

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität München
Vorstand Prof. Dr. R. Hinkel

**Verbundoptimierung adhäsiver Inlaysysteme
aus Komposit und Keramik**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Susanne Rubbert, geb. Buschhorn
aus Braunschweig

1995

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:

Prof. Dr. R. Hiekel

Mitberichterstatter:

Prof. Dr. Dr. D. Schlegel
Priv.-Doz. Dr. P. Rammelsberg

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dr. K.-H. Kunzelmann

Dekan:

Prof. Dr. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung:

24. Oktober 1995

meinen Eltern
Rosemarie und Hans-Reinhard Buschhorn
in Dankbarkeit gewidmet

Abkürzungen

APF	acidulated phosphate fluoride
Bis-GMA	Bisphenol-glycidylmethacrylat
HF	Flußsäure
min	Minute
MPa	Megapascal
N	Newton
REM	Rasterelektronenmikroskop
SAIT	Säure-Ätz-Technik
s	Sekunde
γ -MPTS	γ -methacryloxypropyl-trimethoxysilan

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung	1
1.1 Allgemeines zu Adhäsivnlays	1
1.2 Literaturübersicht	3
2 Material und Methode	9
2.1 Keramikwerkstoffe	9
2.1.1 Probenherstellung	10
2.1.2.1 Untersuchung des Ätzeinflusses	11
2.1.3.2 Untersuchung des Einflusses der Silanisierung	11
2.1.3 Befestigungskomposite	12
2.2 Kompositinlaymaterialien	12
2.2.1 Probenherstellung	13
2.2.2 Befestigungskomposite	14
2.2.3 Vorbehandlung der Kompositoberflächen	15
2.2.3.1 Ätzen	15
2.2.3.2 Silanisierung	15
2.2.3.3 Bond	16
2.3 Versuche mit Air-Block®	16
2.2 Durchführung des Zugversuches	16
3 Ergebnisse	19
3.1 Keramikwerkstoffe	19
3.1.2 Weibull-Analyse	20
3.1.3 REM-Untersuchung	25
3.2 Kompositinlaymaterialien	29
3.2.1 REM-Untersuchung	32
4 Diskussion	35
4.1 Keramikwerkstoffe	36

4.2	Kompositinlaymaterialien	37
4.3	Problem der Streuungen	41
4.4	Ausblick	42
5	Zusammenfassung	45
6	Literaturverzeichnis	47
7	Anhang	57
7.1	Materialien	57
7.2	Meßwerte Dicor	58
7.3	Meßwerte IPS-Empress	59
7.4	Meßwerte Tetric	61
7.5	Meßwerte Pertac	69
7.6	Meßwerte Isosit	72
7.7	Varianzanalyse	73
8	Danksagung	74
9	Lebenslauf	75

1 Einleitung

1.1 Allgemeines zu Adhäsivinlays

Erhöhte ästhetische Ansprüche der Patienten und Forderungen nach Amalgamalternativen haben in den letzten Jahren dazu geführt, daß der Einsatz von Komposit- und Keramikmaterialien als alternative Füllungswerkstoffe zunehmend an Bedeutung gewonnen hat.

Keramik gilt als chemisch inert, biokompatibel und die thermische Expansion ist, im Vergleich zu Komposit, der des Zahnes sehr ähnlich (7, 64). Man unterscheidet zwischen keramischen und glaskeramischen Materialien. Die Formgebung bei keramischen Materialien erfolgt überwiegend durch Schichten. Das anschließende Sintern bewirkt eine Verfestigung des Materials. Bei glaskeramischen Werkstoffen erfolgt die Formgebung durch Gießen, Schleifen oder Erodieren.

Trotz Anwendung der Säure-Ätztechnik (Schmelz-Ätztechnik) und Einführung der Hybridvarianten sind Komposite im Seitenzahnbereich, zumindest für die plastisch eingebrachte Kunststofffüllung schwierig zu verarbeiten und nur eingeschränkt geeignet (54). Die Gründe dafür liegen vor allem in der mangelhaften Dentinhafung bei nicht schmelzbegrenzten Kavitäten und der Randspalbildung aufgrund der Polymerisations schrumpfung (26, 35, 36, 71, 100).

Eine Teillösung dieses Problems ist die von MÖRMANN 1982 eingeführte Inlay-Technik (22, 26, 27, 38, 62, 88). Der wesentliche Bestandteil dieser Technik ist die extraorale Nachvergütung photopolymerisierter Komposite, vor allem durch Wärme (22, 46, 53, 54, 76, 77, 95), bei der Spannungen im Inlaykörper gelöst werden und das Material nachschrumpft. Unvollständige Polymerisation durch herkömmliche Photopolymerisationstechniken können ebenso eine vorzeitige Degradation wie auch den Verlust der Haftfestigkeit und Pulpenreaktionen bewirken (100). Das Resultat der Nachvergütung ist eine deutliche Verbesserung der Homogenität, der mechanischen Eigenschaften, der Abrasionsfestigkeit und des Randschlußverhaltens gegenüber Kompositfüllungen (21, 25, 55, 78, 82, 102, 104, 105). Je nach Einwirkzeit und Temperatur läßt sich dieser Effekt noch optimieren (103, 104). Vor allem im Hinblick

auf einen guten Randschluß ist es günstig, daß die Polymerisations schrumpfung außerhalb der Kavität stattfindet (26).

Die ästhetisch in hohem Maße befriedigenden Keramik- und Kompositinlays werden unter Anwendung der Adhäsivtechnik eingesetzt, das heißt mittels Schmelz-Ätz-Technik (Buonocore, 1955) und einem gefüllten Komposit als Befestigungsmedium (Bowen, 1958). Diese Befestigungskomposite besitzen, bedingt durch ihren geringeren Füllstoffgehalt, in der Regel eine niedrigere Viskosität als die Füllungskomposite. Ihre Polymerisation wird durch Licht oder eine chemische Reaktion gestartet. Bei dualhärtenden Kompositen wird die Polymerisation durch beide Mechanismen bewirkt. Bei einer Schichtdicke von mehr als 2 mm bei Komposit und 3 mm bei Keramik, sowie bei sehr dunklen Farben sollten die dualhärtenden Befestigungskomposite bevorzugt werden, da sonst die vollständige Polymerisation der tieferen Schichten nicht mehr gewährleistet ist (32).

Adhäsivinlays, insbesondere Keramikinlays, besitzen meistens nicht den exakten Randschluß, der von Goldgußfüllungen bekannt ist. Es ergeben sich Randspalten von durchschnittlich 50 - 100µm. Medianwerte der Klebefugenbreite betragen bei Glaskeramik 77,5µm, bei Sinterkeramiken 50 - 65µm, bei Kompositinlays 35 - 45µm und bei CAD/CAM-Inlays 105µm (25, 29, 37). Diese Randspalten sind anfänglich durch eine nahtlose Befestigungskompositsschicht verschlossen (22, 37, 44, 57, 62, 79, 88). Jedoch tritt in vitro nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung, sowie in vivo mit zunehmender Liegedauer, bedingt durch Feuchtigkeit, Temperaturwechsel, Abrieb und chemischer Degradation, eine deutliche Verschlechterung der initial perfekten marginalen Adaption ein (29, 56, 63, 84). Außerdem weisen die Kompositkleber durch ihren niedrigen Fülleranteil starke Abrasionen (32, 34, 40, 43, 48, 50), sowie hohe Polymerisations schrumpfungen auf (8, 32, 33, 49, 52). Die Lebensdauer der Adhäsivinlaysysteme wird hierdurch mittelfristig begrenzt (37).

Eine Verbesserung stellt möglicherweise die 1991 von NOACK und ROULET eingeführte Ultraschall-Einsetztechnik, kurz USI-Technik (ultrasonic-insertion) dar (84). Diese Methode ermöglicht den Einsatz von hochgefüllten Hybridkompositen, die zum adhäsiven Zementieren von Keramik- und Kompositinlays verwendet werden.

Durch Ultraschallschwingungen wird das Befestigungskomposit thixotrop und damit fließfähiger. Die Überschüsse bleiben nach dem Absetzen des Schwingkopfes, im Gegensatz zu den bisher verwendeten Klebern, sofort aufgrund der festen Konsistenz stehen und lassen sich bereits vor dem Aushärten leicht entfernen (34, 50). Bisher gestaltete sich die Entfernung der Überschüsse, wegen deren großen Härte und Festigkeit nach der Polymerisation, als technisch und zeitlich sehr aufwendig (32, 45, 50, 62) und konnte bei rascher, unvorsichtiger Handhabung für die umgebende Zahnhartsubstanz außerordentlich destruktiv sein (45).

Neben der wesentlich leichteren Handhabung ist auch die Polymerisations schrumpfung bei diesen Front- und Seitenzahnkompositen aufgrund des höheren Füllstoffgehaltes geringer. Die Abrasionsfestigkeit könnte ebenfalls im Vergleich zu den Kompositklebern bessere Werte erzielen (34).

Außer der exzellenten Ästhetik haben Adhäsivinlays weitere Vorteile. Das klassische Konzept der mechanischen Retention muß nicht so exakt beachtet werden, wie bei den Goldgußfüllungen, daher ist hier eine substanzschonendere Präparation möglich. Außerdem werden geschwächte Höcker über den adhäsiven Verbund stabilisiert und bieten damit einen Frakturenschutz ohne Höckerüberkuppelung (28, 38).

Durch das Befestigungskomposit entstehen zwei Grenzflächen. Eine zur Zahnhartsubstanz und eine weitere zum Inlaymaterial. Aus eingehenden Untersuchungen hierzu ist bekannt, daß derartige Übergänge oft Schwachstellen darstellen (9, 29, 47). Einen zuverlässigen mikromechanischen retentiven Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Befestigungskomposit erzeugt die Schmelz-Ätz-Technik (10).

1.2 Literaturübersicht

Um die Haftfestigkeit von adhäsiv befestigten Komposit- und Keramikrestaurationen an der Verbundstelle zwischen Restauration und Befestigungskomposit zu verbessern wurden in den letzten Jahren zahlreiche Untersuchungen zur

Oberflächenkonditionierung mit Flußsäure, APF (51), Phosphorsäure (58) und Sandstrahlen (106) durchgeführt. Es zeigte sich für keramische Materialien, daß durch Ätzung der Keramikoberfläche mit Flußsäure (bzw. Ammoniumbifluorid oder Kombinationen aus Flußsäure mit Schwefel-, Salz- oder Salpetersäure) und dem Auftragen einer dünnen Silansschicht im Anschluß, ein klinisch dauerhafter Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit erzielt wird (3, 12, 13, 30, 66, 73). Dabei sieht SINDEL für Feldspat und Glaskeramik Ätzeiten zwischen 30 und 60 Sekunden als ideal an (89). Durch die Ätzung wird die Glasphase angelöst und es entstehen Retentionsmöglichkeiten für das Befestigungskomposit.

Silane sind organische Siliziumverbindungen, die sich einerseits über Sauerstoffbrücken mit dem Silizium der Keramik, andererseits über organofunktionelle Gruppen mit dem Monomer des Befestigungskomposites verbinden (55). Dentale Silane auf der Basis von organofunktionellen Trialkoxysilanen sind seit langer Zeit als effektive "coupling agents" für die chairside-Reparatur von frakturierten Keramikveners mit Kompositen akzeptiert. Inzwischen werden zwei Typen von Silansystemen für die intraorale Reparatur verwendet. Dieses sind die prähydraulisierten Einkomponentensysteme und die Zweikomponentensysteme für die unmittelbare Hydrolyse (1).

Nach den korrekt durchgeführten Vorbehandlungen Ätzen und Silanisieren können Zugfestigkeiten von über 30 MPa erzielt werden (67).

Ein Problem stellt jedoch noch immer der Verbund zwischen Befestigungskomposit und Kompositinlay dar. Die Polymerisation und thermische Nachbehandlung der Kompositinlays vor dem Einsetzen bewirkt, wie oben erwähnt, eine weitgehend außerhalb der Kavität stattfindende Polymerisationsschrumpfung sowie eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften. Der hohe Konversionsgrad, insbesondere der druck-hitzeopolymerisierten Inlaykörper (Isosit®) läßt nun jedoch eine gute Anpolymerisation des Befestigungskomposites nicht mehr zu (11, 29, 69, 79).

Im gleichen Maße wie die Komposit-Restaurationen vermehrt eingesetzt werden, ergibt sich der Wunsch und die Notwendigkeit, die Lebensdauer dieser Restaurationen

zu erhöhen (9, 75, 101). Die Wiederherstellung einer defekten Komposit- oder Keramikrestauration erfordert gewöhnlich die Entfernung der gesamten Restauration. In vielen Fällen ist dieses jedoch nicht notwendig oder wünschenswert. Reparaturen von frakturierten oder verfärbten Restaurationen und die partielle Wiederherstellung von tiefen oder umfangreiche Konstruktionen wären häufig möglich, wenn neues Komposit dem existierenden Material hinzugefügt werden könnte (9, 41, 75, 94, 95, 101).

Die Verbundfestigkeiten von frischen Kompositen entsprechen dem kohäsiven Verbund dieser Materialien. Dagegen nehmen die Werte der Verbundfestigkeit zwischen frisch hinzugefügtem und bereits vorhandenem Material mit dessen Alter ab (9). Dabei besteht kein Unterschied in der Verbundfestigkeit, wenn Komposite mit der gleichen oder unterschiedlichen Matrix (z. B. Bis-GMA oder Urethan-Dimethacrylate) verwendet werden (24, 41). Die Verbundfestigkeit zwischen neu hinzugefügtem und gealtertem Komposit variiert je nach verwendetem Material und Versuchsbedingungen zwischen 25% und 75% der Festigkeit des kohäsiven Verbundes (9, 14, 75, 86, 101).

Zahlreiche Autoren sahen zunächst den Grund für die Abnahme der Verbundfestigkeit mit dem Kompositalter in einer Reduktion des Restgehaltes an Doppelbindungen. Die Umsatzen von photopolymerisierten Kompositen liegen bei 60% - 80% (11). Durch die Nachvergütung dieser Komposite erhofften sie eine Annäherung an die bei 90% liegenden Umsatzen der heißpolymerisierenden Kunststoffe (9, 54, 79, 101). Infrarotspektroskopische Untersuchungen konnten jedoch keine bedeutenden Abnahmen des Residoppelbindungsgehaltes nachweisen (83, 101).

Wenn der Polymerisationsprozeß bei Zimmertemperatur und bei einer Konversionsrate von 60% - 80% zum Stillstand kommt, sind zunächst freie Radikale in der Matrix eingeschlossen. In einer Studie untersuchte BURTSCHER (1993) die Halbwertszeit dieser freien Radikale. Dabei zeigte sich, daß deren Halbwertszeit mit steigender Temperatur logarithmisch abnimmt. BURTSCHER folgerte daraus, daß nach einer Nachvergütung bei mehr als 80°C für nur wenige Minuten, keine Radikale mehr für einen chemischen Verbund zur Verfügung stehen (11).

Es gibt nur wenige Untersuchungen zur Steigerung der Verbundfestigkeit von Hybrid- oder Seitenzahn-Kompositen. Die von den Herstellern empfohlenen Maßnahmen, die Oberflächen durch Anschleifen anzurauen, um eine mikromechanische Verankerung des Befestigungskompositos herzustellen, bringt nicht den erwünschten Erfolg (27). Ebensowenig gelingt es durch Abstrahlen mit Aluminiumoxid die Oberfläche im ausreichendem Maße aufzurauen, denn es werden lediglich Haftfestigkeiten zwischen 45% und 70% des kohäsiven Verbundes erreicht (9, 14, 41, 90, 94). Außerdem sind die sehr dünnen Inlayränder stark gefährdet.

Es liegen wenige Untersuchungen vor, in denen Kompositoberflächen mit Flußsäure, wie bei der Keramikvorbehandlung, geätzt werden. Mit der Flußsäure werden die Quarz- und Glasfüllkörper in der Kunststoffmatrix geätzt. Damit bietet sich dem Befestigungskomposit eine Möglichkeit der mikromechanischen Retention. Eine empfohlene Ätzeit von MILLER und HAMILTON liegt bei 30 Sekunden oder weniger (in 92).

MITCHUM et al. führten Untersuchungen an Hybridkompositen durch und stellten fest, daß Ätzung mit 10%iger Flußsäure für eine und fünf Minuten zu einer Verminderung der Haftfestigkeit im Scherversuch führt. Proben, die eine und fünf Minuten mit 1,23%iger APF vorbehandelt wurden, zeigten keinerlei Veränderungen bezüglich der Haftfestigkeit. Nach ihren Untersuchungen wird der beste Verbund erzielt, wenn die Kompositrestauration vor der Reparatur oder dem Zementieren mit Aluminiumoxid gestrahlt und anschließend mit einem ungefüllten Kompositversieglervorstrich versehen wird (61).

SWIFT et al. untersuchten das Ätzverhalten verschiedener Hybridkomposite mit 9,6%iger Flußsäure (30 Sekunden) und stellten fest, daß die Verbundfestigkeit im Drei-Punkt-Biegeversuch, je nachdem welches Komposit verwendet wurde, gesteigert oder vermindert wurde. Außerdem stellten sie fest, daß eine 10 minütige Vorbehandlung mit 1,23%iger Phosphorsäure die Haftfestigkeit herabsetzt (94).

Eine weitere in-vitro Studie der selben Autoren (95) zeigt zwischen Hybridkompositen, die mit 50µm Aluminiumoxid gestrahlt wurden und Zahnschmelz

eine vergleichbare Haftfestigkeit, wie Komposit, welches direkt mit dem Schmelz über Säure-Ätz-Technik verbunden wurde. Ätzen der Komposite mit 9,6%iger Flußsäure senkt die Haftfestigkeit im Scherversuch.

Eine andere Studie verwendet geätzte Keramik statt Schmelz, um polymerisierten Komposit mit einem dualhärtenden Komposit zu befestigen (97). Dabei ergaben sich im Scherversuch Haftfestigkeiten von 6,6 MPa. Alle Brüche waren an der Komposit/Kleber-Grenze und adhäsiver Natur. Ätzen mit Flußsäure erhöhte geringfügig die Scherfestigkeit, bei einer Abnahme der adhäsiven Brüche.

In einer Untersuchung von TATE et al. wurden Zugversuche zur Ermittlung der Haftfestigkeit zwischen Befestigungskompositen und Kompositinlaymaterialien durchgeführt. Es wurden Oberflächenbehandlungen mit Flußsäure und mit Phosphorsäure durchgeführt. Außerdem wurden verschiedene Haftvermittler angewendet. Die Autoren kommen zu dem Schluß, daß die Art des Befestigungskomposites, die Anwendung eines Bondes und das Ätzen mit Flußsäure in dieser Reihenfolge einen Einfluß auf die Haftfestigkeit haben (98).

Durch Anschleifen der Oberflächen werden die in der Matrix liegenden Füllkörper exponiert. Ein direkter chemischer Verbund zwischen diesen und dem hinzugefügten Komposit ist nur möglich, wenn ein Silan verwendet wird (9, 93, 95).

Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, anhand von Zugversuchen festzustellen, wie die Verbundfestigkeit zwischen Keramikwerkstoffen oder Kompositinlaymaterialien zu Befestigungskompositen durch den Einsatz verschiedener Vorbehandlungen und Materialien gesteigert werden kann.

I. Keramikwerkstoffe

1.) Ätzen mit Flußsäure

Es wird der Einfluß der Oberflächenbehandlungen mit Flußsäure auf die Verbundfestigkeit untersucht.

2.) Ein- und Zweikomponentensilane

Zur Zeit sind auf dem Markt Ein- und Zweikomponentensilane verfügbar. In dieser Untersuchung wird deren Auswirkung auf die Verbundfestigkeit untersucht.

3.) Befestigungskomposite

Es wird der Einfluß hoch- und niedrigvisköser Befestigungskomposite auf die Zugfestigkeit untersucht.

II. Kompositinlaymaterialien

1.) Ätzen mit Flußsäure

In dieser Untersuchung wird geprüft, ob es nicht analog zu den Keramiken möglich ist, die Glas- bzw. Quarzfüllkörper mit Flußsäure anzuzätzen bzw. aus der Matrix herauszulösen, um zusätzlich zum chemischen Verbund der organischen Matrix zum Bond, eine mikromechanische Verankerung zu erreichen.

2.) Silane

Silane haften auf Glas- und Quarzoberflächen von Füllkörpern. Es wird untersucht, ob dieser chemische Verbund eine Steigerung bezüglich der Zugfestigkeit bewirkt.

3.) Befestigungskomposite

Analog zu den Keramikwerkstoffen wird der Einfluß hoch- und niedrigvisköser Befestigungskomposite auf die Zugfestigkeit überprüft.

2 Material und Methode

Die Verbundfestigkeit der Keramik- und Kompositinlaymaterialien wurde in dieser Untersuchung durch Zugversuche an der Universalprüfmaschine 1425 (Zwick, Ulm) ermittelt. Dazu wurden Probenkörper aus zwei Glaskeramik- und drei Kompositinlaymaterialien hergestellt. Die Proben wurden unterschiedlichen Vorbehandlungen unterzogen, bevor sie mit dualhärtenden bzw. ultraschall-aktivierbaren dualhärtenden Befestigungskompositen bei konstanter Spaltbreite verbunden wurden.

Der Versuchsaufbau und die Durchführung entsprechen denen von NKENKE (68).

2.1 Keramikwerkstoff

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendeten Glaskeramikwerkstoffe sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Material	Hersteller	Kristallinphase
IPS-Empress®	Ivoclar	Leucit
Dicor®	DeTrey	Fluorglimmer

Tab. 1 Glaskeramikinlaymaterialien

Beide Materialien wurden in den vorgefertigten Blöcken verwendet, die für die Bearbeitung mit den CAD/CAM-Systemen vorgesehen sind. Zum Ätzen der Glaskeramikoberfläche wurde VITA-CEREC-ETCH® verwendet. Anschließend wurden die Oberflächen entweder mit dem Einkomponentensilan MONOBOND-S® (Vivadent) oder dem Zweikomponentensilan SILICUP® (Kulzer) vorbehandelt. Als Befestigungskomposite wurden entweder DUAL-CEMENT® oder SONO-CEM® verwendet.

In Tabelle 2 ist die Einteilung der Versuchsgruppen dargestellt. Es wurden je 15 Zugversuche pro Gruppe mit EMPRESS® durchgeführt und 10 bzw. 12 Versuche mit den DICOR®-Gruppen.

Material	Befestigungs-komposit	Ärzdauer	Silan
Empress®	Dual Cement®	-	Monobond-S®
Empress® Empress®	Dual Cement® Dual Cement®	60 Sekunden 60 Sekunden	Monobond-S® Silicoup®
Empress® Empress®	Sono Cern® Sono Cern®	60 Sekunden 60 Sekunden	Monobond-S® Silicoup®
Dicor® Dicor®	Dual Cement® Dual Cement®	60 Sekunden	Monobond-S® Monobond-S®

Tab. 2: Gruppeneinteilung der Vorbehandlungen bei der Glaskeramik

2.1.1 Probenherstellung

Die in dieser Untersuchung verwendete IPS-EMPRESS®-Glaskeramik wurde in gegossenen Blöcken von 15mm Höhe und 9mm Durchmesser vom Hersteller geliefert. Diese Rohlinge wurden mit einem Kleber (NIMETIC-GRIP®) auf Aluminium-Attachments polymerisiert. Um einen stabilen Verbund zwischen dem Probenkörper und dem Attachment zu erreichen, wurde die Attachmentoberfläche vor der Polymerisation silanisiert (ROCATEC®). Anschließend wurde das Attachment mit der Probe in das CEREC®-Gerät eingespannt und dort auf einer Länge von 6 mm bis zu einem Durchmesser von 3 mm zylindrisch geschliffen. Analog wurde mit den DICOR®-Blöcken verfahren.

Zugversuche von NKENKE mit größeren Durchmessern der Probenkörpern als 3 mm führten zur Trennung des Verbundes zwischen Attachment und Probenkörper (68).

Als Antagonist diente ein nicht zylindrisch geschliffener Block der gleichen Glaskeramik. Die Attachments mit den Proben und Antagonisten wurden in den Probenaufnehmern der Zugmaschine befestigt. Anschließend wurden Proben und Antagonisten mit einer Topfschleifmaschine (Müller-Präzis-Schleifmaschine) planparallel geschliffen. Hiermit wurde sichergestellt, daß alle Proben die gleiche Oberflächenrauigkeit und exakt parallele Oberflächen für die Zugversuche aufwiesen.

Danach wurden die Oberflächen mit Aceton gereinigt und getrocknet, um eventuell vorhandene Öl- oder Schleifrückstände zu entfernen.

2.1.2 Vorbehandlung der Keramikoberflächen

2.1.2.1 Untersuchung des Ätzeinflusses

Auf die Probenoberflächen wurde mit einem Pinsel 5%ige Flußsäure (CEREC-ETCH®, Vita) dünn aufgetragen. Nach 60 Sekunden wurden die Proben unter fließendem Wasser 20 Sekunden lang abgespült und mit einer Bürste gereinigt (3, 66, 98). Anschließend wurden die Proben im Luftstrom getrocknet.

2.1.2.2 Untersuchung des Einflusses der Silanisierung

Das Zweikomponentensilan SILICOU® (Kulzer) ist ein Methacryloxypropyl-trimethoxysilan (γ -MPTS) mit Ethylacetat in einer zweiten Komponente. Beide Substanzen müssen vor Gebrauch gemischt werden, haben in diesem Zustand eine maximale Haltbarkeit von einer Woche und müssen dann erneut angesetzt werden.

Als Einkomponentensilan wurde MONOBOND-S® (Vivadent) verwendet, ebenfalls ein Methacryloxypropyl-trimethoxysilan. Es enthält ein Gemisch aus Wasser und Ethanol als Lösungsmittel in einer Komponente, so daß es stets gebrauchsfertig vorliegt und keine kurzfristigen Verfallsdaten berücksichtigt werden müssen.

Auf die geschliffenen, gereinigten und eventuell geätzten Probenoberflächen wurde das Silan dünn mit einem Pinsel aufgetragen und mit Druckluft zu einem dünnen Film ausgeblasen und getrocknet.

2.1.3 Befestigungskomposite

Für den Verbund der Glaskeramikproben wurden von den in Kapitel 2.2.2. beschriebenen dualhärtenden Befestigungskompositen, DUAL-CEMENT® und SONO CEM® verwendet. SONO CEM® kann unter der Anwendung von Ultraschall zum Einsatz. Dabei wird vor der Lichtpolymerisation für je 3 - 5 Sekunden die Arbeitspitze eines Ultraschallhandstückes (EMS®) auf höchster Leistungsstufe von zwei Seiten an die Probenkörper appliziert.

2.2 Kompositinlayssysteme

Die in dieser Untersuchung verwendeten Kompositinlaymaterialien sind in Tabelle 3 aufgeführt.

Komposite	Hersteller	Fillersystem	Füllkörper	Füllergroße
Tetric®	Vivadent	Feinpartikel-hybrid	Bariumglas, Sphärosil, SiO ₂ , YF ₂	< 1,5 µm
Pertac®	Espe	Feinpartikel-hybrid	Quarz, SiO ₂ , YF ₃	< 1,5 µm
Isosit®	Vivadent	Mikrofüller	SiO ₂	0,04 µm

Tab. 3: Kompositinlaymaterialien

Die Kompositproben wurden in 42 Gruppen eingeteilt. Aufgrund der Vielzahl von Kombinationsmöglichkeiten wurde ein Screening mit je 6 Versuchen pro Gruppe durchgeführt. 30 Gruppen wurden mit TETRIC® und 12 Gruppen mit PERTAC®

durchgeführt. Drei zusätzliche Gruppen mit ISOSIT®-Proben dienen als Kontrollgruppen und bestanden aus je drei Versuchsdurchführungen. Die Proben der Gruppen wurden unterschiedlichen Vorbehandlungen unterzogen.

2.2.1 Probenherstellung

Aus dem Mikrofüllerkomposit ISOSIT® sowie den zwei Hybrid-Kompositen TETRIC®, einem Bariumglasfüller, und PERTAC®, einem Quarzfüller wurden insgesamt 261 Probenkörper hergestellt. Der zylindrische Teil der Probe besitzt eine Länge von 3 mm und hat eine Verbundfläche von 3 mm im Durchmesser. Zur Basis hin verbreitert sich die Probe konisch zu einem Durchmesser von 8 mm.

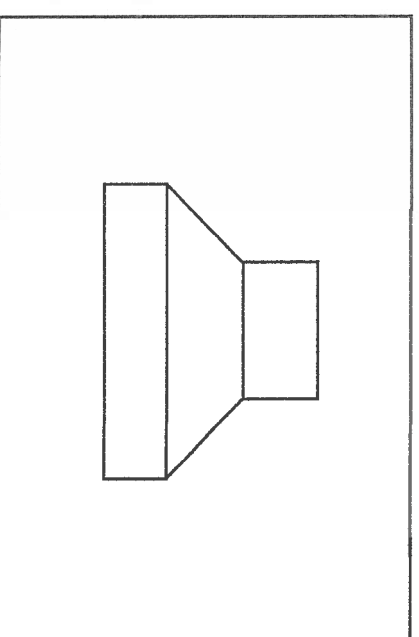


Abb. 1: Geometrie des Probenkörper aus Kompositinlaymaterial

Das plastische Material wurde in entsprechende Messingformen gestopft, mit einer Glasplatte bedeckt und mit dem ELIPAR®-Gerät von beiden Seiten photopolymerisiert. Um während der gesamten Dauer der Versuchsdurchführung eine konstante Qualität der Proben gewährleisten zu können, wurden anschließend die Proben 10 Minuten im IVOMAT® bei 6 bar und 120°C nachvergütet. Die ISOSIT®-

Proben wurden, da es sich bei diesem Komposit um ein Heißpolymerisat handelt, bei gleicher Temperatur, Zeit und Druck im IVOMAT[®] polymerisiert.

Auf die gleiche Art wurden zylindrische Antagonisten mit 10 mm Durchmesser gefertigt.

Die Proben und Antagonisten wurden analog zu den keramischen Proben mit NIMETIC-GRIP[®] auf Aluminium-Attachments polymerisiert. Die Attachments mit den Proben und Antagonisten wurden ebenso in den Probenaufnehmern der Zugmaschine befestigt und mit der Topfschleifmaschine planparallel geschliffen.

Danach wurden die Oberflächen mit Aceton gereinigt und getrocknet um vorhandene Öl- oder Schleifrückstände zu entfernen.

2.2.2 Befestigungskomposite

Die in Tabelle 4 aufgeführten Befestigungskomposite wurden verwendet, um den zylindrischen Probenkörper mit dem Antagonisten zu verkleben.

Befestigungs-komposit	Hersteller	Materialtyp	Füllermenge
Dual Cement [®]	Vivadent	niedrig-viskös	60 -63 Gew. %
Sono Cem [®]	Espe	hoch-viskös	77,3 Gew. %
Variolink Ultra [®]	Vivadent	hoch-viskös	78,8 -79,2 Gew. %

Tab. 4: Befestigungskomposite

Bei diesen drei Befestigungskompositen handelt es sich um dualhärtende Pasten-Pastensysteme, das heißt die Polymerisation startet sowohl durch Licht als auch durch chemische Initiation. Nach dem Vermischen der beiden Pasten und dem Aushärten

durch Licht, sichert eine selbsthärtende Komponente der Katalysatorpaste eine vollständige Polymerisation auch an Stellen, die mit dem Licht nicht erreicht wurden.

SONO CEM[®] und VARIOLINK ULTRA[®] sind Befestigungskomposite, die einen höheren Füllanteil besitzen und für die Anwendung der Ultraschalleinsetztechnik entwickelt wurden. Der Einsatz des Ultraschallgerätes erfolgte wie in Kapitel 2.1.3. beschrieben.

2.2.3 Vorbehandlung der Kompositoberflächen

2.2.3.1 Ätzen

Zur Untersuchung des Ätzeinflusses wurde 5%ige Flußsäure (CEREC ETCH[®], Vita) mit einem Pinsel dünn auf die geschliffenen Oberflächen der Proben aufgetragen. Nach 30 Sekunden bzw. 3 Minuten wurde die Säure unter fließendem Wasser 20 Sekunden abgespült und mit einer Bürste gereinigt. Anschließend wurden die Oberflächen im Luftstrom getrocknet und die Proben mit den Probenaufnehmern in der Zugmaschine montiert.

2.2.3.2 Silanisierung

In dieser Studie wurde untersucht, ob Silane durch den chemischen Verbund des Klebers mit den siliziumhaltigen Füllkörpern der Komposite eine Steigerung der Verbundfestigkeit auch bei Kompositen erzielen können.

Nach Montage der Proben in der Zugmaschine, wurde das Silan (MONOBOND-S[®]) mit einem Pinsel dünn aufgetragen und mit Druckluft zu einem dünnen Film ausgeblasen und getrocknet.

2.2.3.3 Bond

Die seit längerer Zeit im Handel erhältlichen Bonder HELIOBOND® und PERTAC-BOND® stellen einen chemischen Verbund zwischen der Kompositoberfläche einerseits und einen mikromechanischen Verbund zu einer geätzten Zahn-Kompositinlay oder Keramikinlayoberfläche andererseits her.

SPECIAL-BOND-II® (Vivadent) ist ein speziell für ISOSIT® entwickeltes Bond auf Methacrylatbasis. Es entwickelt ein Entanglement, eine besondere Form des mikromechanischen Verbundes. In einer Versuchreihe dieser Studie wurde untersucht, ob sich unterschiedliche Haftfestigkeiten zwischen den Bondersystemen ergeben.

Als letzten Schritt der Vorbehandlungen wurde eine dünne Schicht Bond aufgetragen und mit Druckluft zu einem dünnen Film ausgeblasen.

2.3 Vorversuche mit AIR-BLOCK®

In Vorversuchen wurde untersucht, ob sich der Einsatz eines AIR-BLOCK® (DeTrey) positiv auf die Verbundfestigkeit auswirkt. AIR-BLOCK® wird nach der Applikation des Befestigungskomposites, direkt vor der Photopolymerisation auf die Kleberoberfläche aufgetragen, um den Polymerisationsvorgang vor einer Sauerstoffkontamination zu schützen. Es konnte jedoch kein positiver Einfluß auf die Haftfestigkeit festgestellt werden, so daß alle Untersuchungen ohne AIR-BLOCK® durchgeführt wurden.

2.4 Durchführung des Zugversuches

Nach Montage und Vorbehandlung der Proben in der Zugmaschine wurde das entsprechende Befestigungskomposit gemäß den Herstellerangaben angemischt und auf der Verbundoberfläche appliziert. Nun wurden die Proben in der Zugmaschine auf eine Spaltbreite von exakt 100µm angenähert. Dieser Wert ist eine durchschnittliche Spaltbreite für Keramikinlays (die auch mit dem CEREC®-Gerät (Siemens) erreicht

werden können). Die Kleberüberschüsse wurden mit einem Heidemannspatel sorgfältig entfernt und mit dem ELIPAR®-Gerät von drei Seiten jeweils 20 Sekunden polymerisiert.

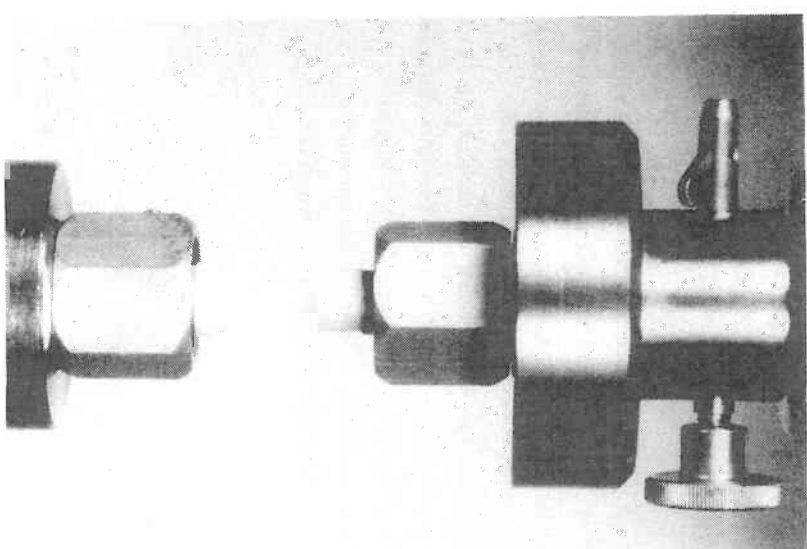


Abb. 2: Versuchsaufbau in der Zugmaschine mit einem Probenkörper

Nach 30 Minuten wurde der Zugversuch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 200 µm pro Minute gestartet. Während dieser Zeit stand die Verbundstelle unter einer Vorspannung, welche durch die Polymerisationskontraktion entstanden ist.

In einer Untersuchung über die Polymerisationskontraktionen von Befestigungskompositen zeigte sich, daß duahlärtende Kleber nach 30 Minuten 90% der Gesamtkontraktion erreichen (49).

Der zeitweise bestehende Verdacht der hohen Abhängigkeit der Versuchsergebnisse von den apparativen Versuchseinrichtungen konnte insoweit ausgeräumt werden, als Parallelversuche mit einer zweiten Zugmaschine (Instron) praktisch zu gleichen Festigkeitswerten führten.

Alle Keramik- und Kompositprobtoberflächen wurden schließlich unter einem Stereomikroskop bei einer 40fachen Vergrößerung betrachtet und nach der Art des Bruches eingeteilt in Adhäsions-, Kohäsions- und Mischbruch. Die EMPRESS®, PERTAC®- und TETRIC®-Proben wurden zusätzlich unter dem REM betrachtet, nachdem die Oberflächen geschliffen waren und nachdem sie 30 oder 60 Sekunden und 3 Minuten mit Flußsäure geätzt wurden. Zur Auswertung wurde neben der Berechnung der Mittelwerte und der Standardabweichungen der Zugfestigkeiten bei den Keramikinlaymaterialien eine Weibull-Analyse und bei den Kompositinlaymaterialien eine Varianzanalyse durchgeführt.

3 Ergebnisse

3.1 Keramikwerkstoffe

Abb. 3 zeigt die graphische Aufzeichnung der Zugkraft gegen die Zeit. Dabei ist die Kraft in der y-Achse beschrieben, die Zeit in der x-Achse. Die Aufzeichnung zeigt die typische Darstellung des Bruches eines spröden Materials. Die Zugkraft steigt linear bis zum Bruch an, der ohne vorherige plastische Verformung des Materials stattfindet.

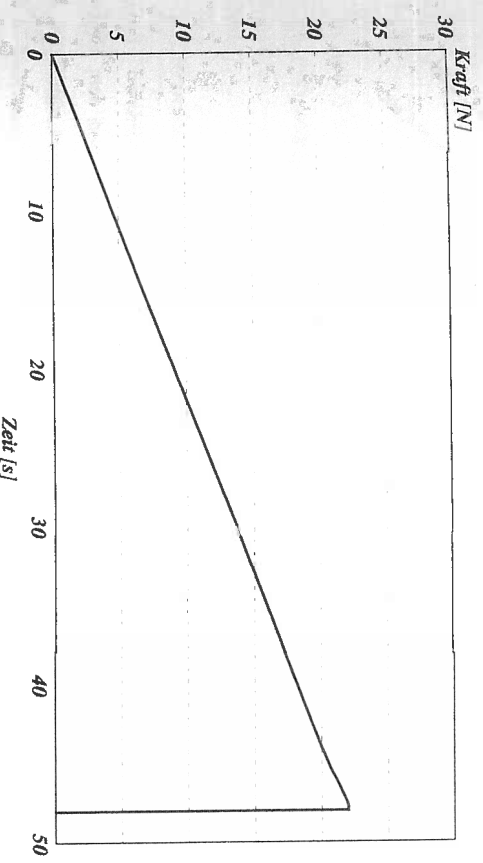


Abb. 3: Graphische Darstellung der Aufzeichnung eines Zugversuches

Abb. 4 zeigt die Ergebnisse der Zugversuche in graphischer Darstellung. Es sind die Mittelwerte der jeweils erzielten Bruchfestigkeiten in MPa angegeben. Dabei zeigt sich, daß die Verwendung eines Ein- oder Zweikomponentensilanes keinen Unterschied in der Zugfestigkeit erzeugt.

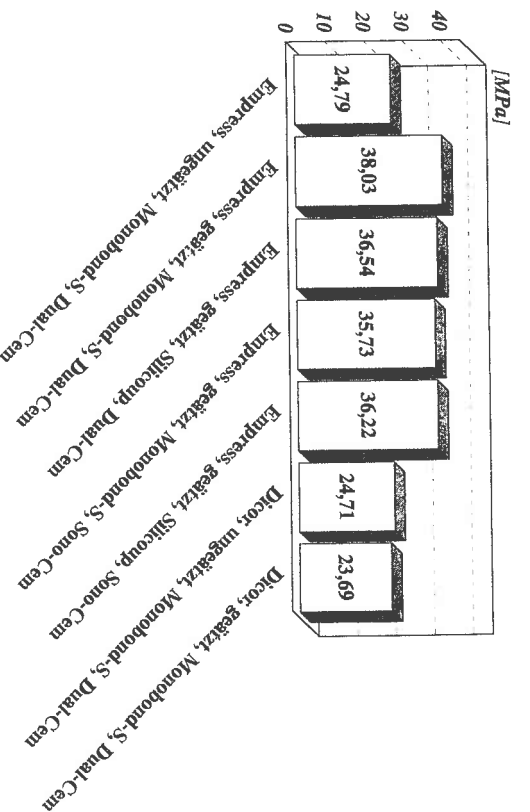


Abb. 4: Ergebnisse der Zugfestigkeiten von EMPRESS® und DICOR® (Ätzeit: 60 Sekunden)

Jedoch zeigt ein Anstieg der Zugfestigkeit, daß das Ätzen der EMPRESS®-Proben einen Einfluß auf die Verbundfestigkeit zwischen der Keramik und dem Befestigungskomposit hat. Ätzen und silanisieren von EMPRESS® steigert signifikant die Zugfestigkeit. Bei den DICOR®-Proben bewirkt das Ätzen keinen Unterschied in der Zugfestigkeit.

3.1.2 Weibull-Analyse

Die Daten wurden einer Weibull-Analyse unterzogen. Die Weibull-Gleichung (1) ermöglicht eine Aussage über die Bruchwahrscheinlichkeit P_f eines Materials bei einer bestimmten Spannung σ .

$$P_f = 1 - \exp \left[- \left(\frac{\sigma - \sigma_u}{\sigma_o} \right)^m \right] \quad (1)$$

σ_u ist die niedrigste Zugspannung bei der P_f sich an Null annähert und wird gewöhnlich gleich Null gesetzt. σ_o ist ein Maßstabsparameter und m ist der Weibullmodul.

Die Wahrscheinlichkeit eines Bruches für eine bestimmte Probe wird nach der Gleichung (2) berechnet.

$$P_f = \frac{n}{N + 1} \quad (2)$$

Hierbei ist n der Rang der jeweiligen Probe und N ist die Gesamtzahl der Proben.

In Abb. 5 wird eine graphische Darstellung der Bruchwahrscheinlichkeit P_f gegen die Zugfestigkeit für zwei der getesteten Gruppen gezeigt.

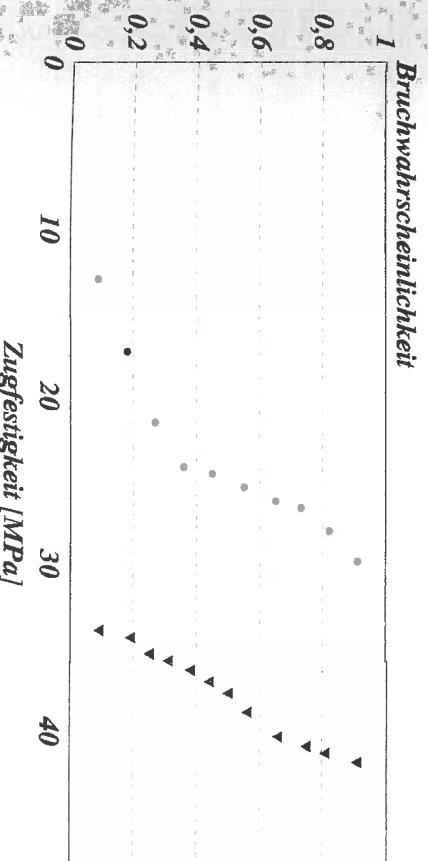


Abb. 5: Bruchwahrscheinlichkeit P_f gegen die Zugfestigkeit

▼ EMPRESS, geätzt, Monobond-S, Dual-Cem
• DICOR, geätzt, Monobond-S, Dual-Cem

Aus diesem Diagramm kann der Weibullmodul m jedoch nicht herausgelesen werden. Es ist einfacher den Weibullmodul aus der graphischen Darstellung in Abbildung 6 zu bestimmen.

Eine doppelt logarithmische Umformung der Gleichung (1) führt zu Gleichung (3)

$$\ln\left(\ln\left(\frac{1}{1-P_f}\right)\right) = m \ln \sigma - m \ln \sigma_0 \quad (3)$$

In der graphischen Darstellung der Gleichung (3) in Abbildung 6 lassen sich mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate Regressionsgeraden ermitteln, deren Steigung der Weibullmodul m ist. Auch σ_0 läßt sich mit Hilfe der Regressionsgeraden ermitteln.

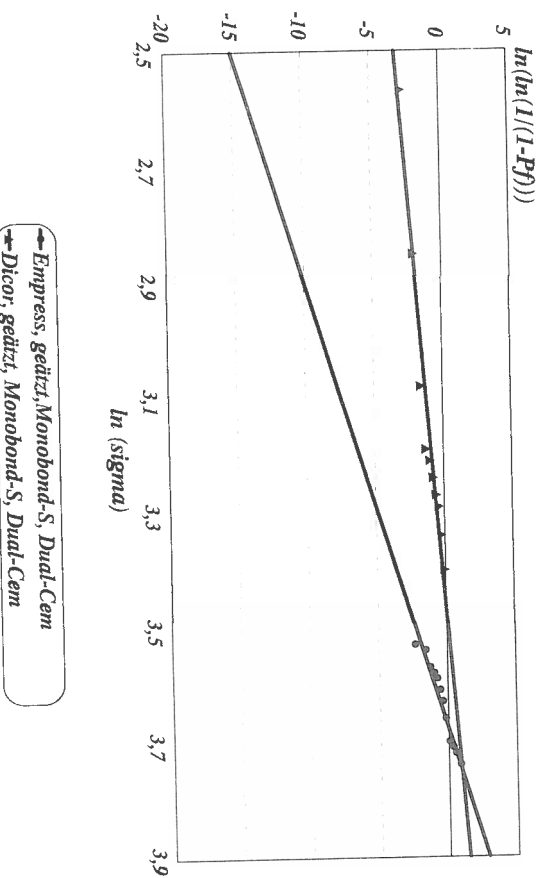


Abb. 6: Regressionsgeraden

Nachdem die Konstanten σ_0 und m bestimmt sind, ist es möglich die Bruchwahrscheinlichkeit bei jedem Punkt der Belastung zu bestimmen. Je größer der Weibullmodul m ist, umso enger ist die Verteilung der Zugfestigkeiten des getesteten Materials.

Aus Tabelle 5 kann erschen werden, daß alle Kombinationen der verwendeten Silane und Befestigungskomposite einen Weibullmodul von 3 bis 7 besitzen. Das heißt, sie haben eine ähnliche Streuung der Haftfestigkeit zu geätzten und silaniserten Keramikoberflächen. Nur "EMPRESS® geätzt, vorbehandelt mit MONOBOND-S® und befestigt mit DUAL-CEMENT®" hat einen höheren Weibullmodul ($m = 13$). Dieses bedeutet, daß die Zugfestigkeiten weniger streuen, als die der anderen Gruppen.

	N	m	sigma 0 (MPa)	sigma 0,1 (MPa)	sigma 0,9 (MPa)
Empress®, ungeätzt, Monobond-S®, Dual-Cem®	15	7,4	26,3	14,2	29,4
Empress®, geätzt, Monobond-S®, Dual-Cem®	15	12,8	39,4	27,5	42,1
Empress®, geätzt, Silicoup®, Dual-Cem®	15	5,3	39,6	16,7	46,3
Empress®, geätzt, Monobond-S® Sono-Cem®	15	4,2	39,5	13,2	48,2
Empress®, geätzt, Silicoup®, Sono-Cem®	15	7	35,8	18,6	40,4
Dicor®, ungeätzt, Monobond-S®, Dual-Cem®	12	3,4	25,3	6,5	32,5
Dicor®, geätzt, Monobond-S®, Dual-Cem®	10	3,3	31,7	7,9	40,8

Tab. 5: Ergebnisse der Weibullanalyse für Keramikwerkstoffe

Die Gruppe "EMPRESS[®], geätzt, MONOBOND-S[®], DUAL-CEMENT[®]" besitzt einen Weibullmodul von 12,8 und einen σ_0 -Wert von 39,4 MPa. Bei Verwendung von SONO-CEM[®] liegt der Weibullmodul mit 4,2 deutlich niedriger, während der σ_0 -Wert fast gleich ist.

Bei der Gruppe "EMPRESS[®], ungeätzt, MONOBOND-S[®], DUAL-CEMENT[®]" beträgt der Weibullmodul 7,5. Der σ_0 -Wert erreicht 26,3 MPa. Werden die Proben geätzt, steigt der Weibullmodul auf 12,8 und der σ_0 -Wert auf 39,4 MPa.

Bei der Gruppe "EMPRESS[®], geätzt, SILICOU[®], DUAL-CEMENT[®]" beträgt der Weibullmodul 5,3, der σ_0 -Wert liegt bei 39,6 MPa. Bei Verwendung von MONOBOND-S[®] steigt der Weibullmodul auf 12,8, während der σ_0 -Wert annähernd gleich bleibt.

Ein weniger einheitliches Bild zeigt sich bei den Gruppen "EMPRESS[®], geätzt, MONOBOND-S[®] SONO CEM[®]" bzw. "EMPRESS[®], geätzt, SILICOU[®], SONO CEM[®]".

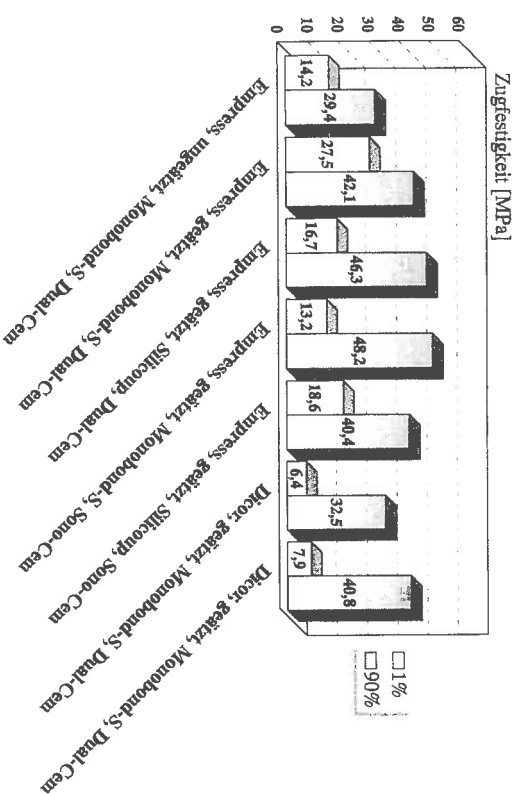


Abb. 7: Bruchwahrscheinlichkeiten

Abbildung 7 zeigt die Zugfestigkeiten, bei denen jeweils 1% und 90% der Proben brechen würden. Hier sind die Daten von "EMPRESS[®], geätzt, vorbehandelt mit MONOBOND-S[®] und DUAL-CEMENT[®]" vergleichbar zu denen der anderen Gruppen.

3.1.3 REM-Untersuchung

Um den Ätzeinfluß bei den EMPRESS[®]-Proben zu untersuchen, wurden je eine ungeätzte und eine 60 Sekunden geätzte Probe vor dem Zugversuch im Rasterelektronenmikroskop bei 5000-facher Vergrößerung betrachtet. Die Abbildungen 8 und 9 zeigen Aufnahmen der Probenoberflächen. Die geätzte Probe besitzt eine deutlich mikroporene Oberflächenstruktur.



Abb. 8. REM-Aufnahme einer ungeätzten EMPRESS[®]-Probe

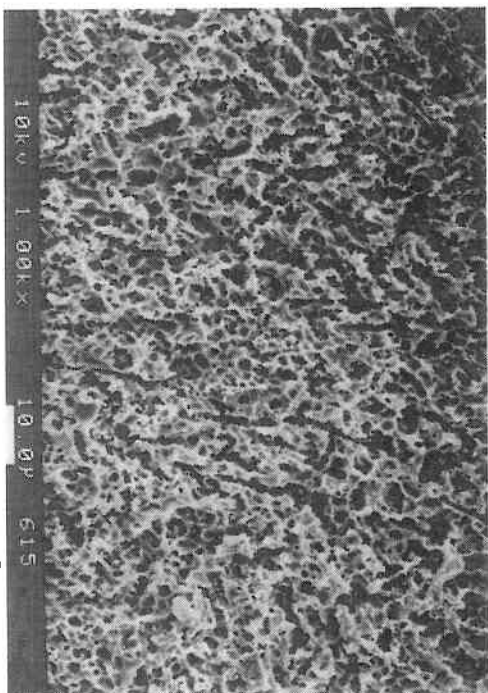


Abb. 9: REM-Aufnahme einer getätzten EMPRESS®-Probe

Jede Probe wurde nach dem Zugversuch unter dem Stereomikroskop bei 40-facher Vergrößerung betrachtet und in Adhäsions-, Kohäsions- und Mischbruch eingeteilt. Als Mischbruch wurden Brüche gewertet, bei denen es sowohl zur Trennung Kleber Probekörper (Adhäsionsbruch), als auch zu Abrissen vom Probekörper selbst und zu Abrissen innerhalb des Befestigungskomposites (Kohäsionsbruch) kam. NKENKE und PRÖBSTER beobachteten in ihren Studien Mischbrüche mit Randrängen (68, 74). Auch in dieser Untersuchung wurden Mischbrüche mit einem Randing beobachtet.

Die Brüche aller Keramikproben erfolgten vorwiegend in der Befestigungskompositenschicht, das heißt sie waren kohäsiv. Die Brucharten stehen in keinem Zusammenhang mit den Haftfestigkeiten. Auch kann anhand der Bruchoberfläche keine Aussage über den Ursprung des Bruches gemacht werden. Weder makroskopisch noch durch stereomikroskopische Untersuchungen kann ein Zusammenhang zwischen der Zugfestigkeit und der Oberflächenerscheinung der Bruchoberfläche hergestellt werden.

Die Abbildungen 10 bis 12 zeigen Beispiele für einen Kohäsions-, einen Misch- und einen Adhäsionsbruch.



Abb. 10: Beispiel für einen kohäsiven Bruch

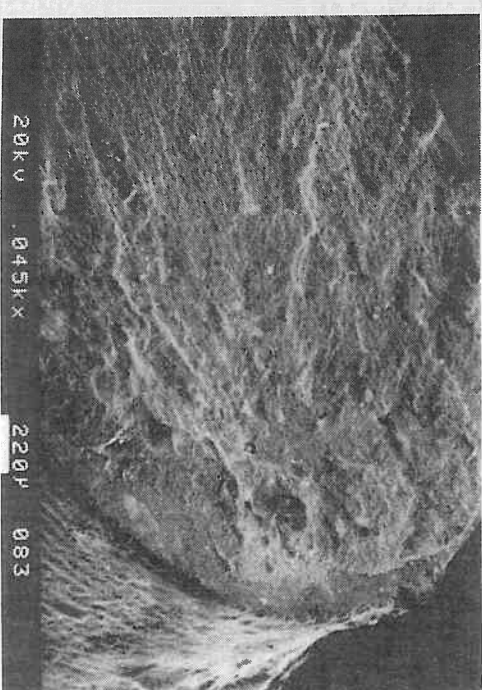


Abb. 11a: Beispiel für einen Mischbruch, am rechten Rand ist es zur Trennung zwischen der Keramik und dem Befestigungskomposit gekommen, im übrigen Bereich liegt ein kohäsiver Bruch vor

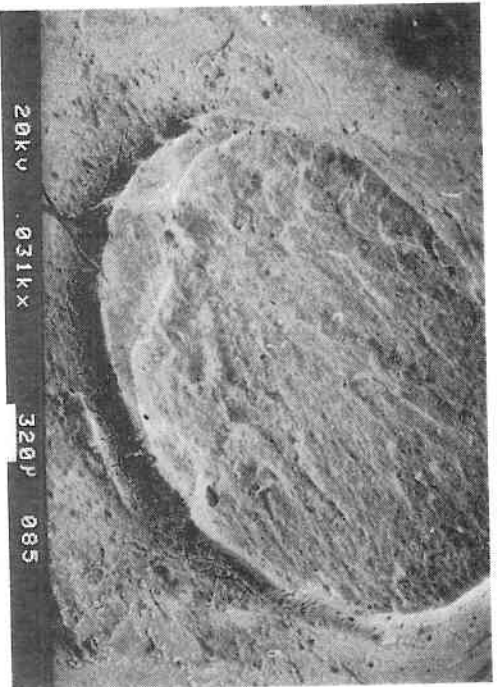


Abb. 11b: Beispiel für einen Mischbruch, es ist die Bruchoberfläche des Antagonisten von Abb. 11a dargestellt



Abb. 12: Beispiel für einen adhesiven Bruch, es sind die Schleifspuren des abgerissenen Probenkörpers in der Befestigungskompositischicht zu sehen

3.2 Kompositinlaymaterialien

Bei den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ist vor allem von Interesse, wie sich die Haftfestigkeiten der Kompositinlaymaterialien durch verschiedene Vorbehandlungen der Oberflächen verändern.

Bond	ungeätzt	ungeätzt, Silan	30 Sek. HF	30 Sek HF Silan	3 Min HF	3 Min HF Silan
Tetric®, Dual Cement®						
ohne Bond	15,23 (3,25)	21,98 (4,41)	23,80 (3,91)	32,26 (2,68)	21,86 (3,12)	23,29 (2,77)
Special Bond II®	17,46 (2,99)	12,30 (2,53)	26,18 (3,90)	29,03 (4,00)	26,04 (2,92)	25,04 (1,96)
Helio- bond®	19,93 (6,79)	10,82 (3,60)	27,68 (4,90)	32,45 (4,60)	27,27 (3,04)	31,12 (2,99)
Pertac®, Sono Cement®						
ohne Bond	15,63 (7,31)	20,85 (4,25)	20,74 (4,17)	33,53 (1,83)	15,45 (8,44)	21,02 (8,12)
Pertac Bond®	17,34 (10,09)	29,40 (2,64)	30,13 (2,53)	23,19 (4,27)	23,25 (3,04)	28,01 (1,22)
Tetric®, Variolink Ultra®						
ohne Bond	19,30 (5,02)	27,44 (3,79)	23,05 (3,11)	26,98 (2,34)	23,27 (6,13)	21,90 (6,18)
Helio- bond®	31,64 (4,69)	35,66 (4,32)	28,16 (7,72)	32,36 (3,35)	29,14 (4,01)	28,18 (5,55)
Isosit®, Dual Cement®						
ohne Bond	15,68 (5,54)		17,76 (1,39)			
Helio- bond®	18,82 (0,84)					

Tab. 6: Ergebnisse der Zugversuche der Kompositinlaymaterialien in MPa (HF = Ätzen mit Flußsäure)

In Tabelle 6 sind die Ergebnisse aller Zugversuche der Kompositinlaymaterialien dargestellt. Es sind jeweils die erzielten Bruchfestigkeiten in MPa als empirischer Mittelwert, sowie die empirischen Standardabweichungen in Klammern angegeben.

In den Abbildungen 13 bis 15 sind die Ergebnisse graphisch dargestellt. Wegen der Übersichtlichkeit sind die Daten in Abbildungen 13 und 14 mit und ohne Vorbehandlung "Bond" dargestellt, in der Abb. 15 nach den verschiedenen Materialien unterteilt.

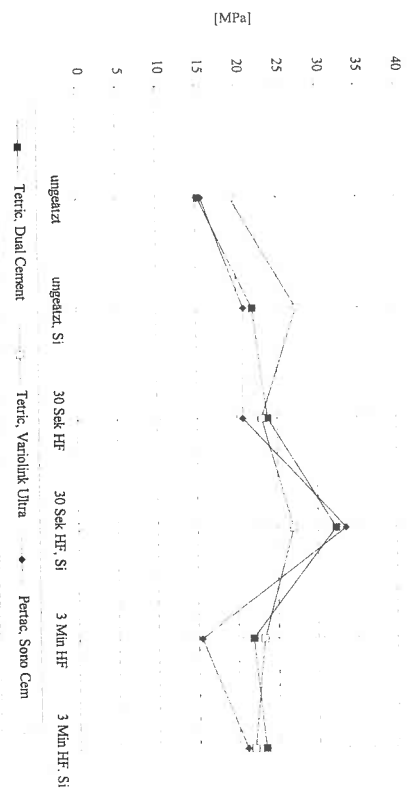


Abb. 13: Haftfestigkeiten ohne Bond

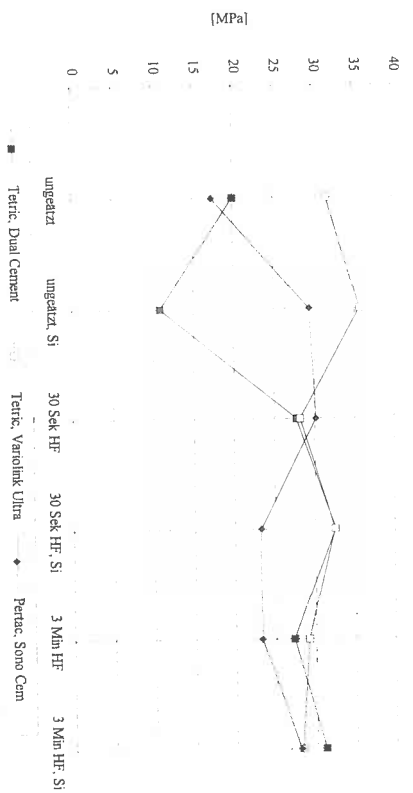


Abb. 14: Haftfestigkeiten mit Bond

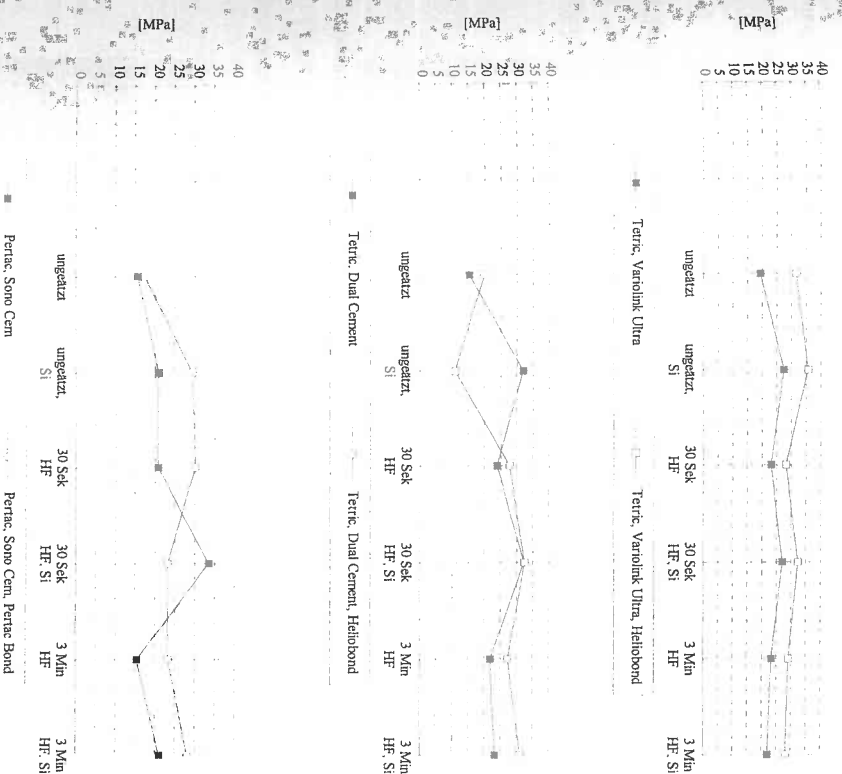


Abb. 5: Haftfestigkeiten für verschiedene Materialien und Vorbehandlungen

Die Varianzanalyse zeigt, daß signifikante Unterschiede in der Haftfestigkeit und eine dreifache Wechselwirkung zwischen Silan, Bond und Ätzen besteht. Wenn man die Haupteffekte analysiert, kann man feststellen, daß Ätzen den größten Einfluß auf die Haftfestigkeit hat, gefolgt vom Haftvermittler und schließlich der Silanisierung.

Verglichen mit den nicht vorbehandelten Gruppen, zeigen die Gruppe "30 Sekunden geätzt mit Flußsäure" und die "silanisierten" Gruppen eine signifikante Steigerung der

Zugfestigkeit. Die Kombination "30 Sekunden geätzt und silanisiert" ergibt einen zusätzlichen Gewinn in der Verbundfestigkeit. Verlängerte Ätzeiten von 3 Minuten ergeben keine Erhöhung der Zugfestigkeit. Das gleiche gilt für 3 Minuten Ätzen und Silanisieren.

Durch die Anwendung von HELIOBOND® als Haftvermittler wird die Haftfestigkeit ebenfalls signifikant gesteigert. Dieses gilt nicht für SPECIAL-BOND-II. Die Unterschiede zwischen den verwendeten ultraschallaktivierten und konventionellen Befestigungskompositen sind nicht signifikant.

3.2.1 REM-Untersuchung

Um den Ätzeinfluß zu untersuchen, wurden rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von den TETRIC®-Proben angefertigt. In den Abbildungen 16 bis 18 sind die TETRIC®-Probenoberfläche in ungeätztem Zustand, nach 30 Sekunden und 3 Minuten Ätzen dargestellt.

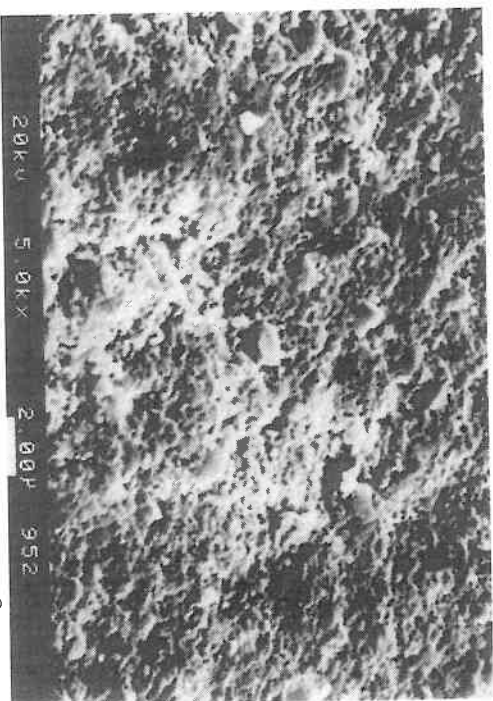


Abb. 16: REM-Aufnahme einer ungeätzten TETRIC®-Probe

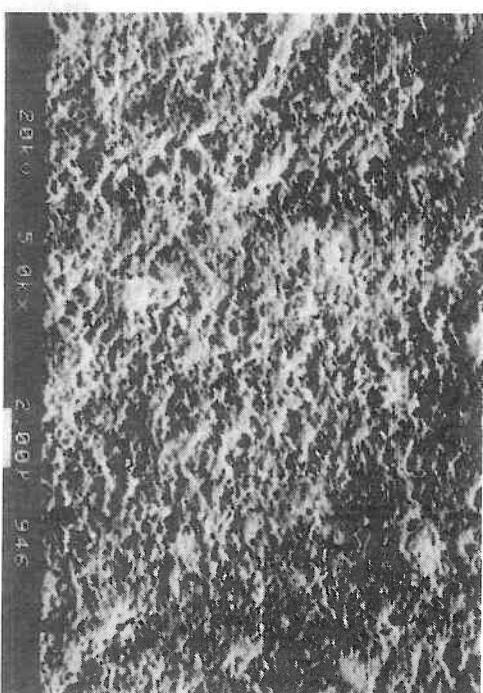


Abb. 17: REM-Aufnahme einer 30 Sekunden geätzten TETRIC®-Probe, die oberflächlich liegenden Füller sind nicht mehr vorhanden



Abb. 18: REM-Aufnahme einer 3 Minuten geätzten TETRIC®-Probe, die Oberflächenstruktur ist verändert, sie weist flächige Defekte auf

Die Proben wurden unter dem Stereomikroskop betrachtet und nach der Art des Bruches in Kohäsions-, Adhäsions- und Mischbrüche eingeteilt. Die meisten Brüche über 20 MPa waren kohäsive Brüche im Befestigungskomposit, während die Brüche unter 20 MPa vornehmlich adhäsiver Natur waren.

In Abbildung 19 ist die REM-Aufnahme eines Mischbruches zu sehen. In der Mitte der Verbundfläche des Antagonisten kam es zu einer Trennung der Befestigungskomposit-schicht, während im Randbereich ein kohäsiver Bruch im Befestigungskomposit vorliegt.

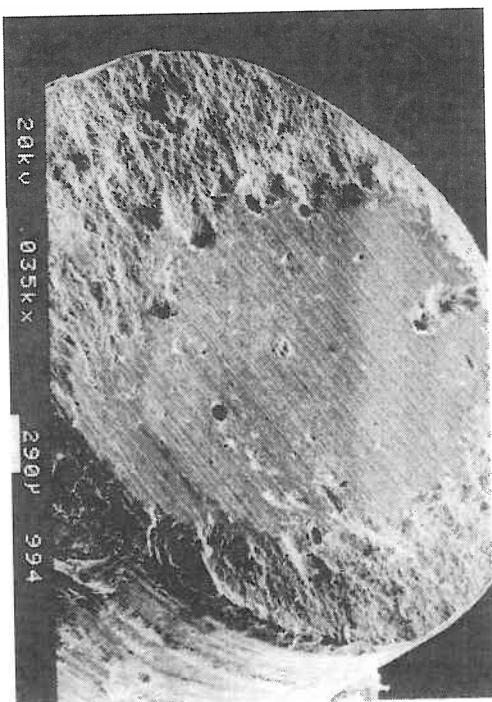


Abb. 19: Beispiel für einen Mischbruch
Zusätzlich sind zahlreiche Lufteinschlüsse erkennbar, die vor allem beim Anmischen des Befestigungskomposites eingebracht werden.

4 Diskussion

Der klinische Erfolg adhäsiver Inlaysysteme ist insbesondere auch abhängig von einem adäquaten Verbund des Befestigungskomposites sowohl mit dem Zahnschmelz als auch mit der Restauration (23, 84, 97).

Grundlage des adhäsiven Eingliederns von zahnfarbenen Inlays ist die von Buonocore 1955 (10) in die Zahnmedizin eingeführte Konditionierung der Schmelzoberfläche mit Orthophosphorsäure und die Verwendung eines gefüllten Befestigungskomposites. Ist der Konditionierungsvorgang korrekt durchgeführt worden, so entstehen Ätzmuster, die so tief sind, daß die Kunststoffadhäsive ca. 25µm (in Extremfällen bis 200 µm) tief in den Schmelz eindringen können. Die erreichten Haftfestigkeiten liegen dann in der Größenordnung der Eigenfestigkeiten des Zahnschmelzes (39, 52).

Der Verbund von Keramikrestaurationen mit dem Befestigungskomposit kann durch vorheriges Ätzen der Keramik mit Flußsäure und anschließende Silanisierung optimiert werden, wie frühere Untersuchungen zeigen (3, 12, 30, 66, 73, 86).

Untersuchungen über Verbundfestigkeiten von Befestigungskompositen mit konventionell hergestellten Kompositinlay-Restaurationen führten zu variierenden Ergebnissen (9, 100). Die Verbundfestigkeit von Befestigungskompositen zu nachverputzten Restaurationen sind bisher nicht umfassend untersucht worden, jedoch kann ein Verbund durch Polymerisation nicht mehr erwartet werden (11). Die Suche gilt neuen Methoden, die eine Oberflächenaktivierung auf mikromechanischem oder chemischem Wege möglich machen.

Als weiterer Schwachpunkt gilt die Klebefuge beim adhäsiven Zementieren. Ein niedriger Füllergehalt sichert eine gute Benetzbarkeit des Zahnschmelzes und der Restauration, bewirkt aber gleichzeitig eine geringere Abrasionsfestigkeit, die mittelfristig zu Substanzverlusten führt (32, 34, 40, 43, 48, 50). Außerdem unterliegen Befestigungskomposite mit niedrigem Füllergehalt einer höheren Polymerisations-schrumpfung (8, 31, 32, 33, 49, 52), die Randspaltbildung und Hypersensibilitäten (31) zur Folge haben kann.

Die Anwendung von hochgefüllten Befestigungskompositen mittels USI-Technik schafft eine auf Thixotropie basierende Viskositätsminderung dieser Komposite und

soll damit ein verbessertes Anfließverhalten bewirken, wodurch der Einsatz hochvisköser Komposite als Befestigungsmaterial möglich wird (32., 50).

4.1 Keramikwerkstoffe

Die Haftfestigkeit wird durch Ätzen mit 5 %iger Flußsäure für 60 Sekunden nur dann erhöht, wenn eine ausgeprägte mikroretentive Struktur erzeugt werden kann, wie es bei EMPRESS® der Fall ist. Keramik weist im Gegensatz zu Schmelz keine gerichteten Strukturen in Form von Schmelzprismen auf. Daher wird zur mikromechanischen Verankerung das unterschiedliche Ätzverhalten der in der Keramik vorliegenden Materialphasen genutzt. Der initiale korrosive Angriff durch die Flußsäure findet bevorzugt an Phasenübergängen bzw. an Oberflächendefekten statt (88).

Ätzen für 60 Sekunden bewirkte bei den DICOR®-Proben keinen Anstieg in der Haftfestigkeit. Diese Ergebnisse stehen im Gegensatz zu denen von BAILEY und BENNET. Für die mit Fluorglimmerkristallen verstärkte Glaskeramik DICOR® wurde in der vorliegenden Untersuchung jedoch 5 %ige Flußsäure und nicht das für das Dicosystem vertriebene 10 %ige Ammoniumbifluorid-Gel verwendet (3).

Auch die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen, daß Silanisieren der Glaskeramik zu einem Anstieg der Zugfestigkeit zwischen der Glaskeramik und dem Befestigungskomposit führt. Dabei ergibt sich kein nennenswerter Unterschied in der Haftfestigkeit bei Verwendung von Ein- oder Zweikomponentensilanen.

Eine Steigerung der Haftfestigkeit mit den ultraschallaktivierten Befestigungskompositen wurde erwartet (17). DUAL CEMENT® besitzt durch die niedrige Viskosität sehr gut benetzende Eigenschaften. SONO CEM® erreicht in der vorliegenden Untersuchung ähnliche Werte, ist jedoch nicht besser. Die ähnlichen Ergebnisse dieser Kleber können durch den Versuchsaufbau erklärt werden. Er ließ keine Ultraschallaktivierung des Klebers von oben auf die Zementfüge zu, wie es nach den Verarbeitungsvorschriften notwendig gewesen wäre.

Die schlechten Ergebnisse von Sono Cem® bezüglich der Streuung sind durch die inhomogene Mischung des hochviskösen Klebers zu erklären. Durch das erschwerte Vermischen der Komponenten kommt es zu Luft einschließen, welche Sollbruchstellen zur Folge haben und die Streuungen erzeugen.

Die Gruppe "EMPRESS®, mit den Vorbehandlungen geätzt und MONOBOND-S®, sowie DUAL CEMENT®" zeigt mit 38,03 MPa die größte Zugfestigkeit und hat den höchsten Weibull-Modul von $m = 13$. Dieses bedeutet, daß die Zugfestigkeiten der einzelnen Proben in dieser Gruppe streuen weniger als in Gruppen mit niedrigerem Weibullmodul. Kleine Werte des Weibullmodul weisen auf große Streuungen hin, während hohe Werte eine größere Zuverlässigkeit bedeuten, das heißt die Ergebnisse der Zugversuche liegen dichter beieinander. Dabei sind der Weibullmodul und die Mittelwerte getrennt voneinander zu betrachten. Höhere Mittelwerte garantieren nicht für geringe Streuungen (59).

4.2 Kompositinlaymaterialien

Um die Abrasionsfestigkeit zu steigern und die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren, werden Kunststoffen Füllstoffe zugesetzt. Zu den Fortschritten auf dem Kompositsektor zählt die Möglichkeit der feinen Ausmahlung von Lithium-Aluminium- und Barium-Aluminiumgläsern zu Korngrößen um 1 µm für die Herstellung röntgenopaker Hybridkomposite (42). Alle anorganischen Füllstoffe werden mit 3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan oberflächenbehandelt (silanisiert), was zum einen zu einer Hydrophobierung, zum anderen zu einem guten chemischen Verbund zwischen anorganischem Füllstoff und organischer Matrix führt, da sonst der Matrixkunststoff die Wärmeausdehnung alleine bestimmt und zwischen Matrix und Füllstoff Hohlräume entstehen würden (16, 40, 90, 91).

Die Ergebnisse der REM-Untersuchung stehen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Zugversuche. Es wird die Annahme bestätigt, daß Ätzen der Kompositoberfläche mit Flußsäure für je 30 Sekunden eine retentive Oberflächenstruktur erzeugt, die zu höheren Haftfestigkeiten führt.

Nach einer relativ kurzen Ätzzeit von 30 Sekunden kann ein additiver Effekt durch Ätzen und Silanisieren beobachtet werden. Dieser kann durch die großen Füllkörper erklärt werden, die teilweise angelöst, in der Matrix eingeschlossen liegen. Hierdurch wird einerseits eine retentive Oberflächenstruktur erzeugt, andererseits bietet sich dem Silan die Möglichkeit, einen chemischen Verbund zu exponierten Füllkörpern herzustellen.

Nach 3 Minuten Ätzen sind alle Füllkörper vollständig aufgelöst. Nach dieser Ätzzeit muß davon ausgegangen werden, daß nun auch die Matrix einen Substanzverlust zu

verzeichnen hat. Die retentive Oberflächenstruktur ist nicht mehr so ausgeprägt, wie nach einer Ätzeit von 30 Sekunden. Deshalb konnte keine zusätzliche Erhöhung der Haftfestigkeit bei verlängerter Ätzeit beobachtet werden. Da sämtliche Füllkörper vollständig aufgelöst sind, ergibt sich nun auch für das Silan keine Möglichkeit mehr, einen chemischen Verbund mit den Füllkörpern einzugehen.

Die Abbildungen 21 bis 23 zeigen eine vereinfachte graphische Darstellung des Ätzevorganges.

Nach dem Beschleifen zeigt die Oberfläche von beiden Hybridkompositmaterialien silanisierter Füllkörper, die von der Matrix ummantelt sind.

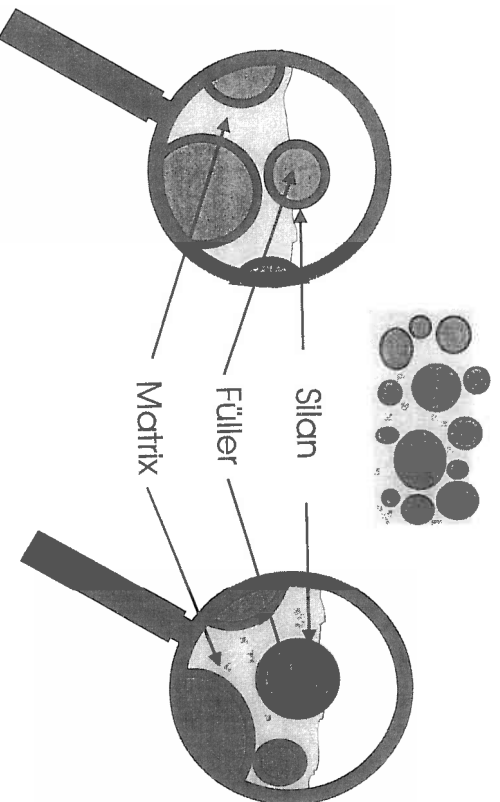


Abb. 21: Kompositoberfläche nach dem Beschleifen

Nach 30 Sekunden Ätzen mit Flußsäure sind die kleineren Füllkörper, die nicht mit dem größten Umfang von der Matrix umschlossen waren, herausgelöst und hinterlassen einen leeren Raum in der Oberfläche. Größere Füller befinden sich locker in ihrer Position.

Eine Erklärung für die zirkuläre Auflösung der Füller auch in der Matrix ist, daß die silanisierte Oberfläche der Füller der Hydrolyse unterliegen, ehe die Füllkörperoberfläche von der Flußsäure angegriffen wird (1, 90, 91).

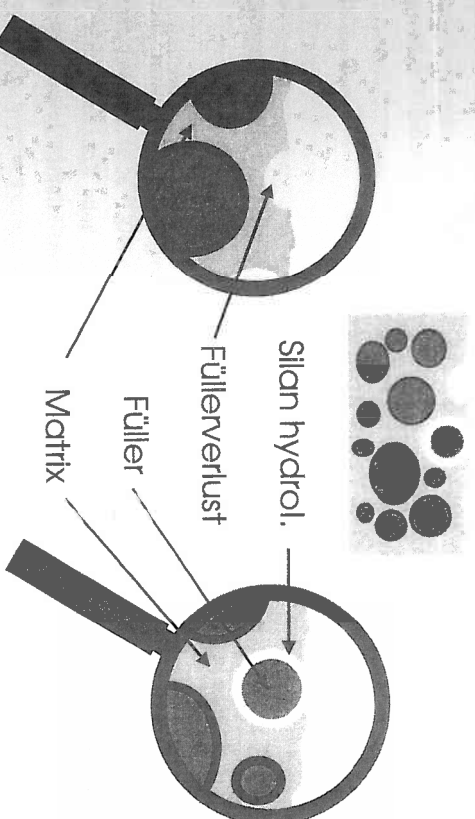


Abb. 22: Kompositoberfläche nach 30 Sekunden Ätzen mit Flußsäure

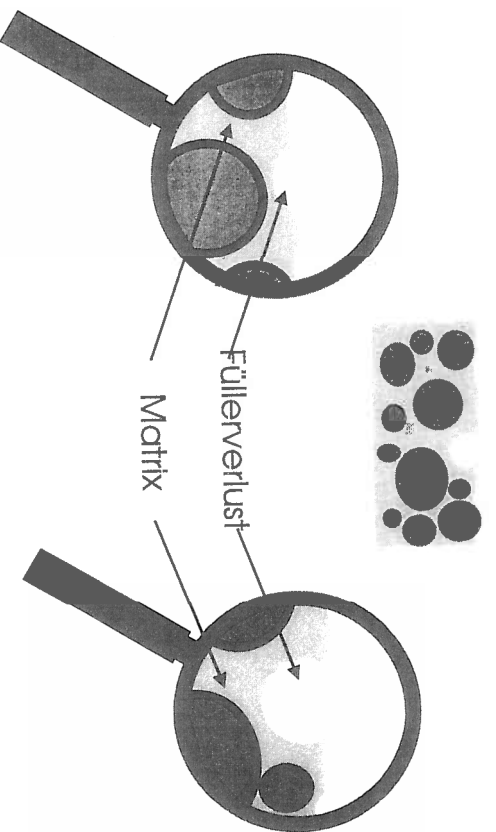


Abb. 23: Kompositoberfläche nach 3 Min Ätzen mit Flußsäure

Nach 3 Minuten Ätzen sind auch große Füller herausgelöst und eine retentive Matrixstruktur verbleibt.

Die gegensätzlichen Ergebnisse der Flußsäure-Ätzung von Kompositen dieser Untersuchung mit denen von MITCHUM et al. und SWIFT et al. müssen darauf zurückgeführt werden, daß in ihren Studien entweder zu hohe Konzentrationen der Flußsäure (9,6%) oder zu lange Ätzzeiten von ein bis fünf Minuten gewählt wurden (61).

Inwieweit sehr kurze Ätzzeiten von z. B. 15 Sekunden und anschließende Silanisierung eine weitere Verbesserung bei Hybridkompositen ergeben (Partikel werden nur angeätzt und nicht aufgelöst), wurde in dieser Studie nicht geklärt. Dabei könnten sich auch Unterschiede zwischen leichter ätzbaren Glasparkeln und schwerer ätzbaren Quarzpartikeln ergeben.

Die Effekte der Vorbehandlung 30 Sekunden Ätzen und Silanisierung sind ebenfalls in Anwesenheit eines Bondes zu beobachten. Das Bond erhöht die Haftfestigkeit, indem es in die kleinsten Oberflächenrauhigkeiten penetriert. Dieses Ergebnis wird von anderen Autoren bestätigt (2, 9). GUERTSEN weist im REM bei Hybridkompositen große Hohlräume zur Schmelzgrenze auf, als Ausdruck von Luft einschließen. Durch

den hohen Füllerteil reicht der Anteil an freien Monomeren nicht aus, so daß eine intermediäre Schicht aus einem Haftvermittler notwendig ist (23), denn die Füllkörper können nicht in das Ätzmuster eindringen und behindern die Benetzung mit Monomer (2, 80).

Daß Bond die Haftfestigkeit von hochgefüllten, ultraschallaktivierten Befestigungskompositen mehr als die von niedrig gefüllten Zementen erhöht, kann durch den Versuchsaufbau erklärt werden. Die exakte und starre Befestigung der Proben in den Stahlhalterungen und deren Montage in der Zugmaschine gewährleisten einen verwindungsfreien, axialen Zugversuch. Sie verhindert jedoch die Übertragung der Ultraschallwellen, so daß ein großer Teil der Schwingungen absorbiert wird, die zu einem vorübergehenden Herabsetzen der Viskosität des Befestigungskomposites notwendig sind, um den Zement durch die Thixotropie an die Probenoberflächen anfließen lassen. Somit sind die gut benetzenden Eigenschaften der ultraschallaktivierten Komposite schlechter, als die in mehr vergleichbaren klinischen Situationen.

4.3 Problem der Streuungen

Auffallend sind die zum Teil großen Streuungen sowohl bei den Keramik-, als auch bei den Kompositenlaymaterialien.

Speziell bei spröden Materialien reagierten alle bruchmechanischen Untersuchungsmethoden, wie die durchgeführten Zugversuche, empfindlich auf Risse und Störstellen, z. B. Annisfehler in Form von Blasen oder Benetzungfehler infolge ungleichmäßiger Oberflächenkonditionierung (18). Die bruchmechanische Prüfmethode ist besonders praxisnah, weil die oben genannten Fehler, an kritischer Stelle vorhanden, auch die Haftfestigkeit in vivo stark beeinflussen. Die hohe Standardabweichung spiegelt dieses wider: an kritischer Stelle, wie z. B. am Rißgrund, erleichtert ein Fehler ganz entscheidend den Rißfortschritt. Für eine solche Probe ergibt sich dann eine erheblich kleinere Haftfestigkeit (18).

Die äußeren Versuchsbedingungen wurden bei allen Zugversuchen konstant gehalten. Die Probenoberflächen wurden in den Stahlhalterungen geschliffen und anschließend

in die Zugmaschine eingesetzt. Auf diese Weise wurde sichergestellt, daß alle Proben die gleiche Oberflächenrauigkeit und exakt parallele Oberflächen für die Zugversuche aufwiesen. Zudem wurde die glatte Oberfläche der keramischen Proben entfernt, welche ein zum Grundmaterial unterschiedliches Ätzverhalten zeigt (88). Bei den Komposit-Proben wurde die matrixreiche Oberfläche entfernt, die keine Füllkörper enthält und ein Ätzen unmöglich werden läßt.

Wenn alle experimentellen Faktoren, die das Bruchverhalten beeinflussen können, konstant gehalten wurden, können die Streuungen auf die Sprödigkeit des Materials zurückzuführen sein (74). Das Kraft/Zeit-Diagramm auf Seite 19 zeigt den Verlauf eines spröden Bruches. Das lineare Ansteigen der Kraft erfolgt ohne eine plastische Verformung des Materials bis unmittelbar vor dem Bruch (65). Ferner ist spröden Materialien gemein, daß die Bruchoberfläche keinen Hinweis auf die Bruchfestigkeit gibt (65).

Die Anzahl von Rissen in einem spröden Material ist abhängig von seinem Volumen und die Festigkeit eines spröden Materials hängt von der Größe dieser Risse ab. Daraus folgt, daß große Proben eher brechen, da bei ihnen die Wahrscheinlichkeit, daß sie einen größeren Riß enthalten höher ist. Daß die Zugfestigkeit volumenabhängig ist, konnte NKENKE in seiner Untersuchung durch höhere Haftfestigkeitswerte für kleinere Spaltbreiten (50µm und 100µm) belegen (68).

Die Zugversuche wurden 30 Minuten nach Initiation der Polymerisation durchgeführt. Da zu diesem Zeitpunkt 90% der Polymerisationskontraktion stattgefunden hat, ist ein Ablösen von Teilbereichen des Klebers durch die entstandene Spannung möglich.

Durch die zwei Pastenkomponenten der Befestigungskomposite konnte es zu ungenauen Mischungsverhältnissen kommen, die dann zu unterschiedlichen kohäsiven Eigenschaften führen. Ferner kann es durch das Vermischen der zwei Komponenten zu Luft einschließen kommen, welche die kohäsive Kraft des Befestigungskomposites schwächen (57, 65).

4.4 Ausblick

Aufgrund der aufwendigen und zeitintensiven Probenherstellung und -präparationen sollte für nachfolgende Untersuchungen die Anwendung statistischer Versuchs-

methoden in Betracht gezogen werden. Hierzu bieten sich die Methoden zur Versuchsplanung von TAGUCHI und SHAININ an.

Die Versuchsplanung nach TAGUCHI arbeitet mit orthogonalen Versuchsplänen. Hierdurch ist gegenüber vollfaktoriellen Versuchsplänen, vor allem bei mehr als vier untersuchten Parametern eine deutliche Reduktion des Versuchsumfanges möglich. Ein großer Vorteil der Taguchi-Methode liegt darin, daß die Verknüpfung von Parametern graphisch darstellbar sind. Der Nachteil dieser Technik ist darin zu sehen, daß Wechselwirkungen zwischen den Parametern bei der Versuchsplanung bekannt sein müssen und zu berücksichtigen sind (95).

Ziel der Versuchsplanung nach SHAININ ist es, signifikante Einflußgrößen von nicht signifikanten zu trennen und die signifikanten Parameter auf einen Optimalwert einzustellen. Gegenüber der Methode von TAGUCHI hat die Versuchsplanung nach SHAININ den Vorteil des Aufzeigens von Wechselwirkungen zwischen den Parametern und der einfachen graphischen Auswertung. Ein Nachteil ist, daß ein Parameter nur zwei Ausgangsstufen besitzen darf, von denen bekannt sein muß, welcher zu einer Verbesserung des Ergebnisses führt (6).

Eine Möglichkeit, um eine vermutete Verbesserung der Parametereinstellungen mit minimalem Versuchsaufwand, vor allem bei einer großen Zahl von Variablen, statistisch nachzuweisen, ist der sogenannte B versus C-Test.

Vertrauensbereich	B neue (verbesserte) Bedingung	C bestehende Bedingung
99,9	6	6
99,0	4	5
95,0	3	3
90,0	2	3

Tab. 7: Stichprobengröße für den jeweiligen Vertrauensbereich

Für diese Art der Verifizierung werden Stichprobengrößen vorgeschlagen, welche nach einem randomisierten Schema zusammengestellt werden müssen. Je nachdem, mit

welcher statistischen Sicherheit dieser Nachweis erfolgen soll, bereitet man für beide Bedingungen die vorgeschriebene Stichprobenzahl vor und prüft diese randomisiert. Liegt die schlechteste der vermeintlich besseren Proben (B) in ihrem Ergebnis besser, als die beste der bestehenden Proben, so hat man mit der entsprechenden Wahrscheinlichkeit eine Verbesserung erzielt (6).

5 Zusammenfassung

Durch Zugversuche (334 Prüfkörper) wurde der Einfluß unterschiedlicher Vorbehandlungen auf die Haftfestigkeit von Keramik- und Kompositinlaymaterialien sowie deren Verbundfestigkeit mit dualhärtenden und ultraschallaktivierbaren Befestigungskompositen untersucht.

An insgesamt 92 Proben der Glaskeramikmaterialien EMPRESS® und DICOR® wurde der Einfluß der Flußsäureätzung (5%, 60 Sekunden) sowie die Konditionierung mit Einkomponentensilan (MONOBOND-S®) oder Zweikomponentensilan (SILICOUP®) untersucht. Als Befestigungskomposite kamen DUAL CEMENT® und das ultraschallaktivierbare SONO CEM® zum Einsatz.

An insgesamt 242 Proben der Kompositinlaymaterialien TETRIC®, PERTAC®, und ISOSIT® wurden der Einfluß verschiedener Vorbehandlungen (Ätzen mit 5 %iger Flußsäure, 30 Sekunden bzw. 3 Minuten, ohne oder mit Silanisieren mit dem Einkomponentensilan MONOBOND-S® sowie die Verwendung der Bonder PERTAC-BOND®, HELIOBOND® bzw. SPECIAL-BOND-II®) untersucht. Darüberhinaus wurden die Befestigungskomposite DUAL CEMENT® und die ultraschallaktivierbaren SONO CEM® und VARIOLINK ULTRA® geprüft.

Alle Proben hatten einen Durchmesser von 3 mm und wurden exakt planparallel geschliffen. Jede Polymerisation wurde bei einer konstanten Spaltbreite von 100µm durchgeführt. 30 Minuten nach Lichtpolymerisation der Befestigungskomposite wurde der Zugversuch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 200µm pro Minute gestartet. Es wurden von jedem Material rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen der Proben sowohl vor den Zugversuchen als auch danach durchgeführt.

Bei den Keramikwerkstoffen zeigte die Gruppe EMPRESS® mit der Kombination geätzt, MONOBOND-S® und DUAL CEMENT® die höchste Zugfestigkeit (Mittelwert $38,03 \pm 2,96$ MPa) und die größte Zuverlässigkeit (Weibullmodul $m = 13$).

Bei den Kompositinlaymaterialien erhöhten sich die Haftfestigkeitswerte, wenn die Oberflächen für 30 Sekunden geätzt wurden. An REM-Bildern konnte gezeigt werden, daß durch diese Vorbehandlung die Füllkörper angeätzt bzw. teilweise aus der Matrix herausgelöst werden, so daß ein zusätzlicher mikromechanischer Verbund geschaffen wird. Eine Verlängerung der Ätzeit auf drei Minuten führte zu keiner weiteren Erhöhung der Haftfestigkeit. Die REM-Bilder zeigten, daß dann alle Füllkörper aus der Oberfläche herausgelöst sind und die Matrixoberfläche verändert ist. Bei ungeätzten und geätzten Proben erhöhte sich die Haftfestigkeit, wenn ein Einkomponentensilan verwendet wurde. Das Silan benetzt die freigelegten Füllkörper, so daß zum mikromechanischen, ein chemischer Verbund kommt. Bei drei Minuten geätzten Proben erhöhten sich die Werte nicht mehr, da praktisch keine Partikel für einen chemischen Verbund mit Silan zur Verfügung stehen.

Im Allgemeinen erhöhte sich die Haftfestigkeit, wenn ein Bond (sog. Schmelz- bzw. Universalbond) verwendet wurde. Dieses trifft nicht auf das für Isosit[®] entwickelte SPECIAL-BOND-II[®] zu.

Die ultraschallaktivierten und dualhärtenden Befestigungskomposite zeigten ähnliche Ergebnisse. Allerdings konnte durch den Versuchsaufbau die Ultraschalleinleitung nicht wie in vivo unbehindert durchgeführt werden.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Anagnostopoulos, T.; Eliades, G.; Palaghias, G.
Composition, reactivity and surface interactions of three dental silane primers
Dent Mater 9: 182 - 190, 1993
- 2 Assmussen, E.
Clinical Relevance of Physical, Chemical and Bonding Properties of Composite Resins
Oper Dent 185: 1061 - 1073, 1985
- 3 Bailey, L. F.; Benett, R. J.
Dicor[®] Surface Treatments for Enhanced Bonding
J Dent Res 67: 925 - 931, 1988
- 4 Beham, G.
IPS-Empress[®]: Eine neue Keramik-Technologie
Ivoclar-Vivadent-Report 6, 1990
- 5 Black, K. A.
Advanced Ceramics
Intereram 38: 2, 1989
- 6 Bothe K. A.
World Class Quality
American Management Association Membership Publication Division, 125 - 136, 1988
- 7 Bowen, K.
Advanced Ceramics
Scientific American 255: 147 - 153, 1986
- 8 Bowen, R. L.; Nemoto, K.; Rapson, J.E.
Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue: forces developing in composite materials during hardening
J Am Dent Assoc 106: 475, 1983
- 9 Boyer, D.B.; Chan, K.C.; Reinhardt, J. W.
Build-up and Repair of Light-cured Composites: Bond strength
J Dent Res 63: 1241 - 1244, 1984
- 10 Buonocore, M. G.
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces
J Dent Res 34: 849 - 853, 1955

- 11 Burtcher, P.
Stability of radicals in cured composite materials
Dent Mater 9: 218 - 221, 1993
- 12 Calamia, J. R.
Etched porcelain veneers: the current state of the art
Quint Int 16: 5 - 12, 1985
- 13 Calamia, J. R.; Simonson, R. J.
Effect of coupling agent on bond strength of etched porcelain
J Dent Res 63: 179, 1984
- 14 Crumpler, D. C.; Bayne, S. C.; Sockwell, S.; Brunson, D.; Roberson, T. M.
Bonding to resurfaced posterior composites
Dent Mater 5: 417 - 424, 1989
- 15 Davidson, C. L.; deGee, A. J.
Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites
J Dent Res 63: 146 - 148, 1984
- 16 Dermann, K.; Brauer, G. M.; Rupp, N. W.
Einfluß von Füllstoffen und Silanisierungsmethoden auf Festigkeit und
Randspaltverhalten einiger experimenteller Komposite
Dtsch Zahnärztl Z 37: 160 - 163, 1982
- 17 Ebert, J.; Petschelt, A.
USI-Technik ohne Bond
Dtsch Zahnärztl Z in Druck
- 18 Edelhoft, D.; Marx, R.
Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach
unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung
Dtsch Zahnärztl Z 50: 112 - 117, 1995
- 19 Eichner, K.
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band II
Hüthig Verlag, 135 - 171, 1985
- 20 Feilzer, A. J.; deGee, A. J.; Davidson, C. L.
Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded Resin Layers
J Dent Res 68: 48 - 50, 1989
- 21 Ferracane, J. L.; Condon, J. R.
Post-cure heat treatments for composites: properties and fractography
Dent Mater 8: 290, 1992

- 22 Füllemann, J.; Lutz, F.
Direktes Kompositinlay
Schweiz Msch Zahnmed 98: 759 - 764, 1988
- 23 Geurtsen, W.; Schmal, V.; Hilgers, R.
Untersuchungen über den Verbund zweier Kompositypen mit angeätztem
Schmelz
Dtsch Zahnärztl Z 45: 299 - 302, 1990
- 24 Gregory, W. A.; Pounder, B.; Bakus, E.
Bond strengths of chemically dissimilar repaired composite resins
J Prost Dent 64: 664 - 668, 1990
- 25 Haas, M.; Arnetzl, G.; Wegscheider, W. A.; Leopold, C.; Lorenzoni, M.
Die adhäsive Inlaytechnik in der Restaurativen Zahnheilkunde: Erfahrungen nach
5-jähriger klinischer Anwendung
Z Stomatol 89: 29 - 38, 1992
- 26 Haller, B.; Klaiber, B.
Kompositinlays als zahnfarbene Seitenzahnrestaurationen
Zahnärztl Mitt 79: 920, 1989
- 27 Haller, B.; Klaiber, B.; Tarenz, O.; Hofmann, N.
Zur Verbundfestigkeit zwischen Kompositinlays und Befestigungszement
Dtsch Zahnärztl Z 45: 669 - 672, 1990
- 28 Haller, B.; Thull, R.; Klaiber, B.; Schmitz, A.
Höckerstabilisierung durch Adhäsivnlays in MOD-Kavitäten
Dtsch Zahnärztl Z 45: 660 - 663, 1990
- 29 Hannig, M.; Albers, H.-K.
Kompositinlays aus SR-Isovit im klinischen Kurzzeittest
Dtsch Zahnärztl Z 45: 236, 1990
- 30 Hayakawa, T.; Horie, K.; Aida, M.; Kanaya, H.; Kobayashi, T.; Murata, Y.
The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin to
dental porcelain
Dent Mater 8: 238, 1992
- 31 Hickel, R.
Zur Problematik hypersensibler Zähne nach Eingliederung von Adhäsivnlays
Dtsch Zahnärztl Z 45: 740 - 742, 1990
- 32 Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H.
Neuer Stand der zahnfarbenen Seitenzahnrestaurationen
Zahnärztl Mitt 82: 74, 1992

- 33 Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H.; Nkenke, E.; Petschelt, A.
Bond strength of five bonding composite resins to cerac-ceramic®
International symposium on computer restorations
Mörmann, W.H. (Herausgeb.) Quintessenz Berlin, 567 - 575, 1991
- 34 Hickel, R.; Heid, M.; Kunzelmann, K.-H.; Petschelt, A.
Durchhärtiefe von lichthärtenden Kompositen unter Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 47: 182, 1992
- 35 Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H.; Obermeier, T.
Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich
Teil I
Zahnärztl Welt 103: 610 - 618, 1994
- 36 Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H., Schreyer, D.
Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich
Teil II
Zahnärztl Welt 103: 690 - 697, 1994
- 37 Jäger, K.; Witz, J.; Schmidli, F.
Porzellaninlays als Amalgamersatz?
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1345, 1990
- 38 James, D. F.
Zahnfarbene Inlays mit der SR-Isovit Inlay/Onlay-Technik
Quint 36: 1665 - 1671, 1986
- 39 Janda, R.;
Die Konditionierung der Zahnschmelz
Teil I: Der Zahnschmelz
Philp J 4: 210 - 220, 1988
- 40 Janda, R.;
Polymer Materialien für adhäsive prophylaktische und restaurative Maßnahmen,
2 Teil
Zahnärztl Welt 101: 596 - 600, 1992
- 41 Kao, E. C.; Pryor, H. G.; Johnston, W. M.
Strength of composites repaired by laminating with dissimilar composites
J Prosth Dent 60: 328 - 333, 1988
- 42 Klaiber, B.; Haller, B.
Technologie und Fortschritt in der kons. Zahnheilkunde
Dtsch Zahnärztl Z 44: 563 - 568, 1989

- 43 Krämer N.; Kunzelmann, K.-H.;
Klinische Studie zur Eignung eines Kronenverblendmaterials als Kompositinlay
Dtsch Zahnärztl Z 48: 427 - 430, 1993
- 44 Krejci, I.; Pizzo, K.; Lutz, F.
Dentinhafung bei zahnfarbenen adhäsiven MOD-Sofortinlays als Komposit
Schweiz Mscr Zahnmed 100: 1151 - 1159, 1990
- 45 Krejci, I.; Poretti, F.; Lutz, F.
Randadaptation von Adhäsiv-Inlays nach Entfernung unpolymerisierten
Kompositement
Dtsch Zahnärztl Z 47: 26, 1992
- 46 Krejci, I.; Stergion, G.; Lutz, F.
Einfluß der Nachvergiftung auf die Verschleißfestigkeit von Kompositmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 46: 400 - 406, 1991
- 47 Kullmann, W. E.
Zur Klassifikation von Befestigungskunststoffen für Ätz-Klebe-Restaurationen
Dtsch Zahnärztl Z 43: 1072, 1988
- 48 Kunzelmann, K.-H.; Deigner, M.; Hickel, R.
Dreimedieneintrieb von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme
Dtsch Zahnärztl Z 48: 109 - 111, 1993
- 49 Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.; Meister, C.; Petschelt, A.
Curing contraction in thin bonding composite resin layers
International symposium on computer restorations
Mörmann, W. H. (Herausg.) Quintessenz Berlin, 577 - 589, 1991,
- 50 Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.; Petschelt, A.
Die Ultraschalleinsetztechnik am Beispiel des Pertac-Hybridinlay-Systems
Zahnärztl Welt 101: 764 - 768, 1992
- 51 Lacy, A. M.; Laluz, J.; Watanabe, L. G.; Dellinges, M.
Effect of porcelain surface treatment on the bond of composite
J Proth Dent 60: 288 - 291, 1988
- 52 Lambrechts, P.; Inokoshi, S.; van Meerbeek, B.; Willems, G.; Braem, M.;
Vanherle, G.
Classification and Potential of Composite luting materials
W. H. Mörmann (Herausg.) Quintessenz Berlin, 61 - 90, 1991
- 53 Lutz, F.; Krejci, I.; Barankow, F.
Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations
Dent Mater 7: 107 - 113, 1991

- 54 Lutz, F.; Krejci, I.; Mörmann, W.
Die zahnfarbene Seitenzahn-Restauraton
Philp J 3: 127 - 137, 1987
- 55 Lutz, F.; Phillips, R. W.; Roulet, J. F.; Setcos, J. C.
In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites
J Dent R 63: 914 - 920, 1984
- 56 Marolf, R.; Roulet, J. F.; Mörmann, W. H.; Lutz, F.
Kompositinlays - Randqualität und Verschleiß nach 6 Monaten
Schweiz Mtschr Zahnmed 94: 1215 - 1223, 1984
- 57 Marx, R.
Ursachen für das Versagen von Klebeverbindungen bei Adhäsivbrücken
Schweiz Mtschr Zahnmed 97: 1081 - 1086, 1987
- 58 Matsumura, H.; Kawahara, M.; Tanaka, T.; Aisuta, M.
A New Porcelain Repair System with a Silane Coupler, Ferric Chloride, and
Adhesive Opaque Resin
J Dent Res 68: 813 - 818, 1989
- 59 McCabe, J. F.; Carrick, T. E.
A statistical approach to the mechanical testing of dental materials
Dent Mater 2: 139 - 142, 1986
- 60 McCabe, J. F.; Wallis, A. W. G.,
The treatment of results for tensile bond strengths testing
J Dent 14: 165 - 168, 1986
- 61 Mitchem, J. C.; Ferracane, J. L.; Gronas, D. G.
The Etching of Hybrid Composites to Facilitate Cementation or Repair
Dental School Oregon Health Sciences University
- 62 Mörmann W. H.; Ameye, C.; Lutz, F.
Kompositinlays: Marginale Adaptation, Randqualität, Porosität und okklusaler
Verschleiß
Dtsch Zahnärztl Z 37: 438 - 441, 1982
- 63 Mörmann, W. H.; Brandistini, M.; Ferru, A.; Lutz F.; Krejci, I.
Marginal Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro
Schweiz Mtschr Zahnmed 95: 1118 - 1129, 1985
- 64 Mörmann, W. H.; Brandistini, M.; Lutz, F.; Barbarikow, F.
Chairside computer-aided direct ceramic inlays
Quint Int 20: 329 - 339, 1989

- 65 Mojon, P.; Hawbolt, E. B.; MacEntee, M. I.; Belser, U. C.
Maximum Bond Strength of Dental Luting Cement to Amalgam Alloy
J Dent Res 68: 1545 - 49, 1989
- 66 Müller, G.
Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken
Dtsch Zahnärztl Z 43: 438 - 441, 1988
- 67 Nicholls, J. I.
Tensile bond of resin cements of porcelain veneers
J Prost Dent 60: 443 - 447, 1988
- 68 Nkenke, E.
Haftfestigkeit von Kompositklebern an Keramikoberflächen
Med. Diss., Erlangen, 1991
- 69 Noack, M. J.; Roulet, J. F.
Tooth-colored inlays
Curr Opin Dent 1: 172 - 178, 1991
- 70 Noack, M. J.; Roulet, J. F.; Bergmann, P.
A New method to lute tooth colored inlays with highly filled composite resins
J Dent Res 70: 457 Abst. No.1528, 1991
- 71 O'Brien, W. J.; Yee, J.
Microstructure of Posterior Restorations of Composite Resin after Clinical Wear
Oper Dent 5: 90 - 94, 1980
- 72 Peutzfeld, A. Asmussen, E.
Effect of temperature and duration of postcure on selected mechanical properties
of resin composite containing carboxylic anhydrides
Scand J Res 100: 296 - 298, 1992
- 73 Pratt, R. C.; Burgess, J. O.; Schwartz, R. S.
Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems
J Prost Dent 62: 11 - 13, 1989
- 74 Pröbster, L.
Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen von Mißerfolgen in der
Adhäsivprothetik
Dtsch Zahnärztl Z 45: 332-336, 1990
- 75 Puckett, A. D.; Holder, R.; O'Hara, J. W.
Strength of Posterior Composite Repairs Using Different Composite/Bonding
Agent Combinations
Oper Dent 16: 136, 1991

- 76 Reinhardt, K.-J.
Vorteil und Risiko des Kunststoffinlays
Dtsch Zahnärztl Z 44: 769, 1989
- 77 Reinhardt, K.-J.; Andres, Th.
Zum Einfluß der Liegedauer auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen im
Schwellastversuch
Dtsch Zahnärztl Z 44: 800, 1991
- 78 Reinhardt, K.-J.
Resdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 46: 204 - 208, 1991
- 79 Reinhardt, K.-J.; Smolka, R.
Kunststoffe im Seitenzahnbereich - Füllung oder Inlay
Dtsch Zahnärztl Z 43: 909, 1988
- 80 Reinhardt, K.-J.
Der Einfluß des Bonder auf die Randständigkeit und Belastbarkeit von
Komposit- Füllungen
Dtsch Zahnärztl Z 47: 176 - 178, 1992
- 81 Reinhardt, K.-J.
Spezielle Möglichkeiten der extorale Vergütung
Dtsch Zahnärztl Z 46: 407 - 409, 1991
- 82 Reinhardt, K.-J.
Die extraorale Vergütung von Kompositinlays
Dtsch Zahnärztl Z 46: 342 - 345, 1991
- 83 Roulet, J.-F.; Jaeger, U.; Ameye, C.; Mörmann, W.
Quantitative SEM-analysis of composite inlay margins after fatigue stress
J Dent Res 63: 175. Abstr. No. 37, 1984
- 84 Rueggeberg, F. A.
Substrate for adhesion testing to tooth structure - Review of the literature
Dent mater 7: 2, 1991
- 85 Saunders, W. P.;
Effect of fatigue upon the interfacial bond strength of repaired composite resins
J Dent 18: 158 - 162, 1990
- 86 Schäffer, H.; Dumfahrt, H.; Gausch, K.
Oberflächenstruktur und Substanzverlust beim Ätzen Keramischer Massen
Schweiz Mschr Zahnmed 99: 530 - 543, 1989

- 87 Schaller, H. G.; Götz, W.; Bertams, U.
Prüfung der Wandständigkeit verschiedener Komposit-Kunststoffe im
Seitenzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 43: 914 - 918, 1988
- 88 Sindel, J.; Kunzelmann, K.-H.
Vergleich der Ätzbarkeit von Leuzit-Glaskeramiken
Dtsch Zahnärztl Z 48: 478 - 480, 1993
- 89 Sindel, J.; Kunzelmann, K.-H.; Petschelt, A.
The biaxial flexure strength of visible light-cured composites
J Dent Res 73: 974, 1994
- 90 Söderholm, K. J.
Die hydrolytische Degradation von Composite
Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen
Philip J 5: 323 - 328, 1988
- 91 Söderholm, K. J.
Die hydrolytische Degradation von Composite
Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis
Philip J 6: 75 - 78, 1989
- 92 Söderholm, K. J.
Influence of Silane Treatment and Filler Fraction on Thermal Expansion of
Composite Resins
J Dent Res 63: 1321 - 1326, 1984
- 93 Swift, E. J.; Levalley, B. D.,
Evaluation of New Methods for Composite Repair
Dent Mater 8: 362 - 365, 1992
- 94 Swift, E. J.; Brodeur, C.
Treatment of Resin Composite Surfaces for Indirect Bonding
Dent Mater 8: 193 - 196, 1992
- 95 Taguchi, G.;
Introduction to Quality Engineering
Asian Productivity Organisation, White Plains, New York, 1986
- 96 Tam, L. E.; McComb, D.
Shear bond strength of resin luting cements to laboratory-made composite resin
veners
J Prosthet Dent 66: 314 - 321, 1991
- 97 Tate, W. H.; DeSchepper, E. J.; Powers, J. M.
In-Vitro Bond Strength of Resin Cements to Composites
J Dent Res 71: 277 Abstr. No. 1373, 1992

- 98 Tiller, H.-J.; Garschke A., Birnberg, R.
Probleme und Erfahrungen zum Keramik-Kunststoff-Verbund - Das Keramik-Reparatursystem Silistore
Zahnärztl Welt 98: 776 - 784, 1989
- 99 Tjan, A.; Dent, D.; Glancy, J.;
Interfacial bond strength between layers of visible light-activated composites
J Prosth Dent 59: 25 - 29, 1988
- 100 Vankerckhoven, H.; Lambrechts, P.; Van Beylen, M.; Davidson, C. L.; Vanherle, G.
Unreacted Methacrylate Groups on the Surfaces of Composite Resins
J Dent Res 61: 791 - 795, 1982
- 101 Walten, J. N.
Esthetic alternatives for posterior teeth, porcelain and laboratory-processed composite resins
J Can Assoc 58: 820 - 823, 1992
- 102 Weibull, W.
A Statistical Distribution Function of Wide Applicability
J Appl Mech 18: 293 - 297, 1951
- 103 Wendt, S. L.
The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. I. Diametral tensile strength, compressive strength and marginal dimensional stability
Quint Int 18: 265 - 271, 1987
- 104 Wendt, S. L.
The effect of heat used as a secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability
Quint Int 18: 351 - 356, 1987
- 105 Wolf, D. M.; Powers, J. M.; O'Keefe, K. L.
Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents
Dent Mater 8: 158 - 161, 1992
- 106 Wolf, D. M.; Powers, J. M.; O'Keefe, K. L.
Bond strength of Composite to Etched or Sandblasted Porcelain
J Dent Res 71: 277 Abstr. No. 1371, 1992

7 Anhang

7.1 Materialien

- | | | |
|----|-----------------------|----------------------------------|
| 1 | Air-Block® | De Trey Dentsply, Konstanz, BRD |
| 2 | Aluminiumattachement | Siemens, Weinheim, BRD |
| 3 | Dicor® | De Trey Dentsply, Konstanz, BRD |
| 4 | Dual Cement® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 5 | Heliobond® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 6 | IPS CERAMIC®-Ätztigel | Ivoclar, Liechtenstein, LIE |
| 7 | IPS-Empress® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 8 | Monobond-S® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 9 | Nimetic Grip® | Espe, Seefeld, BRD |
| 10 | Pertac-Bond® | Espe, Seefeld, BRD |
| 11 | Pertac-Hybrid® | Espe, Seefeld, BRD |
| 12 | Silicoup® | Heraeus Kulzer, Wehrheim/Ts, BRD |
| 13 | Special-Bond-II® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 14 | SR-Isosit® | Ivoclar, Liechtenstein, LIE |
| 15 | Sono Cem® | Espe, Seefeld/Oberbayern, BRD |
| 16 | Tetric® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |
| 17 | Variolink Ultra® | Vivadent, Ellwangen/Jagst, BRD |

7.2 Meßwerte Dicor

C = kohäsiv, A = adhäsiv, M = Mischform

Dicor, 60 Sek. geätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	17,35
2	M	24,70
3	M	29,90
4	A	21,65
5	C	24,29
6	A	13,05
7	C	26,78
8	A	25,53
9	A	28,17
10	A	26,37
Mittelwert		23,69
Standardabweichung		5,03

Dicor, ungeätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	25,67
2	A	21,78
3	A	13,60
4	M	31,64
5	A	31,92
6	A	30,52
7	A	28,45
8	M	25,95
9	A	26,37
10	A	20,82
11	A	25,53
12	A	14,29
Mittelwert		24,71
Standardabweichung		6,10

7.3 Meßwerte Empress

IPS-Empress, ungeätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	19,7
2	M	25,53
3	M	25,12
4	M	19,57
5	M	24,56
6	M	25,26
7	M	27,75
8	M	20,95
9	M	21,37
10	M	23,31
11	M	29,4
12	C	25,81
13	M	25,26
14	C	27,06
15	M	31,22
Mittelwert		24,79
Standardabweichung		3,39

IPS-Empress, 60 Sek. geätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	M	38,86
2	C	41,91
3	M	40,38
4	C	35,80
5	C	41,91
6	C	34,0
7	M	35,39
8	C	37,75
9	M	34,0
10	M	36,36
11	C	40,94
12	M	41,34
13	C	34,42
14	C	40,38
15	C	37,05
Mittelwert		38,03
Standardabweichung		2,96

IPS-Empress, 60 Sek. geätzt, Silicoup, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	M	36,08
2	C	43,85
3	M	44,96
4	M	35,39
5	M	26,37
6	M	33,03
7	A	21,93
8	C	36,5
9	C	40,52
10	C	40,38
11	C	41,91
12	C	39,97
13	M	34,55
14	M	38,02
15	C	34,69
Mittelwert		36,54
Standardabweichung		6,19

IPS-Empress, 60 Sek. geätzt, Monobond-S, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	35,25
2	C	36,22
3	C	41,35
4	C	39,69
5	M	22,20
6	C	39,69
7	M	35,02
8	C	36,47
9	C	41,27
10	M	40,56
11	M	40,93
12	C	39,75
13	C	41,23
14	C	22,43
15	C	23,94
Mittelwert		35,73
Standardabweichung		7,02

IPS-Empress, 60 Sek. geätzt, Silicoup, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	M	36,22
2	C	25,25
3	C	37,47
4	M	34,69
5	M	35,11
6	M	33,02
7	C	36,57
8	C	24,18
9	C	37,53
10	M	33,23
11	C	35,98
12	M	32,61
13	M	36,98
14	C	28,40
15	M	37,16
Mittelwert		33,63
Standardabweichung		4,37

7.4 Meßwerte für Tetrie

Tetrie, ungeätzt, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	20,53
2	A	16,37
3	C	15,96
4	A	10,96
5	A	14,43
6	A	13,18
Mittelwert		15,23
Standardabweichung		3,25

Tetrie, ungeätzt, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	18,04
2	A	16,93
3	A	21,04
4	A	19,39
5	A	12,20
6	A	17,20
Mittelwert		17,46
Standardabweichung		2,99

Tetric, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	M	26,37
2	M	22,20
3	C	31,78
4	C	30,53
5	M	30,39
6	C	32,88
Mittelwert		29,03
Standardabweichung		4,00

Tetric, 30 Sek. geätzt, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	M	21,37
2	M	26,09
3	C	31,22
4	C	29,42
5	C	21,93
6	C	27,06
Mittelwert		26,18
Standardabweichung		3,90

Tetric, 3 Min. geätzt, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	29,14
2	C	24,98
3	M	23,87
4	C	21,93
5	C	29,00
6	C	27,33
Mittelwert		26,04
Standardabweichung		2,92

Tetric, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	27,33
2	C	20,81
3	C	22,48
4	C	26,08
5	C	20,81
6	C	22,20
Mittelwert		23,29
Standardabweichung		2,77

Tetric, ungeätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	26,92
2	A	19,98
3	A	27,33
4	A	22,2
5	A	16,3
6	A	19,15
Mittelwert		21,98
Standardabweichung		4,41

Tetric, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	34,97
2	A	28,17
3	C	32,19
4	C	34,69
5	C	33,44
6	C	30,11
Mittelwert		32,26
Standardabweichung		2,68

Tetric, ungeätzt, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	25,39
2	A	13,87
3	A	27,3
4	A	15,40
5	A	12,21
6	A	25,39
Mittelwert		19,93
Standardabweichung		6,79

Tetric, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	31,22
2	M	24,29
3	M	33,72
4	A	34,28
5	C	33,03
6	C	38,16
Mittelwert		32,45
Standardabweichung		4,6

Tetric, 30 Sek. geätzt, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	30,39
2	C	33,72
3	C	24,29
4	A	23,59
5	C	20,06
6	C	32,05
Mittelwert		27,68
Standardabweichung		4,9

Tetric, 30 Sek. geätzt, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	20,7
2	A	28,93
3	A	23,98
4	A	21,36
5	A	28,21
6	A	19,9
Mittelwert		23,8
Standardabweichung		3,91

Tetric, 3 Min. geätzt, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	21,94
2	A	21,26
3	A	27,88
4	A	20,5
5	A	18,83
6	A	20,78
Mittelwert		21,86
Standardabweichung		3,12

Tetric, 3 Min. geätzt, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	28,66
2	C	27,75
3	A	24,00
4	A	25,89
5	A	32,38
6	A	24,95
Mittelwert		27,27
Standardabweichung		3,04

Tetric, 3 Min. geätzt, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	24,00
2	A	26,08
3	A	23,59
4	A	28,43
5	A	24,94
6	A	23,20
Mittelwert		25,04
Standardabweichung		1,96

Tetric, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	35,27
2	A	29,13
3	A	30,29
4	A	30,12
5	C	34,29
6	A	27,66
Mittelwert		31,12
Standardabweichung		2,99

Tetric, ungeätzt, Monobond-S, Spec.-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	C	13,34
2	C	11,84
3	A	9,62
4	C	15,58
5	C	9,32
6	C	14,30
Mittelwert		12,3
Standardabweichung		2,53

Tetric, ungeätzt, Monobond-S, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	9,40
2	A	8,57
3	A	7,61
4	A	9,05
5	C	13,3
6	A	17,01
Mittelwert		10,82
Standardabweichung		3,60

Tetric, ungeätzt, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	A	23,3
2	A	17,41
3	A	11,16
4	A	17,2
5	A	23,81
6	A	23,26
Mittelwert		19,3
Standardabweichung		5,02

Tetric, ungeätzt, Monobond-S, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	A	23,64
2	A	22,49
3	A	26,63
4	C	30,71
5	C	31,57
6	A	29,63
Mittelwert		27,44
Standardabweichung		3,79

Tetric, ungeätzt, Monobond-S, Heliobond, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	31,23
2	M	33,36
3	C	39,06
4	C	42,13
5	C	36,38
6	C	31,81
Mittelwert		35,66
Standardabweichung		4,32

Tetric, ungeätzt, Heliobond, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	31,73
2	C	35,19
3	C	34,94
4	A	22,6
5	C	33,77
6	C	31,64
Mittelwert		31,65
Standardabweichung		4,68

Tetric, 3 Min. geätzt, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	24,83
2	C	26,88
3	A	26,7
4	C	19,6
5	C	29,07
6	C	12,59
Mittelwert		23,27
Standardabweichung		6,13

Tetric, 30 Sek geätzt, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	A	20,7
2	C	26,26
3	C	20,63
4	A	22,53
5	C	27,57
6	A	20,63
Mittelwert		23,05
Standardabweichung		3,11

Tetric, 30 Sek. geätzt, Heliobond, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	24,81
2	C	34,89
3	A	20,2
4	C	33,31
5	C	37,37
6	A	19,41
Mittelwert		28,16
Standardabweichung		7,72

Tetric, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	26,63
2	A	27,71
3	M	25,54
4	C	27,74
5	C	28,16
6	C	22,98
Mittelwert		26,98
Standardabweichung		2,34

Tetric, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	35,37
2	C	27,9
3	C	35,61
4	C	30,11
5	C	35,0
6	A	30,21
Mittelwert		32,36
Standardabweichung		3,35

Tetric, 3 Min. geätzt, Heliobond, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	C	27,16
2	C	34,54
3	C	27,57
4	A	23,5
5	C	32,7
6	C	29,4
Mittelwert		29,14
Standardabweichung		4,01

Tetric, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	A	9,77
2	C	25,29
3	C	23,56
4	A	25,77
5	A	25,69
6	A	21,36
Mittelwert		21,90
Standardabweichung		6,18

Tetric, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Heliobond, Variolink ultra

Nr.	Bruch	MPa
1	M	37,34
2	C	29,70
3	C	27,27
4	C	25,24
5	C	29,04
6	A	20,58
Mittelwert		28,1
Standardabweichung		5,55

7.5 Meßwerte für Pertac

Pertac, ungeätzt, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	A	22,76
2	A	21,09
3	A	11,10
4	C	22,76
5	A	8,04
6	A	8,04
Mittelwert		15,63
Standardabweichung		7,31

Pertac, ungeätzt, Pertac-Bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	27,75
2	A	26,37
3	A	24,98
4	C	6,52
5	C	6,80
6	A	11,65
Mittelwert		17,34
Standardabweichung		10,09

Pertac, 30 Sek. geätzt, Pertac-Bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	28,45
2	C	29,96
3	C	33,03
4	M	26,64
5	C	29,69
6	M	33,02
Mittelwert		30,13
Standardabweichung		2,53

Pertac, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	31,91
2	C	34,69
3	C	31,09
4	C	33,03
5	A	35,80
6	C	34,69
Mittelwert		33,53
Standardabweichung		1,83

Pertac, 30 Sek. geätzt, Monobond-S, Pertac-bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	A	26,09
2	M	26,64
3	C	19,70
4	C	26,64
5	M	16,37
6	C	23,73
Mittelwert		23,19
Standardabweichung		4,27

Pertac, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	26,92
2	A	13,87
3	C	28,17
4	C	25,67
5	A	8,19
6	C	23,31
Mittelwert		21,02
Standardabweichung		8,12

Pertac, ungeätzt, Monobond-S, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	20,01
2	C	20,11
3	M	26,00
4	C	15,80
5	C	16,41
6	M	21,76
Mittelwert		20,85
Standardabweichung		4,25

Pertac, ungeätzt, Monobond-S, Pertac-Bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	27,17
2	A	32,7
3	M	27,5
4	M	31,37
5	C	26,50
6	C	31,13
Mittelwert		29,40
Standardabweichung		2,64

Pertac, 30 Sek. geätzt, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	20,30
2	A	19,67
3	A	26,37
4	C	22,60
5	C	21,76
6	A	13,71
Mittelwert		20,74
Standardabweichung		4,17

Pertac, 3 Min. geätzt, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	M	20,76
2	C	9,88
3	C	13,2
4	C	23,48
5	C	8,28
6	A	17,1
Mittelwert		15,45
Standardabweichung		8,44

Pertac, 3 Min. geätzt, Pertac-Bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	C	24,28
2	M	27,87
3	M	22,86
4	C	20,7
5	C	24,5
6	C	19,32
Mittelwert		23,25
Standardabweichung		3,04

Pertac, 3 Min. geätzt, Monobond-S, Pertac-Bond, Sono-Cem

Nr.	Bruch	MPa
1	A	28,0
2	C	29,96
3	C	28,02
4	C	26,77
5	A	28,6
6	M	26,7
Mittelwert		28,01
Standardabweichung		1,22

7.6 Meßwerte für Isosit

Isosit, ungeätzt, Special-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	M	20,40
2	M	9,71
3	M	12,21
4	M	20,40
Mittelwert		15,68
Standardabweichung		5,54

Isosit, 30 Sek. geätzt, Special-Bond-II, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	19,15
2	C	16,38
3	A	17,76
Mittelwert		17,76
Standardabweichung		1,39

Isosit, ungeätzt, Heliobond, Dual-Cement

Nr.	Bruch	MPa
1	A	18,73
2	A	19,71
3	A	18,04
Mittelwert		18,82
Standardabweichung		0,84

7.7 Varianzanalyse

Source of Variation	Sum of Squares	DF	Mean square	F	Signi of
Main Effects					
Silan	2630,161	4	657,540	16,938	.00
Bond	250,663	1	250,663	6,457	.01
Etch	547,891	1	547,891	14,113	.00
	1545,026	2	772,513	19,900	.00
2-way Interactions					
Silan Bond	463,738	5	92,748	2,389	.03
Silan Etch	238,511	1	238,511	6,144	.01
Bond Etch	122,866	2	61,433	1,582	.20
	156,357	2	78,178	2,014	.13
3-way Interactions					
Silan Bond Etch	325,030	2	162,515	4,186	.01
	325,030	2	162,515	4,186	.01
Explained					
	3418,929	11	310,812	8,006	.00
Residual					
	9083,982	234	38,820		
Total					
	12502,911	245	51,032		

251 Cases were processed.
5 Cases (2.0 PTC) were missing.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Hiekel für die Anregung zu dem Thema der Dissertation, für sein stetes Interesse und für die Unterstützung in jeder Hinsicht.

Herrn Dr. K.-H. Kunzelmann danke ich für die zahlreichen Ratschläge und die stete Gesprächsbereitschaft und insbesondere für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Darüberhinaus bin ich Herrn Prof. Dr. A. Petschelt, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie in Erlangen zu Dank verpflichtet.

Mein Dank gilt auch Herrn J. Sindel für die Einweisung am Rasterelektronenmikroskop und Herrn F. Rubbert für die konstruktiven Diskussionen werkstoffkundlicher Aspekte.

Bei Herrn Herold möchte ich mich für die Durchführung der Fotoarbeiten bedanken.

Lebenslauf

11. März 1963	geboren in Braunschweig
8/1969 - 7/1973	Besuch der Philipp-Reis-Schule in Bremen
7/1973 - 6/1982	Besuch des Gymnasium Horn in Bremen
6/1982	Abitur
8/1982-1/1985	Ausbildung zur Zahnarzthelferin in der Praxis Dres. H. Pfannenstiel/ A. Steinacker in Bremen
1/1985	Abschlußprüfung zur Zahnarzthelferin vor der Zahnärztekammer in Bremen
2/1985-3/1985	Anstellung als Zahnarzthelferin in der Praxis Dres. H. Pfannenstiel/ A. Steinacker in Bremen
6/1985 - 4/1987	Anstellung als Zahnarzthelferin in der Praxis Dr. M. Brenner in Hamburg
5/1987 - 12/1992	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
1/1993	Approbation
2/1993 - 7/1994	Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. P. Roth in Möhrendorf/Kleinseebach
seit 10/94	Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. A. Steinacker in Bremen