

Experimentelle Untersuchungen von Stumpfaufbau-Werkstoffen
und Adhäsiv-Systemen zu Zahnhartsubstanzen und
metallischen Werkstoffen

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

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

von Zahnarzt Michael Gomolka
geboren am 02.06.1974 in Torgau

Gutachter

- 1. Prof. Dr. Welker, Jena**
- 2. Prof. Dr. Glockmann, Jena**
- 3. Prof. Dr. Lehmann, Marburg**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 01.07.2003

1 Inhaltsverzeichnis

		Seite
1	Inhaltsverzeichnis	2
2	Zusammenfassung	5
3	Einleitung	7
3.1	Entwicklung und Bedeutung der Composites	7
3.1.1	Aufbau der Composites	10
3.1.1.1	Organische Phase	10
3.1.1.2	Anorganische Phase	11
3.1.1.3	Verbundphase	12
3.1.2	Polymerisationsmechanismus	12
3.1.2.1	Photopolymerisation	12
3.1.2.2	Autopolymerisation	14
3.1.3	Ormocere	14
3.2	Entwicklung und Bedeutung der Glasionomerezemente	15
3.3	Verbundpartner plastisch-restaurativer Dentalwerkstoffe	17
3.3.1	Metallische Werkstoffe	17
3.3.2	Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin	18
4	Aufgabenstellung	24
5	Material und Methode	27
5.1	Untersuchte Werkstoffe und deren Zubereitung	27
5.1.1	Composites	27
5.1.1.1	Photopolymerisierende Präparate	27
5.1.1.2	Autopolymerisierende Präparate	27
5.1.1.3	Dualhärtende Präparate	29
5.1.2	Glasionomerezement	29
5.1.3	Adhäsivsysteme	30
5.1.4	Legierungen	34
5.1.5	Weitere Werkstoffe	34
5.2	Herstellung der Prüfkörper	35
5.2.1	Prüfkörper für die Untersuchungen von Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Mikrohärtigkeit, Wasseraufnahme, exogener Verfärbungsneigung, Röntgenopazität und Opazität	35
5.2.2	Prüfkörper für die Untersuchung der Druckfestigkeit	36
5.2.3	Prüfkörper für die Untersuchung des Microleakage	36

5.2.4	Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung	37
5.2.5	Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin	38
5.3	Untersuchungs-Methoden	39
5.3.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	39
5.3.2	Druckfestigkeit	40
5.3.3	Mikrohärte nach Vickers	40
5.3.4	3-Medien-Abrasion	41
5.3.5	Durchhär்த்தiefe	43
5.3.6	Exogene Verfärbungsneigung	43
5.3.7	Polymerisationstemperatur	44
5.3.8	Microleakage	45
5.3.9	Wasseraufnahme	45
5.3.10	Röntgenopazität	46
5.3.11	Opazität	46
5.3.12	Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung	46
5.3.13	Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin	47
6	Ergebnisse	48
6.1	Biegefestigkeit	48
6.2	Elastizitätsmodul	49
6.3	Druckfestigkeit	50
6.4	Mikrohärte nach Vickers	51
6.5	3-Medien-Abrasion	52
6.6	Durchhär்த்தiefe	52
6.7	Exogene Verfärbungsneigung	53
6.8	Polymerisationstemperatur	56
6.9	Microleakage	57
6.10	Wasseraufnahme	58
6.11	Röntgenopazität	59
6.12	Opazität	59
6.13	Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung	60
6.13.1	Scherhaftfestigkeit am Titan	60
6.13.2	Scherhaftfestigkeit an einer Goldlegierung	61
6.14	Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin	63
6.14.1	Scherhaftfestigkeit am Schmelz	63
6.14.2	Scherhaftfestigkeit am Dentin	66
7	Diskussion	69
7.1	Biegefestigkeit	69
7.2	Elastizitätsmodul	70
7.3	Druckfestigkeit	72
7.4	Mikrohärte nach Vickers	73
7.5	3-Medien-Abrasion	74
7.6	Durchhär்த்தiefe	75

7.7	Exogene Verfärbungsneigung	76
7.8	Polymerisationstemperatur	77
7.9	Microleakage	77
7.10	Wasseraufnahme	79
7.11	Röntgenopazität	80
7.12	Opazität	81
7.13	Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung	81
7.14	Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin	82
8	Schlussfolgerung	86
9	Tabellenanhang	89
9.1	Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	89
9.2	Druckfestigkeit und Mikrohärtigkeit nach Vickers	90
9.3	3-Medien-Abrasion	92
9.4	Durchhärttiefe	92
9.5	Exogene Verfärbungsneigung	93
9.6	Polymerisationstemperatur	96
9.7	Microleakage	96
9.8	Wasseraufnahme	97
9.9	Röntgenopazität	98
9.10	Opazität	99
9.11	Scherhaftfestigkeit am Titan	99
9.12	Scherhaftfestigkeit an der Goldlegierung	101
9.13	Scherhaftfestigkeit am Schmelz	103
9.14	Scherhaftfestigkeit am Dentin	104
10	Literaturverzeichnis	110
11	Anhang	125

2 Zusammenfassung

Sechs kommerziell erhältliche Stumpfaufbaucomposites, ein experimentelles Stumpfaufbaucomposite und ein Glasionomerzement gleicher Indikation wurden bezüglich ihrer mechanisch-physikalischen Werkstoffeigenschaften untersucht. Bei dem experimentellen Material handelte es sich um ein Entwicklungsmuster (Pocore) der Firma 3M ESPE als Vertreter der Feinstpartikel-Hybrid-Composites. Als kommerzielle Materialien wurden die Produkte Definite core (Degussa) als Vertreter der ormocerhaltigen Composites, sowie Rebuilda LC, Rebuilda D (beide von VOCO), LuxaCore (DMG), Coradent (Vivadent) und CoreRestore (Kerr) als Feinstpartikel-Hybrid-Composites geprüft. Bei dem Glasionomerzement handelte es sich um Ketac-Molar (3M ESPE).

Zur Charakterisierung der Materialeigenschaften wurden Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Druckfestigkeit, Mikrohärtigkeit nach Vickers, 3-Medien-Abrasion, Durchhärttiefe, exogene Verfärbungsneigung, Polymerisationstemperatur, Microleakage, Wasseraufnahme, Röntgenopazität und Opazität untersucht. Zusätzlich wurde die Scherhaftfestigkeit zu Schmelz und Dentin - bei den Composites unter Verwendung von Dentinhaftvermittlern - gemessen, und es wurden Möglichkeiten zur Steigerung des chemischen Haftverbundes der Stumpfaufbaumaterialien an Wurzelstiften aus Titan und einer Goldlegierung geprüft.

Ziel der Untersuchung war es, Unterschiede zwischen den einzelnen Feinstpartikel-Hybrid-Composites und dem Glasionomerzement festzustellen, sowie Unterschiede hinsichtlich ihres Verbundes zu Schmelz bzw. Dentin und Titan bzw. Goldlegierung. Weiterhin sollte herausgefunden werden, inwieweit sich Einkomponenten-Haftvermittler hinsichtlich der erreichbaren Scherhaftfestigkeit von den Mehrkomponenten-Adhäsiven unterscheiden und ob die Kombination mit dem jeweiligen produktspezifischen Composite zwingend ist.

Stumpfaufbaumaterialien auf Compositebasis erwiesen sich dem Glasionomerzement in allen untersuchten Parametern überlegen. Der Haftverbund zum Dentin war aber noch nicht bei allen Systemen ausreichend hoch, und die Kombination mit dem jeweiligen produktspezifischen Composite ist zwingend. Die Verbundfestigkeit von Aufbaucomposite zu Titan

und einer Goldlegierung wurde durch funktionierende Metall-Kunststoff-Verbundverfahren z.B. Rocatec-Konditionierung, erhöht.

Insgesamt erwies sich das ormocerhaltige Composite Definite core einschließlich produkt-spezifischem Haftvermittler bei fast allen Parametern als bestes Stumpfaufbau-System.

3 Einleitung

3.1 Entwicklung und Bedeutung der Composite

Am Anfang dieses Jahrhunderts musste sich die Zahnmedizin mit der Problematik auseinandersetzen, Zähne im sichtbaren Bereich auf eine ästhetisch ansprechende und dauerhafte Art wiederherzustellen. Sowohl die Industrie als auch die medizinische Forschung haben sich dieser Herausforderung angenommen und seither mit einer immensen Intensität an der Entwicklung eines zahnfarbenen, werkstoffkundlich und klinisch optimalen Füllungsmaterials gearbeitet. Bis zur Praxisreife durchlief der Prozess der Erforschung und Erprobung viele Etappen.

So ist schon 1903 versucht worden auf der Basis von Silikatzementen kariöse Läsionen zahnfarben zu restaurieren. Jedoch waren diese Materialien pulpatoxisch und zeigten hohe Löslichkeit im Mundbereich sowie hohe Abrasionsverluste (Kleinbölting 1990). Die Silikatzemente galten bis in die 50iger Jahre als Frontzahnfüllungsmaterialien der Wahl (Pilz 1985).

1931 wurde durch Bauer und Röhm die Methacrylsäure mit Methylalkohol verestert und so der Methacrylsäure-Methylester (MMA) dargestellt. Die von Roth 1935 beschriebene Druck-/Hitze polymerisation von MMA zu Polymethylmethacrylat (PMMA) führte zur Entwicklung eines Einlagefüllsystems, das Vollrath 1941 vorstellte. In den Nachkriegsjahren erfolgte eine beschleunigte Weiterentwicklung der Kunststofftechnologie. Mit den Acrylaten bestand Aussicht auf einen tauglichen Füllungskunststoff (Ziener 1983, Viohl 1985, Kleinbölting 1990). Die ab 1947 kommerziell vertriebenen selbsthärtenden Acrylate zeigten aber erhebliche Schwächen, wie elastische Verformung, Farbinstabilität, Polymerisationsschrumpfung, ungenügende mechanische Resistenz, Pulpareizung durch Restmonomere, starke Quellung infolge Wasseraufnahme sowie Randspaltbildung durch einen hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Dietze 1985, Pilz 1985).

Die Basis für die heute mit gutem klinischen Erfolg eingesetzten Füllungsmaterialien, die Composites, ist durch drei Grundideen in den 60iger Jahren gelegt worden (Viohl 1985):

1. Das bei den Acrylaten verwendete kleine Monomermolekül Methylmethacrylat wurde 1962 durch das von Bowen und seinen Mitarbeitern entwickelte und in der Literatur als Bowen-Formel eingegangene Makromolekül Bis-Phenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-

GMA) ersetzt. Es entstand als Reaktionsprodukt von Bis-Phenol-A und Glycidylmethacrylat. An beiden Molekülen verfügte es über eine reaktionsfähige Doppelbindung und war dadurch zur Bildung eines vernetzten Polymers befähigt. Bis-GMA konnte die Polymerisationsschrumpfung wesentlich verringern (Ueberall 1984, Dietze 1985).

2. Um die mechanische Festigkeit zu erhöhen, wurden der organischen Grundkomponente Füllstoffe zugesetzt. Diese bestanden aus Glasstäbchen, Glasfasern oder Glasperlen, welche bei den ersten derartig modifizierten Kunststoffen noch keine chemische Verbindung mit der Grundsubstanz eingingen (Knock 1951). Durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der verwendeten Materialkomponenten kam ein Pumpeffekt zustande. Um die Füllstoffe herum bildete sich ein Spaltraum, der für Verfärbung und Quellung verantwortlich war und die mechanische Widerstandsfähigkeit schwächte (Alexandridis 1984, Viohl 1974, Pilz 1985). Durch das Herausbrechen von Füllstoffpartikeln unter Belastung entstanden raue, die Plaqueanlagerung und exogene Verfärbung begünstigende Oberflächen (Kleinbölting 1990).

3. Durch weitere Entwicklungen gelang es die Füllstoffe in die organische Grundsubstanz chemisch einzubinden. Mit einer siliziumorganischen Substanz vorbehandelt, erhielten die Füllstoffpartikel eine chemisch verankerte organische Schicht, die in der Lage war, fest mit der Kunststoffkomponente zu polymerisieren (Viohl 1985). Das Ergebnis waren dem Prinzip nach die heute gebräuchlichen Composites.

In der heutigen zahnärztlichen Praxis nehmen die Composites inzwischen einen hohen Stellenwert ein. Da die ästhetischen Ansprüche ständig steigen, werden die Composites über Frontzahnfüllungen hinaus zur Versorgung von okklusionstragenden Füllungen im Seitenzahngebiet, zur Fissurenversiegelung, für stabilisierende Aufbaufüllungen endodontisch behandelter Zähne, zur Herstellung von Compositeinlays, sowie als Befestigungswerkstoff verwendet (Heinz 1991). Leider lassen Composites, um allen Indikationen gerecht zu werden immer noch einige Wünsche offen, wie z.B. geringere Polymerisationsschrumpfung, verringerte Abrasion (Gängler 1995). Die Industrie arbeitet kontinuierlich an der Optimierung der Compositematerialien.

Für den Stumpfaufbau von vitalen und devitalen Zähnen werden in der Regel Amalgam und Zemente verwendet. Die Nachteile dieser Werkstoffe sind allerdings der fehlende bzw. nicht ausreichende Verbund zur Zahnhartsubstanz und die meist nicht ausreichenden mechanischen Eigenschaften. Amalgam wird als biologisch bedenklich bewertet und hat a priori ästhetische Nachteile. Spezielle Werkstoffe für Stumpfaufbauten gibt es momentan nur wenige auf dem

Markt. Strub et. al. (1994) definieren Stumpfaufbauten als Wiederaufbau verlorengangener Zahnschubstanz prothetischer Pfeilerzähne mit plastischen oder gegossenen Materialien.

Bei ungenügendem Verbund kann es bei der Abformung des Stumpfes mit Abformmaterialien von hoher Endhärte zum Lösen des Stumpfaufbaumaterials kommen. Bei nicht dentinunterstützten Schmelzarealen und dünnwandiger Struktur kann es bei Verwendung nichtadhäsiver Aufbauwerkstoffe zur Fraktur der aufzubauenden Zahnhartsubstanz kommen. Aufbaumaterialien, die nicht chemisch angebunden sind werden von der Präparation häufig abgesprengt. Das betrifft besonders die Zemente wegen ihrer Sprödigkeit.

In neuerer Zeit kommen Stumpfaufbaumaterialien auf Compositebasis auf den Markt. Da diese Stumpfaufbaumaterialien in Kombination mit Dentinadhäsiven verwendet werden, könnten Folgen des unzureichenden Verbundes zur Zahnhartsubstanz bei regelrechter Anwendung nicht auftreten. Der adhäsive Verbund soll die Zahnhartsubstanz sogar stabilisieren. Allerdings kann es bei Composites am vitalen Zahn zu Irritationen des Pulpa-Dentin-Systems durch hohe Reaktionstemperaturen kommen, und der Verbund kann durch Kontraktionskräfte Schaden nehmen. Gelingt der chemische Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial nicht oder nur partiell, kommt es zur Penetration von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen und Ionen (Kidd 1976). Ursachen hierfür sind in der Polymerisationsschrumpfung und den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten bei Temperaturänderungen von Zahnhartgewebe und Füllungsmaterialien zu suchen (Ben-Amar 1989). Die Folgen sind Pulpairritation und Sekundärkaries.

Trotzdem resultiert für Stumpfaufbaumaterialien auf Compositebasis vermutlich eine höhere Belastbarkeit und eine längere Haltbarkeit gegenüber Zementen. Die Überprüfung dieser These ist eine wichtige Aufgabe der eigenen Untersuchungen. Die Verbesserung einzelner, klinisch relevanter Materialeigenschaften durch Modifizierung der Compositegrundbestandteile Matrix und Füllstoff wird häufig durch eine Verschlechterung anderer Parameter erkauft. So weisen zum Beispiel die konventionellen Composites durch ihren hohen Gehalt an Füllkörpern mit großem Partikeldurchmesser zwar sehr hohe Härtewerte auf, führen aber zu Oberflächenproblemen. Da bei Stumpfaufbauten die Oberfläche durch den definitiven Zahnersatz, z.B. eine Krone abgedeckt sind, spielen diese keine Rolle. Die Wichtung der einzelnen Werkstoffeigenschaften unterscheidet sich also bei Füllungs- und Stumpfaufbaucomposites. Die adhäsive Technik unterscheidet sich demgegenüber bei beiden Composite-Typen nicht.

Bei Röntgenkontrollen ist es wichtig Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz unterscheiden und Sekundärkaries diagnostizieren zu können. Daher ist bei Stumpfaufbaucomposites wie

bei solchen für Seitenzahnrestorationen aus Gründen der direktvisuellen Unzugänglichkeit eine ausreichende Röntgenopazität gefordert.

3.1.1 Aufbau der Composites

Composite bestehen aus:

1. einer organischen Phase. Sie enthält die zu Polymeren reagierenden Monomere, die zur Einstellung der Konsistenz verwendeten Comonomere, die für die Lagerstabilität wichtigen Inhibitoren und die für den Start der Polymerisationsreaktion benötigten Initiatoren.
2. einer anorganischen Phase, aus Füllstoffpartikeln und Farbpigmenten und
3. einer Verbundphase aus multifunktionellem Silan zur Haftvermittlung zwischen organischer und anorganischer Phase.

Von Composite-Werkstoffen gemäß der DIN 13922 (1979) spricht man erst ab einem Füllstoffgehalt (anorganische Phase) von über 50 Vol.-%. Der Füllstoff muss dabei zudem über eine multifunktionelle Verbundphase mit der organischen Matrix einen chemischen Verbund eingehen (Lutz 1981a).

3.1.1.1 Organische Phase

Im wesentlichen besteht die Kunststoffmatrix aus einem mehrfachfunktionellen Monomer höheren Molekulargewichts, dem Comonomere (Verdünermonomere) zugesetzt werden. Da die eigentlichen Monomere durch ihre komplexe Molekülstruktur eine zu hohe Viskosität bedingen, die den Füllstoffgehalt stark limitiert, werden Comonomere mit kleineren C-Einheiten zugesetzt, die der Verdünnung und damit der Herabsetzung der Viskosität dienen und eine gute Vermischbarkeit der Kunststoffmatrix mit den anorganischen Bestandteilen erzielen. Die Idee des Zusatzes von Comonomeren zur Einstellung der Viskosität stammt ursprünglich von Bowen (1965).

Als Basismonomere werden hauptsächlich Dimethacrylate, wie Bis-GMA, bzw. modifiziertes Bis-GMA, Urethandimethacrylat (UDMA) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) eingesetzt. Gegenüber den ursprünglichen Methylmethacrylaten ist die lineare Polymerisationsschrumpfung der Dimethacrylate erheblich geringer. Die Volumenkontraktion durch lineare Polymerisationsschrumpfung beträgt bei MMA 21 %, DMA etwa 10 %, DMA-Composite 1,4-2,3 % und DMA mit Ormocer-Füllstoff weniger/gleich 1,2 % (Rzanny 1999b, 2000). Modifiziertes Bis-GMA (Bis-PMA) weist gegenüber Bis-GMA eine geringere

Viskosität, eine geringere Wasseraufnahme und eine höhere Hydrophobie auf. Auch UDMA ist durch eine im Vergleich zu Bis-GMA geringere Viskosität und Wasseraufnahme gekennzeichnet, ist zugleich aber auf Zugspannung belastbarer und eignet sich besser zur Photopolymerisation. Deshalb ist UDMA bei den photopolymerisierenden Darreichungsformen gebräuchlicher.

Die großen DMA-Moleküle können das Dentin kaum penetrieren, wodurch die Pulpentoxizität gering ist (Lutz 1983, Combe 1984, Hajnadi 1985, Viohl 1985). Ein zu großer Anteil an Verdünnermonomer führt zu einer verstärkten Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme und zu einer Erhöhung der Pulpatoxizität (Combe 1984). Ein gebräuchliches Comonomer ist Triethylenglycoldimethacrylat.

Der organischen Phase wird ein Inhibitor zugesetzt, um eine spontane Polymerisation zu verzögern. Ein üblicher Inhibitor ist Hydrochinonmethylether. Inhibitoren erhöhen nicht nur die Lagerfähigkeit eines Materials, sondern ermöglichen bei den Autopolymerisaten auch eine ausreichende Verarbeitungszeit durch Verzögerung der Abbindereaktion (Asmussen 1981).

Zum Starten des Polymerisationsvorgangs werden Initiatoren benötigt. Unter Punkt 3.1.2 wird näher auf die Wirkungsweise eingegangen.

3.1.1.2 Anorganische Phase

Zusätze von anorganischen Füllstoffen führen zur positiven Beeinflussung vieler Werkstoffparameter, wie Druckfestigkeit, Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Härte und Abrasionsfestigkeit (Glenn 1982). Außerdem verringert sich sowohl mit zunehmenden Füllstoffanteil die Wasseraufnahme, die Wärmeentwicklung beim Polymerisationsvorgang als auch die Polymerisationsschrumpfung (Lutz 1981a, Combe 1984, Hajnadi 1985).

Lichtabsorptions- und Streuungscharakteristika der Composites werden in entscheidendem Maße von Füllstoffpartikeln beeinflusst. Für die Farbgebung und Farbwirkung sind die Größe der Füllkörper und der Füllgrad der Matrix von großer Bedeutung (Joachim 1991).

Anfang der 80ziger Jahre wurden die verschiedenartigen Composites zweckmäßigerweise nach ihrer Füllstoff-Morphologie geordnet (Lutz 1983). Heute dominieren jedoch die Feinstpartikel-Hybrid-Composites mit möglichst hohem Füllgrad und hydrolysebeständiger Silanisierung der Füllstoffe. Daher wird in dieser Arbeit nicht näher auf die Einteilung der Composite-Typen [Makrofüller-Composites, Mikrofüller-Composites (homogen und inhomogen), Hybrid-Composites] nach Lutz (1983) eingegangen.

3.1.1.3 Verbundphase

Um eine feste chemische Bindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen herzustellen, werden die Füllkörper mit siliziumorganischen Verbindungen, den Alkoxysilanen, konditioniert. Dabei bewährt sich das 3-Methacryloxy-propyl-trimethoxy-Silan (MPTMS). Vereinfachend wird es als Silan bezeichnet. Mit seinen Alkoxy-Gruppen bindet sich dabei das Silan einerseits in einer Veresterungsreaktion an die Silanol-Gruppen der Füllstoffoberfläche und geht andererseits eine kovalente Bindung zu ungesättigten Methacrylgruppen der Monomere resp. Comonomere ein.

Die Idee der Kopplung der anorganischen Phase mit der Matrix durch ein Silan stammt von Bowen (1964). Aufgrund des Verbundes durch die Silanisierung kommt es zu einer Belastungsverlagerung von der weicheren und mechanisch schwächeren Matrix zum härteren Füllmaterial. Somit werden Composites mit zunehmenden Füllstoffgehalt mechanisch widerstandsfähiger. Ohne einen entsprechenden Verbund zwischen den beiden Komponenten weisen Composites bei steigendem Füllstoffanteil ungünstigere mechanische Eigenschaften auf (Söderholm 1985). Besonders wichtig ist die Hydrolysebeständigkeit der Silanisierung während der Gebrauchsperiode im Mund (Ishida 1979).

3.1.2 Polymerisationsmechanismus

Zur Aktivierung der Monomermoleküle bzw. zum Start des Polymerisationsvorganges sind freie Radikale erforderlich. Die Radikale werden von Initiatoren unter Energieeinwirkung gebildet. Die Energie liefert bei autopolymerisierenden 2-Komponenten-Präparaten ein Redox-System. Bei photopolymerisierenden 1-Komponenten-Composites werden Photoinitiatoren durch Licht bestimmter Wellenlänge zum Zerfall mit Radikalbildung gebracht (Lutz 1981b). Des weiteren existieren kombiniert photo- und autopolymerisierende Systeme, vorzugsweise als dualhärtende Befestigungscomposites.

3.1.2.1 Photopolymerisation

Durch Photoinitiatoren können Einkomponenten-Composites angeboten werden, die ein zeitsparendes Handling sowie Homogenität und annähernde Porenfreiheit der Polymerisate gewährleisten. Die Länge der Verarbeitungszeit kann vom Behandler selbst bestimmt werden. Durch kurze Erhärtungsgeschwindigkeit verfügen sie sofort nach Bestrahlung über eine

Druckfestigkeit und Härte, die in der gleichen Sitzung Nachbearbeitung und Politur möglich macht.

Die Aushärtbarkeit größerer Schichtdicken hängt von folgenden Faktoren ab:

- Intensität des einwirkenden Lichtes,
- Bestrahlungsdauer,
- Empfindlichkeit des verwendeten Initiators,
- Strahlendurchlässigkeit von Composite und umliegender Zahnhartsubstanz, sowie
- Streuung der Strahlen durch Polymer, Füllstoff und Grenzflächen zwischen den anorganischen und organischen Konstruktionselementen (Sandock-Ladwig 1980, Lutz 1981b, Reinhardt 1981, Viohl 1982, 1985, Powers 1983).

Zur Erzielung adäquater Durchhärte tiefen benötigen wenig strahlendurchlässige, dunkle oder opake Farben längere Bestrahlungszeiten als helle, transparente Substanzen (Sandock-Ladwig 1980). Mikrofüller-Composites weisen erheblich geringere polymerisierbare Schichtstärken auf als konventionelle Typen (Lutz 1981b).

Nach den Wellenlängen des Lichtes, auf welche die lichtreaktiven Substanzen mit der Bildung freier Radikale reagieren, wird eine UV-Licht und eine Weißlichtpolymerisation unterschieden.

Bei der **UV-Licht-Polymerisation** erfolgt die Aktivierung des Photoinitiators, meist Benzoinmethylether, durch Einwirkung von ultraviolettem Licht mit einer Wellenlänge von 320 bis 400 nm.

Aufgrund der diskutierten gewebsschädigenden Wirkungen von ultraviolettem Licht und der geringen maximalen Aushärtiefe, die eine zeitintensive mehrschichtige Verarbeitung notwendig macht (Reinhardt 1979, Viohl 1982), wurde die UV-Licht-Polymerisation zunehmend von der **Weißlicht-Polymerisation** abgelöst. Dabei wird Licht der Wellenlänge 420 bis 470 nm im sichtbaren Spektralbereich verwendet. Das Initiatorsystem basiert auf der Wechselwirkung eines weißlichtempfindlichen Photoinitiators, meist einem α -Diketon, mit einem Amin als Cointiator (Lutz 1981b, Shintani 1985). Die Verarbeitungszeit ist nicht unbegrenzt, da das Initiatorsystem sensibel auf sichtbares Licht reagiert. Dennoch bleibt bei Vermeidung einer direkten, intensiven Sonneneinstrahlung genügend Zeit, eine perfekte Restauration ohne Zeitdruck aufzubauen. Die Verwendung von längerwelligem und damit niederfrequenterem sichtbarem Licht führt zu einer deutlichen Abnahme der Energieverluste durch Streuung. Damit wird die homogene Aushärtung dickerer Schichten ermöglicht (Reinhardt 1979, Taira 1988). Weißlicht durchdringt dünne Schmelzschichten und bis zu

einem gewissen Grad sogar Dentin (Chan 1985). Die Durchhärtung von Mikrofüller-Composites ist im Bereich von unterschneidenden Stellen durch eine ausreichende laterale Streuung bei der Polymerisation sicher beherrschbar (Lutz 1981b). Bei Weißlicht-Polymerisation entsteht eine höhere Konversionsrate als bei UV-Licht-Polymerisation. Eine geringe Konversionsrate erhöht die Pulpatoxizität, verringert die Verschleißfestigkeit und die Farbstabilität (Eliades 1987). Generell ist allerdings die Konversionsrate der Photopolymerisate geringer als die der Autopolymerisate.

3.1.2.2 Autopolymerisation

Bei der Autopolymerisation bilden sich freie Radikale durch ein Redox-System, in der Regel aus aromatischem tertiären Amin und Dibenzoylperoxid. Diese Substanzen sind getrennt in den zwei Komponenten der Paste-Paste-Composites enthalten (Asmussen 1980a, 1980b).

Der Härtungsprozess wird mit dem Anmischen ausgelöst. Vorteilhaft ist die vollständige sowie von Kavitätenform und Schichtdicke unabhängige Aushärtung. Die Verarbeitungsdauer unterliegt allerdings dem Zeitdiktat der Reaktion.

Autopolymerisierende Composites weisen eine Nachhärtung auf. Dosier- und Mischunregelmäßigkeiten, die durch den manuellen Anmischvorgang unvermeidbar sind, führen zur Beeinträchtigung der physikalischen Materialeigenschaften. Hinzu kommen Lufteinschlüsse und Mikroporen durch den manuellen Anmischvorgang. Annähernde Porenfreiheit ist nach Lutz (1981b) nur mit photopolymerisierenden Einkomponenten-Materialien zu erzielen.

Da bei Autopolymerisaten mit Dibenzoylperoxyd/Amin Reaktionsprodukte in der Matrix verbleiben, die sich unter Einwirkung ultraviolett Lichts verfärben können werden solchen Composites UV-Absorber, wie das 2-Hydroxy-4Methoxybenzophenon, in geringer Konzentration zugefügt oder es wird auf Redoxsysteme auf der Basis von Trimethylbarbitursäure und Cu-Ionen übergegangen.

3.1.3 Ormocere

Bei den Ormoceren handelt es sich um organisch modifiziertes Silikat, das in Composites als Füllstoff verwendet wird. Die Bezeichnung leitet sich von „*organically modified ceramics*“ ab (Greiwe 1990). Die ormocerhaltigen Composites enthalten wie bisher eine Diacrylat-Matrix. Die Basis der Ormocere bilden multifunktionelle (Meth)acrylalkoxysilane, die synthetisiert

werden durch NCO-Addition von isocyanatsubstituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri-, Tetra(meth)acrylate (Wolter 1993a). Die monomeren molekularen Vorstufen dieses Verbundpolymers zeichnen sich durch drei Struktursegmente aus. Das anorganisch-kondensierbare Molekülsegment dient dem Aufbau des anorganischen Netzwerkes. Über einen Sol-Gel-Prozeß, durch gezielte Hydrolyse und anorganische Polykondensation, wird aus den multifunktionellen Urethanmethacrylalkoxysilan- und Thioethermethacrylatsilanverbindungen ein anorganisches Si-O-Si-Netzwerk hergestellt (Schmidt 1990, Wolter 1992, 1994a, 1994b). Je nach Anzahl kondensierbarer/hydrolysierbarer Gruppen im Ausgangssilan kann das Kondensat dimere, lineare oder dreidimensionale Strukturen aufweisen. Das organisch-polymerisierbare Molekülsegment besitzt (Meth)acrylatgruppen, die nach Induktion einer radikalischen Polymerisation (z.B. mit Licht im sichtbaren Wellenlängenbereich) eine zusätzliche, stark querverzweigte organische Netzwerkmatrix ausbilden. Die Ausbildung eines anorganischen-organischen Verbundpolymers resultiert in der Ausbildung durch die anorganische Polykondensation und die organische Polymerisation (Wolter 1993b). Die zusätzliche organische Polymerstruktur wird durch lichtinduzierte radikalische Polymerisation mit Hilfe der zahnärztlichen Polymerisationsleuchte erreicht. Ormocerhaltige Composites sind in der Zahnmedizin Lichtpolymerisate (Manhart 1999).

3.2 Entwicklung und Bedeutung der Glasionomerkemente

Im Jahre 1969 stellten Wilson und Kent den ersten Glasionomerkement vor. Er sollte in sich die positiven Eigenschaften von Silikatzementen (Freisetzung von Fluoriden - kariostatisch), Composites (gute ästhetische Eigenschaften und widerstandsfähig gegenüber Säure) und Polycarboxylatzementen (Haftung an der Zahnhartsubstanz, relativ gute Biokompatibilität) vereinen (Meryon 1983). Schwachpunkte der Glasionomerkemente waren vor allem anfänglich ihre hohe Empfindlichkeit sowohl gegenüber Feuchtigkeitszutritt als auch Austrocknung in der frühen Abbindephase, unzureichende mechanische Eigenschaften und eine relativ schwierige Verarbeitung. Hauptbestandteile der Glasionomerkemente sind Calcium-Fluoro-Aluminium-Silikatglas und Polycarbonsäuren, Polymere aus Mono- (Acryl-), Di- (Maleinsäure, Itaconsäure) oder Tricarbonsäure. Durch die Zugabe von Weinsäure konnte die ursprünglich sehr langsame Abbindereaktion mit ihren nachteiligen Folgen für einige Werkstoffparameter optimiert werden (Schuh 1993).

Seit der Einführung der Glasionomerzemente wurden sie ständig modifiziert und verbessert, so dass heute zahlreiche restaurative Anwendungsbereiche empfohlen werden (Castagnola 1983, Kullmann 1986a, Beer 1990, Städler 1994), darunter auch die Verwendung als Aufbaumaterial, weil sie wenigstens von der chemischen Struktur her eine chemische Verbindung zur Zahnhartsubstanz eingehen können.

Es existieren Pulver-Flüssigkeit-Präparate und wasseranmischbare Pulver-Präparate. Bei den wasseranmischbaren Präparaten sind Polycarbonsäure und Weinsäure gefriergetrocknet im Pulver enthalten. Da durch die hohe Viskosität der Präparate Probleme bei der Verarbeitung bestehen und auch die wasseranmischbaren schwer zu dosieren sind, empfehlen sich in Kapseln prädosierte und maschinell mischbare Produkte. Durch Zusatz von Silberpulver beim Erschmelzen des Glases, wurden Verbesserungen erwartet, die sich aber in der Praxis nicht bestätigt haben (Castagnola 1983, Kullmann 1986a, 1986b, Anders 1989, Städler 1994).

Ein weiterer Versuch der Verbesserung wurde mit den kunststoffmodifizierten Glasionomerwerkstoffen gemacht (Staehe 1985, Reinhardt 1992, Schuh 1993, Krejci 1994, Mitra 1994, van Noort 1994).

Einige Präparate sind durch Einbau polymerisierbarer Methacrylat-Gruppen in die Polycarbonsäure-Moleküle gekennzeichnet, andere besitzen als Flüssigkeit Gemische aus Säure und Diacrylatmonomeren (UDMA, TEGDMA). Nach Vermischen von Pulver und Flüssigkeit beginnt zwischen den zahlreichen Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und dem Silikatglaspulver die Zementreaktion. Durch die Polymerisation der eingebauten Monomereinheiten über ein lichtsensibles Initiatorsystem (lichthärtende Präparate) oder ein Redox-System (selbsthärtende Präparate) wird die rasche Verfestigung nach Applikation erreicht, während die Zementreaktion längere Zeit beansprucht.

Die Aushärtung durch die Bestrahlung verringert die initiale Milieuempfindlichkeit und mildert die Sprödigkeit der Zemente (Reinhardt 1992, Um 1992, Städler 1994).

Dennoch bleibt die Anwendung der Glasionomerzemente trotz aller Bemühungen und Verbesserung ihrer Materialeigenschaften und Verarbeitbarkeit weiterhin kritisch, da sowohl werkstoffkundliche als auch biologische Eigenschaften teilweise als unbefriedigend eingestuft werden (Voigts 1993).

Als jüngste Entwicklung der Glasionomerwerkstoffe gelten die Kompomere, die jedoch Composites mit zum Teil polysäuremodifizierten Diacrylatmonomer darstellen (Krejci 1994).

3.3. Verbundpartner plastisch restaurativer Dentalwerkstoffe

3.3.1 Metallische Werkstoffe

Bei im größeren Umfang zerstörten Zähnen ist es oft erforderlich, das Restaurationsmaterial zusätzlich zu verankern. Dazu stehen konfektionierte Wurzelstifte oder Aufbaustiftchen zur Verfügung. Durch Spezialbeschichtungen (Rocatec) von Titan-Wurzelstiften und Gold-Wurzelstiften soll die Retention von Kunststoffaufbauten verbessert werden (Lenz 1999, Menghini 2000). Eine direkte chemische Kopplung von Kunststoff mit Metall ist aufgrund des unterschiedlichen chemischen Aufbaus von Metallen (Metallbindung) und Kunststoffen (kovalente Bindung) nicht möglich. Ohne zusätzliche Maßnahmen reduzieren sich die Haftungsmechanismen primär auf mechanische Kräfte. Erst durch haftvermittelnde Schichten kann ein stabiler Verbund erreicht werden (Göbel 1999). Bewährt hat sich die Silikatisierung der Legierungsoberfläche und die Ankopplung des Kunststoffes über Silane. Schematisch lassen sich die Silane mit der Struktur $R_2\text{-Si-(OR}_1)_3$ beschreiben, wobei die Restgruppen R_1 als auch R_2 unterschiedlich sein können (Plueddemann 1982, Rieder 1991). Über R_1 kommt es zur Reaktion mit der Metallfläche und über R_2 zur Bindung an die Kunststoff- bzw. Verblendschicht. Die Reaktion der funktionellen Gruppen R_1 ist nur für die Oxide weniger Metalle - z.B. Si, Al, Sn, Cr, Ti - besonders stabil. Da Edelmetalllegierungen diese Komponenten kaum in entsprechender Menge enthalten, kann durch eine oberflächliche Beschichtung der Legierung mit diesen Metallen bzw. deren Oxiden die Wirksamkeit der Haftsilane verbessert werden, wobei sich vor allem die Silikatisierung der Oberfläche bewährt hat. Die Bindung der Siliziumdioxidschichten an das Metall ist teils chemischer, teils adhäsiver Natur. Auf die silikatisierte Oberfläche wird Haftsilan aufgetragen. Das Silan reagiert mit den an der Oberfläche befindlichen Silanolgruppen unter Ausbildung einer kovalenten -O-Si-R -Bindung. Über die anpolymerisierbare Restgruppe R erfolgt der chemische Verbund zur Kunststoffschicht. Zur chemischen Anbindung von Verblendkunststoffen an Dentallegierungen werden anorganische Verbundverfahren, wie Silicoater, Silicoater MD, Rocatec und OVS, und organische Verbundverfahren, wie Sebond MKV, HLC Bond, Targis Link, Metal Primer II und Alloy-Primer, angeboten (Göbel 2000, 2001).

An dieser Stelle soll nur auf das nachfolgend genutzte Rocatec-System näher eingegangen werden. Durch einen speziellen Korundstrahlprozess wird eine Silikatschicht auf die Metalloberfläche aufgebracht (tribochemisches Beschichten) (Guggenberger 1989, Meiners 1990, Göbel 2000, 2001). Die Korundpartikel (Rocatec Plus) sind von einer dünnen Silikatschicht umgeben, die während des Strahlprozesses beim Aufschlagen durch die hohe

kinetische Energie der Partikel zertrümmert und auf die Metalloberfläche aufgeschmolzen wird. Über Silanisierung durch ein bifunktionelles Alkoxysilan wird die chemische Anbindung des Kunststoffes ermöglicht.

3.3.2 Zahnhartsubstanzen

Zahnschmelz und Dentin kontaktieren unmittelbar mit restaurativen Werkstoffen. Die härteste Substanz des menschlichen Körpers ist der **Zahnschmelz** aus bis zu 98 % anorganischer Substanz bzw. 86 Vol.-% Apatit, das in der Hydroxy- und Fluorform oder als Carbonat vorliegen kann. 2 Vol.-% macht die organische Matrix aus; das Wasser 12 Vol.-%, wovon 75% als Hydratationshülle an die Apatitkristalle gebunden sind. In chemischer Form handelt es sich um Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), das in Form von Prismen - mikrokristalline Anordnung mit ca. 4 μm Durchmesser - die Feinstruktur bestimmt, die für den adhäsiven Verbund relevant ist. Es befinden sich im Kristallgitter noch andere anorganische Bestandteile, wie Karbonate und Spuren von Mg, Na, K und F. Der Schmelz ist für Ionen, Wasser, Farbstoffe und Alkohol begrenzt durchgängig. Außerdem besitzt er einen hohen Elastizitätsmodul, jedoch eine geringere Zugfestigkeit.

Die Haftung von Compositematerialien am Zahnschmelz beruht auf mikromechanischer und chemischer Adhäsion (Ackermann 1977). Das Prinzip der überwiegend mechanischen Schmelzhaftung wurde 1955 von Buonocore erstmalig beschrieben und ist heute unter der Bezeichnung „Säureätztechnik“ Standard bei adhäsiven Restaurationen in der zahnärztlichen Praxis (Petrin 1981, Ueberall 1984).

Die dabei verwendete Phosphorsäure führt nach Fujisawa (1978) zu einer Umwandlung des Schmelzapatits in Brushit und zur Entstehung eines unspezifischen retentiven Ätzmusters, dessen Strukturen als Zotten, Tags, Spalträume, fingerförmige Ausstülpungen oder Mikroporen beschrieben werden. Aus der enormen Oberflächenvergrößerung resultiert eine Erhöhung der Oberflächenenergie und damit eine Steigerung der Benetzbarkeit des geätzten Schmelzes.

Durch die Säureätztechnik ist eine signifikante Erhöhung der Haftfestigkeitswerte zwischen Schmelz und Composite erzielt worden (Nolden 1979, 1981, Lutz 1980a). Eine optimale Säureeinwirkung wird nur erreicht, wenn der zu ätzende Schmelzbereich restlos von Zahnstein und Plaque befreit wurde. Als Ätzflüssigkeit wird heute 35-37%ige Phosphorsäure empfohlen (Abendroth 1979, Pilz 1985, Viohl 1985, Knake 1989), die die oberste Schmelzschicht in der Größenordnung 5 - 10 μm entfernt und die Prismenstruktur bis in eine

Tiefe von ca. 30 µm freilegt (Wollmarker 1999). Allerdings werden mikroskopisch drei verschiedene Ätzmustertypen beobachtet (Hellwig 1995):

- vorrangige Demineralisation der zentralen Bereiche der Schmelzprismen;
- Demineralisation von peripheren Prismenbereichen;
- gleichzeitige Demineralisation der Prismenzentren und der Prismenperipherie (→ keine retentive Oberflächenstruktur).

Nach einer Einwirkung von ca. 30 s muss die Säure gründlich abgespült und der Zahnschmelz getrocknet werden.

Um die mikromorphologische Verzahnung zu gewährleisten, ist bei der Verwendung zähpastiger, hochvisköser Compositematerialien ein Haftvermittler notwendig, der auch als Primer, Liner, Sealer oder bonding agent bezeichnet wird. Auf Grund ihrer geringen Viskosität können Haftvermittler die angeätzte Schmelzoberfläche gut benetzen, vollständig zwischen die Mikroretentionen eindringen und damit zur Verzahnung beitragen (Kops 1979, Nolden 1979). Durch den geringen Füllstoffgehalt sind sie dünnflüssiger als die Compositematerialien. Daher mangelt es ihnen an Festigkeit (Dietze 1985).

Die Haftung von Glasionomerzement an Schmelz und Dentin stützt sich auf die chemische Bindung der Polycarbonsäuren an Hydroxylapatit. Neben den prinzipiell wirksamen Wasserstoffbrückenbindungen der polaren Strukturelemente der Glasionomerbestandteile tritt eine Chelatisierung der Calciumionen der Zahnhartsubstanz durch Carboxylgruppen der Carbonsäureeinheiten ein (Wilson 1988).

Allerdings sind die Verbundkräfte von Composites mit der Säureätzttechnik am Schmelz wesentlich höher als die der Glasionomerzemente (Hickel 1988). Glasionomerzement soll das einzige restaurative Material sein, das an unbehandeltem Schmelz und Dentin haftet (Wilson 1988). Wenn die entstehenden Haftkräfte groß genug sind und auf Dauer im Mund bestehen bleiben, erscheint nach wie vor eine chemische Bindung von restaurativen Werkstoffen an die Zahnhartsubstanzen ohne Eingriff in deren Mikromorphologie vorteilhaft.

Allerdings hatten nach einer Studie von Hickel (1988) von 64 Aufbaufüllungen mit Glasionomerzement 6 % einen Defekt, 18 % einen Randspalt, 17 % einen Bruchspalt, 15 % sind verloren gegangen und 54 % waren ohne Befund. Die reinen Glasionomerzemente und auch die kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente werden hinsichtlich Belastbarkeit, Ästhetik und Dauerhaftigkeit von den Composites deutlich übertroffen (Rzanny 1999a).

Im Gegensatz zum Schmelz ist **Dentin** weniger stark mineralisiert. Es besteht zu 45 Vol.-% aus anorganischem und zu 30 Vol.-% aus organischem Material sowie zu 25 Vol.-% aus Flüssigkeit. Dentin ist infolge seines hohen Anteils an organischer Substanz hochelastisch und

verformbar. Die bezüglich der Haftung relevanten Strukturelemente sind das intertubuläre Dentin und die Tubuli. Intertubuläres Dentin ist ein aus Typ-I-Kollagen bestehendes Netzwerk, in welches plättchenförmige Hydroxylapatit-Kristalle und Dentinliquor eingelagert sind. In den Tubuli sind das peritubuläre Dentin, ein Kollagenfaserschlauch, Odontoblastenfortsätze und Dentinliquor enthalten. Das peritubuläre Dentin, welches die Kanalwände auskleidet, ist homogen, dicht, und am stärksten von allen Dentinstrukturen mineralisiert. Somit stellt Dentin ein diffiziles Substrat dar.

Die adhäsive Verbindung von hydrophoben Compositematerialien und Dentin gestaltet sich durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material im Vergleich zum Schmelz erheblich schwieriger und diffiziler (Eick 1991, 1993, 1997, Kanca 1992a, Perdigao 1994, 1995, 1996, 1999a).

Die Klassifikation von Adhäsivsystemen nach Generationen bildet den Entwicklungsprozess der sog. „Total-Etch-Systeme“ mit separater Säureätzung auf sehr plakative Weise ab. In der Literatur werden die heutigen Dentinadhäsive zumeist uneinheitlich zur 3. und 4. Generation zugeordnet. Hinweise, anhand welcher Kriterien eine Einteilung der Adhäsive in diese beiden Generationen erfolgen könnte, sind meist nicht zu finden, obwohl stets die Begriffe der sog. 3. und 4. Generation verwendet werden (Charlton 1996). Selbständige Systeme können aber nicht in dieses Modell eingebunden werden. Aus diesem Grund wird in jüngerer Zeit zunehmend eine neue Klassifizierungsart verwendet, die sich auf die Anzahl klinischer Arbeitsschritte und die Art der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin bezieht. Im folgenden werden beide Klassifizierungen erläutert.

Während bei der ersten Generation die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht aus einem Brei zermahlener Dentinreste, Bakterien und Wasser entfernt wurde, erfolgte im Rahmen der zweiten Generation eine gute Infiltration der Schmierschicht mit Monomer. Die Haftung des Composites wurde aber durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunter liegenden Dentin limitiert. Ferner wurde der Verbund auch ohne mechanische Krafteinwirkung durch hydrolytische Zersetzung der nicht eliminierten Schmierschicht beeinträchtigt (Duke 1994, Pashley 1994, Perdigao 1999a). So war mit den beiden initialen Generationen von Dentinadhäsiven noch kein Mittel gefunden, um der Polymerisationsschrumpfung des Composites einen suffizienten Antagonisten entgegenzusetzen (Davidson 1984, Feilzer 1987, Pashley 1994, Perdigao 1995).

Anhand klinisch-prospektiver Studien dokumentierte Erfolge sind erst von der dritten Generation an berichtet worden. Dabei wird der Schmelzrand der Kavität mit 30-40%iger Phosphorsäure geätzt, das Dentin aber ausgespart. Mit Hilfe selbständiger Primerlösungen,

die schwache Säuren enthalten, wird die Schmierschicht aufgelöst und das Dentin oberflächlich demineralisiert. Die anorganischen Phosphate und das Hydroxylapatit werden dabei oberflächlich aus dem Dentin gelöst (Sano 1994, Perdigao 1996, Schüpbach 1997).

Durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle (HEMA, TEGDMA) werden die kollagenen Fasern imprägniert und für das Umfließen mit einem konventionellen Bondingharz vorbereitet (Nakabayashi 1992b, 1992c, Pashley 1994). Diese Primer werden in der Regel nur verblasen, um die enthaltenen Lösungsmittel zu verdampfen. Das daraufhin applizierte Bondingharz fließt in die nanoskopischen Zwischenräume des Kollagennetzwerkes und erzeugt so eine Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff. Diese Zone des kunststoffinfiltrierten, entmineralisierten Dentins wird Hybridschicht genannt und bildet den Schlüsselfaktor für ein erfolgreiches Dentinbonding (Nakabayashi 1982, 1992a, Carvalho 1996, Ferrari 1997, Balooch 1998).

Die klinische Anwendung der dritten Generation ist jedoch diffizil. Ein selektives Ätzen der oft dünnen Schmelzränder ist klinisch nicht immer umzusetzen. Vor allem in kleinen Kavitäten bei Primärläsionen erscheint ein simultanes Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen wünschenswert (Gwinnett 1992, Haller 1995, Swift 1995, 1997, Thonemann 1999). Diesem Wunsch wurde mit der Einführung der vierten Generation der Dentinadhäsive Rechnung getragen. In der oben erwähnten aktuellen Einteilung der Adhäsive gehören diese Materialien zum **Typ 1** (3 klinische Arbeitsschritte: Etchant - Primer - Bond; Schmierschicht wird entfernt). Hier ist die gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure („Total-Etching“) vorgesehen, wodurch die Applikation in die Kavität deutlich erleichtert wird. Der Primer hat dann die Aufgabe, mit Hilfe amphiphiler Moleküle den Brückenschlag vom hydrophilen Dentin zum hydrophoben Kunststoff zu gewährleisten (Uno 1996, van Meerbeek 1994, 1998, 1999). Durch das klinisch notwendige Trocknen wird dem empfindlichen Kollagennetzwerk im Dentin Feuchtigkeit entzogen und es droht ein Kollaps dieser Zone mit erheblich reduzierter Möglichkeit der Penetration von Haftvermittlern (Kanca 1992a, 1992b, Dietschi 1995, Ciucchi 1997, Blunck 1999). Daraus entstand der Begriff des „Wet Bonding“, demzufolge die Dentinoberfläche nach der Kontrolle des Schmelzätzmusters erneut angefeuchtet werden soll („re-wetting“), um durch ein Aufquellen des kollabierten Kollagennetzwerkes die Penetration der amphiphilen Moleküle gewährleisten zu können (Gwinnett 1994, Tay 1994, Perdigao 1996, 1999a, 1999b). Eine insuffiziente Penetration hat nanoskopische Undichtigkeiten zur Folge, welche als „Nanoleakage“ wissenschaftlich dokumentiert sind (Sano 1994, Tay 1994) und eine Ursache für das Auftreten von Sensitivitäten darstellen können.

Charakteristisch für die bislang beschriebenen Adhäsivsysteme ist die Trennung von Primer und Bonding Agent. Die aus der Klinik abgeleitete Forderung war nun, ein Bondingsystem als Komposition beider Zielsetzungen, Penetration und Verbindung, bereitzustellen. Diesem Wunsch wurde mit Adhäsiven vom **Typ 2** (2 klinische Arbeitsschritte: Etchant + Primer/Bond; Schmierschicht wird entfernt) und später **Typ 3** (2 klinische Arbeitsschritte: Etchant/Primer + Bond; Schmierschicht wird durch selbstätzenden Primer aufgelöst) entsprochen. In der älteren Klassifizierung werden diese Adhäsivsysteme alle als „One-Bottle-Bonds“ der fünften Generation zugeordnet. Aus werkstoffkundlicher Sicht ist es aber plausibel, dass die Vereinigung der Eigenschaften Penetrationsfähigkeit und mechanische Stabilität im Vergleich zu den Generationen drei und vier einen Kompromiss darstellt, da nicht beide Eigenschaften gleichwertig repräsentiert sein können (Eick 1997, Frankenberger 1999). Entsprechend fallen auch die in vitro gewonnenen Daten unter Anwendung der fünften Generation gegenüber Adhäsivsystemen der 4. Generation meist ungünstiger aus (Frankenberger 1996a, 1996b, 1998, Mason 1996, Miyazaki 1998).

In jüngster Zeit machten Systeme von sich reden, die die Phosphorsäureätzung und Bondingsysteme in einem vereinigen. In der neuen Klassifikation gehören sie zum **Typ 4** (1 klinischer Arbeitsschritt, Schmierschicht wird durch selbstätzende Komponente/Phosphorsäure aufgelöst). Das Prinzip ist dem der dritten Generation verwandt, da das Dentin mit einem selbstkonditionierenden Chemismus behandelt wird, der ein ähnliches Interface wie die dritte Generation erzeugt.

Die Haftmechanismen am Dentin sind ähnlich wie am Schmelz mikromechanischer Natur. Das Prinzip beruht ebenfalls auf einer Verklettung modifizierter Oberflächenstrukturen mit dem Adhäsiv und konsekutiv dem Füllungsmaterial. Unterschiede zwischen den einzelnen Materialtypen bestehen hauptsächlich im Ätzmodus. Selbstkonditionierende Dentinadhäsive bewirken eine relativ milde Demineralisation der oberflächlichen Dentinanteile. Bei Präparaten vom **Typ 3** und **Typ 4** werden im Zuge des Abspray-Vorganges das gelöste anorganische Material sowie die „Smearplugs“ aus der potenziellen Verbundzone eliminiert. Das bedeutet, dass das zurückgelassene Kollagenfasergeflecht austrocknungs- und somit kollapsgefährdet ist. Dies führte zum „Wet Bonding“. Funktioniert dieser technik- und lösungssensitive Schritt, so bildet sich eine analog der Demineralisationstiefe ausgeprägte Hybridschicht: Die Primer imprägnieren das Kollagen mit Hilfe ihrer amphiphilen Moleküle (HEMA, TEGDMA) und gewährleisten, dass das hydrophobe Bonding die interfibrillären Räume füllt und das charakteristische Total-Etch-Interface mit multiplen Anastomosierungen produziert.

Die chemische Haftung der Glasionomerezemente am Dentin soll durch Reaktionen mit den Aminogruppen der organischen Bestandteile zustande kommen. Die Höhe der Haftfestigkeit der Glasionomerezemente am Dentin liegt unter der am Schmelz (Beech 1985, Aboush 1986, Kullmann 1986b).

4 Aufgabenstellung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchungen ist es, werkstoffkundliche Eigenschaften unterschiedlicher Stumpfaufbaumaterialien auf Compositebasis experimentell zu vergleichen und einem etablierten Glasionomerkement (Ketac-Molar) gegenüberzustellen.

Zur Applikation an Schmelz und Dentin werden die Substanzen und Methoden benutzt, die normalerweise bei Restaurationen und Befestigungen zur Anwendung kommen. Zahnschmelz und Dentin werden als finierte Oberfläche und nach Phosphorsäure-Konditionierung (SÄT) untersucht. So wird die Wirkung der finierten Oberfläche der klinisch bewährten Säureätztechnik und der chemischen Haftung des Polyelektrolytwerkstoffs gegenübergestellt. Außerdem soll untersucht werden, ob es notwendig ist, produkteigene Adhäsivsysteme zu verwenden und ob eine davon abweichende freie Produktwahl Einfluss auf den Verbund zum Schmelz und Dentin hat (Kreuzversuche). Es soll aus werkstoffkundlicher Sicht die These geprüft werden, ob Composites bessere Erfolgsaussichten als Stumpfaufbaumaterial haben als Glasionomerkement.

Zwischen den Composites wird eine wertende Reihung angestrebt.

Bei den Legierungen sollen je ein Vertreter der wichtigsten Legierungstypen untersucht werden, um so legierungsspezifische Haftfestigkeitsunterschiede herauszustellen: repräsentativ für NEM eine Titanlegierung und für EM eine Goldlegierung. Bei diesen Legierungen werden verschiedene Konditionierungen auf ihre Wirksamkeit untersucht: die rein mikromechanische Verbindung mittels Korundstrahlung sowie die zusätzlich chemische Konditionierung mittels Rocatec-Verfahren, da dieses ein zuverlässiges Silikatisierungsverfahren darstellt.

Es werden sieben Produkte auf Compositebasis vergleichend untersucht: Definite core, Rebuilda LC, Rebuilda D, Coradent, LuxaCore, Pocore und CoreRestore. Es gilt herauszufinden, ob und in welcher Weise sich diese Produkte unterscheiden. Zur Charakterisierung der Materialeigenschaften sollen Ergebnisse über

- Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul
- Druckfestigkeit
- Mikrohärtigkeit nach Vickers
- 3-Medien-Abrasion
- Durchhärte
- Exogene Verfärbungsneigung

- Polymerisationstemperatur
- Microleakage
- Wasseraufnahme
- Röntgenopazität
- Opazität
- Scherhaftfestigkeit am Titan und einer Goldlegierung
- Scherhaftfestigkeit am Schmelz und Dentin

erarbeitet werden.

Die Gründe für die Auswahl dieser Parameter sind folgende:

Die Biegefestigkeit ist der Kraftwiderstand eines Werkstoffs bei einer Biegebeanspruchung bis zum Bruch. Dabei benötigt ein steifes, wenig biegsames Material einen größeren Kraftaufwand, um eine bestimmte Durchbiegung zu erreichen. Zahnärztliche Füllungswerkstoffe sollten über eine ausreichende Festigkeit verfügen, um eine unerwünschte Verformung oder einen Bruch während funktioneller Belastung auszuschließen.

Der Elastizitätsmodul kennzeichnet den Widerstand eines Werkstoffs gegen das Einwirken einer bestimmten Kraft. Je flexibler oder dehnbarer ein Material ist, desto kleiner wird sein Elastizitätsmodul. So bedeutet ein flacher Anstieg der Spannungs-Dehnungs-Kurve eine große Verformung und gleichzeitig einen kleinen E-Modul. Ein steiler Anstieg repräsentiert ein umgekehrtes Verhalten. Daher weisen Materialien mit einer hohen Mikrohärt nach Vickers einen hohen E-Modul auf, neigen eher zur Sprödigkeit und sind nicht sehr dehnbar.

Der Druckversuch dient zur Beurteilung des Verhaltens von Polymeren bei einachsiger Beanspruchung auf Druck.

Da Stumpfaufbaucomposites auch zu (Molaren)-Füllungen eingesetzt werden, ist das Abrasionsverhalten von Interesse.

Die von der Bestrahlung abhängige Durchhärte wird untersucht, um eine unvollständige Polymerisation auszuschließen.

Exogene Verfärbungen entstehen durch Adhäsion und Adsorption von organischen Substanzen, Nahrungsmitteln und Medikamenten auf Oberflächenrauigkeiten und in Oberflächenporositäten. Daher werden Untersuchungen zum Einfluss von Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Zitrone, Coca-Cola, Methylenblau, Aqua destillata auf die Farbe der untersuchten Werkstoffe durchgeführt.

Da es sich bei einer Polymerisationsreaktion um einen exothermen Vorgang handelt, ist zu überprüfen, ob Compositematerialien durch ihre Abbindewärme nicht eventuell eine thermische Schädigung der Pulpa bewirken können.

Da Mikrospalten zu Haftverlusten, Sensitivitäten und Karies führen können, ist die Untersuchung des Microleakage von großem Interesse.

Neben den mechanischen Belastungen unterliegen die Füllungsmaterialien einer zusätzlichen Beanspruchung durch den Einfluss des Mundmilieus. Bedingt durch Wasseraufnahme kann z.B. eine Schwächung der klinisch relevanten physikalischen/mechanischen Eigenschaften eintreten. Deshalb werden Messreihen nach experimenteller Stressung durch Wasserlagerung durchgeführt.

Zur Diagnostik von Sekundärkaries, Über- bzw. Unterschüssen, Lufteinschlüssen und anderen Imperfektionen bei Restaurationen ist eine ausreichende Röntgenopazität erforderlich, die ebenfalls untersucht wird.

Zur Dauerhaftigkeit einer Restauration gehört die Farbbeständigkeit. Daher wird die Opazität bestimmt.

Im Hinblick auf Randspaltbildung und Widerstand gegenüber funktionellen und parafunktionellen Belastungen kommt der Untersuchung der Haftfestigkeit an Zahnschmelz und -dentin sowie an Legierungen eine zentrale Bedeutung zu. Deshalb soll die Scherhaftfestigkeit der Composites und des Glasionomerzementes an den Zahnhartsubstanzen und metallischen Werkstoffen gemessen werden. In klinisch simulierten Tests wird schließlich die Integrität der Verbundfläche bzw. die Existenz von Spaltfreiheit oder (partiell) Spalt zwischen den Verbundpartnern untersucht.

Aus den Einzelmesswerten der jeweiligen Untersuchungsreihen wird der Mittelwert errechnet. Zu den Mittelwerten der Messergebnisse erfolgt die Berechnung der Standardabweichung. Für die Prüfung auf signifikante Unterschiede findet der t-Test nach Student Anwendung, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,01$ als signifikant gilt.

5 Material und Methode

5.1 Untersuchte Werkstoffe und deren Zubereitung

Die Charakterisierung erfolgt auf Grund von Herstellerangaben (Packungsbeilagen und Produktdossiers) und eigenen Beobachtungen.

5.1.1 Composites

5.1.1.1 Photopolymerisierende Präparate

DEFINITE core® (Degussa): ormocerhaltiges Composite

Zusammensetzung: Ormocer-Matrix, anorganische Füllstoffe, Weiß-Pigmente,
Photoinitiatoren, Stabilisatoren, DMA-Monomere

Indikation: Stumpfaufbauten von vitalen und devitalen Zähnen

Chargen-Nr.: 303

Verarbeitung: Material mit einem geeignetem Instrument applizieren. Anschließend für mind. 40 s belichten.

Rebilda LC® (VOCO): röntgenopakes Einkomponentenmaterial

Zusammensetzung: Methacrylate, Campherchinon, BHT, Bezimidazolderivate und
Amine

Indikation: Stumpfaufbauten

Chargen-Nr.: 89761

Verarbeitung: Material mit einem geeignetem Instrument applizieren. Anschließend für mind. 40 s belichten.

5.1.1.2 Autopolymerisierende Präparate

Rebilda D® (VOCO): hochröntgenopakes, fluoridhaltiges Zweikomponenten-Composite aus
Katalysatorpaste und Basispaste

Zusammensetzung: Methacrylate, Benzoylperoxid und Amine

Indikation: Stumpfaufbauten

Chargen-Nr.: Basispaste 87553, Katalysatorpaste 87554

Verarbeitung: Das Material wird mit einem Kunststoffspatel 30-40 s im Verhältnis 1:1 angemischt und mit einem geeignetem Instrument appliziert.

LuxaCore® (DMG): fluoridfreisetzendes, röntgenopakes Zweikomponenten-Composite aus einer Anmischkartusche

Zusammensetzung: keine Angaben von der Firma erhältlich

Indikation: Stumpfaufbauten von vitalen und devitalen Zähnen

Chargen-Nr.: 00160075

Verarbeitung: Das Material kann mit einem üblichen Composite-Instrument geformt werden.

Coradent® (Vivadent): fluoridhaltiges, röntgenopakes, hochgefülltes Zweikomponenten-Composite aus Katalysatorpaste und Basispaste

Zusammensetzung:

1,0 g Paste enthalten:	Basis-Paste	Katalysator-Paste
Bis-GMA	0,062 g	0,064 g
UDMA	0,031g	0,032 g
TEGDMA	0,031g	0,032 g
Bariumglasfüller silanisiert	0,683 g	0,686 g
Hochdisperses Siliciumdioxid	0,100 g	0,100 g
Ytterbiumtrifluorid	0,082 g	0,082 g
Titanoxid	0,005 g	-
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,002 g	0,004 g
Pigmente	<0,003 g	-

Indikation: Stumpfaufbauten von vitalen und devitalen Zähnen

Chargen-Nr.: Base C11499, Catalyst B35299

Verarbeitung: Das Material wird im Verhältnis 1:1 auf einem Mischblock angemischt. Die vom Hersteller empfohlene Verarbeitungszeit beträgt 2 min.

5.1.1.3 Dualhärtende Präparate

Pocore® (3M ESPE) Entwicklungsmuster: Zweikomponenten-Composite, prädosiert in Kapseln des Typs Maxicap

Zusammensetzung:

Pulver: Glaspulver, Kieselsäure, Subst. arom. Peroxid, Pigmente

Flüssigkeit: Subst. Arom. Amin, Campherchinon, methacryliertes aliphatisches Amin, Phosphinoxid, Dimethacrylat

Indikation: Stumpfaufbauten von vitalen und devitalen Zähnen

Chargen-Nr.: 002/004

Verarbeitung: Mit Maxicap in Kavität einbringen und mit einem geeigneten Instrument formen. Verarbeitungszeit ab Mischbeginn beträgt 2 min.

CoreRestore® (Kerr): Zweikomponenten-Composite aus einer Basispaste und einer niedrig- oder hochviskösen Katalysatorpaste

Zusammensetzung: BIS-GMA, TEGDM, EBADM

Indikation: Stumpfaufbauten von vitalen und devitalen Zähnen

Chargen-Nr.: Base 908C23, Catalyst 910A38

Verarbeitung: Mischungsverhältnis 1:1, Anmischzeit 30 s. Das Material kann mit einem üblichen Instrument in die Kavität eingebracht und geformt werden. Die Verarbeitungszeit beträgt ab Mischbeginn 1,5 min.

5.1.2 Glasionomerzement

KETAC-MOLAR® Aplicap (3M ESPE): prädosiert in Applikationskapseln; gibt Fluoridionen ab und ist röntgenopak

Zusammensetzung: Eine Kapsel enthält 1 mg Pulver und Lösung.

Indikation: Stumpfaufbau vor Überkronung

Chargen-Nr.: 074/009

Verarbeitung: Das Material ist maschinell für 10 s zu mischen, mit Aplicap in Kavität einzubringen und mit einem geeigneten Instrument zu formen; Verarbeitungszeit ab Mischbeginn 1,5 min.

5.1.3 Adhäsivsysteme

EBS-Multi® (3M ESPE): Lösungsmittelfreies Bonding-System aus zwei Komponenten

Zusammensetzung:

Primer: Hydroxyethylmethacrylat, dest. Wasser, Magnesiumhydroxyethylmethacrylat-Phosphorsäureester, Subst., aromat. Amin, subst. Phenol

Bond: Dimethacrylat, Malonsäureester, Hydroxyethylmethacrylat, Phosphinoxid, Campherchinon, Subst. aromat. Amin, subst. Phenol

Indikation: Verbund zwischen Zahnhartsubstanzen und Composite-

Restaurationsmaterialien bzw. Composite-Befestigungszementen

Chargen-Nr.: Primer 013; Bond 034

Verarbeitung: Mit dem Einmal-Applikator den Primer auf die zu versorgende

Oberfläche auftragen und 20 s einmassieren. Primer mit sanften

Luftstrom trocknen. Anschließend Bond auftragen und 20 s einmassieren,

mit sanften Luftstrom trocknen. 20 s mit Halogenlicht belichten.

Prompt L-Pop® (3M ESPE): All-In-One-Adhäsiv für Composite und Compomere. Die

Lichthärtung kann zusammen mit der anschließend aufbrachten Restauration oder separat erfolgen. Prompt L-Pop ist für rein lichthärtende Materialien geeignet.

Prompt L-Pop **grün** ist ein All-In-One-Compomer-Adhäsiv.

Prompt L-Pop **rot** ist ein All-In-One-Adhäsiv für Composite und Compomere.

Zusammensetzung: methacrylierte Phosphorsäure-Ester, Wasser

Indikation: Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Composite- sowie Compomer-Füllungsmaterialien

Chargen-Nr.: FW 0056799

Verarbeitung: Blister aktivieren, 15 s einmassieren, dünn verblasen, separat (10 s) oder zusammen mit der Restauration lichthärten.

Everbond® (3M ESPE): Verbundsystem zwischen Dentin/Schmelz und Composite

Zusammensetzung: keine Angaben von der Firma erhältlich

Indikation: zur Verwendung mit Composites und Compomeren

Chargen-Nr.: GB13

Verarbeitung: Mit dem Einmal-Applikator das Bond auftragen und 20 s einmassieren, mit Luftstrom sanft verblasen, 20 s lichthärten.

Solobond Plus® (VOCO): lichthärtender, zweistufiger Universalhaftvermittler zwischen Zahnhartsubstanz und Composite; Primer zur Konditionierung des Dentins und Adhäsiv zur Haftvermittlung zwischen konditioniertem Dentin, Schmelz und Composite

Zusammensetzung: *Primer:* Maleinsäure, hydrophile Methacrylate (HEMA), polyfunktionelle Monomere, Natrium, Wasser, Aceton

Adhäsiv: hydrophob modifizierte Harzkomponente, HEMA, polyfunktionelle Monomere, Initiatoren, Inhibitoren, Aceton

Indikation: direkte Composite-Restauration mit selbstkonditioniertem Priming, sowie adhäsive Befestigung von Werkstoffen mit „Composite-Zement“

Chargen-Nr.: Primer 96581 / Adhäsiv 96618

Verarbeitung: Primer 30 s in das Dentin einarbeiten, mit Luft trocknen, Adhäsiv 15 s einarbeiten, mit sanften Luftstrom verblasen und mit Halogenlicht 20 s polymerisieren.

Solobond M® (VOCO): lichthärtendes Einkomponenten Haftsysteem für den Verbund von Zahnhartsubstanzen und lichthärtendem Füllungsmaterial

Zusammensetzung: BIS-GMA, HEMA, BHT, Aceton und organische Säuren

Indikation: direkte Restaurationen mit lichthärtenden Füllungsmaterialien

Chargen-Nr.: 96640

Verarbeitung: Bond für 30 s auf Schmelz und Dentin einmassieren, mit schwachen Luftstrom verblasen und 20 s lichthärten.

Superlux-Dual® (DMG): dualhärtendes Dentin/Schmelz-Adhäsiv, aus Harz und Flüssigkeit, die gemischt angewendet werden

Zusammensetzung: Harz: Polymethacryloligomaleinsäure, Bis-GMA, TEDMA, Katalysator

Flüssigkeit: Ethanol, Initiator

Indikation: für licht- und chemischhärtende Composites

Chargen-Nr.: Liquid 98070606 / Resin 98140037

Verarbeitung: Resin und Liquid im Verhältnis 1:1 15 s lang mischen, auf Schmelz und Dentin auftragen, mit leichtem Luftstrom trocknen; eine getrennte Lichthärtung ist nicht erforderlich.

Ecusit-Primer-Mono® (DMG): Zwei-Komponenten-Konditionierer kombiniert mit einem lichthärtenden Bond für die adhäsive Zahnrestauration

Zusammensetzung: *Ecusit Primer A+B*: Wasser, HEMA, Dimethacrylate, polymethacrylierte Polycarbonsäure, Maleinsäure, NaF, Katalysator
Ecusit Mono: Bis-GMA, TEDMA, polymethacrylierte Oligomaleinsäure, Katalysator

Indikation: für licht- und chemischhärtende Composites und „Dentalzemente“

Chargen-Nr.: 00090183

Verarbeitung: Ecusit Primer A und B im Verhältnis 1:1 5 s mischen, auf das Dentin auftragen und 30-60 s einmassieren, mit Luft trocknen, Ecusit Mono 20 s einarbeiten, 20 s lichthärten.

OptiBond Solo Plus® (Kerr): lichthärtendes, Einkomponentenadhäsiv auf Ethanolbasis

Zusammensetzung: GPDM, BISGMA, HEMA, Ethanol,

Indikation: für licht- und chemischhärtende Composites

Chargen-Nr.: 001072

Verarbeitung: Bond für 15 s einarbeiten, 20 s lichthärten

GC Fuji Bond LC® (GC): lichthärtender, „verstärkter“ Glasionomer-Haftvermittler* für Dentin und Schmelz aus Pulver und Flüssigkeit

Zusammensetzung: keine Angaben von der Firma erhältlich

Indikation: für die direkte Haftung von Composite zu Dentin und Schmelz*

Chargen-Nr.: 020491

Verarbeitung: Pulver und Flüssigkeit 10 s vermischen, mit dem Pinsel in dünner Schicht auftragen, 20 s lichthärten.

* das Produkt ist ein kunststoffmodifizierter Glasionomerzement

Syntac Classic® (Vivadent): lichthärtendes, Mehrkomponenten-Adhäsivsystem

Zusammensetzung: *Syntac Primer*: Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Keton in wässriger Lösung

Syntac Adhäsiv: Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd in wässriger Lösung

Heliobond: Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat

Indikation: Schmelz-/Dentinadhäsiv für Compositematerialien

Chargen-Nr.: Primer A 21648/ Adhäsiv A 22699/ Heliobond A 20270

Verarbeitung: Primer mit Pinsel 15 s einmassieren, abblasen und gründlich trocknen, Adhäsiv auftragen und 10 s einwirken lassen und trocknen, Heliobond applizieren und dünn ausblasen, 20 s lichthärten.

ExciteSC-DC® Microbrush (Vivadent): lichthärtender, gefüllter Einkomponenten-Haftvermittler für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung: HEMA, Dimethylacrylate, Phosphonsäureacrylat, hochdisperses Siliciumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren in alkoholischer Lösung

Indikation: Adhäsiv für direkte, lichthärtende Composite-, Ceromer- und Compomer-Restaurationen

Chargen-Nr.: B38322

Verarbeitung: Excite mit Pinsel 10 s einmassieren, mit schwachem Luftstrom verblasen, 20 s lichthärten.

Definite multibond® (Degussa): lichthärtendes, Mehrkomponenten-Adhäsivsystem

Zusammensetzung:

Primer: Ormocer Matrix, Ethanol, Wasser, Mono- und Dimethacrylate, Initiatoren, Stabilisatoren

Adhäsiv: Ormocer Matrix, Mono- und Dimethacrylate, Polymere, Glas-Füllstoffe
Initiatoren, Stabilisatoren

Indikation: Schmelz- und Dentinadhäsivsystem, das einen Verbund zum Ormocer- und Compositematerial herstellt.

Chargen-Nr.: 2006603

Verarbeitung: Primer 30 s einmassieren, mit sanften Luftstrom trocken, Adhäsiv auftragen, 10 s einwirken lassen und 10 s lichthärten.

5.1.4 Legierungen

Titan Grad 1 (Fa. Bego): Titan

Heraplat® (Heraeus Kulzer): Gold-Draht Ø 2 mm (wurde vergossen)

Zusammensetzung (Masse%): Au: 61,0; Pt 23,8; Pd 15,0; Rh 0,2

Indikation: gegossene Stiftstumpfaufbauten

Chargen-Nr.: 16301

Verarbeitung: Der Draht wurde zertrennt und zu Goldplättchen mit den Maßen
20 mm × 10 mm × 3 mm vergossen.

5.1.5 Weitere Werkstoffe

Safecap Silber 70® (DMG): Non-Gamma-2 Amalgam

Indikation: Füllungen (Kavitäten nach Black Klasse I und II)

Chargen-Nr.: 99230043

Vococid® (VOCO): 34,6 %ige Phosphorsäure

Indikation: Säure-Ätz-Technik.

Chargen-Nr.: 97668

Anwendung: 20 s auf Schmelz; 15 s auf Dentin einwirken lassen; danach 15-30 s
gründlich absprühen.

Kallocryl® (Speiko): Autopolymerisierender Kunststoff auf der Basis MMA/PMMA

Indikation: In dieser Arbeit zur Einbettung der Rinderzähne (siehe S. 37)

Chargen-Nr.: 10312

Ketac-Glaze® (3M ESPE): Schutzlack aus DMA-Monomer

Indikation: Schutz von Glasionomerzementfüllungen vor Dehydratisierung und
Speichelzutritt.

Chargen-Nr.: 116

Verarbeitung: Aufpinseln auf die Füllungsoberfläche und 10 s lighthärten.

Espe-Sil® (3M ESPE): Haftsilan

Indikation: Silanisierung der silikatisierten Metalloberfläche

Chargen-Nr.: 117

Verarbeitung: Aufpinseln auf die Metalloberfläche und trocknen lassen.

Rocatec-Plus®: (3M ESPE): Strahlsand aus Al₂O₃, Partikeldurchmesser 110 µm

Indikation: Silikatisierungsverfahren, welches durch einen tribochemischen Prozess auf die Legierungsoberfläche eine Silikatschicht aufbringt.

Chargen-Nr.: 448

Verarbeitung: Die einzelnen Korundpartikel haben beim Verlassen der Strahldüse eine bestimmte kinetische Energie. Die SiO₂-Hülle der Partikel wird durch den Aufschlag zertrümmert, und die dabei entstehenden SiO₂-Bruchstücke werden auf die Legierungsoberfläche aufgeschmolzen und bilden so eine geschlossene Silikatschicht.

5.2 Herstellung der Prüfkörper

5.2.1 Prüfkörper für die Untersuchungen von Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul,

Mikrohärte, Wasseraufnahme, exogener Verfärbungsneigung, Röntgenopazität und Opazität

Es wurden für jede Untersuchung aus allen zu untersuchenden Werkstoffen mindestens je 12 Prüfkörper der Dimension 15 mm x 5 mm x 2 mm in einer geteilten Messingform hergestellt. Mit einer Klarsichtfolie wurden die Ober- und Unterseite abgedeckt. Die autopolymerisierenden Präparate wurden frühestens 10 min nach Anmischbeginn entformt. Die photopolymerisierenden wie auch die dualhärtenden Composites wurden im Dentacolor XS-Gerät (Kulzer) beidseitig für 180 s lichtgehärtet. 12 Prüfkörper pro Präparat wurden jeweils für 1 Tag und 12 Prüfkörper pro Präparat für 28 Tage in Wasser bei 37 °C gelagert. Die Prüfkörper aus Glasionomermzement wurden nach der Entformung sofort mit Ketac-Glaze überzogen und erst nach einer Stunde Trockenlagerung in Wasser bei 37 °C gegeben. Bei der Untersuchung der exogenen Verfärbungsneigung wurden die Prüfkörper in die vorgesehene verfärbende Lösung eingebracht und bei 37 °C gelagert.

5.2.2 Prüfkörper für die Untersuchung der Druckfestigkeit

Für die Messung der Druckfestigkeit sind zylindrische Prüfkörper in Übereinstimmung mit der ISO-Norm 9917 (1987) für Füllungsmaterialien hergestellt worden. Verwendet wurden dazu geteilte Teflon-Formen mit 8 mm Höhe und 3 mm Innendurchmesser. Ober- und Unterseite der Formen wurden mit einer Klarsichtfolie abgedeckt.

Mit dem Dentacolor XS-Gerät (Kulzer) wurden die photopolymerisierenden und die dualhärtenden Materialien beidseitig 180 s bestrahlt. Die autopolymerisierenden Präparate wurden frühestens 10 min nach Anmischbeginn entformt. Auch für die Bestimmung dieses Parameters wurden pro Produkt mindestens 12 Prüfkörper für jeweils 1 Tag und 12 für 28 Tage in Wasser bei 37 °C gelagert. Der Glasionomerzement wurde nach der Entformung sofort mit Ketac-Glaze bestrichen und kam erst nach 1 Stunde Trockenlagerung ins Wasser.

5.2.3 Prüfkörper für die Untersuchung des Randspaltes (Microleakage)

Es wurden Frontzähne von Rindern verwendet, da diese Zähne ausreichend vorhanden sind und in ihren chemischen, biologischen, mechanischen und physikalischen Eigenschaften mit denen der menschlichen Zähne weitgehend übereinstimmen (Pantke 1971, Gwinnett 1972, Putt 1980, Nakamichi 1983, Gente 1985, Esser 1998). Das Alter der Tiere, von denen die Zähne stammten, lag in Übereinstimmung mit Pusch (1910) und Richter (1969) bei 3,5 Jahren (+/- 5 Monaten). Zwischen Tötung der Tiere und Extraktion der Zähne lagen ca. zwei Stunden. Anschließend wurden die Zähne gesäubert und in einer 0,2 %igen Thymollösung zwischengelagert (Tinschert 1997, Esser 1998).

In die vestibuläre Seite der Rinderzähne wurden mit einem zylindrischen Diamantschleifer (Meisinger FG 841F fein 012, ISO 806 314 157) Kavitäten von 3 mm Ø und 2 mm Tiefe präpariert und mit einem Hartmetallfinierer (Meisinger Figur HM 49 KR, FG 59978 012, ISO 500 314 157072) finiert. Nachdem die Kavitäten nach Herstellerangaben mit den jeweiligen Adhäsiven und restaurativen Werkstoffen gefüllt waren, wurden die Zähne einem Temperaturwechselbad (Thermocycler V2.5 Willytec) für 500 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 30 s bei 5 °C und bei 55 °C ausgesetzt. Nach diesen Zyklen wurden die Zähne getrocknet und mit Nagellack (bessere Benetzung und einfacher zu handhaben als Bonding) eingepinselt, damit die Färbelösung (Methylenblau) nicht ungewollt außerhalb der Füllung in den Zahn eindringt. Dabei wurde um die gelegte Füllung herum 1 mm Platz gelassen, damit das Methylenblau, falls ein Randspalt vorhanden ist, eindringen kann. Außerdem wurde die Wurzel, um die Wurzelkanäle zu schließen, in heißes Wachs getaucht. Anschließend wurden

die Zähne für 4 Stunden in 5 %ige Methylenblau-Lösung eingelegt (Cooley 1991). Nach dem Abspülen der Zähne mit H₂O wurden sie in Kallocryl eingebettet, um Schliffe anfertigen zu können (Abb. 1). Die Blöcke wurden solange am wassergekühlten Trimmer beschliffen, bis die Präparation mit den Füllungen im Längsschnitt sichtbar wurde.



Abb. 1 Prüfkörperherstellung für die Microleakage-Prüfung

Für jeden Werkstoff wurden 12 Prüfkörper hergestellt und mikroskopisch bei einer 100-fachen Vergrößerung ausgewertet. Bei der Auswertung wurde die Eindringtiefe des Methylenblaus vom Kavitätenrand bis in die Tiefe der Restauration mit einer Längenmessskala im Mikroskop gemessen.

5.2.4 Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit an Titan und einer

Goldlegierung

Es wurden Titankörper (Bego) und Goldkörper (Heraplat, Heraeus Kulzer) mit den Maßen 20 mm × 10 mm × 3 mm gegossen und mit Körnung 110 µm korundgestrahlt. Es wurden 4 Versuchsserien mit unterschiedlicher Verarbeitung der Metallkörper durchgeführt:

1. Korundstrahlen + Stumpfaufbauwerkstoff
2. Korundstrahlen + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff
3. Korundstrahlen + Rocatecsystem + Stumpfaufbauwerkstoff
4. Korundstrahlen + Rocatecsystem + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff.

Zur Silikatisierung wurde die Oberfläche der Körper zunächst mit Rocatec-Pre (Al_2O_3 , 110 μm , 3M ESPE) bei 2,5 bar, danach mit Rocatec-Plus, einem mit Silikat beschichtetem Korund (Al_2O_3)-Strahlsand (110 μm , 2,5 bar), jeweils im Rocatec delta (3M ESPE) in zeitgesteuertem Verfahren gestrahlt. Danach wurde das Haftsilan (Espe-Sil) und das zum Stumpfaufbauwerkstoff gehörende Bondingmaterial aufgebracht. Anschließend wurde der Stumpfaufbauwerkstoff mit Hilfe von Messingringen ($\text{Ø} = 5 \text{ mm}$; $h = 2 \text{ mm}$) aufmodelliert. Nach vollständiger Aushärtung wurden die Ringe bei allen vier Versuchsdurchgängen entfernt und die Verbund-Körper für 1 Tag bis zur Scherhaftfestigkeits-Prüfung in Wasser bei 37 °C gelagert. Für jedes Material wurden für jede Versuchsserie 12 Verbund-Körper hergestellt.

5.2.5 Prüfkörper für die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin

Zur Messung der Scherhaftfestigkeit sind ebenfalls die vier vorderen Frontzähne der Rinder verwendet und wie unter 5.2.3 behandelt worden. Damit die Zähne eine Quaderform annehmen, wurde die Wurzel am Zahnhals abgetrennt und die Zähne an der mesialen und distalen Fläche mit einem wassergekühlten Trimmer planparallel eingekürzt. Diese quaderförmigen Kronenabschnitte wurden mit der vestibulären Fläche nach unten in eine Silikonhohlform der Größe 20 mm \times 20 mm \times 8 mm gelegt, die mit Kallocryl ausgegossen wurde. Somit waren die Kronen in einspannbare Blöcke fixiert (Abb. 2).

An den Vestibulärflächen wurden Schmelz- und Dentinschliffe mit Hilfe eines Nassschleifgerätes (Phoenix Beta-2 Wirtz/Buehler) mit Korundpapier der Körnung 600 unter Wasserkühlung angefertigt. Der Zahnschmelz wurde danach 30 s mit 34,6 %iger Phosphorsäure (Vococid) an der späteren Verbundfläche geätzt. Wenn vom Hersteller gefordert, erfolgte die Ätzung auch an den Dentinschliffen. Für alle Materialien ist ein und dieselbe Phosphorsäure verwendet worden, um ein gleiches Ätzmuster zu erhalten. Nach Herstellerangaben wurden dann die einzelnen Adhäsivsysteme und Aufbauwerkstoffe auf dem Zahnschmelz und Dentin aufgebracht. Dazu diente ein aufgesetzter Messingring ($\text{Ø} = 5 \text{ mm}$; $h = 2 \text{ mm}$) als Formhilfe.

Nachdem das Material ausgehärtet war, wurde der Ring wieder entfernt. Die Verbunde wurden vor der Scherhaftfestigkeits-Prüfung entweder einen Tag in Wasser von 37 °C gelegt oder einem Temperaturwechselbad (Thermocycler V2.5, Willytec) von 25000 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 15 s bei 5 °C und 55 °C ausgesetzt. Es wurden für jede Verbundkombination mindestens 12 Proben hergestellt.



Abb. 2 Verarbeitungsdarstellung der Rinderzähne

5.3 Untersuchungs-Methoden

5.3.1 Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Der Biegeversuch erfolgte in 2 Serien: 1. nach Lagerung der Prüfkörper für 1 Tag und 2. für 28 Tage jeweils bei 37 °C in H₂O ab Herstellung. Geprüft wurde in einer 3-Punkt-Biegeanordnung an der Universalprüfmaschine (Zwick 1435) nach ISO CD 4049 (Zwick Firmenschrift). Die Stützweite und auch die Prüfkörpermaße sind vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der FSU Jena gegenüber der ISO-Norm verändert worden, um materialsparend prüfen zu können. Die quaderförmigen Prüfkörper wurden bei einer Stützweite von 12 mm mit einer Druckfinne bis zum Bruch mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min belastet. Die Vorkraft betrug 1 N. Die Größe der Durchbiegung wird durch die Stützweite L sowie die Höhe h und Breite b der Probe beeinflusst. Je mehr die Probe mit einer Kraft F belastet wird, desto mehr biegt sie sich durch oder bricht. Die Beziehung $\sigma = 3F \times L / 2h^2 \times b$ führt zur Biegefestigkeit; aus der linearen Spannungs-/ Längenänderungsbeziehung der Biegeprüfung wird der Elastizitätsmodul nach $E = F \times L^3 / f \times 4 \times h^3 \times b$ abgeleitet; in beiden Fällen durch das Rechnerprogramm der Prüfmaschine.

5.3.2 Druckfestigkeit

In Anlehnung an die ISO-Norm 9917 (1987) wurde die Druckfestigkeit ebenfalls mit der Universalprüfmaschine Zwick 1435 bestimmt (Zwick Firmenschrift). Es wurde ein Versuchsaufbau gewählt, bei dem ein zylindrischer Stempel den Prüfkörper bis zum Bruch belastet. Bei Einwirkung der Druckspannung darf der Probekörper nicht ausknicken. Die Vorkraft betrug 5 N und die Vorschubgeschwindigkeit 1 mm/min. Die Messungen wurden jeweils 1 Tag und 28 Tage nach Herstellung und Lagerung der Proben in H₂O bei 37 °C durchgeführt. Die Druckfestigkeit $\sigma = P / F$ ist die ermittelte ertragbare Höchstspannung.

5.3.3 Mikrohärtigkeit nach Vickers

Härte bezeichnet den Widerstand eines Körpers, gegen das Eindringen eines anderen, härteren Körpers. Das Messprinzip besteht darin, dass ein Eindringkörper mit einer bestimmten Kraft statisch in den Prüfkörper eingedrückt und aus dem zurückgebliebenen Eindruck ein vergleichbares Maß für die Härte gewonnen wird. Als Eindringkörper dient bei der Bestimmung der Vickers-Härte eine regelmäßige vierseitige Diamantpyramide mit einem Winkel von 136° zwischen zwei gegenüberliegenden Flächen. Die Pyramide wird mit einer definierten Kraft über eine bestimmte Zeit in die zu prüfende Probe eingedrückt und hinterlässt dort in der Aufsicht einen quadratischen Eindruck, aus dessen Diagonalen unter Berücksichtigung der Prüfkraft die Vickers-Härte berechnet wird. Es stehen Tabellen zur Verfügung, aus denen der Härtewert entnommen werden kann. Die Härte wird dimensionslos, aber unter Angabe von „Belastung, Belastungszeit“ hinter dem Kurzzeichen HV angegeben. Die Messungen wurden am Härteprüfgerät 3212 (Zwick) durchgeführt, wiederum nach 1 Tag und nach 28 Tagen Wasserlagerung bei 37 °C mit einer Belastung von 5 Kilogramm über einen Zeitraum von 20 Sekunden (HV₅₋₂₀). Die Messung ist auf der Unterseite der Prüfkörper durchgeführt wurden, nicht auf der Seite, die dem Stopfer zugewandt war. An jedem Prüfkörper wurden 2 Messwerte mit einem speziellen Messokular ermittelt und tabellarisch festgehalten. Aus den daraus resultierenden 24 Einzelwerten pro Charge wurden die Mittelwerte und deren Standardabweichung errechnet.

5.3.4 3-Medien-Abrasion

Zur Simulation des Nahrungsabriebes ist die ACTA-Abrasionsmaschine als internationaler Standard anerkannt (de Gee 1986, 1994). Bei der von de Gee 1986 entwickelten ACTA-Maschine (Willytec) rotiert ein mit 12 Proben bestücktes Probenträgerrad (Durchmesser 47 mm) gegenläufig gegen ein Edelstahlrad (Abb. 3). Das kleinere mit 10 diagonalen Nuten (Winkel: 45°; Tiefe: 1 mm; Schräge: 30°) versehene Edelstahlrad (Durchmesser 19 mm) läuft mit einem Anpressdruck von 15 N und ca. 15 % zeitlicher Verzögerung, gegenüber dem Probenrad, dem sogenannten slip, um die Abgleitbewegung während des Kauens nachzuahmen.

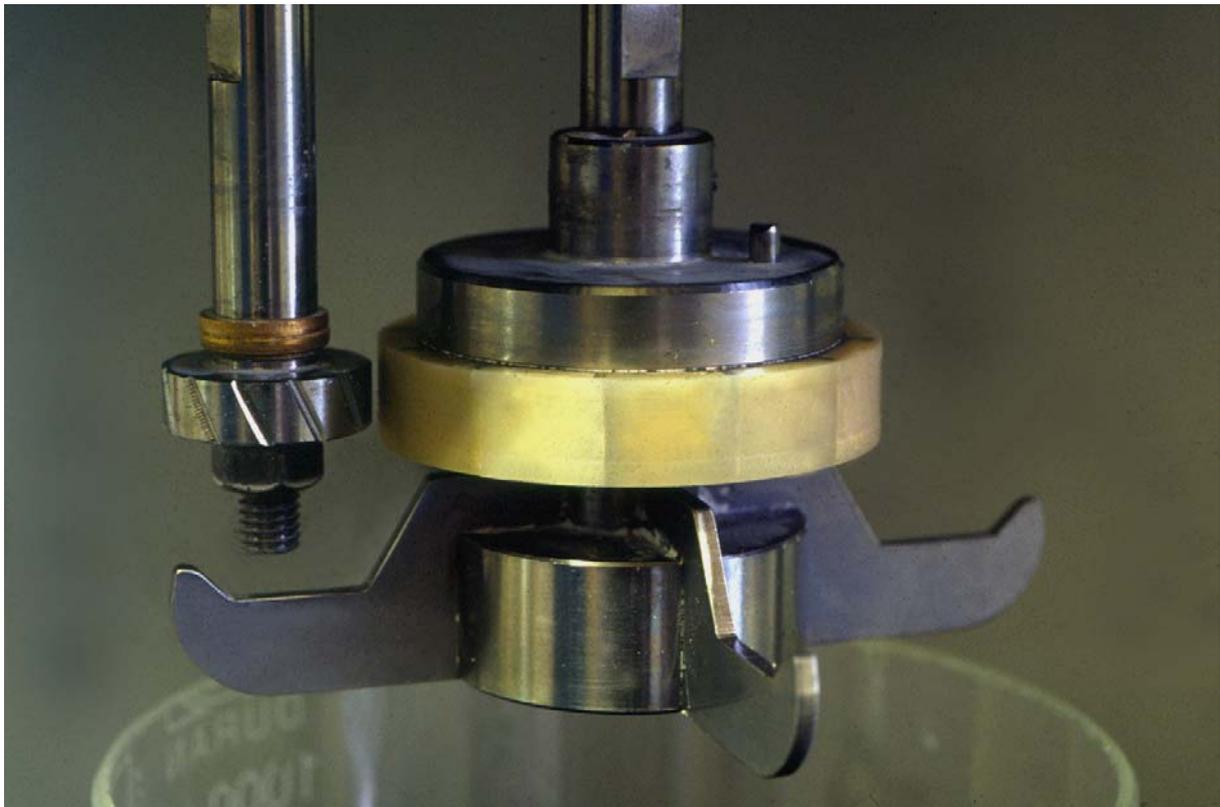


Abb. 3 Versuchsanordnung der 3-Medien-Abrasion

Die Proben waren 11 mm lang, 2,5 mm dick und 10 mm breit. Die Werkstoffe wurden nach dem Zufallsprinzip schichtweise in die Kammer des Probenträgerrads eingebracht und bei den photopolymerisierenden und dualhärtenden Materialien für jeweils 60 s im Dentacolor XS (Kulzer) polymerisiert. Die letzte Schicht wurde mit einer Klarsichtfolie unter Druck aufgebracht. Eine Kammer des Probenträgerrades wurde mit Amalgam (Safecap Silber 70) als Referenzmaterial bestückt. Die Lagerung der Probenträgerräder erfolgte unmittelbar nach der Bestückung für 30 Tage bei 37 °C und 100 % relativer Feuchte. Um eine gleichmäßige Rundung und Oberfläche gewährleisten zu können, wurde das Probenträgerrad im

Nassschleifverfahren (1000 Grit) plangeschliffen. Anschließend wurden alle Probenträgeräder für 200.000 Zyklen in der ACTA-Maschine belastet. Das verwendete Hirsemedium (Gelbe Hirse, BayWa) bestand aus jeweils 150 g Hirsesamen, der in drei Portionen in einer Kaffeemühle für jeweils 15 s gemahlen und mit 220 ml Aqua dest. vermengt wurde. Nach jeweils 50.000 Zyklen wurde das Hirsemedium erneuert. Um eine bakterielle Zersetzung zu vermeiden, wurden 0,1 g Thymol pro Liter dem Hirsemedium zugesetzt.

Die im Probenträgerad entstandene Abrasionsspur wurde mit dem Präzisionskoordinatenmessgerät ZKM 250 enc (Zeiss) und einer CCD-Kamera (Messauflösung: 0,45 μm) digitalisiert. Ein computergestütztes Programm hat die Abrasionsspur der Querschnittsfläche dargestellt (Abb. 4).

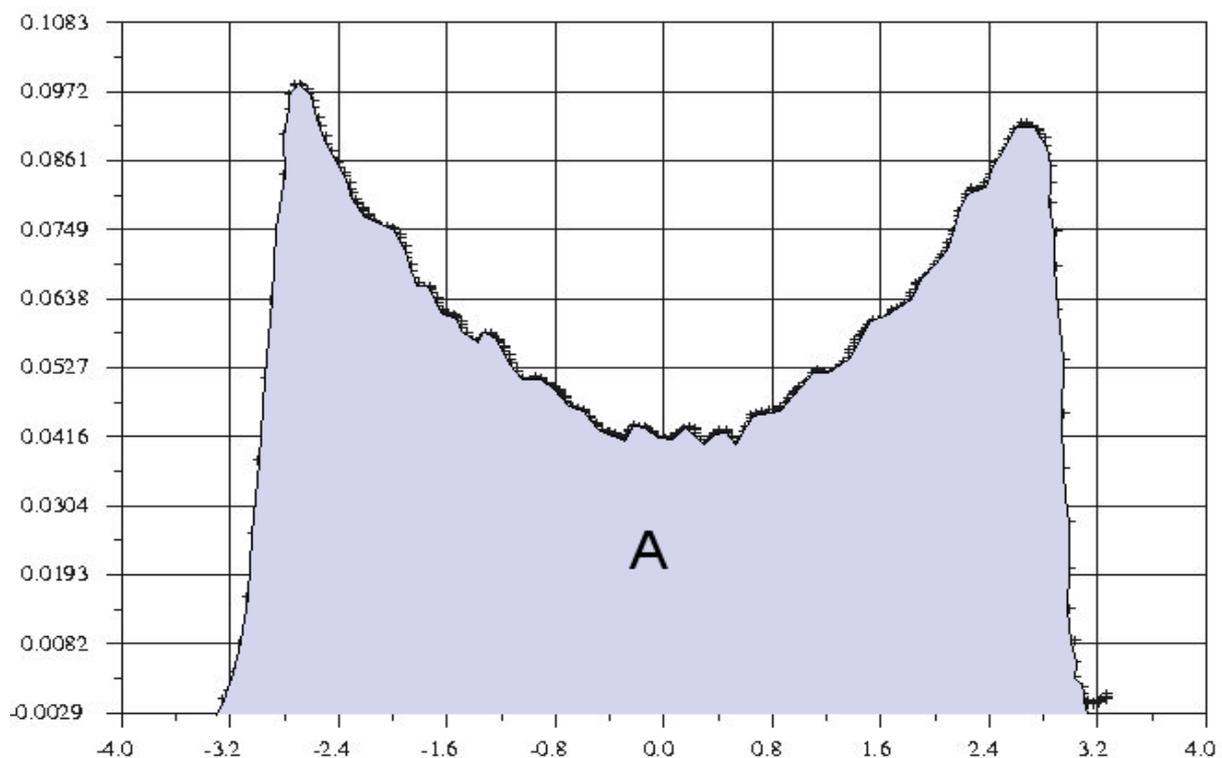


Abb. 4 Querschnittsfläche der Abrasionsspur. Die mit A markierte Fläche stellte den Abrieb dar.

Pro Werkstoff wurden 7 Prüfkörper hergestellt, und pro Prüfkörper wurden 3 Messungen durchgeführt und aus allen Messungen an gleichen Materialien die Mittelwerte und die Standardabweichungen bestimmt.

Amalgam diente in diesem Versuch als Richtgröße (bench-mark) und bekam den Wert 1.

5.3.5 Durchhär்த்தiefe

Mittels einer geteilten Teflonform wurden zylinderförmige Prüfkörper ($\varnothing = 5 \text{ mm}$; $h = 9 \text{ mm}$) hergestellt. Die photopolymerisierenden Composites wurden für jeweils 20, 40, 60, 80 und 100 s mit dem Heliolux DLX (Vivadent) bestrahlt. Sofort im Anschluss daran wurden die Prüfkörper aus der Teflonform entnommen und mit einem Skalpell schabend von ihren nicht polymerisierten Anteil befreit. Mit einem Messschieber (Helios) wurde die Dicke der polymerisierten Schicht gemessen. Es wurden zu jeder Charge 8 Messungen durchgeführt.

5.3.6 Exogene Verfärbungsneigung

Die färbenden Flüssigkeiten wurden, angelehnt an Joachim (1981), folgendermaßen hergestellt:

Kaffee („Melitta“ Harmonie Naturmild): 3,4 g Kaffeepulver in 60 ml kochendem Wasser für 10 min ziehen lassen;

Tee („Lipton“ Assam): 2,75 g losen, schwarzen Tee mit 60 ml kochendem Wasser aufbrühen und 10 min ziehen lassen;

Tabak („American Blend“ Scout für Filterzigaretten): 2,2 g Zigaretten-Tabak in 100 ml kochendes Wasser geben und 10 min ziehen lassen;

Rotwein („Paron Pilers“ Cabernet Sauvignon, Chile, Trocken, 1998, Valle Central Chile);

Coca-Cola: Trademark der Coca-Cola AG;

Zitronensaft: 5 %ig;

Methylenblau: 0,005 %ig.

Die Probekörper, jeweils 2, wurden 4 Wochen in den Zubereitungen bei 37 °C aufbewahrt, danach gründlich mit destilliertem Wasser abgespült, abgetrocknet und visuell beurteilt (Abb. 5). Die subjektive Einschätzung erfolgte durch 12 normalfarbsichtige Personen. Nach Raecke (1979) und Joachim (1981) wurden die unterschiedlichen Verfärbungsgrade in 4 Gruppen unterteilt:

0 – keine sichtbare Verfärbung

1 – eben sichtbare Verfärbung

2 – deutlich sichtbare Verfärbung

3 – starke Verfärbung

Ein dunkel aufbewahrter Kontrollprüfkörper diente zum Vergleich.

	Kaffee	Tee	Tabak	Methylen- blau	Rotwein	Coca Cola	Zitrone	aq. Dest.	Kontrolle
Rebilda LC									
Rebilda D									
Luxa Core									
Coradent									
Pocore									
Ketac Molar									
Core Restore									
Definite Core									

Abb. 5 Prüfkörper nach exogenem Verfärbungstest; Ketac-Molar wurde durch Zitronensaft aufgelöst

5.3.7 Polymerisationstemperatur

Eine zylinderförmige Form aus Polyethylen ($\varnothing = 10 \text{ mm}$) wurde jeweils mit 1 cm^3 Werkstoff, gegebenenfalls nach vorherigem Anmischen, gefüllt und in eine wärmeisolierende Styroporform gesteckt. Anschließend wurde eine Temperaturmesssonde (testo term 230) mittig eingeführt. Bei den autopolymerisierenden Werkstoffen lag der frühest mögliche Messzeitpunkt wegen des Anmischens bei 65 s nach Anmischbeginn. Danach wurde die Temperatur alle 5 s (elektronische Stoppuhr) über insgesamt 10 min festgehalten. Bei den photopolymerisierenden Werkstoffen wurde von unten und von oben gleichzeitig polymerisiert (2 Polymerisationslichtgeräte Heliolux DLX, Vivadent). Mit dem Anschalten der Polymerisationslichtgeräte wurde die Messung begonnen. Es wurde 3 min lang bestrahlt. Der Versuch wurde bei Zimmertemperatur ($22 \text{ }^\circ\text{C}$) durchgeführt. Um die Wärme, die die Polymerisationslichtgeräte ausstrahlen, rechnerisch berücksichtigen zu können, wurde ein Kunststoff, der nicht polymerisiert, aber gleiche Eigenschaften wie die zu untersuchenden Werkstoffe besitzt, Basispaste von Alfacom (VOCO), in die Form gebracht und die Temperatur nach dem Einschalten der Polymerisationslichtgeräte für 3 min bestimmt. Die Differenz zwischen dem erhaltenen Temperaturanstieg und der Zimmertemperatur wurde, als vom Polymerisationslichtgerät abgestrahlte Wärme, von der bei Polymerisation gemessenen

Temperatur der Composites abgezogen. Für jeden Werkstoff wurden 5 Messungen durchgeführt.

5.3.8 Microleakage

Die Schliffflächen der Präparate wurden im Bereich der Methylenblau-Anfärbung im Mikroskop AxioTech (Zeiss) bei einer 100-fachen Vergrößerung ausgewertet. An den Kontaktbereichen zu Zahnschmelz und Dentin wurde getrennt die Eindringtiefe gemessen (Abb. 6).

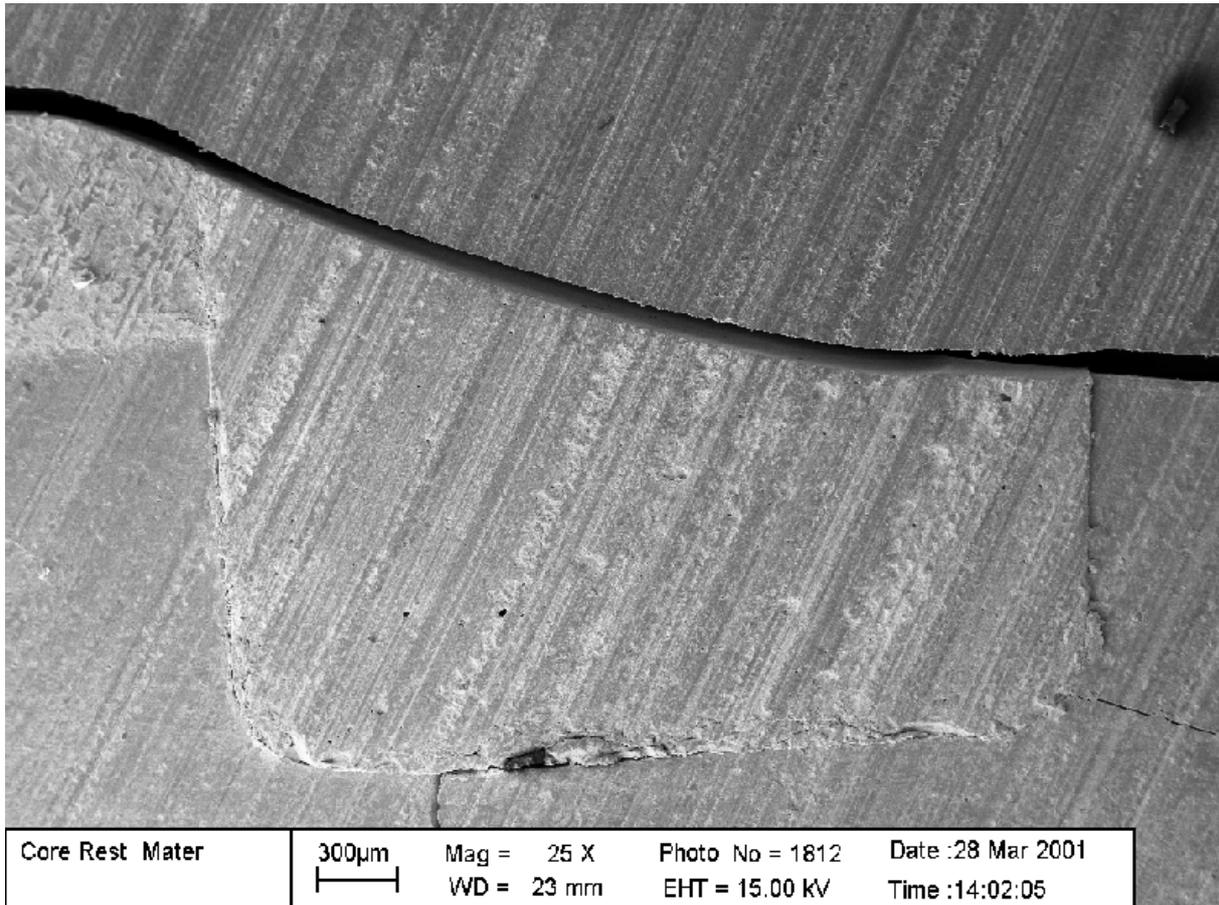


Abb. 6 Prüfkörper, an dem die Eindringtiefe des Methylenblaus links am Schmelz und rechts am Dentin gemessen werden kann, allerdings hier bei 25-facher Vergrößerung

5.3.9 Wasseraufnahme

Nach 1 Tag Wasserlagerung im Wärmeschrank bei 37 °C wurden je 10 Prüfkörper pro Werkstoff im trockenem Zustand gewogen (Waage Sartorius BP 210 S). Nach Lagerung in Aqua dest., zunächst am 1. und 2. Tag und später im Abstand von 5 Tagen bis zum 30. Tag, wurde nach kurzem Abtrocknen mit Zellstoff die Gewichtszunahme untersucht. Da nach 25 Tagen bei allen Werkstoffen keine eindeutige Gewichtszunahme mehr festgestellt wurde,

konnte der Versuch nach 30 Tagen beendet werden. Eventuelle Löslichkeitsverluste blieben unberücksichtigt.

5.3.10 Röntgenopazität

Die Bestimmung der Röntgenopazität von Füllungswerkstoffen ist in der ISO-Norm 4049 (1988) beschrieben. Als Vergleichsobjekt diente eine Aluminiumtreppe (Reinheit 99,0 %, halbhart) von 40 mm Länge und 18 mm Breite, sowie 5 stufenartigen Leisten mit einer Tiefe von 8 mm, einer Breite von 18 mm und einer Höhe von 1 mm. Die Aluminiumtreppe wurde mit dem Prüfkörper auf den Zahnfilm (40 mm x 30 mm) gelegt, wobei sich der Röntgenfilm auf einer mindestens 2 mm dicken Bleiplatte befand. Probekörper, Aluminiumplatte und Film wurden in einem Objekt-Film-Abstand von 400 mm mit Röntgenstrahlen bei 65 ± 5 kV bestrahlt (Oralix 65 S von Philips). Die Belichtungszeit betrug 0,36 s bei 10 mA. Wenn nach der Entwicklung des Filmes der Schwärzungsgrad der Abbildung des Probekörpers geringer war als der des Aluminiums, entsprach der Füllungskunststoff den Anforderungen. Aus Gründen der Diagnosesicherheit hat man sich neuerdings auf die Röntgenopazität des Zahnschmelzes (250 % Al) festgelegt (Lutz 1980b). Die unterste Stufe hatte einen Al-Gehalt von 100 %, so dass die oberste bei 5 Stufen einen Al-Gehalt von 500 % hat. Von jedem Werkstoff wurden zwei Proben gemessen.

5.3.11 Opazität

Eine schwarze Schablone mit acht Aussparungen nach Größe der Prüfkörper wurde auf einen Lichtkasten mit Prüfkörpern bestückt und diese zur Schablone hin abgedichtet, damit das Licht die Prüfkörper seitlich nicht passieren kann und somit die Auswertung verfälscht. In die Mitte und unter die Prüfkörper wurde ein schwarzer Streifen gelegt. Die subjektive Auswertung erfolgte danach, wie stark der schwarze Streifen durch die einzelnen Prüfkörper durchschien. Es wurde die Reihenfolge der Durchscheinkraft des Streifens ermittelt.

5.3.12 Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung

Dieser Versuch wurde nach dem gleichen Prinzip wie unter 5.3.13 beschrieben durchgeführt und ausgewertet. Auch hier betrug die Anzahl der Messungen pro Material 12.

5.3.13 Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin

Die Zahnblöcke (siehe S. 39) mit aufsitzendem Zylinder aus restaurativem Werkstoff, wurden mit der planen Seite so auf das Metalllager der Abschervorrichtung gelegt, dass der Stempel ohne Berührung des Trägerbarrens auf den Zylinder des restaurativen Werkstoffes traf. Der auf der Traverse einer Universalprüfmaschine (Zwick 1435) befestigte Übertragungsstößel wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit $v = 0,5 \text{ mm/min}$ (Vorkraft $F_v = 1 \text{ N}$) gegen den im Querschnitt rechteckigen und in der Seitenansicht nicht spitzen Stempel (kein knife edge blade) der Abschervorrichtung gefahren. Die Haftfestigkeit beim Schertest errechnet sich als Quotient von aufzubringender Kraft und Haftfläche in MPa. Die Haftfläche betrug jeweils $19,6 \text{ mm}^2$. Mit jedem spezifischen Werkstoff und produktspezifischen Adhäsiv wurden 12 Messungen durchgeführt. Darüber hinaus wurden einige Werkstoffe mit Adhäsivsystemen anderer Werkstoffe ausprobiert (Kreuzversuche); Rebuilda LC mit Prompt L-Pop rot, GC Fuji Bond LC und Solobond Plus; Rebuilda D mit GC Fuji Bond LC und EBS-Multi; LuxaCore mit Ecusit; Coradent mit Excite; Pocore mit Prompt L-Pop rot, Everbond und Prompt L-Pop grün.

6 Ergebnisse

6.1 Biegefestigkeit

In Abb. 7 sind die Ergebnisse der Biegefestigkeitsmessungen nach 1tägiger und 28tägiger Wasserlagerung der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 1, 2, 3 und 11 im Tabellenanhang zusammengefasst.

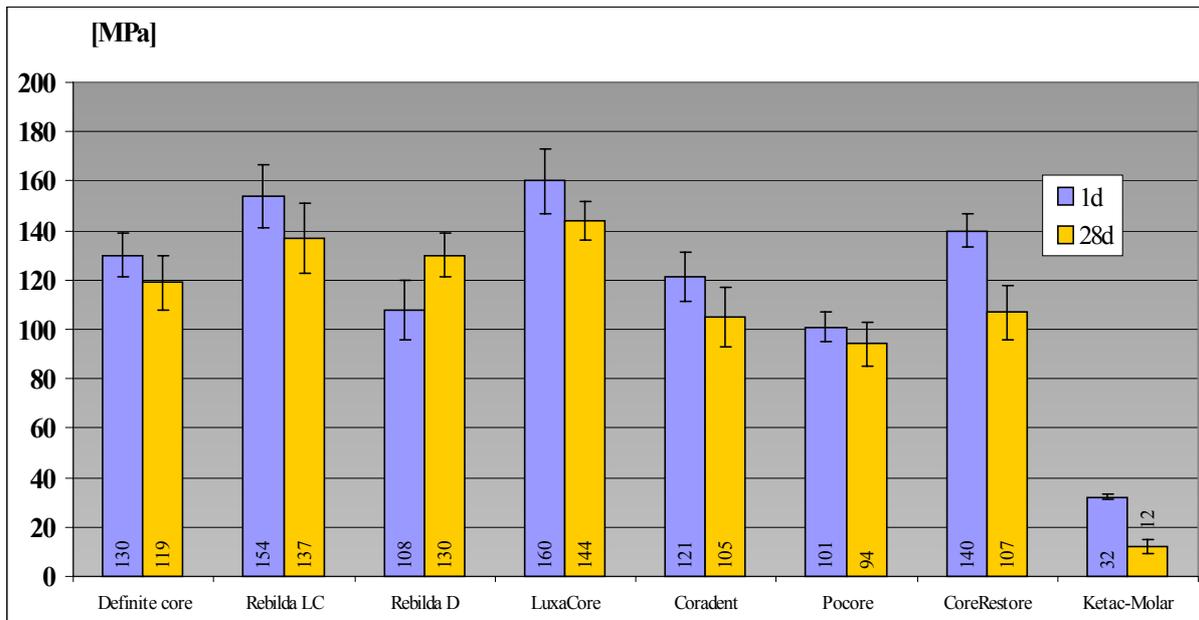


Abb. 7 Biegefestigkeit

Die Stumpfaufbaucomposites LuxaCore und Rebuilda LC wiesen nach **1 Tag** die höchste Biegefestigkeit auf. Es folgten in absteigender Reihenfolge CoreRestore, Definite core mit dicht beieinander liegenden Werten, dann Coradent, Rebuilda D und Pocore. Den niedrigsten Wert zeigte der Glasionomerzement Ketac-Molar mit 32 MPa (68 % niedriger als der des schlechtesten Stumpfaufbaucomposites). Die Wasserlagerung für **28 Tage** bewirkte bei allen Stumpfaufbaucomposites, mit Ausnahme von Definite core und Pocore, einen signifikanten Biegefestigkeitsverlust. Bei Rebuilda D stieg die Biegefestigkeit signifikant um 22 MPa. Die absteigende Reihung nach 28 Tagen lautete: LuxaCore, Rebuilda LC, Rebuilda D, Definite core, CoreRestore, Coradent, Pocore und Ketac-Molar. Tab. 2 und 3 zeigen, inwieweit sich die Produkte signifikant in der Biegefestigkeit unterscheiden. CoreRestore wies unter den Composites mit 24 % Unterschied den größten Verlust bei Gegenüberstellung von 1-Tages-Wert und 28-Tages-Wert auf. Beim Glasionomerzement war ein Absinken des Wertes um 63 % gegenüber dem 1-Tages-Wert festzustellen.

Der Unterschied in der Biegefestigkeit nach 1 und 28 d war bei Rebilida LC, Rebilida D, LuxaCore, Coradent, CoreRestore und Ketac-Molar signifikant (Tab. 11).

6.2 Elastizitätsmodul

In Abb. 8 ist der Elastizitätsmodul nach 1tägiger und 28tägiger Wasserlagerung der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 1, 4, 5 und 11 im Tabellenanhang zusammengefasst.

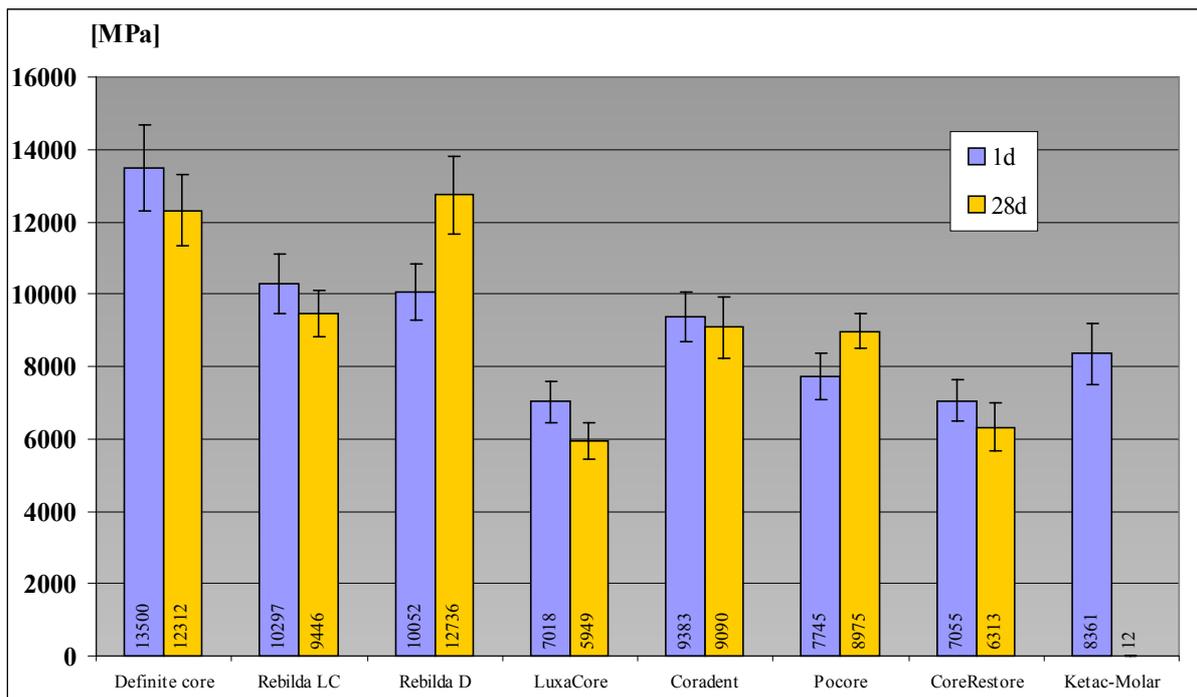


Abb. 8 Elastizitätsmodul

Beim Elastizitätsmodul fand sich eine etwas andere Rangfolge der Produkte als bei der Biegefestigkeit. Definite core wies nach **1 Tag** mit Abstand den höchsten Mittelwert auf. Es schlossen sich in abfallender Reihenfolge an: Rebilida LC, Rebilida D, Coradent, Ketac-Molar, Pocore, CoreRestore und LuxaCore. Die **28tägige** Wasserlagerung bewirkte bei allen Werkstoffen bis auf Rebilida D und Pocore einen Elastizitätsverlust. Die Reihung nach 28 Tagen lautete: Rebilida D, Definite core, Rebilida LC, Coradent, Pocore, CoreRestore, LuxaCore und Ketac-Molar. Bei Rebilida D stieg der E-Modul um 27 % an. Den größten Rückgang des E-Moduls nach 28 Tagen Wasserlagerung zeigte bei den Composites LuxaCore mit 15 %. Ketac-Molar als Glasionomermaterial zeigte einen extremen Verlust von über 99 %.

Eine signifikante Veränderung des Elastizitätsmoduls durch die 28tägige Wasserlagerung gegenüber 1 Tag lag bei Rebuilda LC, Rebuilda D, LuxaCore, Pocore, CoreRestore und Ketac-Molar vor (Tab. 11).

6.3 Druckfestigkeit

In Abb. 9 sind die Ergebnisse der Druckfestigkeitsmessung nach 1tägiger und 28tägiger Wasserlagerung der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 6, 7, 8 und 11 im Tabellenanhang zusammengefasst.

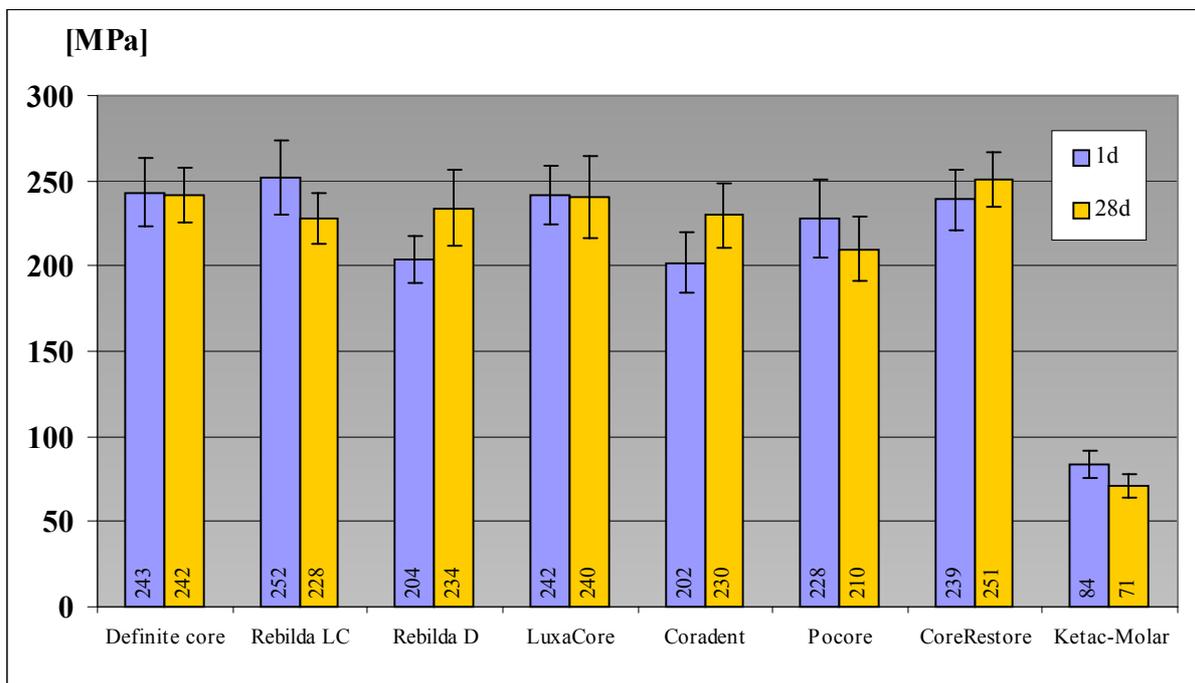


Abb. 9 Druckfestigkeit

Die Mittelwerte der **1-Tages-Werte** lagen bei den Stumpfaufbaucomposites sehr dicht beieinander. Es folgten in absteigender Reihenfolge Rebuilda LC, Definite core, LuxaCore, CoreRestore, Pocore, Rebuilda D und Coradent, wobei sich Definite core mit Rebuilda LC, LuxaCore, Pocore und CoreRestore; Rebuilda LC mit LuxaCore, Pocore und CoreRestore; Rebuilda D mit Coradent; LuxaCore mit Pocore und CoreRestore; Pocore mit CoreRestore nicht signifikant unterschieden. Der Glasionomerzement fiel mit einem Wert von nur 84 MPa stark aus dem Rahmen. Der Wert lag zweidrittel unter denen der Composites. Nach **28 Tagen** Wasserlagerung ist ein Verlust der Druckfestigkeit bei Rebuilda LC, LuxaCore, Pocore, und Definite core feststellbar, allerdings ein Anstieg bei Rebuilda D, Coradent und CoreRestore. Die Reihenfolge nach 28tägiger Wasserlagerung lautete: CoreRestore, Definite core, LuxaCore, Rebuilda D, Coradent, Rebuilda LC, Pocore und Ketac-Molar. Der Wert des

Glasionomermzements wurde ebenfalls geringer. Den größten Verlust der 1-Tages-Werte im Vergleich zu den 28-Tages-Werten wurde bei Rebuilda LC mit 10 % ermittelt.

In Tab. 11 sind die Ergebnisse der t-Tests zusammengefasst. Die 28tägige gegenüber der 1tägigen Wasserlagerung führte bei Rebuilda LC, Rebuilda D, Coradent und Ketac-Molar zu einer signifikanten Veränderung der Druckfestigkeit.

6.4 Mikrohärte nach Vickers

In Abb. 10 sind die Ergebnisse der Mikrohärte nach Vickers nach 1tägiger und 28tägiger Wasserlagerung der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 6, 9, 10 und 11 im Tabellenanhang zusammengefasst.

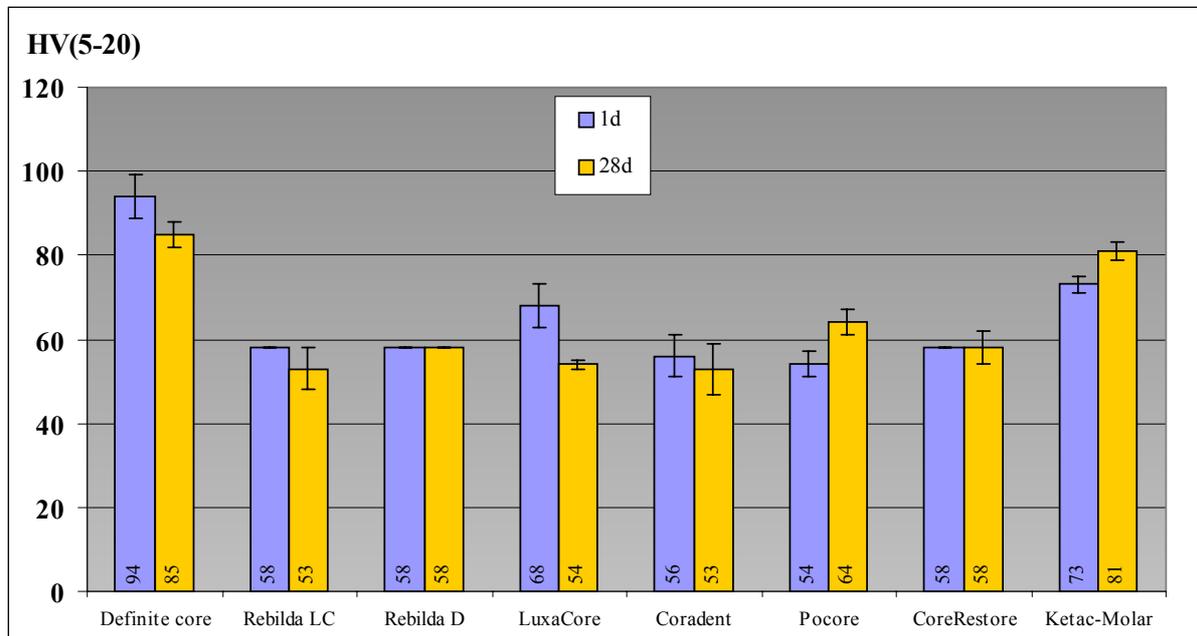


Abb. 10 Mikrohärte nach Vickers

Die Mittelwerte lagen nach 1 Tag über den Werten nach 28 Tagen bzw. stimmten mit diesen überein. Definite core wies den höchsten Wert nach 1 Tag und 28 Tagen auf. Die Härte der anderen Composites lag bei 58 MPa mit Ausnahme von LuxaCore, welches nach 1 Tag etwas höhere Härte aufwies. Der Glasionomermzement ordnete sich zwischen Definite core und den anderen Composites ein. Seine Mikrohärte nahm nach 28 Tagen Wasserlagerung um 8 MPa (=11 %) signifikant zu.

Eine signifikante Veränderung der Mikrohärte nach Vickers (Tab. 11) bei der 28tägigen Wasserlagerung lag bei Definite core, Rebuilda LC, LuxaCore, Pocore und Ketac-Molar vor.

6.5 3-Medien-Abrasion

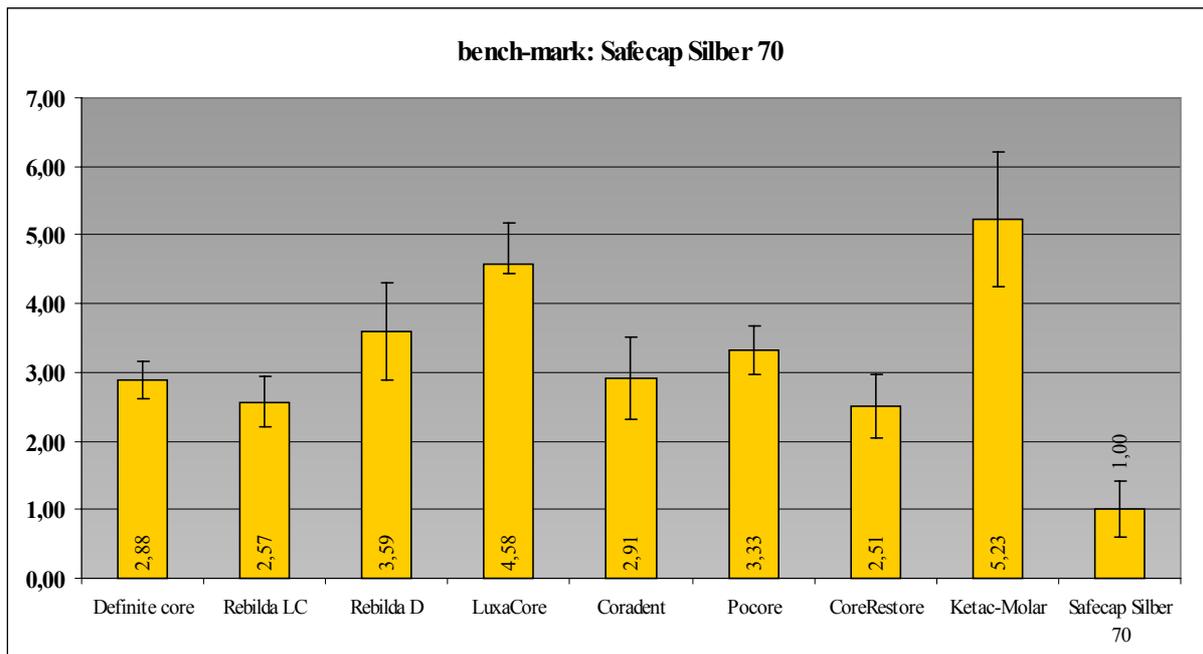


Abb. 11 Substanzverlust bei 3-Medien-Abrasion bezogen auf Amalgam (= 1,0)

Für Amalgam als Vergleichswerkstoff wurde bei dieser Untersuchung der Wert 1 festgelegt. Von den Stumpfaufbaucomposites zeigte LuxaCore mit 4,5-fach größerer Abrasion als Amalgam den höchsten Materialverlust (Abb. 11). In absteigender Reihe folgten Rebilda D mit 3,5-facher Abrasion, gefolgt von Pocore, Coradent, Definite core, Rebilda LC und CoreRestore, die relativ dicht beieinander lagen. Signifikante Unterschiede zwischen Pocore, Coradent und Definite core gab es nicht. Der Glasionomerzement Ketac-Molar wies von allen Werkstoffen mit einem Faktor von 5,2 die größte Abrasion auf. Den geringsten Abrieb zeigte CoreRestore mit einer nur 2,6-fachen Abrasion im Vergleich zum Amalgam.

Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 12 und 13 im Tabellenanhang zusammengefasst.

6.6 Durchhärttiefe

Dieser Parameter ist bei den photopolymerisierenden Präparaten relevant und wurde in Abhängigkeit von der Belichtungszeit untersucht. Abb. 12 zeigt eine Grafik der Ergebnisse. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 14, 15, 16, 17 und 18 im Tabellenanhang zusammengefasst.

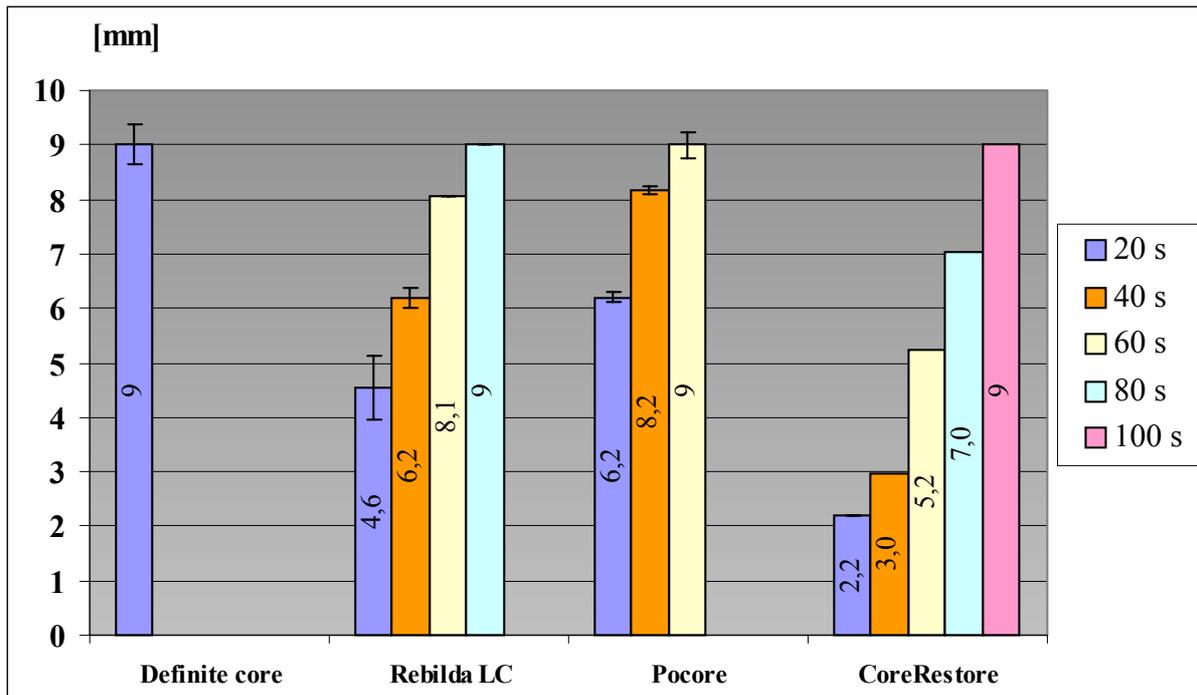


Abb.12 Durchhär்த்தiefe des Mediums

Alle photopolymerisierenden Stumpfaufbaucomposites erreichten eine Durchhär்த்தiefe von 9 mm; CoreRestore brauchte dazu 100 s Belichtungszeit. Nach 20 s wurde erst eine Schichtstärke von 2 mm erreicht. Rebilda LC wies nach 20 s eine Durchhärtung von 4,5 mm auf und nach 80 s erreichte dieses Material 9 mm, wobei aller 20 s eine Zunahme von 2 mm entstand. Bei 20 s Belichtung zeigte Pocore eine Durchhär்த்தiefe von 6 mm auf; 9 mm waren bereits nach 60 s erreicht. Definite core erzielte nach 20 s schon 9 mm. Die längste Belichtungszeit benötigte CoreRestore, um 9 mm durchzuhärten.

6.7 Exogene Verfärbungsneigung

In Abb. 13 sind die Ergebnisse der exogenen Verfärbungsneigung nach 28tägiger Einlagerung der Werkstoffe in die verschiedenen Medien dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests gründen sich in den Tab. 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25 und 26 im Tabellenanhang.

Es fällt in Abb. 13 auf, dass sich Rebilda LC und besonders Rebilda D bereits während der Wasserlagerung verfärbt haben.

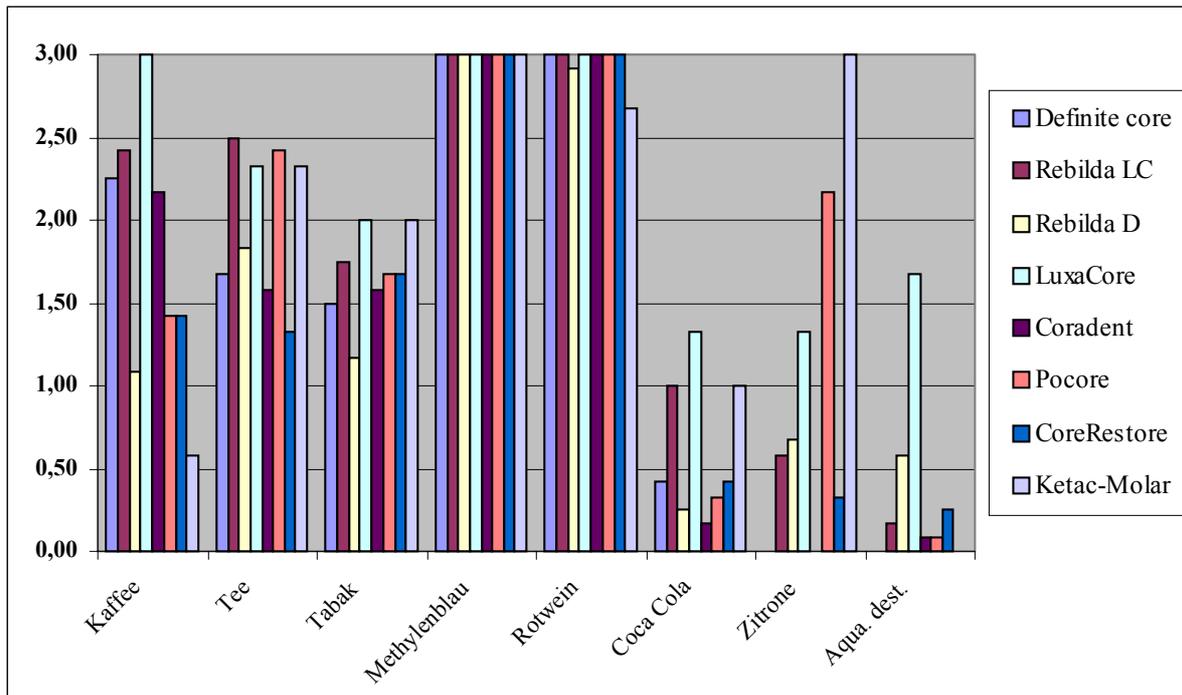


Abb. 13 Exogene Verfärbung in verschiedenen Medien.

Nach Abb. 13 zeigte in der Kaffeezubereitung LuxaCore gefolgt von Rebilda LC, Definite core, Coradent, Pocore, CoreRestore, Rebilda D und Ketac-Molar die stärkste Verfärbung. In Tee ergab sich eine andere Reihenfolge. Hier verfärbte sich Rebilda LC am stärksten gefolgt von Pocore, LuxaCore, Ketac-Molar, Rebilda D, Definite core, Coradent und CoreRestore. Tee wies von diesen drei Färbemedien die geringste Verfärbungswirkung auf. Beim Tabak ließ sich folgende Reihenfolge feststellen. Die stärkste Verfärbung zeigten Ketac-Molar und LuxaCore, dann Rebilda LC, Pocore, CoreRestore, Coradent, Definite core und Rebilda D. Kaffee verfärbte LuxaCore, Coradent und Definite core am stärksten. Tee hatte auf Rebilda LC, Rebilda D, Pocore und Ketac-Molar die stärkste Verfärbung hervorgerufen. Tabak hatte CoreRestore am intensivsten verfärbt.

Der mittlere Verfärbungsgrad der Stumpfaufbauwerkstoffe unter Zusammenfassung der verschiedenen Medien ist in Abb. 14 dargestellt.

LuxaCore wies mit 2,21 bei einem maximal möglichen Index von 3,0 von allen Materialien den höchsten mittleren Verfärbungsgrad auf. Es folgten in absteigender Reihenfolge Rebilda LC (Index 1,8), Ketac-Molar (Index 1,82), Pocore (Index 1,76), sowie Definite core (Index 1,48), Coradent (Index 1,45), Rebilda D (Index 1,44) und CoreRestore (Index 1,43), wobei die vier letztgenannten sich nicht signifikant unterschieden. Die Verfärbungs-Wirkung der Zubereitungen (Abb. 15) war bei Methylenblau dicht gefolgt von Rotwein am stärksten.

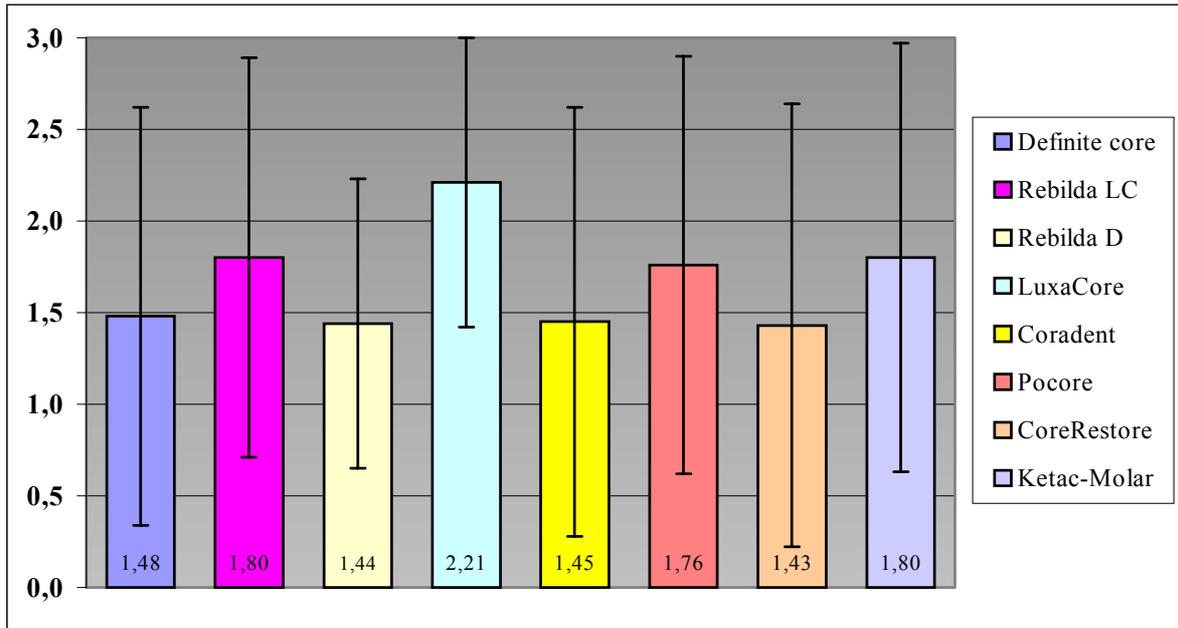


Abb. 14 Mittlerer Verfärbungsgrad der Werkstoffe in 8 Medien

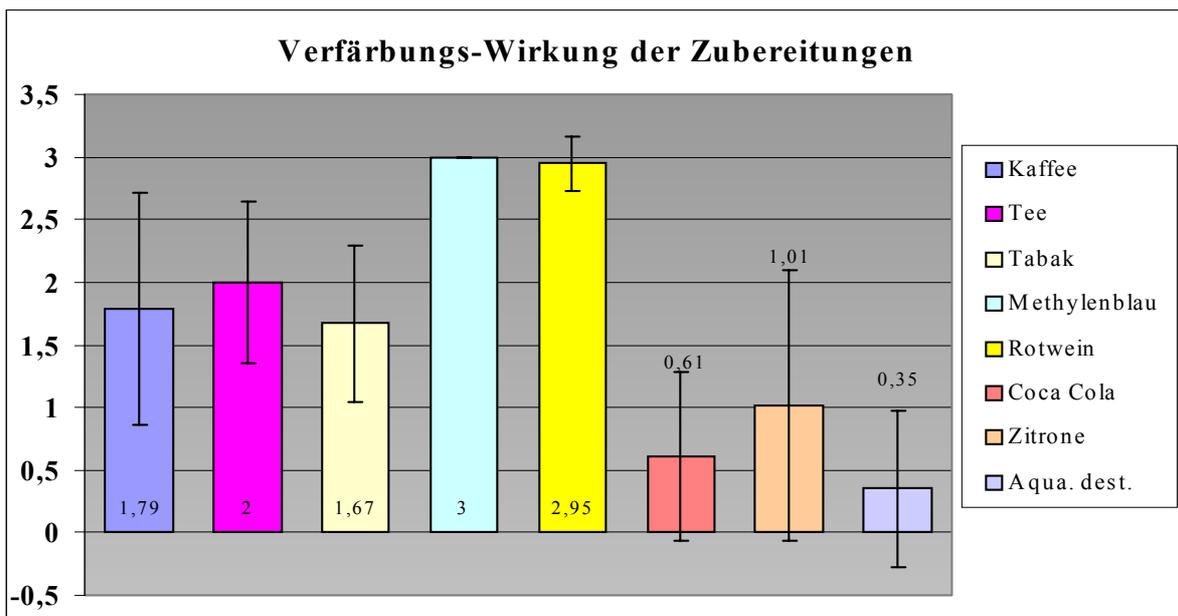


Abb. 15 Verfärbende Wirkung von Zubereitungen auf alle untersuchten Werkstoffe im Mittel einschließlich Streuungen

Es folgten dann in absteigender Reihenfolge Tee, Kaffee, Tabak, Zitrone, Coca Cola und Aqua. dest., wobei sich Kaffee mit Tee und Tabak sowie Methylenblau mit Rotwein nicht signifikant unterschieden (Tab. 25). Im Gegensatz zu Abb. 14 und 15 ist in Abb. 16 die Verfärbung durch Kaffee, Tee und Tabak nochmals etwas anders dargestellt. Da Methylenblau (Index 3,0) und Rotwein (Index 2,95) wegen der stark verfärbenden Wirkung und Coca Cola, Zitrone und Aqua dest. wegen zu geringer verfärbender Wirkung zu keiner Differenzierung der Werkstoffe hinsichtlich exogener Verfärbungsneigung führten, wurden

sie in Abb. 16 nicht berücksichtigt. Abb. 16 zeigte bei den Composites die gleiche Reihenfolge des Verfärbungsgrades wie Abb. 14, nur mit Ausnahme von CoreRestore und Rebilda D.

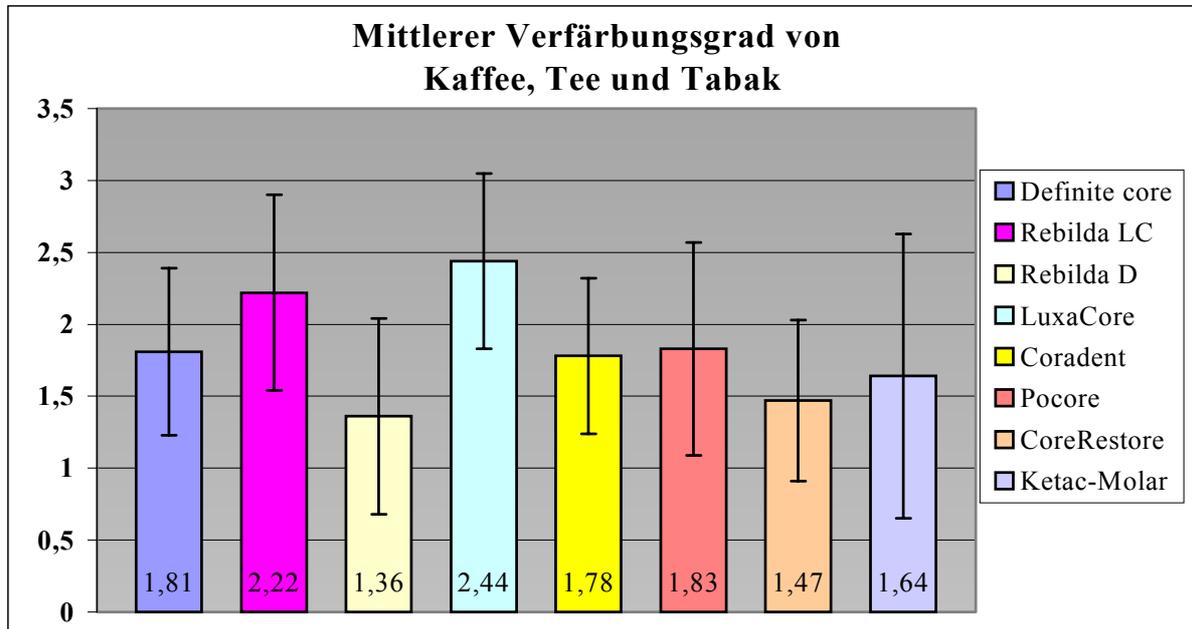


Abb. 16 Verfärbung durch drei wichtige Medien

6.8 Polymerisationstemperatur

In Abb. 17 ist die Entwicklung der Polymerisationstemperatur der Werkstoffe über die Zeit dargestellt. Die Zahlenwerte sind in der Tab. 27 im Tabellenanhang zusammengefasst.

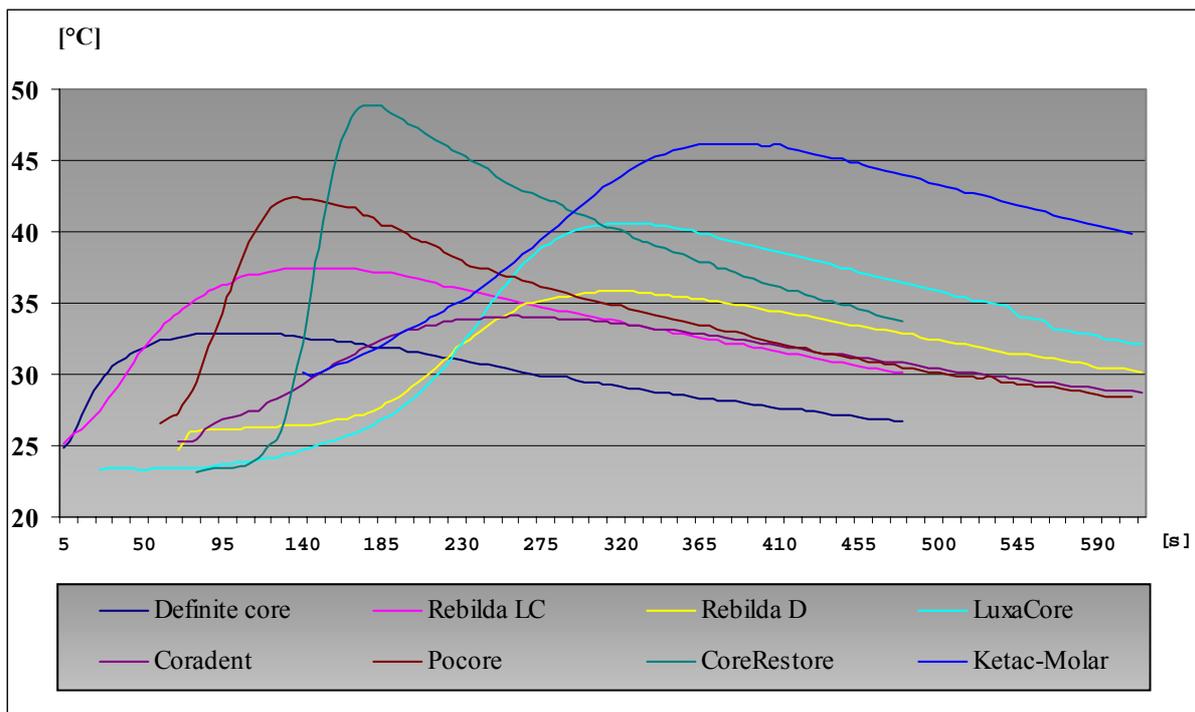


Abb. 17 Polymerisationstemperatur

CoreRestore wies den steilsten Temperaturanstieg und die höchste Polymerisationstemperatur von 48,9 °C auf. Die geringste Erhöhung, aber auch das schnellste Erreichen des Temperaturmaximums war bei Definite core mit 32,9 °C nach 100 s zu finden. Die anderen beiden photopolymerisierenden Composites lagen mit ihren Werten zwischen den beiden Erstgenannten. Ein flacher gleichmäßiger Anstieg der Temperatur fand sich beim Glasionomerzement Ketac-Molar, welcher nach 6 min und 20 s das Temperaturmaximum von 46,2 °C erreichte. Alle Stumpfaufbaumaterialien erreichten ihr Temperaturmaximum vor dem des Glasionomerzements. Außerdem erreichten alle photopolymerisierenden Werkstoffe die Polymerisationstemperaturmaxima natürlich schneller als die autopolymerisierenden. Unter den autopolymerisierenden Composites zeigte Coradent mit 34,1 °C das geringste Temperaturmaximum, und dieses schon nach 260 s. LuxaCore entwickelte nach 315 s mit 40,6 °C die höchste Temperatur.

6.9 Microleakage

In Abb. 18 sind die Ergebnisse des Microleakage bei produktspezifischem Schmelz- und Dentin-Verbund nach 1tägiger und 28tägiger Wasserlagerung dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 28, 29 und 30 im Tabellenanhang zusammengefasst.

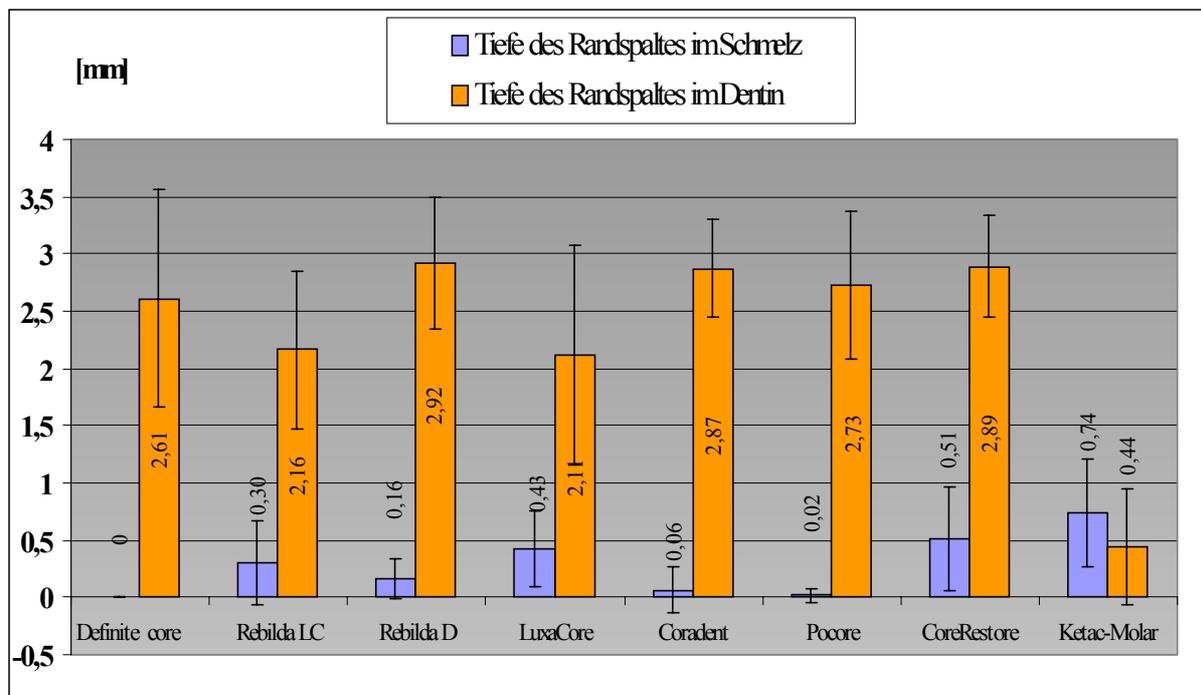


Abb. 18 Microleakage

Am **Schmelz** wurde für Ketac-Molar mit 0,74 mm die größte Randspalt-Tiefe gemessen. Bei den Composites erwies sich CoreRestore mit 0,51 mm als Material mit der größten Eindringtiefe. Definite core zeigte überhaupt kein Eindringen von Methylenblau. Nur sehr geringe Mängel wies der Randspalt am Zahnschmelz bei Pocore mit 0,02 mm und Coradent mit 0,06 mm auf. Nach Eindringtiefe sortiert folgten dann absteigend Rebuilda D, Rebuilda LC und LuxaCore.

Konträr zum Schmelz zeigte Ketac-Molar mit 0,44 mm am **Dentin** die geringste Eindringtiefe. Die größte Eindringtiefe fand sich bei Rebuilda D mit 2,92 mm. Dicht dahinter folgten in absteigender Reihenfolge CoreRestore, Coradent, Pocore und Definite core. Weit geringere Werte als die vorher genannten Materialien zeigten Rebuilda LC und LuxaCore.

6.10 Wasseraufnahme

Abb. 19 zeigt die Ergebnisse der Wasseraufnahme der einzelnen Stumpfaufbaumaterialien über einen Zeitraum von 30 Tagen.

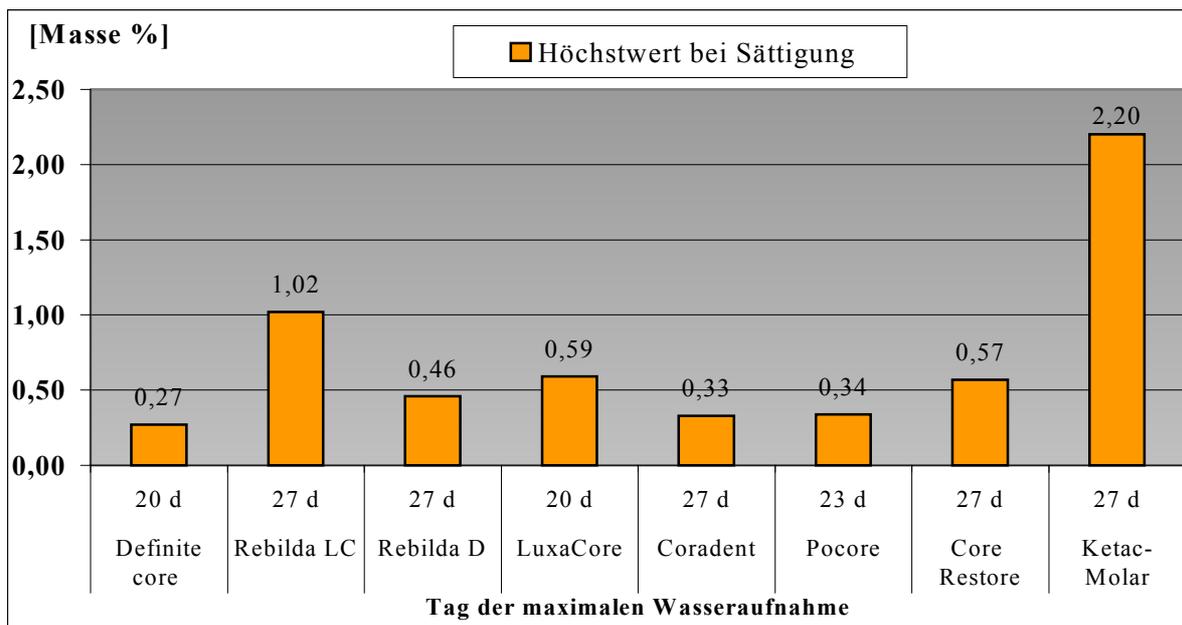


Abb. 19 Wasseraufnahme

Über 30 Tage verfolgt, wies Ketac-Molar eine 2 bis 3fach höhere Wasseraufnahme auf als die Composites (Abb. 19). Bei den Composites zeigte Rebuilda LC die höchste und Definite core (5mal geringer als Rebuilda LC) die geringste Wasseraufnahme. Die restlichen Stumpfaufbaumaterialien wiesen mit <0,6 Masse % ebenfalls geringe Werte auf. Der zeitliche Verlauf der Wasseraufnahme (Tab. 31) zeigte, dass bei LuxaCore und Definite core die

Sättigung schon nach dem 20. Tag erreicht wurde. Bei Pocore zeigte sich eine Sättigung am 23. Tag, bei den restlichen Werkstoffen am 27. Tag. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 31, 32 und 33 im Tabellenanhang zusammengefasst.

6.11 Röntgenopazität

Die Ergebnisse der Röntgenopazität der einzelnen Stumpfaufbaumaterialien zeigt Abb. 20. Es lässt sich erkennen, dass Coradent von allen Materialien die höchste Röntgenopazität aufwies. Es folgten in absteigender Reihenfolge Definite core, Rebuilda D, Pocore, Ketac-Molar, Rebuilda LC, CoreRestore und LuxaCore, wobei die drei letztgenannten sich nicht signifikant unterschieden. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 34 und 35 im Tabellenanhang zusammengefasst.

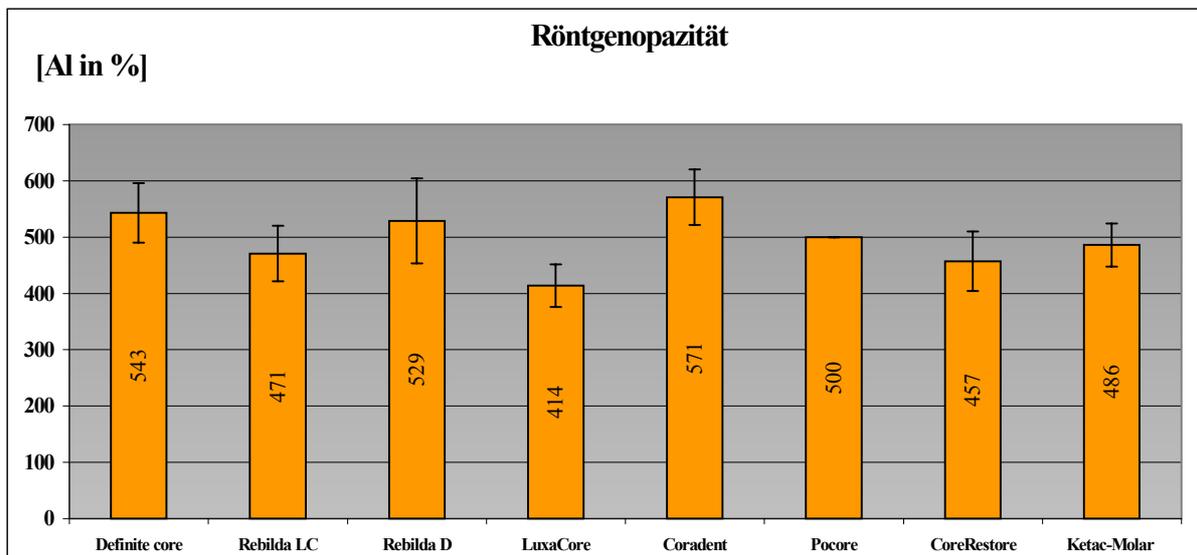


Abb. 20 Röntgenopazität

6.12 Opazität

Coradent wies von allen Materialien die höchste Opazität auf (Abb. 21 und Tab. 36 im Tabellenanhang). In Abb. 21 wurde keine Einheit verwendet, da nur die Reihenfolge ermittelt wurde. Es folgten in absteigender Reihenfolge Rebuilda D, Ketac-Molar, CoreRestore, Pocore, Rebuilda LC, LuxaCore und Definite core.

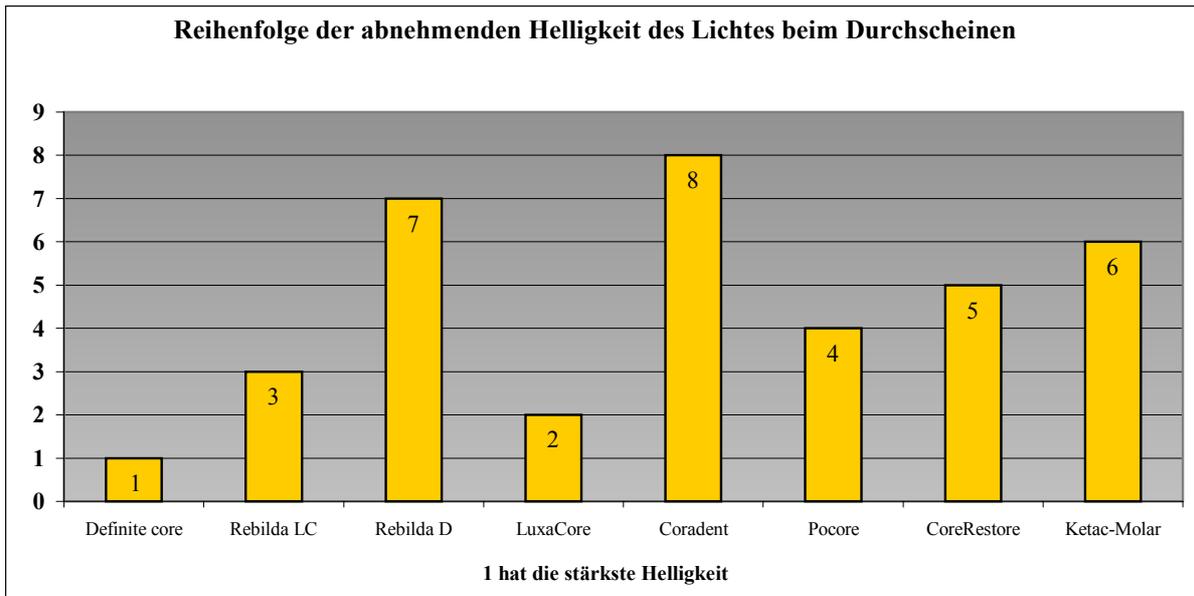


Abb. 21 Opazität

6.13 Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung

6.13.1 Scherhaftfestigkeit am Titan

Die Darstellung und Erläuterung erfolgt entsprechend der 4 Kombinationsvarianten. Abb. 22 zeigt die Ergebnisse. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 37, 38, 39, 40, 41 und 42 im Tabellenanhang zusammengefasst.

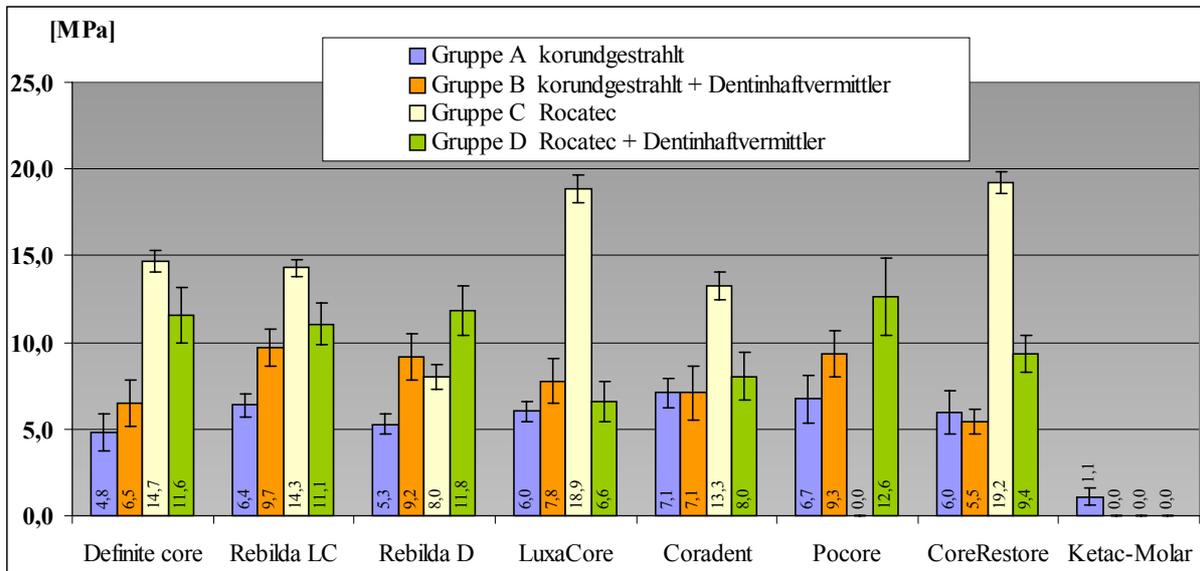


Abb. 22 Scherhaftfestigkeit am Titan

Gruppe A. Verbunde zu korundgestrahlter Oberfläche ohne Bonding nach 1 Tag Wasserlagerung: Die höchste Haftfestigkeit zum Titan erzielte mit 7,1 MPa Coradent. Bei

abnehmenden Haftwerten entstand folgende Reihenfolge: Pocore, Rebilda LC, LuxaCore, CoreRestore, Rebilda D sowie Definite core. Ketac-Molar lag weit unter der Haftfestigkeit der Composites.

Gruppe **B**. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung bei Verwendung des dazugehörigen Bondingsystems auf der korundgestrahlten Titan-Oberfläche: Den höchsten Haftfestigkeitswert erzielte Rebilda LC mit 9,7 MPa. LuxaCore, Coradent, Definite core sowie CoreRestore erreichten Werte unter 8,0 MPa. Gegenüber der lediglich korundgestrahlten Oberfläche wurden bei Definite core, Rebilda LC und D, bei LuxaCore und Pocore signifikant höhere Scherhaftfestigkeiten gemessen als ohne Bonding. Ketac-Molar zeigte überhaupt keinen „messbaren“ Verbund.

Gruppe **C**. Ergebnisse nach einem Tag Wasserlagerung bei Verwendung des Rocatecsystems auf der korundgestrahlten Titan-Oberfläche: CoreRestore mit 19,2 MPa und LuxaCore mit 18,9 MPa erreichten die höchsten Haftfestigkeiten. Rebilda D mit 8,0 MPa zeigte den geringsten Wert. Bei allen Materialien, bis auf Rebilda D konnte der höchste signifikante Werte innerhalb der Gruppe erreicht werden. Rebilda D ist gegenüber der Gruppe B (Tab. 42) nicht signifikant. Pocore und Ketac-Molar wurden in dieser Gruppe nicht gemessen.

Gruppe **D**. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung nach Konditionierung mit dem Rocatecsystem und Bonding: In dieser Gruppe konnte Pocore den stärksten Verbund (12,6 MPa) erzielen. LuxaCore wies den geringsten Wert auf (6,6 MPa). Wiederum zeigte Ketac-Molar keinen Verbund zum Titan. Rebilda LC, Rebilda D sowie Definite core erreichten Werte über 10 MPa.

6.13.2 Scherhaftfestigkeit an einer Goldlegierung

In Abb. 23 sind die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeiten an der Goldlegierung dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 43, 44, 45, 46 und 47 im Tabellenanhang zusammengefasst.

Die Darstellung und Erläuterung der Ergebnisse erfolgt hier nur in drei Gruppen, da die Korundstrahlung + Rocatecsystem + Stumpfaufbauwerkstoff hier nicht gemessen wurde.

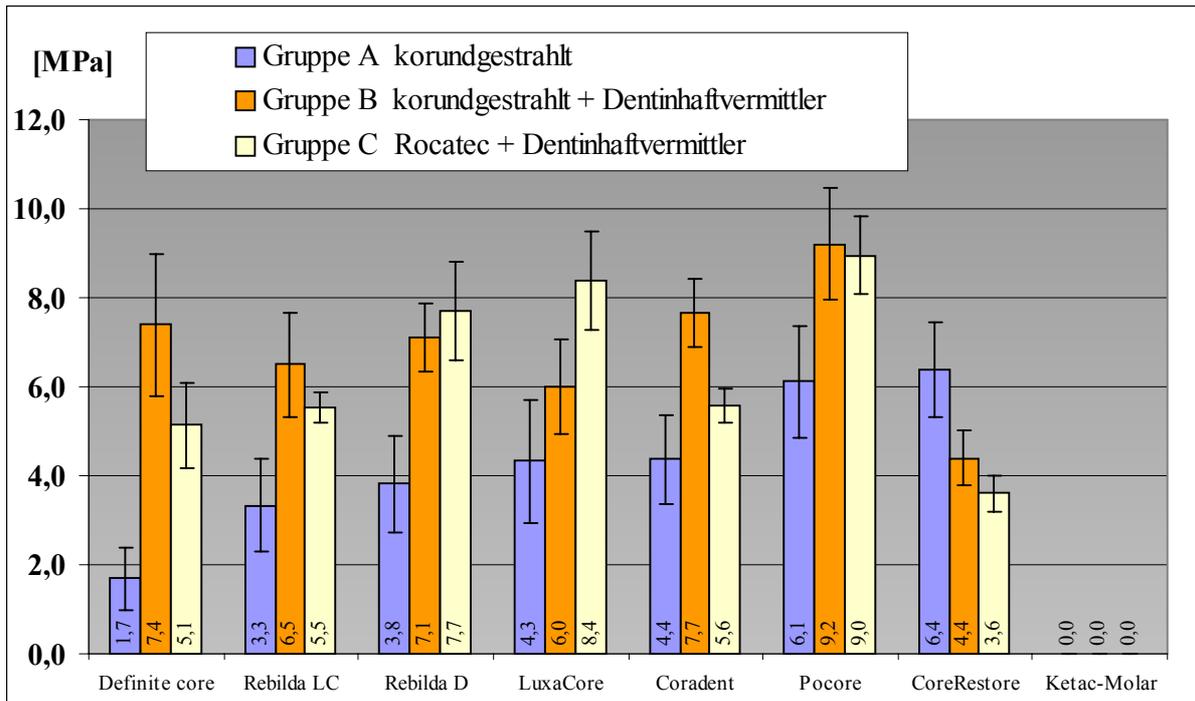


Abb. 23 Scherhaftfestigkeit an der Goldlegierung

Gruppe A. Verbunde zu Korundgestrahlter Oberfläche ohne Bonding nach 1 Tag Wasserlagerung: Den höchsten Verbund zum Gold erzielte mit 6,4 MPa CoreRestore. Mit abnehmenden Haftwerten entstand folgende Reihenfolge: Pocore, Coradent, LuxaCore, Rebilda D, Rebilda LC sowie Definite core. Ketac-Molar erzielte keine Haftfestigkeit.

Gruppe B. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung bei Verwendung des dazugehörigen Bondingsystems auf der korundgestrahlten Gold-Oberfläche: Den höchsten Haftfestigkeitswert von 9,2 MPa erzielte Pocore. Mit abnehmenden Haftwerten entstand folgende Reihenfolge: Coradent, Definite core, Rebilda D, Rebilda LC, LuxaCore sowie CoreRestore. Gegenüber der lediglich korundgestrahlten Oberfläche wurden bei allen Stumpfaufbaumaterialien bis auf CoreRestore, dessen Wert signifikant geringer war, signifikant höhere Scherhaftfestigkeiten gemessen. Ketac-Molar zeigte überhaupt keinen „messbaren“ Verbund auf.

Gruppe C. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung nach Konditionierung mit dem Rocatecsystem und Bonding: In dieser Gruppe konnte mit Pocore der stärkste Verbund von 9,0 MPa erzielt werden. CoreRestore wies den geringsten Wert von 3,6 MPa auf. Wiederum zeigte Ketac-Molar keinen Verbund zum Gold. Mit abnehmenden Haftwerten entstand folgende Reihenfolge: LuxaCore, Rebilda D, Coradent, Rebilda LC sowie Definite core.

6.14 Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin

6.14.1 Scherhaftfestigkeit am Schmelz

a.) Ergebnisse bei Verwendung präparatspezifischer Adhäsive

In Abb. 24 sind die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeit am Schmelz der einzelnen Materialien nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Wechsellast-Zyklen dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 48, 50, 54 und 55 im Tabellenanhang zusammengefasst.

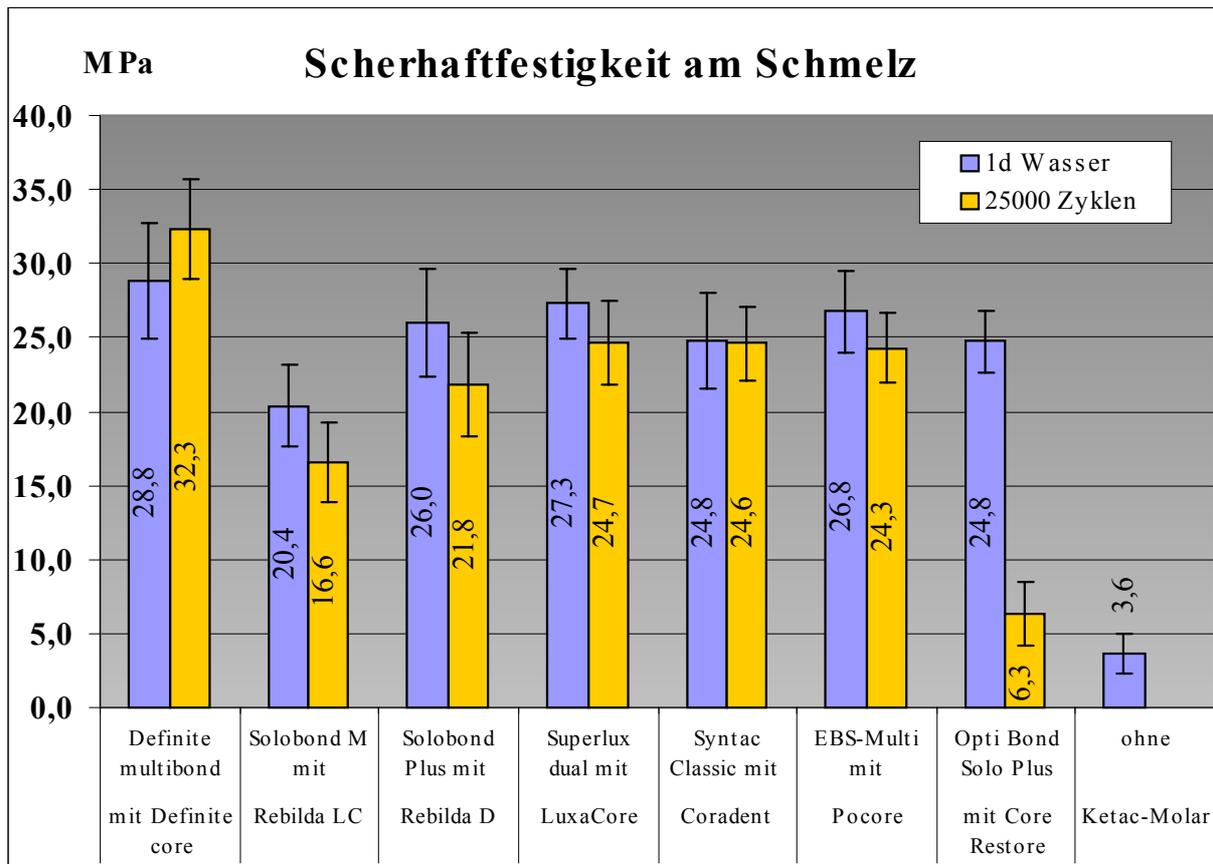


Abb. 24 Scherhaftfestigkeit der Aufbauwerkstoffe am Schmelz mit präparatspezifischen Adhäsiven

1. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung: Von allen Werkstoffen wies Definite core am Schmelz den höchsten Haftwert von 28,8 MPa auf. Den geringsten Haftfestigkeitswert zeigte unter den Composites Rebilda LC mit 20,4 MPa. Glasionomerzement hatte mit 3,6 MPa den geringsten Wert überhaupt. Nach Definite core ergab sich mit dem nächst höheren Wert beginnend folgende Reihenfolge: LuxaCore, Pocore, Rebilda D, und mit gleichen Werten Coradent und CoreRestore. Zwischen den Materialien LuxaCore, Pocore, Rebilda D und Coradent konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

2. Ergebnisse nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Den höchsten Haftwert wies Definite core am Schmelz mit 32,3 MPa auf. Die geringste Haftfestigkeit zeigte unter den Composites CoreRestore mit 6,3 MPa. Der Verbund Glasionomierzement/Schmelz hat sich nach den 25000 Zyklen bereits bei Berührung der Verbundkörper gelöst. Bei den Composites mit ihrem Bondingmaterial konnte folgende abnehmende Reihenfolge festgestellt werden: Definite core, LuxaCore, Coradent, Pocore, Rebuilda D und Rebuilda LC. Zwischen der Haftfestigkeit von LuxaCore, Coradent und Rebuilda D besteht kein signifikanter Unterschied.

3. Unterschiede zwischen den Ergebnissen nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Definite core wies nach 25000 Zyklen im Wasserbad allerdings nicht signifikant einen Zuwachs an Haftfestigkeit von 3,5 MPa auf. Bei allen anderen Werkstoffen verschlechterte sich die Haftfestigkeit, am stärksten bei CoreRestore um 18,5 MPa. Zwischen LuxaCore, Coradent und Pocore konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

b.) Ergebnisse, bei freier Kombination von Adhäsiv und Composite unterschiedlicher Hersteller.

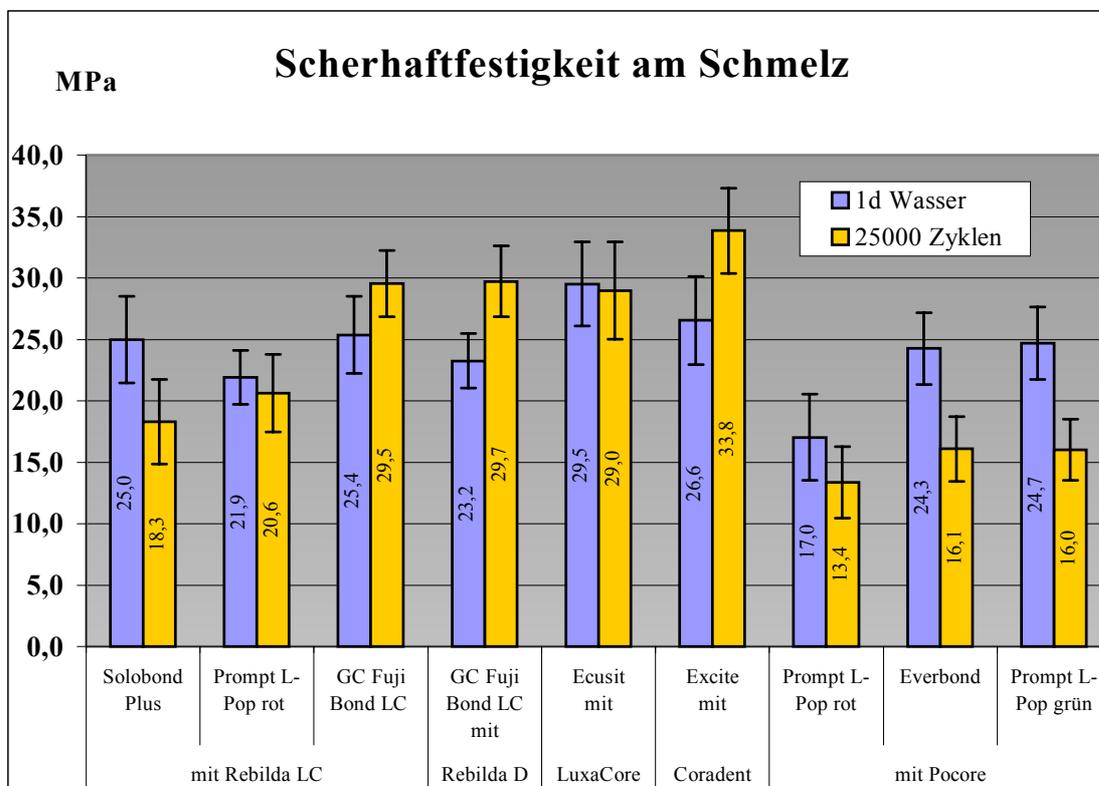


Abb. 25 Scherhaftfestigkeit am Schmelz bei freier Kombination von Composite und Adhäsiv-Systemen (Kreuzversuch)

Abb. 25 enthält die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeit am Schmelz bei frei kombinierten Materialien (Kreuzversuch) nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Wechsellast-Zyklen. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 49, 50, 56 und 57 im Tabellenanhang zusammengefasst.

1. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung: Von allen Verbunden wies LuxaCore/Ecusit am Schmelz den höchsten Haftwert auf (29,5 MPa). Die geringsten Haftfestigkeitswerte zeigte die Paarung Pocore/Prompt L-Pop rot mit 17,0 MPa. Absteigend ergab sich folgende Reihenfolge der Haftfestigkeit: LuxaCore/Ecusit, Coradent/Excite, Rebilda LC/GC Fuji Bond LC, Rebilda LC/Solobond Plus, Pocore/Prompt L-Pop grün, Pocore/Everbond, Rebilda D/GC Fuji Bond LC und Rebilda LC/Prompt L-Pop rot.

2. Ergebnisse nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Die Kombination Coradent/Excite wies am Schmelz mit 33,8 MPa den höchsten, Pocore/Prompt L-Pop rot mit 6,3 MPa die niedrigste mittlere Scherhaftfestigkeit auf. Es ergab sich folgende abnehmende Reihenfolge: Coradent/Excite, Rebilda D/GC Fuji Bond LC, Rebilda LC/GC Fuji Bond LC, LuxaCore/Ecusit, Rebilda LC/Prompt L-Pop rot, Rebilda LC/Solobond Plus, Pocore/Everbond und Pocore/Prompt L-Pop grün.

3. Unterschiede zwischen den Ergebnissen nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Zyklen im Wechselbad (Tab. 50): Coradent/Excite, Rebilda LC/GC Fuji Bond LC und Rebilda D/GC Fuji Bond LC wiesen nach 25000 Zyklen im Wasserbad einen Zuwachs an Haftfestigkeit auf, wobei Coradent/Excite den höchsten Zuwachs von 7,2 MPa hatte. Bei allen anderen Werkstoffen verschlechterten sich die Haftfestigkeitswerte. Die stärkste Verschlechterung zeigte Pocore/Prompt L-Pop grün mit einem Abfall um 8,7 MPa.

4. Beurteilung der Ergebnisse *eines* Adhäsivsystems mit *verschiedenen* Composites.

Solobond Plus im Verbund mit Rebilda LC (Abb. 24) und Rebilda D (Abb. 25) zeigte nach 1 Tag Wasserlagerung keinen, dagegen nach 25000 Zyklen einen signifikanten Unterschied auf. Solobond Plus/Rebilda D schnitt besser ab.

GC Fuji Bond LC im Verbund mit Rebilda LC und Rebilda D zeigte nach 1 Tag Wasserlagerung und 25000 Zyklen keinen signifikanten Unterschied.

Prompt L-Pop rot schnitt im Verbund mit Rebilda LC nach 1 Tag Wasserlagerung und auch nach 25000 Zyklen signifikant besser ab als Prompt L-Pop mit Pocore.

6.14.2 Scherhaftfestigkeit am Dentin

Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests zur Scherhaftfestigkeit am Schmelz der produktspezifischen Verbunde nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Wechsellast-Zyklen sind in den Tab. 51, 53, 56 und 57 im Tabellenanhang zusammengefasst.

a.) Ergebnisse mit präparatspezifischen Adhäsiven (Abb. 26)

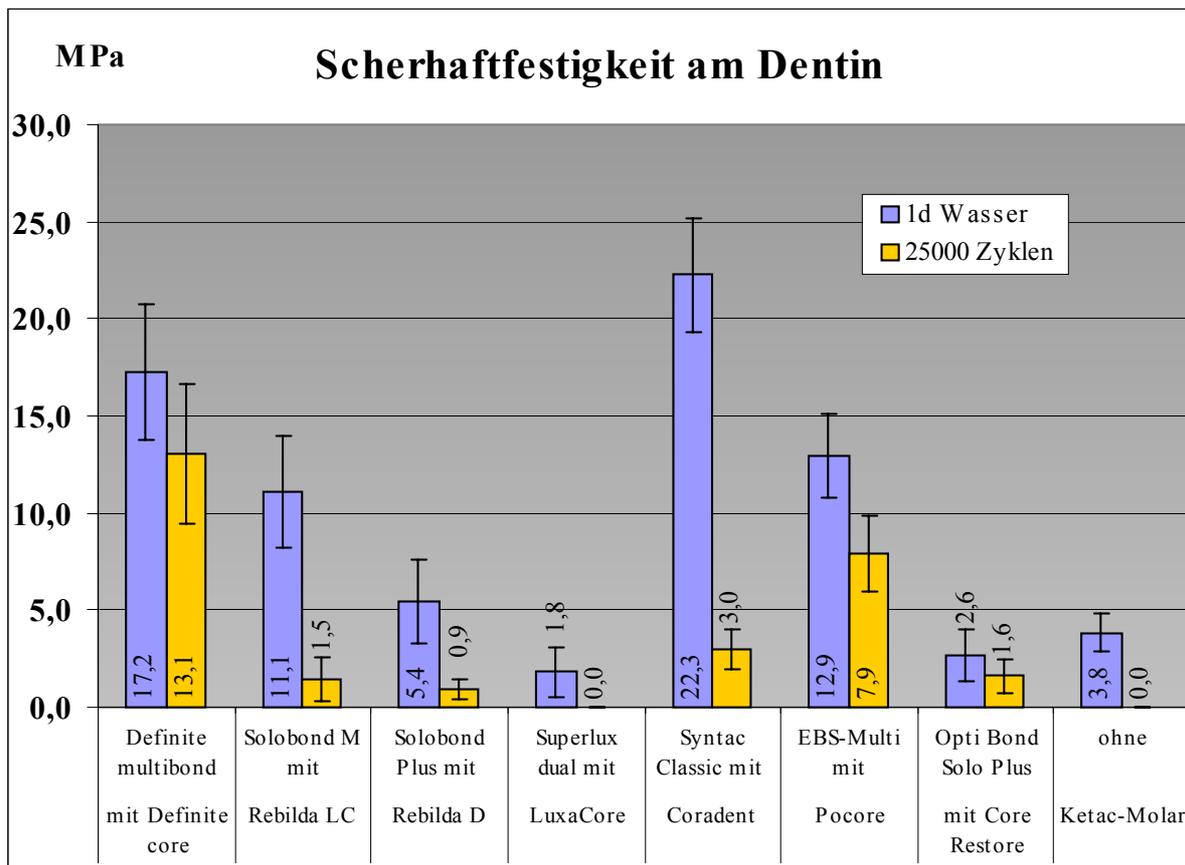


Abb. 26 Scherhaftfestigkeit am Dentin mit präparatspezifischen Adhäsiven

1. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung: Coradent wies am Dentin mit 22,3 MPa den höchsten Haftwert auf. Die geringsten Haftfestigkeitswerte zeigte unter allen Materialien Luxa Core mit 1,8 MPa. Bei der Analyse der Reihenfolge ergab sich abnehmend: Coradent, Definite core, Pocore, Rebilda LC, Rebilda D, Ketac-Molar und CoreRestore.

2. Ergebnisse nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Definite core wies am Dentin den höchsten Haftwert mit 17,2 MPa auf. Keine Haftfestigkeit konnte bei LuxaCore und Ketac-Molar gemessen werden. Die Reihenfolge der Verbundfestigkeit war mit dem nächst höheren Wert beginnend: Definite core, Pocore, Coradent, CoreRestore, Rebilda LC und Rebilda D.

Zwischen Rebuilda LC, Rebuilda D und CoreRestore bestanden keine signifikanten Unterschiede.

3. Unterschiede zwischen den Ergebnissen nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Keine der Verbundkombinationen wies nach 25000 Zyklen eine Verbesserung der Haftfestigkeit auf. Die stärkste Verschlechterung zeigte Coradent mit einem Abfall um 19,3 MPa. Signifikant verschlechterten sich alle, außer CoreRestore/Opti Bond Solo Plus.

b.) Ergebnisse; nach freier Kombination von Adhäsiv und Composites unterschiedlicher Hersteller (Kreuzversuch).

Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeit am Schmelz bei freier Material-Kombination nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Wechsellast-Zyklen zeigt Abb. 27. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse der Signifikanztests sind in den Tab. 52, 53, 56 und 57 im Tabellenanhang zusammengefasst.

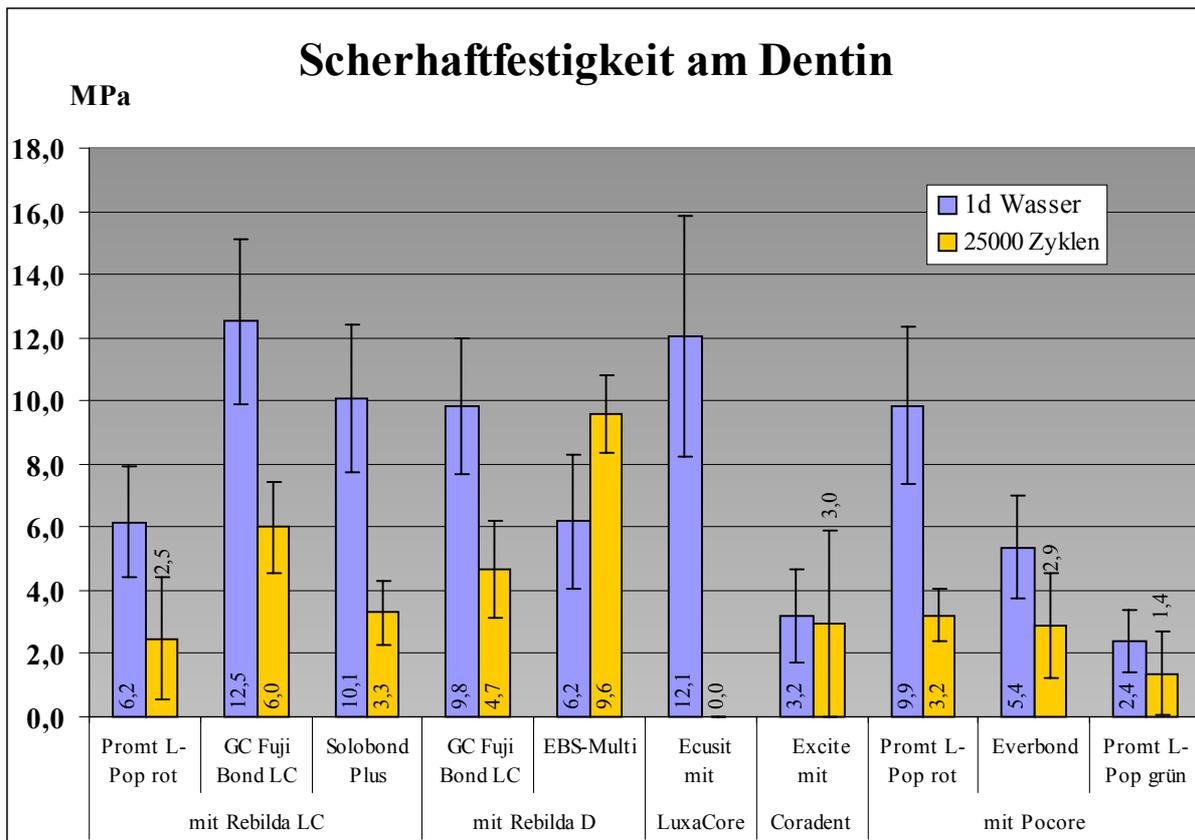


Abb. 27 Scherhaftfestigkeit am Dentin bei Hersteller unabhängiger Kombination von Composite und Adhäsiv

1. Ergebnisse nach 1 Tag Wasserlagerung: Die Kombination Rebilda LC/GC Fuji Bond LC wies am Dentin den höchsten Haftwert mit 12,5 MPa auf. Die geringsten Haftfestigkeitswerte zeigte Pocore/Prompt L-Pop grün mit 2,4 MPa. Es konnte folgende abnehmende Reihenfolge festgestellt werden: Rebilda LC/GC Fuji Bond LC, danach: LuxaCore/Ecusit, Rebilda LC/Solobond Plus, Pocore/Prompt L-Pop rot, Rebilda D/GC Fuji Bond LC, Rebilda LC/Prompt L-Pop rot, Rebilda D/EBS-Multi, Pocore/Everbond und Coradent/Excite.

2. Ergebnisse nach 25000 Zyklen im Wechselbad: Am Dentin wies Rebilda D/EBS-Multi den höchsten Haftwert mit 9,6 MPa auf. Keine Haftfestigkeit zeigte LuxaCore/Ecusit. Als wiederum absteigende Reihung der Scherhaftfestigkeit war festzustellen: Rebilda D/EBS-Multi, Rebilda LC/GC Fuji Bond LC, Rebilda D/GC Fuji Bond LC, Rebilda LC/Solobond Plus, Pocore/Prompt L-Pop, Coradent/Excite, Pocore/Everbond, Rebilda LC/Prompt L-Pop rot und Pocore/ Prompt L-Pop grün.

3. Ergebnisse zwischen 1 Tag Wasserlagerung und 25000 Zyklen im Wechselbad.

Rebilda D/EBS-Multi erfuhr nach 25000 Zyklen im Wasserbad einen signifikanten Zuwachs an Haftfestigkeit um 3,4 MPa. Bei allen anderen Werkstoffen bis auf Coradent/Excite, Pocore/Prompt L-Pop und CoreRestore/Opti Bond Solo Plus verschlechterten sich die Haftfestigkeitswerte signifikant. Die stärkste Verschlechterung zeigte LuxaCore/Ecusit mit minus 12,1 MPa.

4. Ergebnisse *eines* Adhäsivsystems mit *verschiedenen* Composites.

Solobond Plus mit Rebilda LC war nach 1 Tag Wasserlagerung und nach 25000 Zyklen signifikant besser als mit Rebilda D.

GC Fuji Bond LC war im Verbund mit Rebilda LC nach 1 Tag Wasserlagerung signifikant besser als im Verbund mit Rebilda D, aber nach 25000 Zyklen bestand kein signifikanter Unterschied.

Prompt L-Pop rot/Rebilda LC war nach 1 Tag Wasserlagerung Prompt L-Pop/Pocore signifikant unterlegen, aber nach 25000 Zyklen bestand kein signifikanter Unterschied.

EBS-Multi ergab im Verbund mit Rebilda D nach 1 Tag Wasserlagerung signifikant niedrigere Werte als mit Pocore. Nach 25000 Zyklen bestand kein signifikanter Unterschied.

7 Diskussion

7.1 Biegefestigkeit

Eine fundamentale Eigenschaft der Festigkeit von zahnärztlich restaurativen Werkstoffen ist die Biegefestigkeit (Wilson 1988). Sie stellt den Widerstand von Werkstoffen gegen Kräfte dar, die im rechten Winkel zur Längsachse angreifen bzw. die Spannung, die bei Bruch im Werkstück auftritt. Bei der Biegefestigkeit entstehen in der unteren Prüfkörperhälfte Zug- und in der oberen Druckspannungen. Die jeweils maximalen Spannungskomponenten treten dabei unmittelbar an den Oberflächen auf, während in der Mitte die Spannungen verschwinden. Die hohen Zugspannungen an der Probenunterseite bzw. die dort vorliegenden Oberflächendefekte sind für das Versagen verantwortlich (Soltesz 1993). Damit Zahnfüllungen unter den auftretenden Kaukräften nicht brechen oder sich unerwünscht verformen, ist ein gewisses Maß an Biegefestigkeit notwendig (Viohl 1974). Wird ein Material unter Kaubelastung oder durch thermisch verursachte Spannungen verformt, bildet sich bei nichtadhäsiver Restauration unter der Füllung und nicht nur am Füllungsrand ein Spalt mit entsprechenden Folgen. Beim Vergleich der hier untersuchten Composites fiel die hohe Biegefestigkeit von LuxaCore mit 160 MPa nach einem Tag Wasserlagerung und 144 MPa nach 28tägiger Wasserlagerung auf. Für alle Materialien wurden nach 28tägiger Wasserlagerung signifikant verschlechterte Biegefestigkeitswerte gemessen, mit Ausnahme von Definite core und Pocore, bei den kein signifikanter Unterschied feststellbar war. Außerdem kam es bei Rebuilda D zu einer signifikanten Verbesserung der Werte. Nach Viohl (1985) wird die Bruchfestigkeit durch die Festigkeit der jeweils schwächsten Phase innerhalb der Compositekonstruktion bestimmt, wobei die Füllkörper keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit ausüben sollen. Vielmehr sei eine unvollkommene Silanisierung der Füllstoffpartikel für eine geringere Festigkeit verantwortlich.

In Untersuchungen von Viohl (1974), Kollmannsperger (1978) sowie Kollmannsperger und Venz (1980b) wurde bereits nachgewiesen, dass eine länger dauernde Lagerung von Composites im feuchten Milieu durch Wasseraufnahme und Quellung zu einem Abfall der Biegefestigkeit führt. Die Verbesserung bei Rebuilda D beruhte wahrscheinlich auf dem Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen, die als Weichmacher gelten, und auf Nachpolymerisation verzögert reagierender Radikale (Reinhardt 1977, 1979, 1980, Petrin 1984). Herkömmliche Composites zeigten in der Literatur (Rzanny 1999a) nach 1 Tag Wasserlagerung Biegefestigkeitswerte von 115 MPa bis 167 MPa. Die

Stumpfaufbaucomposites, außer Rebilda D und Pocore, mit niedriger Biegefestigkeit, befanden sich in diesem Bereich.

Nach Viohl (1980) sollte die Biegefestigkeit der Compositematerialien bei oder oberhalb der Zahnhartsubstanz liegen. Da der Schmelz Werte bei 10 MPa und das Dentin Werte bei 50 MPa aufweist (Esser 1998), liegen die Composites über diesem Bereich.

Ketac-Molar lag mit 32 MPa über den Angaben in der Literatur (Welker 1997). Auch Staehle und Ludwig (1985), sowie Soltesz und Leupolz (1993) stellten für Glasionomerezemente deutlich geringere Biegefestigkeitswerte als für Composites fest. Es ist bekannt, dass die Glasionomerezemente leicht, wie Abb. 28 zeigt, craquelieren (Welker 1981b). Als Ursache werden zu frühe Bearbeitung und Austrocknung der Zemente diskutiert (Soltész 1993).

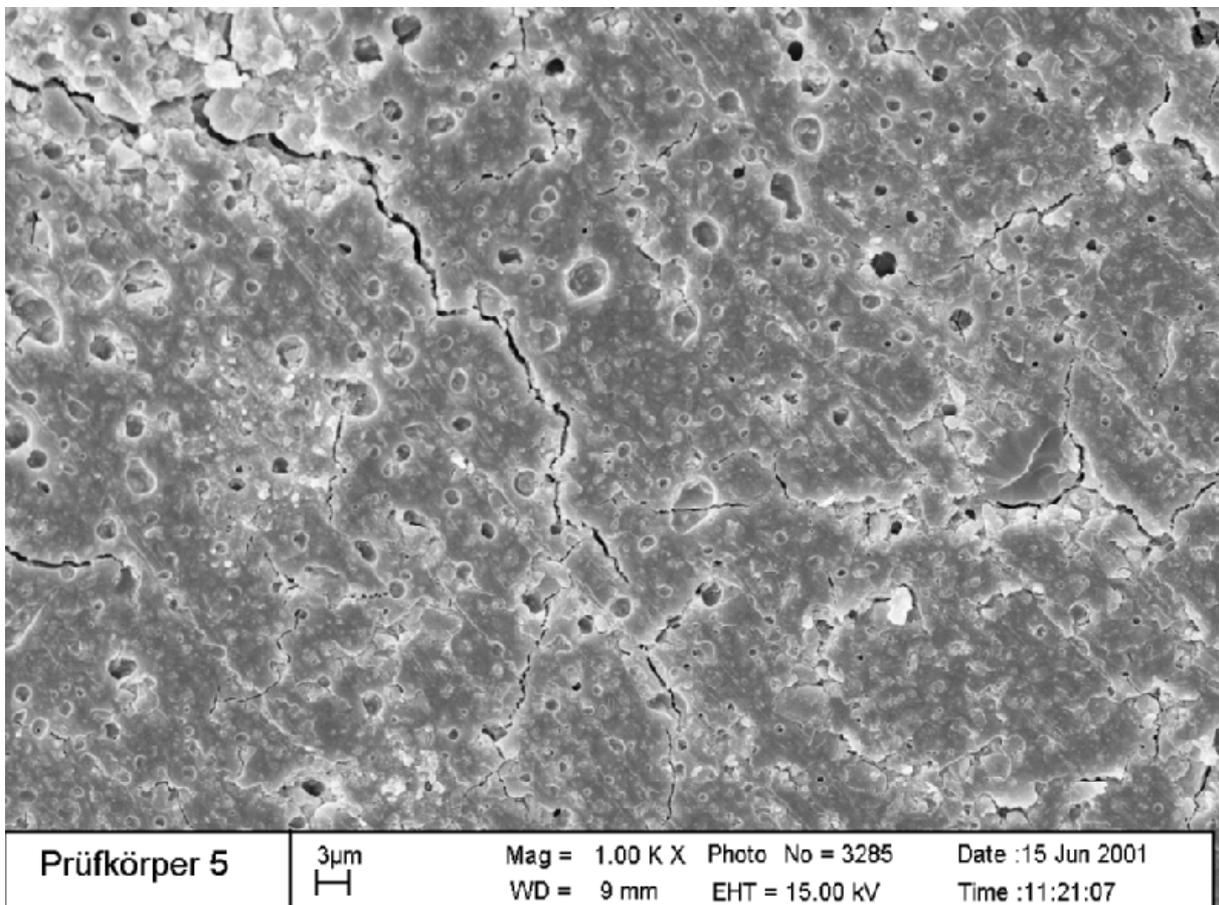


Abb. 28 Glasionomerezement Ketac-Molar bei 1000-facher Vergrößerung mit Rissen und Porosität

7.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Materials, d. h. für den Widerstand gegen das Einwirken einer bestimmten Kraft. Nach Finger (1975) handelt es sich dabei jedoch nicht um eine Materialkonstante. Vielmehr soll u. a. eine ausgeprägte Abhängigkeit zur Art und Dauer der Lagerung der Compositeproben bestehen.

Beim Vergleich der hier untersuchten Composites fiel auf, dass LuxaCore den niedrigsten E-Modul sowohl nach 1 Tag als auch nach 28 Tagen Wasserlagerung aufwies.

Somit war die Verwindungssteifigkeit von LuxaCore relativ gering. Auffällig war, dass für Rebuilda D und Pocore nach 28 Tagen Wasserlagerung höhere Werte ermittelt wurden, als nach 1 Tag Wasserlagerung. Die Zunahme der Materialsteifigkeit nach 28 Tagen Wasserlagerung, bei gleichzeitiger Abnahme der Biegefestigkeit, lässt eine zunehmende Versprödung bei Pocore vermuten. Bei Rebuilda D trat nach 28 Tagen Wasserlagerung eine Erhöhung des Elastizitätsmoduls und der Biegefestigkeit auf. Demzufolge handelt es sich um ein Material, welches sehr hart ist und über eine hohe Bruchfestigkeit verfügt.

Im Gegensatz dazu lässt die hohe Steifigkeit von Definite core mit einem E-Modul von 13500 MPa in Verbindung mit ebenfalls hoher Biegefestigkeit auf ein Material schließen, welches sich sowohl durch geringe Verformbarkeit als auch durch große Festigkeit auszeichnet. Auch nach 28 Tagen Wasserlagerung zeigte Definite core, zusammen mit Rebuilda D, die besten Ergebnisse.

Ketac-Molar wies nach 1 Tag Wasserlagerung einen höheren E-Modul als LuxaCore, CoreRestore und Pocore auf. Da aber die Biegefestigkeit nur bei 32 MPa lag, handelt es sich um ein sprödes, bruchgefährliches Material.

Die photopolymerisierenden Composites wiesen gegenüber den autopolymerisierenden einen höheren Elastizitätsmodul auf.

Nach Peters (1979), Reinhardt und Vahl (1983) sowie Viohl (1985) sind Materialien mit einem hohen E-Modul in der Praxis zu bevorzugen. Kollmannsperger (1978) und Viohl (1980) fordern einen Elastizitätsmodul ähnlich der Zahnhartsubstanz, welcher nach Schumacher und Schmidt (1976) und Viohl (1980) ca. 130000 MPa beträgt.

Das von Finger (1975) beschriebene Absinken der Elastizitätsmodulwerte infolge 30tägiger Wasserlagerung deckt sich nur z. T. mit den eigenen Ergebnissen, da bei Definite core, Rebuilda D, Pocore und Coradent keine signifikante Verringerung des Elastizitätsmoduls eintrat und bei Rebuilda D und Pocore sogar ein signifikanter Anstieg zu verzeichnen war. Dieses Phänomen könnte mit Verbesserung der Matrix in den vergangenen über 25 Jahren begründet sein. Nach Viohl (1985) steht die Porosität eines Composites ebenfalls in engem Zusammenhang zum Biegemodul. Während ältere Pulver-Flüssigkeit- und Paste-Paste-Composites eine deutliche Porosität aufweisen (Welker 1980a, 1980b, 1981a), können moderne photopolymerisierende Einkomponenten-Composites praktisch frei von Mikroporen vom Hersteller geliefert werden. Durch eine Verminderung von Poren im Werkstoff können

höhere Elastizitätsmodulwerte erzielt werden. Dies traf offenbar auf Definite core, Rebuilda LC und Rebuilda D zu.

Einen großen Einfluss auf Ketac-Molar hatte die 28tägige Wasserlagerung, da der Elastizitätsmodul auf 12 MPa absank. Dabei können entstandene Oberflächenfehler, z.B. durch Craquelierungen, eine Rolle spielen. Auch von anderen Autoren wurde dieses Problem beschrieben (Welker 1981b, Kullmann 1984, Reinhardt 1992, McCarthy 1994). Durch Flüssigkeitszutritt werden die mechanischen Eigenschaften der Glasionomerezemente sehr ungünstig beeinflusst (Welker 1981b).

7.3 Druckfestigkeit

Die Messung der Druckfestigkeit erfolgte gemäß ISO-Norm 9917 (1987). Die Druckfestigkeit wird gemessen, indem die flachen Enden eines Zylinders bis zu dessen Bruch belastet werden. Die Relevanz dieses Parameters steht aus klinischer Sicht bei Stumpfaufbauten hinter der von Biegefestigkeit und E-Modul zurück.

Die Druckfestigkeit lag bei allen Composites, sei es nach 1 Tag oder nach 28 Tagen Wasserlagerung, zwischen 200 und 250 MPa. Bei Definite core, LuxaCore, Pocore und CoreRestore gab es auch nach 1 Tag und 28 Tagen Wasserlagerung keine signifikanten Unterschiede. Rebuilda LC wies nach 28 Tagen Wasserlagerung eine Verschlechterung der Druckfestigkeit um 10 % auf. Dies ist ein Hinweis darauf, dass nach länger andauernder Lagerung von Composites im feuchten Milieu ein Verlust an Druckfestigkeit durch Wasseraufnahme und Quellung eintreten kann.

Bei Rebuilda D, Coradent und CoreRestore trat nach 28tägiger Wasserlagerung eine Zunahme der Druckfestigkeit ein. Es kann vermutet werden, dass sich die Festigkeit durch das Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen und durch verzögert reagierende Radikale, als Nachpolymerisation (Reinhardt 1977, 1979, 1980, Petrin 1984) erhöht hat. Bemerkenswerterweise wurden diese Composites manuell angemischt. Aus der Literatur ist nichts bekannt, ob eine solche Nachhärtung bei manuell angemischtem Paste-Paste-Composite deutlicher auftritt als bei photopolymerisierenden Einkomponenten-Pasten. Die genannte Bewertung würde für die Praxis bedeuten, dass die Photopolymerisate frühzeitiger voll belastbar sind.

Die Druckfestigkeit von Ketac-Molar sank nach 28tägiger Wasserlagerung gegenüber der 1tägigen Wasserlagerung um 15 %. Mit Werten um 80 MPa lag Ketac-Molar sehr weit unter den Werten der Composites. Welker (1997) und Rzanny (1999a) geben Druckfestigkeitswerte

für konventionelle Glasionomerezemente zwischen 104 und 145 MPa, Städtler (1994) sogar zwischen 140-200 MPa an. Die Produktinformation für Ketac-Molar beschreibt Druckfestigkeitswerte, gemessen nach ISO 9917 (1987), von 230 MPa.

Wie oben beim Elastizitätsmodul bereits beschrieben wurde, können auch hier Oberflächenfehler ursächlich mitbeteiligt sein, die sich bei vergleichsweise kleineren Prüfkörpern stärker auswirken. Makroskopische Fehler an den Prüfkörpern können aber ausgeschlossen werden.

7.4 Mikrohärtete nach Vickers

Mehrere parallel ablaufende und sich überlagernde Vorgänge beeinflussen die Ausprägung der mechanischen Festigkeitsparameter bei Composites:

- eine gewisse Nachhärtung durch verzögert reagierende Radikale, nach der Polymerisation (Reinhardt 1977, 1979, Davis 1980, 1981, Petrin 1984).
- Abbau innerer Spannungen durch Drehung von Doppelbindungen innerhalb der Molekularstruktur (Kollmannsperger 1977).
- Festigkeitssteigerung durch Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen bei Lagerung im feuchten Milieu (Reinhardt 1977, 1978, 1979, 1980).
- Verminderung der mechanischen Festigkeit durch Wasseraufnahme und Quellung (Viohl 1974, 1975, 1985, Reinhardt 1977, 1983, 1984, Kollmannsperger 1978, 1979, 1980b).

Nach anfänglicher Härtesteigerung überwiegt bei Wasserlagerung der Härteverlust (Ziener 1983). Erst nach Abschluss der Diffusionsvorgänge stellt sich im feuchten Milieu ein stabiler Endwert für die mechanische Festigkeit ein. Es wurde davon ausgegangen, dass sich nach den Ergebnissen der Wasseraufnahme (6.10) nach 28tägiger Wasserlagerung zumindest in den äußeren Probeschichten ein Diffusionsgleichgewicht eingestellt hat. Nach 28 Tagen war gegenüber 1 Tag ein signifikanter Härteverlust bei Definite core, Rebuilda LC und LuxaCore festzustellen. Definite core zeigte von allen Composites die jeweils besten Ergebnisse. Pocore und Ketac-Molar erreichten eine signifikante Härtezunahme. Bei den anderen Composites war nach 28 Tagen Wasserlagerung weder eine Verbesserung, noch Verschlechterung festzustellen.

Die Vermutung, dass Partikelgröße und Härteeigenschaften miteinander korrelieren, scheint sich mit dieser Untersuchung zu bestätigen. So zeigte Definite core in dieser Studie die

signifikant höchsten Härtewerte. Dieses ormocerhaltige Composite verfügt, neben den anorganischen Füllstoffen, auch über eine anorganisch-organische Kombinationsmatrix. Wahrscheinlich ist diese für den Härtevorsprung verantwortlich (Manhart 1999, Ehrensberger 2000). Ebenso wird die Tatsache bestätigt, dass Wasseraufnahme und Quellung zu einer Verminderung mechanischer Eigenschaften führt (Viohl 1974, 1975, 1985, Reinhardt 1977, 1983, Kollmannsperger 1978), weil Definite core die geringste Wasseraufnahme zeigte. Bei Pocore schien sich die Festigkeit durch Herauslösen von Restmonomer- und Verdünnermolekülen im feuchten Milieu und durch verzögert reagierende Radikale, also Nachhärtung, erhöht zu haben (Reinhardt 1977, 1979, 1980, Petrin 1984).

Ketac-Molar erzielte eine Härtzunahme nach 28tägiger Wasserlagerung. Soltész (1993) untersuchte 4 Glasionomerzemente und stellte ebenfalls eine Härtzunahme fest. Die Ursachen dieser physikalischen Änderungen liegen wahrscheinlich in weiter ablaufenden chemischen Prozessen, sind aber bis jetzt nicht eindeutig geklärt (Wilson 1988). Auch können Festigkeitseigenschaften nur ansteigen, wenn sich die Anzahl von Bindungen innerhalb des Zements erhöht (Hill 1986).

7.5 3-Medien-Abrasion

Bei dem Verschleiß zwischen Agonist (Nahrung) und Antagonist handelt es sich um einen sogenannten Drei-Körper-Verschleiß. Hier spielen vor allem zwei Verschleißvorgänge eine Rolle: Erosion und Ermüdung. Die Erosion, wird durch das zwischen zwei Körpern befindliche Medium vorangetrieben (Sindel 1998). Nach Kunzelmann (1996) werden harte Partikel des Abrasionsmediums in die weichere Probenoberfläche gedrückt (Bayne 1992). Dazu gibt es die alte Beobachtung prothetisch tätiger Zahnärzte, dass bei in Kontakt stehenden Metall- und Kunststoffkronen die härtere Metallkrone, eben durch diesen Mechanismus, eher „durchgebissen“ wird, was Henkel (1969) bereits experimentell bestätigte. Zum anderen entsteht Abrieb durch Werkstoffermüdung als Folge der periodischen Überbeanspruchung des Werkstoffs. Sie verursacht Risse in der Struktur, die letztlich Einbrüche und Zerrüttung der äußeren Oberfläche bedingen.

Die Auswertung der Ergebnisse des Abrasionsversuches erlaubt lediglich einen Vergleich der in dieser Arbeit untersuchten Composites und Glasionomerzementes untereinander, sowie mit dem Vergleichswerkstoff Non-Gamma-2 Amalgam (Safecap Silber 70).

Elektronenmikroskopische Untersuchungen haben gezeigt, dass der Verschleiß von Composites durch weiche Abrasiva, wie das verwendete Hirsemedium, überwiegend durch

den Abrieb der Composite-Matrix verursacht wird. Dadurch ragen die Füllkörper aus der Matrix heraus oder lösen sich bei entsprechend großem Matrixverlust aus dem Verbund (Pallav 1993). Bayne (1992) postuliert, dass ein geringer freier Matrixraum, d. h. kleiner Abstand zwischen den Füllstoffpartikeln, weniger Abrasion der Matrix zulässt. Dieser freie Matrixraum ist abhängig von Größe, Form und Verteilungsmuster der Partikel innerhalb der Matrix sowie vom Füllstoffgehalt. Demnach lassen die Mikrofüllercomposites bei einer Partikelgröße von 0,04-0,2 μm eine hohe Abrasionsfestigkeit erwarten. Jedoch gestattet eine derartige Füllstoffgröße auf Grund der zunehmenden Viskosität des Materials nur einen verhältnismäßig niedrigen Partikelgehalt, so dass ein geringer Verschleißwiderstand gegenüber Nahrungsabrieb resultiert. Die Hybridcomposites weisen trotz größerer Füllstoffpartikel ein besseres Verschleißverhalten auf, da ihr volumenmäßiger Anteil höher ist. Dies gilt jedoch nur unter der Voraussetzung einer homogenen Verteilung der Füllkörper, da jede Agglomeratbildung zu einer Herabsetzung der Schutzwirkung der Füllkörper gegenüber Abrasion der Matrix führt (Bauer 1995).

Demnach zeigten CoreRestore, Rebuilda LC, Definite core und Coradent hohe Abrasionsfestigkeiten, weil deren Füllstoffgehalt größer ist und deren Verteilungsmuster der Füllkörper gleichmäßiger ist als bei LuxaCore, Rebuilda D und Pocore. Zusätzlich stellte Sindel (1998) fest, dass der Abrasionswiderstand mit höherem Volumenanteil der Füllkörper und geringerer Einzelgröße der Füllkörper steigt.

LuxaCore wies von allen Composites den höchsten Abrieb auf. Ebenso auffällig war der geringe Elastizitätsmodul. Dies lässt vermuten, dass die Matrix wenig elastisch ist und somit eine geringe Abriebfestigkeit besitzt.

Ketac-Molar wies von allen Werkstoffen die höchste Abrasion auf, wobei zu LuxaCore kein signifikanter Unterschied bestand.

7.6 Durchhär்த்தiefe

Polymerisationslampen mit akustischem Signal nach 20 s Bestrahlung verleiten dazu, nach dieser Zeit mit der Belichtung der Füllung aufzuhören. Dabei besteht die Gefahr, sich von der oberflächlich ausgehärteten Schicht täuschen zu lassen und zu riskieren, dass bei zu kurz angesetzter Bestrahlungszeit an schwer zugänglichen Stellen, zu dicken Schichten oder zu großen Flächen, tiefer gelegene Anteile nicht ausgehärtet sind. Die Hersteller der untersuchten Photopolymerisate geben alle eine Mindestbelichtungszeit von 40 s an. Diese Angaben sind unbedingt beim Polymerisieren einzuhalten. Nach 40 s hatte Rebuilda LC eine Durchhär்த்தiefe

von 6,2 mm erreicht. Dies wäre bei einer Mehrschichtkonstruktion einer Füllung eine ausreichende Tiefe. CoreRestore wies nach 40 s nur eine Tiefe von 3 mm auf. Es ist zwar ein dualhärtender Werkstoff, aber die chemische Aushärtung erfolgt, je nach dem wie gut angemischt wird, erst später. Wenn Behandler das Polymerisieren nach 20 s abbrechen, wäre CoreRestore nur 2,2 mm durchgehärtet, und dies ist, um einen korrekten Aufbau herzustellen, meist zu wenig. Da die Polymerisation unter labormäßigen Bedingungen stattgefunden hat (Lichtleiter wurde auf Folie aufgesetzt), ist in der Praxis durchaus mit geringerer Durchhärte zu rechnen, da die Entfernung zwischen Kavitätenboden und Lichtaustrittsfenster bei Prämolaren und Molaren meist zwischen 4 und 7 mm liegt (Hansen 1997). Empfehlenswert ist es, insbesondere bei dunklen Farben, die Belichtungszeit zu verlängern (Eichler 1989, Neumann 1991, Rueggeberg 1993, Baharav 1997). Ausreichend lichtstarke Polymerisationsgeräte, die bei entsprechender Wartung und Pflege die geforderten 100 mW/cm^2 Lichtleistung bei $468 \pm 4 \text{ nm}$ gewährleisten, stehen heute zur Verfügung (Lutz 1992). Definite core, Rebuilda LC und POCORE wiesen sehr gute bis gute Durchhärte auf.

7.7 Exogene Verfärbungsneigung

Patienten, welche mit einem Stumpfaufbaumaterial versorgt werden, müssen oft eine längere Zeit überbrücken, bevor es zu einer weiteren Versorgung des jeweiligen Zahnes kommt. Diese Überbrückungszeit kann durch einen zu beantragenden Heil- und Kostenplan, durch eine Wurzelkanalfüllung, welche etwa ein halbes Jahr so belassen werden soll, bis eine definitive Versorgung des Zahnes möglich ist, verursacht sein. Oft ist der Patient nicht gleich in der Lage zu entscheiden, welche Versorgung er haben möchte. Evtl. kann er aus wirtschaftlichen Gründen eine definitive Versorgung nicht sofort finanzieren. Es gehört deshalb zur ärztlichen Sorgfaltspflicht, eine temporäre Versorgung vorzunehmen (Welker 1999). Kommt es zum Verlust der Interimsversorgung, so ist der Stumpfaufbauwerkstoff verfärbenden Einflüssen ausgesetzt. Wird der Zahn später mit einem zahnfarbenen, transluzenten Werkstoff versorgt, kann sich eine Verfärbung negativ auf die ästhetische Wirkung des Zahnersatzes auswirken. LuxaCore und Rebuilda LC zeigten die höchste Wasseraufnahme und die stärkste mittlere Verfärbung. Somit korreliert, wie bereits Rzanny (1997, 1998, 1999b) feststellte, die exogene Verfärbungsneigung der Composites mit der Wasseraufnahme.

Abgesehen von Methyleneblau, verursachte Rotwein (Index 2,95) bei allen Materialien die stärkste Verfärbung. Bei allen Werkstoffen war die Verfärbung durch Tee (Index 2,0) und Kaffee (Index 1,79) stärker als durch Tabak (Index 1,67).

Ketac-Molar (Index 1,80) reihte sich mit mittlerem Verfärbungsgrad zwischen die Composites (Index 1,43 bis 2,21) ein.

Nicht zu übersehen war, dass sich Ketac-Molar unter der Einwirkung von Zitronensaft, also bei niedrigen pH-Wert, nach 28 Tagen auflöste.

7.8 Polymerisationstemperatur

Kurzzeitige und begrenzte Temperaturerhöhungen, z. B. um 2,2 °C über maximal 20 s (Zach 1965), werden von den Odontoblasten vertragen und vom Pulpagewebe durch Gefäßreaktionen kompensiert. Temperaturen über 42 bzw. 42,5 °C führen zu irreversiblen Pulpaschäden (Potho 1958, Zach 1965, Welker 1999). Diese Temperaturen können unter ungünstigen Umständen durch Werkstoffe erzeugt werden (Anders 1990, Klötzer 1989, Lauer 1986), sind aber stark von der Situation und Methode abhängig (Grajower 1979, Lenz 1990). Einflussfaktoren sind: Ausgangstemperatur; eingebrachte Kunststoffmenge; chemisch determinierte Polymerisationsgeschwindigkeit; Art der Formgebung - Wärmeableitung. Hinzu kommt, dass sich noch andere externe Reize (Präparationstrauma, Phosphorsäureapplikation, Adhäsivsysteme, Austrocknung des Zahnes) negativ auf das Pulpagewebe auswirken.

Die bei Messungen der Reaktionswärme beobachteten Maxima der Reaktionstemperatur lassen auf mögliche thermische Irritationen nach Direktapplikation auf das Dentin schließen. Nach Vergleichen zwischen intrapulpal und im Kunststoff registrierter Wärmeentwicklung beim gleichen Material (Ottl 1999) sind Produkte, bei denen im Kunststoff experimentell über 50 °C gemessen wurden (siehe S. 56), biologisch bedenklich, sofern nicht Wärme abgeführt werden kann.

CoreRestore erreichte mit 49 °C die höchste Polymerisationstemperatur. Es folgte Ketac-Molar mit 46 °C. Beide Werkstoffe verweilten relativ lange im Bereich um die Maximaltemperatur.

7.9 Microleakage

Die Entstehung von Microleakage ist bedingt durch die Polymerisationsschrumpfung, durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Composites und Zahn, durch die

Kaubelastungen und durch die fehlende Spaltraumversiegelung, wie dies beim Amalgam durch Korrosion der Fall ist (Ben-Amar 1989). Hinzu kommen Abhängigkeiten von der klinischen Methode und vom thermischen Ausdehnungskoeffizienten des Adhäsivsystems (Swift 1989).

Definite core wies mit seinem Adhäsiv-System keinen Randspalt zum Schmelz auf. Ormocerhaltige Composites weisen unter den Composites die geringste Polymerisationsschwindung auf (Rzanny 1999b, Rzanny 2000). Für Rebuilda LC, LuxaCore und CoreRestore wurden die tiefsten Randspalten ermittelt. Bei allen drei Composites war die Wasseraufnahme gegenüber den anderen Materialien sehr groß. Die Aussage, dass die Wasseraufnahme partiell zur Kompensation von Randspalten an Compositefüllungen beitragen kann (Bowen 1982, Hirasawa 1983, Fan 1985, Oysead 1986), konnte in dieser Untersuchung, wie auch bei Hannig (1994), nicht bestätigt werden. Es wurde festgestellt, dass eine hohe Wasseraufnahme einen erhöhten Randspalt bedingt. Microleakage wird auch durch geringe Haftfestigkeit hervorgerufen, wie dies am Schmelz auf Rebuilda LC und CoreRestore unter allen Composites besonders zutraf.

Auffällig ist, dass die Reihung (Pocore ausgeschlossen) der niedrigsten Polymerisationstemperatur mit der Reihung des niedrigsten Microleakage übereinstimmte. Swift (1989) wies darauf hin, dass die Polymerisationstemperatur und damit der Wärmeausdehnungskoeffizient einen Einfluss auf das Microleakage hat.

Am Dentin zeigten alle Werkstoffe unterschiedlich starke Randdurchlässigkeiten, aber in verschieden starker Ausprägung. Interessanterweise zeigte Coradent mit den höchsten Haftwerten am Dentin die geringsten Werte beim Microleakage-Test. Auch Kanca (1998) fand, dass hohe Haftwerte nicht immer geringes Microleakage erwarten lassen. Er nimmt an, dass das Adhäsiv in einzelnen Arealen Inseln bildet, an denen die Färbelösung vorbeipenetriert. Eine weitere mögliche Ursache kann im ungleichmäßigen Aufbringen des Adhäsivs liegen (Leinfelder 1985, Ogden 1985, Grossmann 1990). Grossman erwähnt unpolymerisierte Zonen im Adhäsivfilm.

Um Microleakage vermeiden zu können, wird das „Nach-Bonden“ der Füllung empfohlen (Garcia-Godoy 1987, May 1996). In Versuchen konnte damit Microleakage komplett vermieden werden. Das Adhäsiv dringt in den durch die Polymerisationsschrumpfung entstandenen Spalt ein.

Swift (1991) schrieb, dass Dentinadhäsive eine Haftfestigkeit von 17 MPa überschreiten müssen, um der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken zu können. Die

Haftfestigkeitswerte am Dentin in dieser Untersuchung lagen darüber, und dennoch konnte Microleakage nicht verhindert werden.

Zwischen den Microleakagestrecken am Schmelz und an der Grenze Schmelz/Dentin herrschen sehr große Unterschiede. Dies ließe sich dadurch erklären, dass die Schmelzhaftung größer ist als die Dentinhaftung. Durch die Polymerisationsschrumpfung schrumpft das Composite in Richtung Schmelz und lässt am Schmelz/Dentin einen Spalt entstehen (Davidson 1984). Die Ergebnisse in dieser Untersuchung stimmen mit den Ergebnissen von Phair und Fuller (1985) überein, die am Zahnhalsbereich signifikant mehr Microleakage als am Schmelz fanden.

Ketac-Molar zeigte am Schmelz den höchsten Microleakage von allen Materialien, was an einer wirksamen chemischen Verbindung zweifeln lässt (Welker 1981b). Einfache Beobachtungen (Welker 1981b) und verstärkt elektronenmikroskopische Aufnahmen zeigten, dass die Oberfläche von Glasionomerzementen viele kleine Risse und Lufteinschlüsse enthielt (Wong 1985, Garcia-Godoy 1986).

Dass Glasionomerzemente am Dentin nur geringe Randspalten aufweisen (Sidhu 1992, Hallett 1993), deckte sich mit den vorliegenden Untersuchungen. Allerdings ist bei Glasionomerzementen immer Microleakage zu erwarten (Retief 1987). Somit verringert sich zwar Microleakage durch Glasionomerzement, kann aber dennoch nicht verhindert werden.

Swift (1989) machte die Aussage, dass kein Adhäsivsystem Microleakage effektiv vermeiden könne. Nach den eigenen Untersuchungen scheint das ormocerhaltige Definite core in dieser Richtung ein Fortschritt zu sein.

7.10 Wasseraufnahme

Grundsätzlich ist die Wasseraufnahme eine unerwünschte Eigenschaft, so auch insbesondere bei Composites, und zwar aus Gründen der mechanischen Festigkeit, des Volumenverhaltens, der exogenen Verfärbungsneigung und zur Vermeidung biologisch negativer Effekte (Import von Fremdstoffen, Bakterientoxinen). Sie hängt vom verwendeten Monomer, den Füllstoffen, dem Typ, der Menge, der Verbindung von Füllkörper und Matrix, dem Polymerisations- und Vernetzungsgrad und den zwischenmolekularen Kräften ab (Viohl 1975, Oysaed 1986, Calais 1988, Feilzer 1990) und erfolgt durch Diffusion in die organische Kunststoffmatrix (Braden 1984). Generell zeigen daher Composites mit einem geringen Füllkörperanteil und einem hohen Anteil an organischer Matrix eine vergleichsweise hohe Wasseraufnahme (Braden 1984, Fan 1985, Oysead 1986, Setz 1991).

Außerdem ist sie noch abhängig von der Menge und Größe vorhandener Poren und von der Homogenität bzw. Inhomogenität des Materials. Für die autopolymerisierenden Produkte sind diese Einflussgrößen in stärkerem Maße zutreffend, da sie manuell aus zwei Komponenten angemischt werden. Photopolymerisierende Composites sind Einkomponentenmaterialien, die verarbeitungstechnische Fehler eher ausschließen. Beim Polymerisationsvorgang zeigten alle Composites Schrumpfung, was im ungünstigen Fall zur Spaltbildung führen kann. Durch die Wasseraufnahme und die sich daraus ergebende Quellung soll eine gewisse Ausgleichsmöglichkeit für die Polymerisationsschrumpfung gegeben sein (Viohl 1974, Kollmannsperger 1980a). Eine Wasseraufnahme, die schnell ihre Sättigung erreicht, wäre nach Viohl (1974) ideal. So könnte der schrumpfungsbedingte Spalt nach kurzer Zeit geschlossen und die Quellung des Materials beendet sein. Da aber nach Asmussen (1972) und Kullmann (1990) die Quellung volumenmäßig nicht mit der Polymerisationsschrumpfung identisch ist, kann keine ausreichende Kompensation erfolgen. Die Wasseraufnahme wird zum Teil überlagert. So können sich Restmonomermoleküle aus der Kunststoffmatrix herauslösen und durch die gleichzeitig stattfindende Wassereinlagerung zur Gefügeflockung führen (Viohl 1975, 1979). Das bewirkt zum einen eine verminderte Festigkeit und Verfärbungen und zum anderen auch einen erhöhten Abrieb (Viohl 1985). Für Rebuilda LC könnte dies der Fall gewesen sein, da es unter den Composites eine auffällig hohe Wasseraufnahme zeigte.

Verstärkt ablaufende Lösungsvorgänge sind dann als besonders kritisch einzuschätzen, wenn das Composite unvollständig polymerisiert, bei zu großen Schichtdicken, unzureichenden Lichtquellen oder zu kurzen Bestrahlungszeiten (Reinhardt 1980).

Bei Definite core fand mit 0,27 Gew.-% die geringste Wasseraufnahme statt.

7.11 Röntgenopazität

Zur Diagnostik von Sekundärkaries, Über- bzw. Unterschüssen, Lufteinschlüssen und anderen Imperfektionen, insbesondere bei Seitenzahnrestorationen, wird aus Gründen der direktvisuellen Unzugänglichkeit eine ausreichende Röntgenopazität des Restaurationsmaterials gefordert (Lutz 1980b). Bei Composites für den Seitenzahnbereich wird ein Röntgenkontrast gefordert, der mindestens gleich dem des natürlichen Schmelzes ist. Die Röntgenopazität des Dentins liegt im Bereich von 120 % Al und die vom Schmelz im Bereich von 220 % Al. Für einen deutlichen Kontrast in der Röntgendiagnostik wird sogar eine Röntgenopazität von mehr als 300 % Al gefordert (Lutz 1980b). Ein zu ausgeprägter

Röntgenkontrast, wie derjenige von Amalgam mit mehr als 1200 % Al ist bezüglich der Sekundärkariesdiagnostik ungünstiger als der eines Restaurationsmaterials mit schmelzähnlichem Kontrast. Von den untersuchten Werkstoffen erfüllten alle die Anforderung einer Röntgenopazität von 300 % Al, beziehungsweise im Idealfall von 400 - 600 % Al. Von Seiten der Hersteller wurden Werte von 300 % Al angegeben. In dieser Untersuchung wurden aber Werte ermittelt, die um 150 % Al höher lagen.

7.12 Opazität

Bei avitalen Zähnen, die mit metallischen Stoffen stabilisiert und mit transparenten Restaurationsmaterial aufgebaut werden, kann es zum metallischen Durchscheinen des Stiftmaterials kommen. Dies kann später bei einer keramischen Versorgung zur Beeinträchtigung der Ästhetik führen. Coradent und Rebuilda D ließen am geringsten den schwarzen Streifen durchscheinen. Bei Definite core und LuxaCore war dies am stärksten. Aus diesen Gründen kann die Verwendung dieser Materialien eingeschränkt sein bzw. ist von Seiten der Hersteller darauf zu achten, dass Opaker zur Abdeckung des Metalls angeboten werden.

7.13 Scherhaftfestigkeit an Titan und einer Goldlegierung

Durch Spezialbeschichtung von Titan- und Gold-Wurzelstiften soll die rein mechanische Retention von Kunststoffaufbauten verbessert werden. Aus vergleichenden In-vitro-Studien, in denen die für Misserfolge entscheidenden mechanischen Kriterien analysiert wurden, geht hervor, dass Restaurationen unter Verwendung konfektionierter Wurzelstifte denen mit individuell gegossenen Stiften in keiner Weise unterlegen sind (Chan 1982, Hoag 1982, Isidor 1992). Nicht berücksichtigt ist hierbei jedoch die Stabilität zwischen Stiftkopf und Aufbaumaterial. Deshalb wird parallel zur Entwicklung immer neuer Stiftmaterialien und -formen sowie von Systemen, die dazu dienen, den besonders problematischen intraradikulären Halt zu verbessern, auch nach Methoden gesucht, die die Haftung des Aufbaumaterials am Stiftkopf erhöhen sollen (Nergiz 1991).

Die Haftfestigkeiten zu Stiften aus Titan und Goldlegierungen werden durch Korundstrahlung erhöht. Das in der Praxis versehentliche Bestreichen dieser gestrahlten Oberflächen mit Dentinhaftvermittlern führt nicht zu einer Verschlechterung des Verbundes, sondern bei einigen Produkten sogar zu einer Verbesserung der Scher-Haft-Festigkeit. Die Ursache dafür

könnte sein, dass der Primer des Dentinhaftvermittlers besser in das Mikroprofil eindringt, als ein zäheres Composite. Nach Rocatec-Konditionierung haben alle Stumpfaufbaucomposites höhere Scherhaftfestigkeiten als nach ausschließlicher Korundstrahlung, was für eine chemische Anbindung der Composite an das Titan spricht. Werden die Stifte jedoch nach Rocatec-Behandlung mit Dentinhaftvermittlern bestrichen, nimmt der chemische Verbund ab, obwohl er bei den dual- und photopolymerisierenden Composites immer noch deutlich über der Haftfestigkeit nach Korundstrahlung am Titan liegt. Um eine Kontamination von mit Rocatec konditionierten Stiften mit Dentinadhäsiven zu vermeiden, ist es empfehlenswert, diese Stifte zusätzlich mit einem Opaker zu versiegeln.

An Stiften aus Goldlegierungen spielt es keine Rolle, ob die Stifte mit Rocatec und Dentinhaftvermittlern oder Korundstrahlen und Dentinhaftvermittlern behandelt wurden.

7.14 Scherhaftfestigkeit an Schmelz und Dentin

Nach Nolden (1979) wird die Intensität der Haftung am **Schmelz** durch die Größe derjenigen Beanspruchung bestimmt, welcher die Verbindungsstelle bis zur Trennung ausgesetzt werden kann. Die Haftung der Compositematerialien zum Zahnschmelz beruht im wesentlichen auf einem mechanischen Verbund durch die Säure-Ätz-Technik (Nolden 1979, 1981). Die Größe der Haftfestigkeit wird dadurch bestimmt, in welcher Qualität das Ätzmuster zustande kommt, in welchem Umfang das Material in das durch Säureätzung entstandene Mikrorelief eindringen und nach Aushärtung eine innige mechanische Verzahnung eingehen kann.

Die Haftfestigkeit wird weiterhin von der Größe der zur Verfügung stehenden Verankerungsfläche, der Art der Präparation sowie der Prismenorientierung, der Schichtstärke und der Säurelöslichkeit des Zahnschmelzes bestimmt. Durch die ausnahmslos gleichartige Vorbehandlung der in dieser Arbeit verwendeten Rinderzähne spielen diese Faktoren für die Einordnung der untersuchten Materialien und die Bewertung der Ergebnisse eine unwesentliche Rolle. Ein Vergleich hier ermittelter Werte mit Haftfestigkeitsuntersuchungen anderer Autoren erscheint jedoch äußerst problematisch, da bezüglich der Versuchsvorbereitung und -durchführung von zahlreichen Unterschieden ausgegangen werden muss. Hickel (1997) gibt Schmelzhaftwerte für Hybridcomposite von 20-28 MPa und für Glasionomerzemente von 3-12 MPa an. In der vorliegenden Arbeit ist nach 1tägiger Wasserlagerung der präparatspezifischen Adhäsive kein Haftfestigkeitswert unter 20 MPa gemessen worden. Nach der Temperaturwechselbeanspruchung lag Solobond M/Rebilda LC

mit 16,6 und Opti Bond Solo Plus/CoreRestore mit 6,3 MPa unter 20 MPa und ist somit für Dauerbelastungen im Mund des Patienten weniger geeignet.

Die Grenzfläche zwischen Kunststoff und Gewebe ist die Achillesferse der adhäsiven restaurativen Therapie.

Für die vorliegende Arbeit wurden unterschiedliche Arten von **Dentin**adhäsiven ausgewählt, um möglichst Zusammenhänge zwischen dem Haftmechanismus und der Verbundfestigkeit bzw. Beständigkeit zu erkennen.

Nach 1 Tag Wasserlagerung traten Überschneidungen zwischen den besten und schlechtesten Versuchsmaterialien auf, so dass auf Grund der Streubereiche der Haftfestigkeitswerte kein eindeutiges Ranking der Materialien mit Ausnahme zweier Adhäsive (Syntac Classic und Definite multibond) vorgenommen werden konnte. Generell zeigten Adhäsive der 3. Generation und vom Typ 1 gegenüber denen vom Typ 2 und Typ 4 bessere Haftfestigkeitswerte.

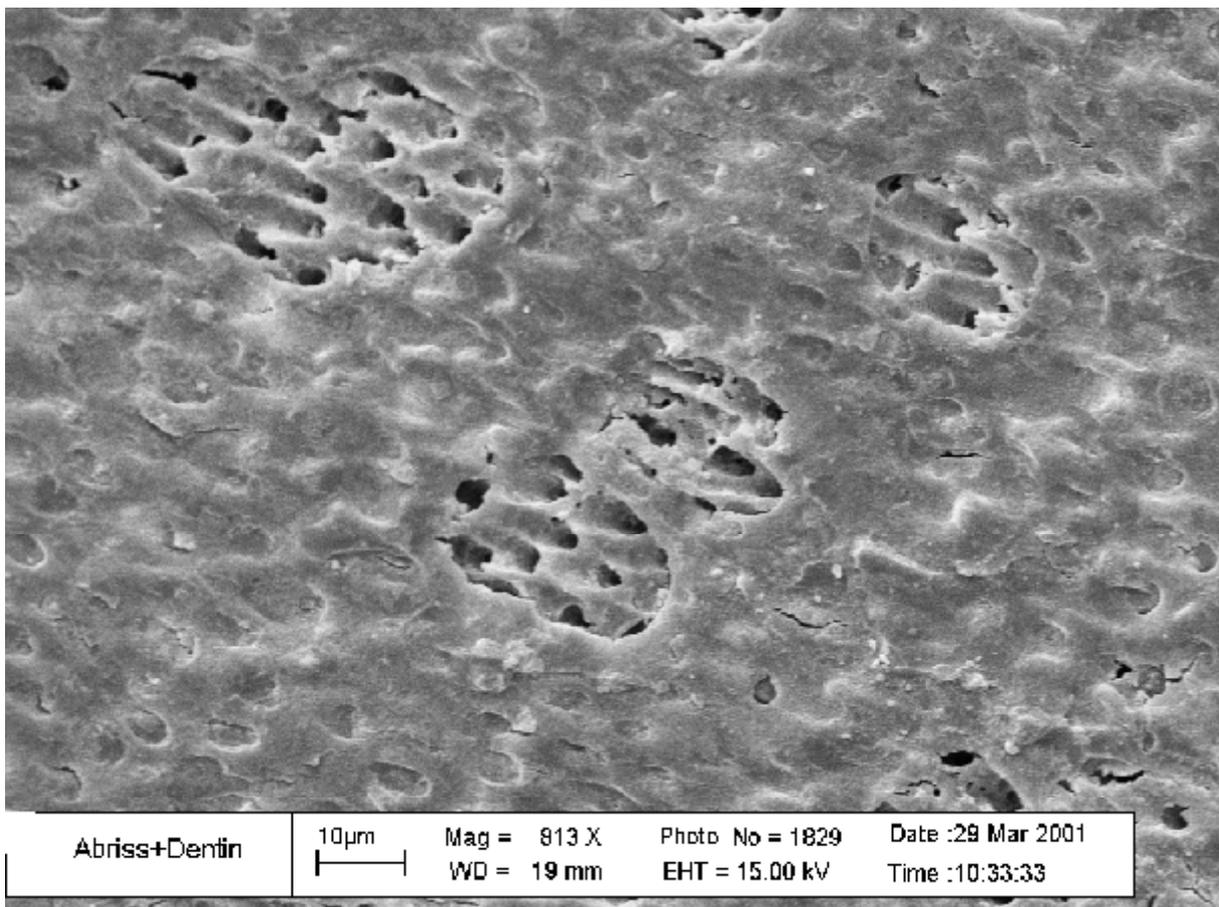


Abb. 29 Gebondetes Dentin, bei dem einige Areale nach Scherhaftfestigkeitsuntersuchung aus dem Dentin entrissen wurden

Für das unterschiedliche Abschneiden der Total-Etch-Systeme kann eine unterschiedliche Qualität der Kunststoff-Dentin-Interdiffusionszone verantwortlich sein, hervorgerufen durch

unterschiedliche Wirkung der verwendeten Konditionierungsmittel oder durch unterschiedliche Penetrationsfähigkeit der anschließend applizierten Monomere. Einen weiteren Faktor stellt die Adhäsivschicht selbst dar, insbesondere deren Schichtstärke und Eigenfestigkeit (Abb. 29).

Nach 25.000 TLW war bei allen Materialien eine Verschlechterung eingetreten, welche auch Tinschert (1997) feststellte. Als mögliche Ursache von Haftverlusten bei Dentinadhäsiven ist eine unvollständige Monomerinfiltration (Abb. 30) in das demineralisierte intertubuläre Dentin mit nachfolgenden Wassereintritt in Betracht zu ziehen. Dieses als Nanoleakage bezeichnete Phänomen (Sano 1994, 1995) kann sowohl den Abbau von Polymeren als auch die Degradation des entblößten Kollagens begünstigen (Haller 1992, Pashley 1994, 1995).

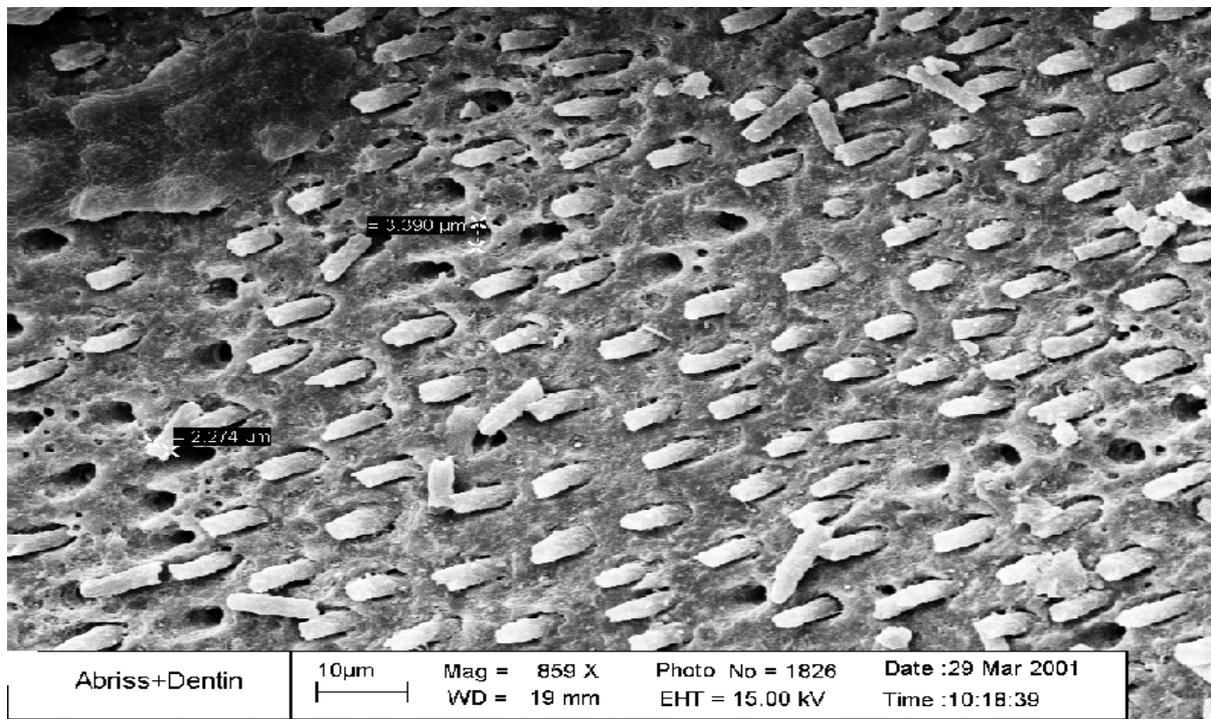


Abb. 30 Gebondetes Dentin nach Abscherung; Ultrastrukturansicht des Dentins bei 859-facher Vergrößerung

Ferner wird von einigen Autoren erwähnt, dass Dentinhaftvermittler mit maleinsäurehaltigen Primern nur eine relativ schwache Demineralisation des peritubulären Dentins und eine nur dünne peritubuläre Hybridschicht bewirken (Haller 1994, van Meerbeek 1994, Friedl 1995, Fröhlich 1996). Auch wenn die dünne Hybridschicht offensichtlich keinen signifikanten Einfluss auf die Anfangsfestigkeiten nimmt, so ist mit einer niedrigeren Langzeitstabilität zu rechnen. Vor allem bei den „One Bottle“-Systemen ist es denkbar, dass die Wirkung des Conditioners und das Eindringen der im Primeranteil vorliegenden hydrophilen Monomere

durch die mit dem Adhäsivanteil gemeinsam applizierten Methacrylate behindert wird und dass dadurch die vollständige Benetzung der freigelegten Dentinstrukturen erschwert ist.

Für die Zunahme des Haftfestigkeitswertes von EBS-Multi nach 25.000 TLW sind als mögliche Ursachen Nachpolymerisation (Leung 1983, Johnston 1985), Abbau von Schrumpfungsspannung durch hygroskopische Expansion (Feilzer 1990) und Quellungsvorgänge innerhalb der Verbundschicht zu diskutieren.

Definite core ergab mit 13 MPa nach Stressung die beste Scherhaftfestigkeit zum Dentin. Alle anderen Compositeprodukte sind in Verbindung mit dem zugeordneten Dentinhaftvermittler genauso wie der Glasionomierzement wegen zu geringer Verbundfestigkeit noch verbesserungswürdig.

8 Schlussfolgerung

Die In-Vitro-Untersuchungen ergaben deutliche Vorteile der Stumpfaufbaumaterialien auf Composite-Basis gegenüber einem exemplarischen Glasionomerzement. Glasionomerzemente können mit den heutigen Composite-Stumpfaufbaumaterialien nicht mehr konkurrieren und sollten für die untersuchte Indikation ausscheiden.

Von der mechanischen Stabilität her können alle untersuchten Composites uneingeschränkt empfohlen werden. Das schließt nicht aus, dass qualitative Unterschiede bestehen.

Das ormocerhaltige Composite hebt sich durch einen hohen Elastizitätsmodul, hohe Mikrohärtigkeit, große Durchhärttiefe, niedrigere Polymerisationstemperatur, geringeres Microleakage, niedrige Wasseraufnahme und bessere Schmelzhaftung ab.

Hinsichtlich der adhäsiven Verbundmöglichkeiten können für die tägliche Praxis folgende Erkenntnisse genutzt werden:

Da die Einkomponenten-Präparate in der Regel geringere Haftfestigkeitswerte als Mehrkomponenten-Adhäsive aufweisen, ist bei „One-bottle-Adhäsiven“ Zurückhaltung geboten. Inwieweit die Unterschiede klinisch signifikante Auswirkungen haben, kann derzeit noch nicht gesagt werden. Außerdem bieten die „One-bottle-Adhäsive“ meist keine Zeitersparnis, wie nicht selten suggeriert wird. Die aktuellen Einkomponentenadhäsive der 5. Generation gelten hinsichtlich der zu erzielenden Haftwerte und bezüglich der langfristig erreichbaren Dentinhaftung als klinisch nicht akzeptabel bzw. zumindest als verbesserungswürdig. Daher ist bei der klinischen Anwendung der Adhäsive nach wie vor auf einen möglichst hohen Schmelzanteil der Präparationsränder zu achten.

Zwar sollten die Entwicklungen der Einkomponenten-Präparate (Typ 2) und Einstufensysteme (Typ 4) genauestens beobachtet werden, aber unter dem Aspekt der Haftfestigkeit sind die bewährten Mehrkomponentensysteme (3. Generation und Typ 1) zur Zeit die Präparate der Wahl. Die „Total-Etch“- Technik kann unter Beachtung eines bei gegebener Indikation geeigneten Pulpaschutzes als die zu favorisierende Technik angesehen werden, wobei das Dentin im Sinne des „wet bonding“ nicht übermäßig getrocknet werden sollte. Beim klinischen Einsatz von Dentinadhäsiven sollte auf eine geschlossene Produktkette geachtet werden. In den Untersuchungen ergaben die nicht präparatbezüglichen Adhäsive teils höhere und teils geringere Haftfestigkeitswerte als die vom Hersteller empfohlenen Adhäsive. Auf Grund der Produktvielfalt kann der Zahnarzt nicht abzuschätzen, ob mit einem „Fremd-Adhäsiv“ eine bessere oder schlechtere Haftfestigkeit erreicht wird.

Deshalb soll stets der Haftvermittler und das Composite des gleichen Herstellers verwendet werden. Da die Haftfestigkeit zum Dentin teilweise noch immer problematisch ist, kommen von den untersuchten Systemen jedoch nur zwei Stumpfaufbaucomposites mit dem dazugehörigen Dentinhaftvermittler in die engere Wahl (Coradent mit Syntac Classic und Definite core mit Definite multibond).

Grundsätzlich ist zu betonen, dass auch bei den modernsten Dentinadhäsiven die Randständigkeit im Dentin nach wie vor nicht jene Qualität erreicht, wie sie am normalstrukturierten Zahnschmelz nach Säurekonditionierung routinemäßig erzielt wird. Die Anwendung von Dentinadhäsiven garantiert keineswegs in allen Fällen eine randspaltfreie Restauration.

Neue Ansätze, wie ormocerhaltige Composites, stellen wegen geringerer Polymerisationsschrumpfung einen gewissen Vorteil dar. Bei reduzierter Schrumpfung sind genügend geringere Adhäsionskräfte der Adhäsive, und klinisch sind vor allem langfristig weniger Randspalten zu erwarten. Ormocerfüllstoffe dürften bei Composites neben schrumpfungsaarmen Monomeren die interessantesten Entwicklungen in der nächsten Zukunft darstellen.

Die Haftung der Composites am Dentin hat sich bis zum heutigen Tage schon sehr verbessert, aber dennoch sind die Haftwerte noch zu gering. In dieser Hinsicht muss eine Verbesserung stattfinden. Die Haftfestigkeitswerte am Schmelz sind sehr hoch und erfüllen ihre Funktion. Die Erhöhung der Haftfestigkeitswerte am Dentin, muss mit einer Reduzierung des Microleakage einhergehen, da auf Grund des Spaltes kein bakteriendichter Verschluss vorliegt.

So konzentrieren sich heute die Erwartungen auch auf Veränderungen im Bereich der Matrix der Composites.

Mit der Entwicklung des ormocerhaltigen Definite core konnten bereits verbesserte mechanische Eigenschaften gegenüber den Hybridcomposites erreicht werden. Die in den Untersuchungen verminderte Randspaltbildung des Ormocers Definite core lässt auf gute klinische Eigenschaften hoffen. Klinische Tests müssen dies aber noch bestätigen.

Bei Verwendung von Stiften aus Titan sollten die Stifte, um die Verbundfestigkeit zu verbessern, vor dem Eingliedern mit Rocatec oder einem anderen funktionierenden Metall-Kunststoff-Verbundverfahren konditioniert werden. Eine zusätzliche Versiegelung der Oberfläche mit einem Opaker schützt die konditionierte Oberfläche, bringt beste Haftfestigkeiten und erhöht zusätzlich die Ästhetik durch die nunmehr opake Farbe des Stiftes.

Ein versehentliches Bestreichen der korundgestrahlten Titanoberfläche mit Dentinhaftvermittlern schadet nicht. Werden jedoch mit Rocatec konditionierte Oberflächen mit Dentinhaftvermittler benetzt, so verringert sich die Verbundfestigkeit. Nach erfolgter Konditionierung mit einem Metall-Kunststoff-Verbundsystem sollte der Kontakt mit Dentinhaftvermittlern vermieden werden.

Tab. 4: Elastizitätsmodul: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 1tägiger Wasserlagerung.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D	□		-					
LuxaCore	□	□	□	-				
Coradent	□	□		□	-			
Pocore	□	□	□	□	□	-		
CoreRestore	□	□	□		□		-	
Ketac-Molar	□	□	□	□	□		□	-

Tab. 5: Elastizitätsmodul: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse nach 28tägiger Wasserlagerung.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D		□	-					
LuxaCore	□	□	□	-				
Coradent	□		□	□	-			
Pocore	□		□	□		-		
CoreRestore	□	□	□		□	□	-	
Ketac-Molar	□	□	□	□	□	□	□	-

9.2 Druckfestigkeit und Mikrohärt

Tab. 6: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) der Druckfestigkeit in MPa und der Vickershärte in HV.

	Druckfestigkeit				Mikrohärte nach Vickers			
	1 d		28 d		1 d		28 d	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	243	20	242	16	94	5	85	3
Rebilda LC	252	22	228	15	58	0	53	5
Rebilda D	204	14	234	22	58	0	58	0
LuxaCore	242	17	240	24	68	5	54	1
Coradent	202	18	230	19	56	5	53	6
Pocore	228	23	210	19	54	3	64	3
CoreRestore	239	18	251	16	58	0	58	4
Ketac-Molar	84	8	71	7	73	2	81	2

Tab. 11: Auswirkung der Itägigen zur 28tägigen Wasserlagerung auf die Biegefestigkeit, den Elastizitätsmodul, die Druckfestigkeit und die Mikrohärtigkeit nach Vickers.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Biegefestigkeit		□	□	□	□		□	□
Elastizitätsmodul		□	□	□		□	□	□
Druckfestigkeit		□	□		□			□
Mikrohärte	□	□		□		□		□

9.3 3-Medien-Abrasion

Tab. 12: Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s) der 3-Medien-Abrasion bezogen auf Amalgam = 1.

	\bar{x}	s
Definite core	2,88	0,3
Rebilda LC	2,57	0,4
Rebilda D	3,59	0,7
LuxaCore	4,58	0,2
Coradent	2,91	0,6
Pocore	3,33	0,4
CoreRestore	2,51	0,5
Ketac-Molar	5,23	1,0
Safecap Silber 70	1,00	0,4

Tab. 13: 3-Medien-Abrasion: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC		-						
Rebilda D		□	-					
LuxaCore	□	□	□	-				
Coradent				□	-			
Pocore		□		□		-		
CoreRestore		□	□	□		□	-	
Ketac-Molar	□		□		□	□	□	-

9.4 Durchhärte

Tab. 14: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) der Durchhärte in mm nach unterschiedlicher Belichtungszeit.

Zeit	20 s		40 s		60 s		80 s		100 s	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	9	0								
Rebilda LC	4,6	0,4	6,2	0,1	8,1	0,5	9	0		
Pocore	6,2	0,6	8,2	0,2	9	0,0				
CoreRestore	2,2	0,1	3,0	0,1	5,2	0,2	7,0	0,1	9	0

Tab. 15: Durchhär்த்தiefe nach 20 s

Belichtung: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Pocore	CoreRestore
Definite core	-			
Rebilda LC	□	-		
Pocore	□	□	-	
CoreRestore	□	□	□	-

Tab. 16: Durchhär்த்தiefe nach 40 s

Belichtung: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Rebilda LC	Pocore	CoreRestore
Rebilda LC	-		
Pocore	□	-	
CoreRestore	□	□	-

Tab. 17: Durchhär்த்தiefe nach 60 s

Belichtung: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Rebilda LC	Pocore	CoreRestore
Rebilda LC	-		
Pocore	□	-	
CoreRestore	□	□	-

Tab. 18: Durchhär்த்தiefe nach 80 s

Belichtung: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Rebilda LC
CoreRestore	□

9.5 Exogene Verfärbung

Tab. 19: Mittelwerte des Verfärbungsgrades (max. 3,0).

	Kaffee	Tee	Tabak	Methylenblau	Rotwein	Coca Cola	Zitrone	Aqua. dest.
Definite core	2,25	1,67	1,50	3,00	3,00	0,42	0,00	0,00
Rebilda LC	2,42	2,50	1,75	3,00	3,00	1,00	0,58	0,17
Rebilda D	1,08	1,83	1,17	3,00	2,92	0,25	0,67	0,58
LuxaCore	3,00	2,33	2,00	3,00	3,00	1,33	1,33	1,67
Coradent	2,17	1,58	1,58	3,00	3,00	0,17	0,00	0,08
Pocore	1,42	2,42	1,67	3,00	3,00	0,33	2,17	0,08
CoreRestore	1,42	1,33	1,67	3,00	3,00	0,42	0,33	0,25
Ketac-Molar	0,58	2,33	2,00	3,00	2,67	1,00	3,00	0,00

Tab. 20: Standardabweichungen des Verfärbungsgrades (max. 3,0) von Tab. 19.

	Kaffee	Tee	Tabak	Methylenblau	Rotwein	Coca Cola	Zitrone	Aqua. dest.
Definite core	0,45	0,49	0,52	0,00	0,00	0,51	0,00	0,00
Rebilda LC	0,51	0,52	0,75	0,00	0,00	0,60	0,51	0,39
Rebilda D	0,67	0,58	0,58	0,00	0,29	0,45	0,49	0,51
LuxaCore	0,00	0,49	0,60	0,00	0,00	0,49	0,49	0,49
Coradent	0,39	0,51	0,51	0,00	0,00	0,39	0,00	0,29
Pocore	0,67	0,51	0,65	0,00	0,00	0,65	0,83	0,29
CoreRestore	0,67	0,49	0,49	0,00	0,00	0,67	0,49	0,45
Ketac-Molar	0,79	0,49	0,60	0,00	0,49	0,60	0,00	0,00

Tab. 21: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) der einzelnen Medien (max. 3,0).

	Kaffee	Tee	Tabak	Methylenblau	Rotwein	Coca Cola	Zitrone	Aqua. dest.
\bar{x}	1,79	2	1,67	3	2,95	0,61	1,01	0,35
s	0,93	0,65	0,63	0	0,22	0,67	1,11	0,63

Tab. 22: Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s) des mittleren Verfärbungsgrades (max. 3,0) der Werkstoffe in allen Medien.

	\bar{x}	s
Definite core	1,48	1,21
Rebilda LC	1,80	1,14
Rebilda D	1,44	1,09
LuxaCore	2,21	0,79
Coradent	1,45	1,22
Pocore	1,76	1,17
CoreRestore	1,43	1,14
Ketac-Molar	1,82	1,18

Tab. 23: Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s) des Verfärbungsgrades (max. 3,0) durch Kaffee, Tee und Tabak.

	\bar{x}	s
Definite core	1,81	0,58
Rebilda LC	2,22	0,68
Rebilda D	1,36	0,68
LuxaCore	2,44	0,61
Coradent	1,78	0,54
Pocore	1,83	0,74
CoreRestore	1,47	0,56
Ketac-Molar	1,64	0,99

Tab. 24: Mittlerer Verfärbungsgrad der Werkstoffe durch alle Medien. Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC		-						
Rebilda D			-					
LuxaCore	□	□	□	-				
Coradent				□	-			
Pocore				□		-		
CoreRestore				□			-	
Ketac-Molar				□				-

Tab. 25: Verfärbungswirkung der Zubereitungen. Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Kaffee	Tee	Tabak	Methylenblau	Rotwein	Coca Cola	Zitrone	Aqua. dest.
Kaffee	-							
Tee		-						
Tabak		□	-					
Methylenblau	□	□	□	-				
Rotwein	□	□	□		-			
Coca Cola	□	□	□	□	□	-		
Zitrone	□	□	□	□	□	□	-	
Aqua. dest.	□	□	□	□	□	□	□	-

Tab. 26: Mittlerer Verfärbungsgrad durch Kaffee, Tee und Tabak. Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D	□	□	-					
LuxaCore			□	-				
Coradent		□	□	□	-			
Pocore			□	□		-		
CoreRestore		□		□			-	
Ketac-Molar		□		□				-

9.6 Polymerisationstemperatur

Tab. 27: Erreichen der maximalen Temperatur nach einer best. Zeit und deren Verweildauer über 40 °C.

	Zeit in s	Temperaturmax. in °C	Dauer über 40 °C in s
Definite core	70	33	
Rebilda LC	140	38	
Rebilda D	290	36	
LuxaCore	310	41	100
Coradent	215	34	
Pocore	125	42	95
CoreRestore	175	49	145
Ketac-Molar	345	46	335

9.7 Microleakage

Tab. 28: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) des Microleakage in mm.

	Eindringtiefe im Schmelz		Eindringtiefe im Dentin	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	0	0	2,61	0,95
Rebilda LC	0,3	0,36	2,16	0,69
Rebilda D	0,16	0,17	2,92	0,58
LuxaCore	0,43	0,33	2,11	0,96
Coradent	0,06	0,2	2,87	0,43
Pocore	0,02	0,06	2,73	0,65
CoreRestore	0,51	0,45	2,89	0,45
Ketac-Molar	0,74	0,47	0,44	0,51

Tab. 29: Microleakage am Schmelz:
Ergebnisse der einfaktoriellen
Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D	□		-					
LuxaCore	□			-				
Coradent				□	-			
Pocore				□		-		
CoreRestore	□				□	□	-	
Ketac-Molar	□		□		□	□		-

Tab. 30: Microleakage am Dentin:
Ergebnisse der einfaktoriellen
Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC		-						
Rebilda D		□	-					
LuxaCore				-				
Coradent		□			-			
Pocore						-		
CoreRestore		□		□			-	
Ketac-Molar	□	□	□	□	□	□	□	-

9.8 Wasseraufnahme

Tab. 31: Mittelwerte der Wasseraufnahme in Gew. % und maximale Wasseraufnahme (fett hervorgehoben) ab Versuchsbeginn.

	1 d	2 d	5 d	10 d	15 d	20 d	23 d	27 d	28 d	30 d
Definite core	0,13	0,14	0,19	0,24	0,25	0,27	0,26	0,25	0,25	0,25
Rebilda LC	0,27	0,37	0,58	0,73	0,87	0,93	0,99	1,02	0,98	0,99
Rebilda D	0,10	0,13	0,23	0,31	0,39	0,41	0,44	0,46	0,45	0,44
LuxaCore	0,30	0,32	0,43	0,54	0,56	0,59	0,56	0,55	0,53	0,52
Coradent	0,12	0,13	0,2	0,25	0,28	0,31	0,32	0,33	0,31	0,3
Pocore	0,11	0,14	0,21	0,25	0,3	0,27	0,34	0,29	0,33	0,28
CoreRestore	0,17	0,24	0,34	0,41	0,52	0,48	0,56	0,57	0,55	0,51
Ketac-Molar	1,23	1,40	1,65	1,85	2,05	2,11	2,20	2,20	2,12	2,17

Tab. 32: Wasseraufnahme am 30. Tag:
Ergebnisse der einfaktoriellen
Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D		□	-					
LuxaCore	□			-				
Coradent		□			-			
Pocore	□					-		
CoreRestore	□	□		□			-	
Ketac-Molar		□	□	□	□	□	□	-

Tab. 33: Maximale Wasseraufnahme:
Ergebnisse der einfaktoriellen
Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC	□	-						
Rebilda D		□	-					
LuxaCore	□	□	□	-				
Coradent		□		□	-			
Pocore	□		□	□	□	-		
CoreRestore	□		□		□	□	-	
Ketac-Molar		□		□		□	□	-

9.9 Röntgenopazität

Tab. 34: Mittelwerte (\bar{x}) und
Standardabweichungen (s) der
Röntgenopazität in AI %.

	\bar{x}	s
Definite core	543	53
Rebilda LC	471	49
Rebilda D	529	76
LuxaCore	414	38
Coradent	571	49
Pocore	500	0
CoreRestore	457	53
Ketac-Molar	486	38

Tab. 35: Röntgenopazität: Ergebnisse
der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Definite core	Rebilda LC	Rebilda D	LuxaCore	Coradent	Pocore	CoreRestore	Ketac-Molar
Definite core	-							
Rebilda LC		-						
Rebilda D			-					
LuxaCore	□		□	-				
Coradent		□		□	-			
Pocore				□	□	-		
CoreRestore					□		-	
Ketac-Molar				□	□			-

9.10 Opazität

Tab. 36: Reihenfolge der Helligkeit des Lichtes beim Durchscheinen; 1 hat die stärkste Helligkeit.

	\bar{x}	s
Definite core	1	0
Rebilda LC	3	0
Rebilda D	7	0
LuxaCore	2	0
Coradent	8	0
Pocore	4	0
CoreRestore	5	0
Ketac-Molar	6	0

9.11 Scherhaftfestigkeit am Titan

Tab. 37: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) der Scherhaftfestigkeiten am Titan in MPa.

	A		B		C		D	
	Korundstrahlung + Stumpfaufbauwerkstoff		Korundstrahlung + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff		Korundstrahlung + Rocatecsystem + Stumpfaufbauwerkstoff		Korundstrahlung + Rocatecsystem + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff	
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	4,8	1,1	6,5	1,3	14,7	0,6	11,6	1,6
Rebilda LC	6,4	0,7	9,7	1,1	14,3	0,5	11,1	1,2
Rebilda D	5,3	0,6	9,2	1,4	8,0	0,7	11,8	1,4
LuxaCore	6,0	0,6	7,8	1,3	18,9	0,8	6,6	1,2
Coradent	7,1	0,9	7,1	1,6	13,3	0,8	8,0	1,4
Pocore	6,7	1,4	9,3	1,4	-	-	12,6	2,2
CoreRestore	6,0	1,2	5,5	0,7	19,2	0,6	9,4	1,1
Ketac-Molar	1,1	0,5	0,0	0,0	-	-	0,0	0,0

Tab. 47: Auswirkung der einzelnen Haftverbindungsmöglichkeiten an der **Goldlegierung** nach 1tägiger Wasserlagerung der einzelnen Werkstoffe: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

	Kombinationen		
	A/B	A/C	B/C
Definite core	□	□	□
Rebilda LC	□	□	
Rebilda D	□	□	
LuxaCore	□	□	□
Coradent	□	□	□
Pocore	□		□
CoreRestore	□	□	□
Ketac-Molar	-	-	-

Abkürzungen zu Tab. 47

A = Korundstrahlung + Stumpfaufbauwerkstoff
B = Korundstrahlung + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff
C = Korundstrahlung + Rocatecsystem + Bonding nach Herstellerangaben + Stumpfaufbauwerkstoff

9.13 Scherhaftfestigkeit am Schmelz

Tab. 48: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) des Verbundes am Schmelz bei Verwendung präparatspezifischer Adhäsive.

		1d Wasser		25.000 TWB	
Composite	Adhäsiv	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	Definite multibond	28,8	3,9	32,3	3,4
Rebilda LC	Solobond M	20,4	2,7	16,6	2,7
Rebilda D	Solobond Plus	26,0	3,6	21,8	3,5
LuxaCore	Superlux dual	27,3	2,3	24,7	2,8
Coradent	Syntac Classic	24,8	3,3	24,6	2,5
Pocore	EBS-Multi	26,8	2,8	24,3	2,4
CoreRestore	Opti Bond Solo Plus	24,8	2,1	6,3	2,2
Ketac-Molar	ohne	3,6	1,4	0,0	0,0

Tab. 49: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) des Verbundes am Schmelz bei freier Kombination von Composite und Adhäsiv unterschiedlicher Hersteller.

		1d Wasser		25.000 TWB	
Composite	Adhäsiv	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Rebilda LC	Solobond Plus	25,0	3,5	18,3	3,5
	Prompt L-Pop rot	21,9	2,2	20,6	3,2
	GC Fuji Bond LC	25,4	3,1	29,5	2,7
Rebilda D	GC Fuji Bond LC	23,2	2,2	29,7	2,9
LuxaCore	Ecusit	29,5	3,4	29,0	4,0
Coradent	Excite	26,6	3,6	33,8	3,5
Pocore	Prompt L-Pop rot	17,0	3,5	13,4	2,9
	Everbond	24,3	2,9	16,1	2,6
	Prompt L-Pop grün	24,7	2,9	16,0	2,5

Tab. 50: Alle Composites und Adhäsive im Verbund zu Schmelz nach 1 Tag und nach 25.000 TWB: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse. □ = statistisch signifikante Unterschiede

	Composite		Adhäsiv																		
	Definite core		Definite multibond	Solobond M	Prompt L-Pop rot	GC Fuji Bond LC	Solobond Plus	Solobond Plus	GC Fuji Bond LC	EBS-Multi	Superlux dual	Ecusit	Syntac Classic	Excite	EBS-Multi	Prompt L-Pop rot	Everbond	Prompt L-Pop grün	Opti Bond Solo Plus	ohne	
1 Tag/ 25.000 TWB			□			□	□	□	□	□	-			□		□	□	□	□	□	-

9.14 Scherhaftfestigkeit am Dentin

Tab. 51: Mittelwerte (\bar{x}) und Standardabweichungen (s) des Verbundes am Dentin bei Verwendung präparatspezifischer Adhäsive.

		1d Wasser		25.000 TWB	
Composite	Adhäsiv	\bar{x}	s	\bar{x}	s
Definite core	Definite multibond	17,2	3,5	13,1	3,6
Rebilda LC	Solobond M	11,1	2,9	1,5	1,1
Rebilda D	Solobond Plus	5,4	2,1	0,9	0,5
LuxaCore	Superlux dual	1,8	1,3	0,0	0,0
Coradent	Syntac Classic	22,3	2,9	3,0	1,0
Pocore	EBS-Multi	12,9	2,2	7,9	2,0
CoreRestore	Opti Bond Solo Plus	2,6	1,3	1,6	0,9
Ketac-Molar	ohne	3,8	1,0	0,0	0,0

Tab. 56: Verbund am Dentin aller Adhäsive nach 1Tag: Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse.

□ = statistisch signifikante Unterschiede

Composite	Adhäsiv	Definite core	Rebilda LC				Rebilda D				LuxaCore		Coradent		Pocore				CoreRestore	Ketac-Molar
		Definite multibond	Solobond M	Prompt L-Pop rot	GC Fuji Bond LC	Solobond Plus	Solobond Plus	GC Fuji Bond LC	EBS-Multi	Superlux dual	Ecusit	Syntac Classic	Excite	EBS-Multi	Prompt L-Pop rot	Everbond	Prompt L-Pop grün	Opti Bond Solo Plus	ohne	
Definite core	Definite multibond	-																		
Rebilda LC	Solobond M	□	-																	
	Prompt L-Pop rot	□	□	-																
	GC Fuji Bond LC	□		□	-															
	Solobond Plus	□		□		-														
Rebilda D	Solobond Plus	□	□		□	□	-													
	GC Fuji Bond LC	□		□	□		□	-												
	EBS-Multi	□	□		□	□		□	-											
LuxaCore	Superlux dual	□	□	□	□	□	□	□	□	-										
	Ecusit	□		□			□		□	□	-									
Coradent	Syntac Classic	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	-								
	Excite	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	-							
Pocore	EBS-Multi	□		□		□	□	□	□		□	□	□	-						
	Prompt L-Pop rot	□		□			□		□		□	□	□	□	-					
	Everbond	□	□		□	□			□	□	□	□	□	□	□	-				
	Prompt L-Pop grün	□	□	□	□	□	□	□	□		□	□	□	□	□	□	-			
CoreRestore	Opti Bond Solo Plus	□	□	□	□	□	□	□		□	□		□	□	□		-			
Ketac-Molar	ohne	□	□	□	□	□		□	□	□			□	□	□	□		-		

10 Literaturverzeichnis

- Abendroth, R.; Bössmann, K.: Verfahren zur Prüfung der Haftqualität von Versiegelungskunststoffen an Schmelzoberflächen. Dtsch Zahnärztl Z 34, 707-709 (1979)
- Aboush, Y.E.Y.; Jenkins C.B.G.: An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. Br Dent J 161, 179-184 (1986)
- Ackermann, K.-L.: Vergleichende Untersuchung der Haftung verschiedener Composites auf der angeätzten Zahnoberfläche. Med Diss Mainz (1977)
- Alexandridis, A.; Nolden, R.: Neue Erkenntnisse über die Abnutzung von Kompositions-Füllungsmaterialien. Quintess Zahnärztl Lit 35, 679-685 (1984)
- Anders, A.; Welker, D.: Untersuchungen von Kronen - und Brückenplasten für die Interimsversorgung. Dtsch Zahnärztl Z 45, 149-153 (1990)
- Anders, A.; Welker, D.: Studie der Hämotoxizität zahnärztlicher Befestigungszemente. Stomatol DDR 39, 387-390 (1989)
- Asmussen, E.; Jörgensen, K.D.: A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. Acta Odont Scand 30, 3-21 (1972)
- Asmussen, E.: A qualitative and quantitative analysis of tertiary amines in restorative resins. Acta Odontol Scand 38, 95-99 (1980a)
- Asmussen, E.: Quantitative analysis of peroxides in restorative resins. Acta Odontol Scand 38, 269-272 (1980b)
- Asmussen, E.: Setting time of composite restorative resin vs. content of amine, peroxide and inhibitor. Acta Odont Scand 39, 291-294 (1981)
- Baharav, H.; Brosh, T.; Pilo, R.; Cardash, H.: Effect of irradiation time on tensile properties of stiffness and strength of composites. J Prosthet Dent 77, 471-474 (1997)
- Balooch, M.; Wu-Magidi, I.C.; Balazs, A.; Lundkvist, A.s.; Marshall, S.J.; Marshall, G.W.; Siekhaus, J.; Kinney, J.-H.: Viscoelastic properties of demineralised human dentin measured in water with an atomic force microscope (AFM)-based indentation. J Biomed Mater Res 40, 539-544 (1998)
- Bauer, C.M.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren. Dtsch Zahnärztl Z 50, 9, 635-638 (1995)
- Bayne, S.C.; Tayler, D.F.; Haymann, H.O.: Protection hypothesis for composite wear. Dent Mater 8, 305-309 (1992)
- Beech, D.R.; Solomon, A.; Bernier, R.: Bond strength of polycarboxylic acid cements to treated dentine. J Dent Mater 1, 154-157 (1985)

- Beer, R.; Gängler, P.; Wutzler, P.; Krehan, F.: Vergleichende biologische Prüfung des Glasionomerzementes Ketac Bond. Dtsch Zahnärztl Z 45, 202-208 (1990)
- Ben-Amar, A.: Microleakage of composite resin restorations. A status report for American Journal of Dentistry. Am J Dent 2, 175-180 (1989)
- Blunck, U.; Roulet, J.-F.: Effect on one-year water storage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. J Dent Res 78, 444, Abstr. Nr. 2706 (1999)
- Bowen, R.L.: Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. J Amer Dent Assoc 69; 481-487 (1964)
- Bowen, R.L.: Method of preparing a monomer having phenoxy and methacrylate groups linked by hydroxy glycerol groups. US Patent No. 3179623, (April 1965)
- Bowen, R.L.; Rapson, J.E.; Dickson, G.: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. J Dent Res 61, 654-658 (1982)
- Braden, M., Clarke, R.L.: Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. Biomaterials 5, 369-372 (1984)
- Calais, J.G.; Söderholm, K.-J.M.: Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. J Dent Res 67, 836-840 (1988)
- Carvalho, R.M.; Yoshiyama, M.; Pashley, E.L., Pashley, D.H.: In vitro study on the dimensional changes of dentine after demineralisation. Arch Oral Biol 41, 369-377 (1996)
- Castagnola, L.; Wirz, J.; Gaberoglio, R.: Glasionomerzemente - was ist heute von ihnen zu erwarten? Zahnärztliche Praxis 6, 238-246 (1983)
- Chan, R.W.; Bryant, R.W.: Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. J Prosthet Dent 48, 401-406 (1982)
- Chan, K.C.; Boyer, D.B.: Curing light-activated composite resins through dentin. J Prosthet Dent 54, 643-645 (1985)
- Charlton, D.G.: Dentin bonding: Past and present. General Dentistry/November-December 498-507 (1996)
- Ciucchi, B.; Bouillaguet, S.; Russel, C.: Dentin bonding by general practitioners. J Dent Res 76, 136, Abstr. Nr. 981 (1997)
- Combe, E.C.: Zahnärztliche Werkstoffe. Zusammensetzung-Verarbeitung-Anwendung. Carl Hanser Verlag München-Wien (1984)
- Cooley, R.L.; Barkmeier, W.W.: Dentinal shear bond strength, microleakage, and contraction gap of visible light-polymerized liners/bases. Quintessence Int 22, 6, 467-474 (1991)

- Davidson, C.L.; de Gee, A.J.; Feilzer, A.: The competition between the composite dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984)
- Davis, E.H.; von Fraunhofer, J.A.; Wilson, G.S.: Micro-hardness characteristics of anterior restorative materials. *Brit dent J* 148, 37-40 (1980)
- Davis, E.H.; von Fraunhofer, J.A.; Wilson, G.S.: Abrasive wear characteristics of anterior restorative materials. *Brit dent J* 151, 335-338 (1981)
- De Gee, A.J.; Pallav, P.; Davidson, C.L.: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65, 654-658 (1986)
- De Gee, A.J.; Pallav, P.: Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent Suppl* 1, 22, 21-27 (1994)
- Dietschi, D.; De Siebenthal, G.; Neveu-Rosenstand, L.; Holz, J.: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vivo evaluation. *Quintessence Int* 26, 717-727 (1995)
- Dietze, St.: Werkstoffkundliche Untersuchungen an sechs Kompositen unterschiedlichen Reaktionstyps unter Berücksichtigung der Bestrahlungsquellen. *Med Diss Jena* (1985)
- DIN 13922: Zahnärztliche Werkstoffe: Kunststoff-Füllungswerkstoffe. Beuth-Verlag, Berlin/Köln (1979)
- Duke, E.S.; Robbins, J.W.; Schwartz, R.S.; Summitt, J.B.; Conn, L.J.: Clinical and interfacial laboratory evaluation of bonding agent in cervical abrasion. *Am J Dent* 7, 307-311 (1994)
- Ehrensberger, Ch.W.: Physikalische und klinische Untersuchungen von Definite core. *Zahnarzt Magazin Heft* 2, 15-16 (2000)
- Eichler, D.: Lichtgeräte zur Initiierung der Fotopolymerisation dentaler Kunststoffe. *Zahntechnik* 30, 125-128 (1989)
- Eick, J.D.; Cobb, C.M.; Chappel, P.; Spencer, P.; Robinson, S.J.: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 22, 967-977 (1991)
- Eick, J.D.; Robinson, S.J.; Chappel, P.; Cobb, C.M.; Spencer, P.: The dentinal surface: Its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24, 571-582 (1993)
- Eick, J.D.; Gwinnett, A.J.; Pashley, D.H.; Robinson, S.J.: Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8, 306-335 (1997)
- Eliades, G.C.; Vougliouklakis, G.J.; Caputo, A.A.: Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater* 3, 19-25 (1987)
- Esser, M.; Tinschert, J.; Marx, R.: Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 713-717 (1998)

- Fan, P.L.; Edahl, A.; Leung, R.L.; Stanford, J.W.: Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res* 64, 78-80 (1985)
- Feilzer, A.J.; De Gee, A.J.; Davidson, C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66, 1636-1639 (1987)
- Feilzer, A.J.; De Gee, A.J.; Davidson, C.L.: Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 69, 36-39 (1990)
- Ferrari, M.; Cagidiaco, M.C.; Kugel, G.; Davidson, C.K.: Dentin infiltration by three adhesive systems in clinical and laboratory conditions. *Am J Dent* 9, 240-244 (1996)
- Finger, W.: Elastizität von Composite-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 30, 345-349 (1975)
- Frankenberger, R.; Krämer, N.; Sindel, J.: Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 206-210 (1996a)
- Frankenberger, R.; Krämer, N.; Sindel, J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 556-560 (1996b)
- Frankenberger, R.; Sindel, J.; Krämer, N.; Oberschachtsiek, H.; Petschelt, A.: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbundes nach Total Etching. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 697-700 (1998)
- Frankenberger, R.; Sindel, J.; Krämer, N.; Petschelt, A.: Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs. ceramic inlays. *Oper Dent* 24, 147-155 (1999)
- Friedl, K.-H.; Powers, J.M.; Hiller, K.-A.; Schmalz, G.: Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 577-581 (1995)
- Fröhlich, M.; Schneider, H.; Merte, K.: Oberflächeninteraktionen von Dentin und Adhäsiv. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 173-176 (1996)
- Fujisawa, S.: Untersuchungen zur Haftfähigkeit von Versiegelungsmaterialien am Zahnschmelz. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 388-395 (1978)
- Gängler, P.; Hoyer, I.; Langer, K.; Montag, R.: Glasionomerzement-/Composite-Füllungen an Seitenzähnen. *ZWR* 104, 836-843 (1995)
- Garcia-Godoy, F.; Malone, W.F.T.: The effect of acid etching on two glass ionomer lining cements. *Quintessence Int* 17, 621-623 (1986)
- Garcia-Godoy, F.: Microleakage of posterior composite restorations after rebonding. *Compend Contin Educ Dent*, Vol. III, No. 8, 606-610 (1987)
- Gente, M.; Sondermann, U.; Lehmann, K.-M.: Linearer thermischer Ausdehnungskoeffizient von Rinderschmelz und Rinderdentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 40, 488-490 (1985)

- Glenn, J.F.: Composition and properties of unfilled and composite resin restorative materials. In: Smith, D.C.; Williams, D.F.: Biocompatibility of Dental Materials, Vol. 3. CRC Press, Boca Raton (1982)
- Göbel, R.; Welker, D.: Verfahrensabhängige Verbundfestigkeit von Verblendkunststoffen zu unterschiedlichen Legierungen. Teamwork 2., 341-348 (1999)
- Göbel, R.; Welker, D.: Anorganische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren: Silikatisierung, Silanisierung, Verzinnen. Werkstoffkundeatlas. Quintessenz Zahntech 26, 733-743 (2000)
- Göbel, R.; Welker, D.: Organische Legierungs-Kunststoff-Verbundverfahren. Werkstoffkundeatlas. Quintessenz Zahntech 27, 197-203 (2001)
- Grajower, R.; Shaharbani, S.; Kaufman, E.: Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns. J Prosthet Dent 41, 535-540 (1979)
- Greiwe, K.; Schottner, G.: Ormocere: Eine neue Werkstoffklasse. FhG-Berichte 2, 64 (1990)
- Grossman, E.S.; Sparrius, O.: Marginal adaptation of composite resin-restored dentinal cavities. J Prosthet Dent 64, 619-522 (1990)
- Guggenberger, R.: Das Rocatec-System – Haftung durch tribochemische Beschichtung. Dtsch Zahnärztl Z 44, 874-876 (1989)
- Gwinnett, A.J.; Buonocore, M.G.; Sheykholeslam, Z.: Effect of fluoride on etched human and bovine tooth enamel surfaces as demonstrated by scanning electron microscopy. Arch Oral Biol 17, 271-278 (1972)
- Gwinnett, A.J.; Dickerson, W.G.; Yu, S.: Dentin bond shear strength and microleakage for Syntac/Heliomolar: a comparison between the manufacturer's and total etch technique. J Esthet Dent 4, 164-168 (1992)
- Gwinnett, A.J.: Dentin bond strengths after air drying and rewetting. Am J Dent 7, 144-148 (1994)
- Hajnadi, B.: Vergleichende Härteuntersuchungen der halogen- und UV-lichthärtenden Composites. Med Diss Aachen (1985)
- Haller, B.: Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. ZM 82, Nr. 18, 86-97 (1992)
- Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)
- Haller, B.; Windsheimer, U.; Hofmann, N.; Klaiber, B.: Selektive Schmelzätzung oder Total Etching? Dtsch Zahnärztl Z 50, 824-827 (1995)
- Hallett, D.B.; Garcia-Godoy, F.: Microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations: an in vitro study. Dent Mater 9, 306-311 (1993)

- Hannig, M.; Kreuzkamp, H.; Albers, K.-H.: Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 595-600 (1994)
- Hansen, E.K.; Asmussen, E.: Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. Acta Odontol Scand 55, 162-166 (1997)
- Heinz, B.: Composite-Restaurationen im Seitenzahnbereich. Phillip J 8, 355-361 (1991)
- Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Schwarzenberg, S. 142 (1995)
- Henkel, G.: Über die Ursache der Abrasion von Metallen durch Kunststoffe. Dtsch Stomatol 19, 112-119 (1969)
- Hickel, R.; Voß, A.: (Langzeit) erfahrungen mit Glasionomerzementen. Dtsch Zahnärztl Z 43, 263-271 (1988)
- Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997)
- Hill, R.G.; Warrens, C.P.; Wilson, A.D.: nicht veröffentlichte Ergebnisse (1986) In: Wilson, A. D.: Glasionomerzement. Quintessenz Verlag, Berlin (1988)
- Hirasawa, T.; Hirano, S.; Hirabayashi, S.; Harashima, J.; Aizowa, M.: Initial dimensional change of composites in dry and wet conditions. J Dent Res 62, 28-31 (1983)
- Hoag, E.P.; Dwyer, T.G.: A comparative evaluation of three post and core techniques. J Prosthet Dent 47, 177-181 (1982)
- Ishida, H.; Koenig, J.L.: Molecular organization of the coupling agent interphase of fiber-glass reinforced plastics. J Polym Sci: Polymer Physics Edition 17, 1807-1813 (1979)
- Isidor, F.; Brondum, K.: Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast of prefabricated, parallel-sided posts. Int J Prosthodont 5, 257-261 (1992)
- International Organization for Standardization: Filling and restorative materials, ISO 9917 (1987)
- International Organization for Standardization: Dentistry - Resin-based filling materials, ISO 4049 (1988)
- Joachim, U.: Beitrag zur computergestützten Farbgebung zahnärztlicher Werkstoffe am Beispiel eines mikrogefüllten Composite-Kunststoffes. Med Diss Jena (1991)
- Johnston, W.M.; Leung, R.L.; Fan, P.L.: A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. Dent Mater 1, 191-194 (1985)
- Kanca, J.: Resin bonding to wet substrate. Bonding to dentin. Quintessence Int 23, 39-41 (1992a)

- Kanca, J.: Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. *Am J Dent* 5, 213-215 (1992b)
- Kanca, J.: Microleakage of five dentin bonding systems. *Dent Mater* 5, 415-416 (1998)
- Kemp-Scholte, C. M.; Davidson, C.L.: Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 69, 1240-1243 (1990)
- Kidd, E.A.M.: Microleakage: a review. *J Dent* 4, 199-206 (1976)
- Kleinbölting, H.: Komposites gestern, heute und morgen. *Dental Magazin* 8, 3, 80-82 (1990)
- Klötzer, W.T.: Biokompatibilität zahnärztlicher Materialien. Teil 1. Substanzen mit Dentinkontakt. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 822-825 (1989)
- Knake, E.: Experimentelle Untersuchungen zum Haftverbund Dentin - Bis-GMA unter Berücksichtigung eingeführter Dentinadhäsive. *Med Diss Jena* (1989)
- Knock, F.E., Glenn, J.F.: Dental material and method. US Patent No. 2558139 (June 1951)
- Kollmannsperger, P.: Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites. *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 952-954 (1977)
- Kollmannsperger, P.: Biegefestigkeit von Composites nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 477-479 (1978)
- Kollmannsperger, P.: Biegefestigkeit und Biegemodul von 2 photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 34, 681-683 (1979)
- Kollmannsperger, P.: Festigkeit und Verformungsverhalten von Füllungskunststoffen aus der Biegeprüfung. *ZWR* 89, 48-50 (1980a)
- Kollmannsperger, P.; Venz, S.: Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 35, 934-938 (1980b)
- Kops, Ch.: Haftung von 16 zahnärztlichen Füllungskunststoffen am Rinderschmelz, sowie rasterelektronenmikroskopische Oberflächenuntersuchungen am Schmelz von Mensch und Rind. *Zahnmed Diss FU Berlin* (1979)
- Krejci, I.; Gebauer, L.; Häusler, T.; Lutz, F.: Kompomere – Amalgamersatz für Milchzahnkavitäten? *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 724-730 (1994)
- Kullmann, W.; Triadan, H.: Die Oberflächenbearbeitung von Glasionomer-Füllungsmaterialien. *Schweiz Mschr Zahnmed* 94, 634-646 (1984)
- Kullmann, W.: Glas-Ionomer-Zemente-Entwicklung, Eigenschaften und Verarbeitung. *Dtsch Zahnärztekalendar*, 119-145 (1986a)
- Kullmann, W.: Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomerzementen im Vergleich zu konventionellen Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 41, 302-307, 660-666 (1986b)

- Kullmann, W.: Sorptions- und Lösungsvorgänge bei selbst- und lighthärtenden Komposit-Kunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z 45, 286-288 (1990)
- Kunzelmann, K.-H.: Glass-ionomer Cements, Cermet Cements, "Hybrid"-Glass-ionomers and Compomers - Laboratory Trials - Wear resistance. Trans Acad Dent Mater 9, 89-94 (1996)
- Lauer, H.-Ch.: Experimentelle Untersuchungen zur Wärmeentwicklung im Pulpakavum durch Kunststoffprovisorien. Dtsch Zahnärztl. Z 41, 468-472 (1986)
- Leinfelder, K.F.: Composite resins. Dental Clin North Am 29, 359-371 (1985)
- Lenz, E.; Lang, V.: Vergleichende Untersuchungen biologischer Eigenschaften von Kunststoffen zur temporären Versorgung mit Kronen und Brücken. Stomatol DDR 40, 100-102 (1990)
- Lenz, E.: Titan als prothetischer Werkstoff - für kombiniert festsitzenden und abnehmbaren Zahnersatz. ZMK 6, 350-360 (1999)
- Leung, R.L.; Fan, P.L.; Johnston, W.M.: Post-irradiation polymerisation of visible light-activated composite resin. J Dent Res 62, 363-365 (1983)
- Lutz, F.; Rühmann, F.: Komposites als Amalgamersatz – Klinische und experimentelle Resultate. Quintess Zahnärztl Lit 31, 133-143 (1980a)
- Lutz F.: Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkomposites. KAR/PAR/PZM, Zürich (1980b)
- Lutz, F.; Imfeld, Th.; Mörmann, W.: Komposites: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit. Swiss Dent 2, 12-19 (1981a)
- Lutz, F.; Rühmann, F.: Komposites-Lighthärtung. Technische Spielerei oder Fortschritt? Swiss Dent 2, 71-76 (1981b)
- Lutz, F.; Phillips, R. W.; Roulet, J.-F.; Imfeld, Th.: Komposites-Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnheilk 93, 914-929 (1983a)
- Lutz, F.; Krejci, I.; Frischknecht, A.: Lichtpolymerisationsgeräte. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 565-572 (1992)
- Manhart, J.; Hollwich, B.; Mehl, A.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 54, 89-95 (1999)
- Mason, P.N.; Ferrari, M.; Cagidiaco, M.C.; Davidson, C.L.: Shear bond strength of four dentinal adhesives applied in vivo and in vitro. J Dent 24, 217-222 (1996)
- May, K.N.; Swift, E.J.; Wilder, A.D.; Futrell, S.C.: Effect of a surface sealant on microleakage of class V restorations. Am J Dent 9, 133-136 (1996)

- McCarthy, M.F.; Hondrum, S.O.: Mechanical and bond strength properties of light-cured and chemically cured glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105, 135-141 (1994)
- Meiners, H.; Herrmann, R.; Spitzbarth, S.: Zur Verbundfestigkeit des Rocatec-Systems. *Dent Lab* 38, 185-188 (1990)
- Menghini, P.; Merlati, G.; Tentrup, A.: Wurzelstifte und Aufbaumaterialien. *Quintessenz* 51, 61-66 (2000)
- Meryon, S.D.; Stephens, P.G.; Browne, R.M.: A Comparison of the in vitro Cytotoxicity of Two Glass-ionomer Cements. *J Dent Res* 62, 769-773 (1983)
- Mitra, S.B.; Kedrowski, B.L.: Longterm mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater* 10, 78-82 (1994)
- Miyazaki, M.; Sato, M.; Onose, H.; Moore, K.: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 11, 118-122 (1998)
- Nakabayashi, N.; Kojima, K.; Masuhara, E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. *J Biomed Mater Res* 16, 265-273 (1982b)
- Nakabayashi, N.; Ashizawa, M.; Nakamura, M.: Identification of a resin dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23, 135-141 (1992a)
- Nakabayashi, N.; Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8, 125-130 (1992b)
- Nakabayashi, N.; Watanabe, A.; Gendusa, N.J.: Dentin adhesion of „modified“ 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 8, 259-264 (1992c)
- Nakamichi, J.; Iwaku, M.; Fusuyama, T.: Bovine teeth as possible substitute in the adhesion test. *J Dent Res* 62, 1076-1081 (1983)
- Nergiz, I.; Platzer, U.: Retention von Kunststoffaufbauten an silanisierten Titan-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 410-412 (1991)
- Neumann, M.: Lichthärtende Kunststoffe. *Quintessenz Zahntech* 17, 1589-1599 (1991)
- Nolden, R.: Die Bedeutung der Säureätztechnik für den Verbund von Compositematerialien mit den Zahnhartsubstanzen. *Dtsch Zahnärztl Z* 34, 717-722 (1979)
- Nolden, R.: Vergleichende Untersuchungen zur Festigkeit des mit verschiedenen Adhäsiv-Füllungssystemen erreichbaren Verbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 36, 139-143 (1981)
- Ottl, P.; Hahn, L.; Lauer, H.-Ch.; Drews Chr.: Intrapulpale Wärmeentwicklung bei der Polymerisation von Kunststoffprovisorien. Poster Nr. 19, 48. Jahrestagung der DGZPW in Würzburg (1999)
- Ogden, A.R.: Porosity in composite resin- an Achilles heel? *J Dent* 13, 331-340 (1985)

- Oysaed, H.; Ruyter, I.E.: Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 65, 1315-1318 (1986)
- Phair, D.B.; Fuller, J.L.: Microleakage of composite resin restorative with cementum margins. *J Prosthet Dent* 53, 361-364 (1985)
- Pallav, P.; de Gee, A.J.; Werner, A.; Davidson, C.L.: Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress bearing composites. *J Dent Res* 72, 56-61 (1993)
- Pantke, H.; Schienbein, H.; Schmidt, H.F.M.: Schmelzstrukturen bei den Herbivoren Rind und Reh. *Dt Zahnärztebl* 25, 472-484 (1971)
- Pashley, D.H.; Ciucci, B.; Sano, H.: Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 760-763 (1994)
- Pashley, D.H.; Sano, H.; Ciucchi, B.; Yoshiyama, M.; Carvalho, R.M.: Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater* 11, 117-125 (1995)
- Perdigao, J.; Swift jr., E.J.; Denehy, G.E.; Wefel, J.S.; Donly, K.J.: In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 73, 44-55 (1994)
- Perdigao, J.: An ultramorphological study of human dentin exposed to adhesive systems. PhD thesis, Catholic University of Leuven, Leuven, Belgium (1995)
- Perdigao, J.; Lambrechts, P.; van Meerbeek, B.; Braem, M.; Yildiz, E.; Yucel, T.; Vanherle, G.: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9, 167-173 (1996)
- Perdigao, J.; Lopes, M.: Dentin bonding – questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1, 191-209 (1999a)
- Perdigao, J.; van Meerbeek, B.; Lopez, M.M.; Ambrose, W.W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15, 282-295 (1999b)
- Peters, H.: Einfluss des Wasserzutritts während der Polymerisation von zahnärztlichen Füllungskunststoffen auf die Biegefestigkeit und den Biegemodul. *Zahnmed Diss Berlin* (1979)
- Petrin, P.: Kompositmaterialien in der Zahnheilkunde I+II+III. *Österr Z Stomatol* 78, 244-263, 354-362, 397-403 (1981)
- Petrin, P.: Vergleichende Mikrohärtbestimmungen an modernen Kompositmaterialien. *Österr Z Stomatol* 81, 165-169 (1984)
- Pilz, W.M.E.: Praxis der Zahnerhaltung und oralen Prävention. Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig (1985)
- Plueddemann, E.P.: Silane coupling agents. Plenum Press, New York (1982)

- Potho, M.; Scheinin, A.: Microscopic observations on the pulp in the lower rat incisor. *Acta Odont Scand* 16, 315-319 (1958)
- Powers, J.; Ryan, M.D.; Hosking, D.J.; Goldber, A.J.: Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. *J Dent Res* 62, 1089-1093 (1983)
- Pusch, G.: *Die Beurteilung des Rindes*. Paul Parey, Berlin, 82-97 (1910)
- Putt, M.S.; Kleber, C.J.; Muhler, J.C.: A comparison of the polishing properties of human and bovine enamel. *J Dent Res* 59, 1177-1177 (1980)
- Raecke, H.: *Farbveränderungen von zahnärztlichen Kunststoffen durch Bestrahlung mit Xenonlampen*. Med Diss A, Berlin (1979)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Aushärtung photopolymerisierbarer Versiegelungsmaterialien in verschieden tiefen Schmelzzonen (in vitro). *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 848-852 (1977)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Einfluss von Sauerstoff und Feuchtigkeit auf UV-polymerisierbare Versiegelungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 384-387, (1978)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Ein Vergleich lichthärtender und UV-polymerisierbarer Versiegler und Komposite. *Dtsch Zahnärztl Z* 34, 245-250 (1979)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Restmonomergehalt und Wasseraufnahme UV-polymerisierbarer Adhäsive und Füllungskunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 35, 564-570 (1980)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Zur Frage der Aushärtung photopolymerisierbarer Komposite in Unterschnitten. *Dtsch Zahnärztl Z* 36, 8-10 (1981)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls für die Randständigkeit von Kompositen (1. Mitteilung). *Dtsch Zahnärztl Z* 38, 946-948 (1983)
- Reinhardt, K.-J.; Vahl, J.: Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls für die Randständigkeit von Kompositen (2. Mitteilung). *Dtsch Zahnärztl Z* 39, 25-29 (1984)
- Reinhardt, K.-J.: Sind lichthärtende Zemente die bessere Wahl? *Phillip J* 9, 327-332 (1992)
- Retief, H.: Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? *Operat Dent* 12, 140-145 (1987)
- Rieder, E.: Haftsilan. *Quintessenz Zahntech* 17, 1115-1120 (1991)
- Richter, W.; Werner, E.; Bähr, E.: *Grundwerte der Diagnostik, Fütterung und Haltung*. Gustav Fischer Verlag, Jena, 29-32 (1969)
- Rueggeberg, F.A.; Caughmann, W.F.; Curtis, J.W.; Davis, H.C.: Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 6, 91-95 (1993)
- Rzanny, A.; Welker, D.: Aktuelle Komposites im werkstoffkundlichen Vergleich. *ZMK* 12, 4, 30-34 (1997)

- Rzanny, A.; Welker, D.: Werkstoffkundliche Eigenschaften von Feinst-Hybrid-Komposits und Kompomeren. ZWR 107, 743-748 (1998)
- Rzanny, A.; Welker, D.: Materialkundlicher Fortschritt bei Füllungskunststoffen. ZWR 108, 650-659 (1999a)
- Rzanny, A.; Göbel, R.; Welker, D.: Werkstoffkundlicher Vergleich zahnfarbener Füllungsmaterialien. Phillip J 16, 68-71 (1999b)
- Rzanny, A.; Welker, D.: Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe – eine werkstoffkundliche Standortbestimmung. Zahn Prax 3, 6-14 (2000)
- Sano, H.; Shono, T.; Takatsu, T.; Hosoda, H.: Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. Oper Dent 19, 59-64 (1994)
- Sano, H.; Takatsu, T.; Ciucchi, B.; Horner, J.H.; Matthews W.G.; Pashley, D.H.: Nanoleakage: Leakage within the hybrid layer. Oper Dent 20, 18-25 (1995)
- Sandock-Ladwig, J.: Polymerisationstiefen zahnärztlicher, UV-härtender Füllungskunststoffe. Med Diss FU Berlin (1980)
- Schmidt, H.; Wolter, H.: Organically modified ceramics and their applications. J Non-Crystalline Solids 121, 428-435 (1990)
- Schüpbach, P.; Krejci, I.; Lutz, F.: Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. Eur J Oral Sci 105, 344-352 (1997)
- Schuh, H.: Glasionomerzemente: Entwicklung und Tendenzen. Zahnarzt Magazin 8, H. 1, 35-41 (Teil 1) und H. 2, 10-13 (Teil 2) (1993)
- Schumacher, G.H.; Schmidt, H.: Anatomie und Biochemie der Zähne. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart (1976)
- Setz, J.; Geis-Gerstorfer, J.; Lin, W.: Zum Einfluss anorganischer Füller auf die Eigenschaften lichtpolymerisierender Komposite. Dtsch Zahnärztl Z 46, 657-660 (1991)
- Shintani, H.; Inoue, T.; Yamaki, M.: Analysis of campherquinone in visible light-cured composite-resins. Dent Mat 1, 124-126 (1985)
- Sidhu, S.K.; Henderson, L.J.: Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. Am J Dent 5, 240-244 (1992)
- Sindel, J.; Frankenberger, R.; Krämer, N.; Pelka, M.: Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen im ACTA-Kausimulator. ZM 88, 514-516 (1998)
- Söderholm, K.-J. M.: Filler system and resin interface. In: Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials (Eds: Vanherle, G.; Smith, D.C.); Peter Szule Publication Co., Utrecht, pp139-159 (1985)
- Soltesz, U.; Leupolz, M.: Härte und Festigkeitsverhalten von Glasionomerzementen. Dtsch Zahnärztl Z 48, 237-241 (1993)

- Städtler, P.; Jeglitsch, M.: Glasionomerzemente im Rasterelektronenmikroskop. ZWR 103, 448-452 (1994)
- Staehele, H.J.; Ludwig, K.: Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen von Glasionomerzementen unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung unter Berücksichtigung klinischer Befunde. Dtsch Zahnärztl Z 40, 23-27 (1985)
- Strub, J.R.; Türp, J.C.; Witkowski S.; Hürzeler M.B.; Kern, M.: Curriculum Prothetik Band I. Quintessenz (1994)
- Swift, E.J.; Hansen, S.E.: Effect of new bonding systems on microleakage. Am J Dent 2, 77-80 (1989)
- Swift, E.J.: Microleakage of dentin adhesive systems. J Esthetic Dent 3, 91-94 (1991)
- Swift, E.J.; Perdigao, J.; Heymann, H.O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 26, 95-110 (1995)
- Swift, E.J.; Wilder, A.D.; May, K.N.; Waddell, S.L.: Shear bond strength of one-bottle dentin adhesives using multiple applications. Oper Dent 22, 194-199 (1997)
- Taira, M.; Urabe, H.; Hirose, T.; Wakasa, K.; Yamaki, M.: Analysis of photo-initiators in visible light-cured dental composite resins. J Dent Res 67, 24-28 (1988)
- Tay, F.R.; Gwinnett, A.J.; Pang, K.M.; Wei, S.H.: Structural evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vivo. J Dent Res 73, 629-636 (1994)
- Thonemann, B.; Federlin, M.; Schmalz, G.; Grundler, W.: Total bonding vs. selective bonding: Marginal adaptation of Class II composite restorations. Oper Dent 24, 261-271 (1999)
- Tinschert, J.; Wilke, M.; Esser, M.; Marx, R.: Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler. Dtsch Zahnärztl Z 52, 295-298 (1997)
- Ueberall, H.: Reduzierung der Randspaltbreite eines lighthärtenden Composite-Füllungswerkstoffes durch Lenkung der Polymerisationsschrumpfung, Med Diss Frankfurt/Main (1984)
- Um, C.M.; Oilo, G.: The effect of early water contact on glass-ionomer cements. Quintess Int 23, 209-214 (1992)
- Uno, S.; Finger, W.J.: Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. Oper Dent 21, 733-738 (1996)
- Van Meerbeek, B.; Willems, G.; Celis, J.P.; Roos, J.R.; Braem, M.; Vanherle, G.; Lambrechts, P.: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. J Dent Res 72, 1434-1442 (1993)
- Van Meerbeek, B.; Braem, M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch Zahnärztl Z 49, 977-984 (1994)

- Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Duke, E.S.; Eick, J.D.; Robinson, S.J.: A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 77, 50-59 (1998)
- Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y.; Snauwaert, J.; Hellemans, L.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Wakasa, K.; Pashley, D.H.: Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent* 1, 7-23 (1999)
- Van Noort, R.: Glass-ionomer cements. In: Introduction to dental materials. Mosby London (1994)
- Viohl, J.: Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 29, 442-449 (1974)
- Viohl, J.; Gerhardt, P.: Wasseraufnahme und Löslichkeit von 3 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 30, 340-344 (1975)
- Viohl, J.; Eickhoff, A.: Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis bzw. von der Bestrahlungszeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 34, 687-690 (1979)
- Viohl, J.: Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungswerkstoffen. *ZWR* 89, 43-46 (1980)
- Viohl, J.: Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 37, 194-196 (1982)
- Viohl, J.: Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner, K. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. II: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 5. Auflage. Hüthig Verlag Heidelberg, 135-172 (1985)
- Voigts, S.: Inwieweit korrelieren Ergebnisse von in-vitro- oder in-vivo-Prüfungen der Biokompatibilität von Glasionomercementen untereinander oder mit den Ergebnissen klinischer Untersuchungen? *Zahnmed Diss Marburg* (1993)
- Welker, D.: Untersuchungen über den Einfluss von Mischungsverhältnis sowie manuellem und maschinelltem Mischen auf physikalische Eigenschaften von Kompositen. *Zahn Mund Kieferheilk* 68, 327-344 (1980a)
- Welker, D.: Porosität von Kompositen in Abhängigkeit von Pulver-Flüssigkeit-Quotient, Mischprozess und Applikationsmethode. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 90, 315-325 (1980b)
- Welker, D.: Verarbeitungseigenschaften von Compositen in Abhängigkeit von Pulver-Flüssigkeits-Relation und Mischprozess. *Stomatol DDR* 31, 6-15 (1981a)
- Welker, D.: ASPA im vergleichenden-werkstoffkundlichen Test. *Dtsch Zahnärztl Z* 36, 114-120 und 478-487 (1981b)

- Welker, D.; Rzanny, A.; Göbel, R.: Glasionomer-Werkstoffe 25 Jahre nach ihrer Markteinführung. Dental Magazin 15, 2, 64-76 (1997)
- Welker, D.; Rzanny, A.; Göbel, R.: Interimsversorgung bei Kronen- und Brückenersatz – Indikation, Werkstoffe, biologische Aspekte, Methodik. Quintessenz Zahntechn 25, 1133-1144 (1999)
- Wilson, A.D.; Mc Lean, J.W.: Glasionomerzement. Quintessenz Berlin (1988)
- Wollmarker, B.D.: Das Spektrum der adhäsiven Restaurationsmöglichkeiten. ZMK 5, 274-276 (1999)
- Wolter, H.; Storch, W.: Neuartige Silanklasse – Werkstoffe für Formkörper. ISC-Tätigkeitsbericht, 61 (1992)
- Wolter, H.; Storch, W.: The influence of molecular structure on the properties of inorganic-organic copolymers. Polymer Adv Tech (1993a)
- Wolter, H.; Storch, W.: Urethane (meth)acrylate alkoxy silane, a new type of reactive compounds for the preparation of inorganic-organic copolymers (Ormocers). Polymer & Mater Res Symp Bayreuth, 14 (1993b)
- Wolter, H.; Storch, W.; Ott H.: New inorganic/organic copolymers (Ormocers) for dental applications. Proc Mater Res Soc Symp 346, 143 (1994a)
- Wolter, H.; Storch, W.; Ott H.: Dental filling materials (posterior composites) based on inorganic/organic copolymers (Ormocer). Proc Int Symp Macromolecules, 503 (1994b)
- Wong, T.T.C.; Bryant, R.W.: SEM investigation of glass-ionomer cements. J Dent Res 64, Abstract No. 72 (1985)
- Zach, L.; Cohen, G.: Pulp response to externally applied heat. Oral Surg 19, 515-530 (1965)
- Ziener, L.L.: Mechanisch-physikalische Untersuchungen an zahnärztlich-restaurativen Werkstoffen vom Isosit-Typ (Isocap, Isopast, Isolux) im Vergleich mit dem konventionellen Komposit Evicrol. Med Diss Jena (1983)
- Zwick GmbH & Co.: Firmenschrift zur ZWICK 1435 Universalprüfmaschine, 89079 Ulm, Deutschland

11 Anhang

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. habil. D. Welker, Leiter des Bereiches
Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, möchte ich für die
freundliche Überlassung des Themas, alle gewährte Unterstützung und das stete Interesse am
Fortgang der Arbeit danken.

Besonderer Dank gilt Frau Dr. Rzanny, Mitarbeiterin des Bereiches
Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, für Anleitung, Beratung und
Hilfe in allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Ebenso möchte ich Herrn Dr. Göbel und Herrn Facht, Mitarbeiter des Bereiches
Werkstoffkunde/Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Zentrums für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena, meinen Dank für die
gewährte Beratung und Unterstützung aussprechen.

Lebenslauf

Name, Vorname: Gomolka, Michael

Geburtsdatum: 02. Juni 1974

Geburtsort: Torgau

Familienstand: ledig

09/1982 - 08/1985 Grundschole der Gneisenaustadt Schildau
09/1985 - 03/1989 Oberschole der Gneisenaustadt Schildau
03/1989 - 08/1989 Markgraf-Ludwig-Gymnasium in Baden-Baden
09/1989 - 08/1991 Maristenkolleg Mindelheim
09/1991 - 08/1992 Christ School, Arden, North Carolina, USA
09/1992 - 07/1995 Maristenkolleg Mindelheim
07/1995 Abschluss mit Erhalt der Allgemeinen Hochschulreife
08/1995 - 08/1996 Zivildienst am Maristenkolleg Mindelheim
10/1996 - 01/2002 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität
Jena
01/2002 Abschluss des Staatsexamens und Erhalt der Approbation als
Zahnarzt
Seit 02/2002 Tätigkeit als Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis
Arne Sauer in Cospeda

Jena, den 14.07.2003

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,

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.

Jena, den 14.07.03

Michael Gomolka