) Porcelain fracture: Causes, prevention, and repair techniques. *J Mass Dent Soc* 41: 29-34
114. Turck MD and Richards MW (1992) Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. *J Prosthet Dent* 69: 340-343
115. Tylka DF and Stewart GP (1994) Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. *J Prosthet Dent* 72: 121-127
116. Ueno T, Kumagai T, Hirota K, Saitoh Y and Kojima I (1997) The characteristic of metal adhesion primer "GC Metal Primer II". *J Dent Res* 76: 312 Abstr. No. 2385
117. Vallittu PK (1996) Some factors affecting the transverse strength of repaired denture acrylic resin. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 4: 7-9
118. Vallittu PK and Ruyter IE (1997) Swelling of poly(methyl methacrylate) resin at the repair joint. *Int J Prosthodont* 10: 254-258
119. Vallittu PK, Lassila VP and Lappalainen R (1993) Evaluation of damage to removable dentures in two cities in Finland. *Acta Odontol Scand* 51: 363-369
120. Vallittu PK, Lassila VP and Lappalainen R (1994) Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 72: 639-643

121. Ward JE, Moon PC, Levine RA and Behrendt CL (1992) Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. *J Prosthet Dent* 67: 815-820
122. Welker D (1996a) Prothesenkunststoffe. In Eichner K, Kappert HF (Hrsg.) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1.* Hüthig Heidelberg
123. Welker D (1996b) Die adhäsive Restauration – eine besondere zahnärztliche Leistung. *Thüring Zahnärztebl* 6: 404 - 408
124. Welker D (1998) Prothesenkunststoffe. In Meiners H, Lehmann KM (Hrsg.) *Klinische Materialkunde für Zahnärzte.* Carl Hanser München, Wien
125. Wirz J, Schmidli F und Mignaval A (1996) Neue Kunststoff-Metall-Verbundsysteme und ihre legierungsabhängige Haftqualität. *Quintessenz* 47: 1231-1240
126. Wirz J, Schmidli F und Strub J (1999) Kunststoff-Metall-Verbund mittels Primer. *Quintessenz* 50: 1181-1187
127. Wolf DM, Powers JM and O'Keefe K (1993) Bond strength of composite to etched and sandblasted porcelain. *Am J Dent* 6: 155-158
128. Wolfart S und Kern M (2000) Die intraorale Reparatur von Verblendkronen und -brücken. Verfahren bei großflächig freiliegenden Metallgerüsten. *Quintessenz* 51: 683-691
129. Yli-Urpo A, Lappalainen R and Huuskonen O (1985) Frequency of damage to and need for repairs of removable dentures. *Proc Finn Dent Soc* 81: 151-155
130. Yoshida K, Taira Y, Sawase T and Atsuta M (1997) Effects of adhesive primers on bond strength of self-curing resin to cobalt-chromium alloy. *J Prosthet Dent* 77: 617-620
131. Yunus N, Harrison A and Huggett R (1994) Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *J Oral Rehabil* 21: 641-648

Danksagung

Herrn Prof. Dr. D. Welker möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas der vorliegenden Dissertation sowie für alle gewährte Unterstützung und das stete Interesse am Fortgang der Arbeit danken.

Herrn Dr. R. Göbel danke ich für die Anleitung und freundliche Beratung bei der Durchführung der Versuche.

Ebenso gilt mein Dank den Mitarbeitern der Abteilung Werkstoffkunde, Frau Dr. A. Rzanny und Herrn Facht, für die Unterstützung und Beratung bei Problemen dieser Arbeit.

Lebenslauf

Leithold, Marlen

- 04.02.1979 geboren in Zwickau
Familienstand: ledig
- 1985 - 1992 Besuch der W. I. Lenin – Oberschule in Glauchau
- 1992 - 1997 Besuch des Pestalozzigymnasiums Meerane
- 1997 Abitur
- 1997 - 2002 Zahnmedizinstudium an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
- 21.01.2003 Erhalt der Approbation als Zahnärztin
- 26.04.2003 Erhalt des Absolventenpreises 2003 des Zentrums
für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Jena
- seit
- 01.03.2003 Tätigkeit als Ausbildungsassistentin in der Gemeinschaftspraxis
Dr. A. Eigenwillig und Dr. S. Eigenwillig in Brandenburg an der Havel

Brandenburg, den 22.09.2003

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. D. Welker und Dr. R. Göbel,
die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Marlen Leithold

Brandenburg, den 22.09.2003