

Randqualität und Mikropenetrationsverhalten verschiedener
Adhäsiv- und Kompositsysteme in gemischten Klasse-V-
Kavitäten

Karin Weber

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel

Randqualität und Mikropenetrationsverhalten verschiedener
Adhäsiv- und Kompositsysteme in gemischten Klasse-V-
Kavitäten

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig- Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Karin Weber

aus

München

2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Albert Mehl

Mitberichterstatter: Prof. Dr. I. Rudzki-Janson
Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Jürgen Manhart

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 28.01.2003

Meinen Eltern Viktoria und Friedemann Weber gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	7
2	Literaturübersicht	10
2.1	Klasse-V-Kavitäten	10
2.1.1	Entstehungsmechanismen von Klasse-V-Kavitäten	10
2.1.2	Therapie von Klasse-V-Defekten	12
2.2	Adhäsive Füllungswerkstoffe	17
2.3	Schmelzhaftung	17
2.4	Dentinhaftung	19
2.4.1	Einteilung der Dentinadhäsivsysteme	19
2.4.2	Bestandteile der Adhäsivsysteme	24
2.4.3	Wirkungsmechanismen der Dentinhaftung	24
2.4.4	Mögliche Anwendungsfehler bei den Dentinadhäsivsystemen	26
2.4.5	„Total-etch“-Technik	26
2.4.6	„Wet-Bonding“-Technik	27
2.4.7	„Rewetting“-Technik	28
2.5	Komposite	29
2.5.1	Bestandteile der Komposite	29
2.5.2	Einteilung der Komposite	31
2.6	Künstliche Restorationsalterung	31
2.7	Randspaltbildung und Mikroleakage	33
2.7.1	Einflussfaktoren für die Entstehung von Randspalten und Mikroleakage	34
2.7.2	Beurteilung der Randqualität	36
2.7.3	Messverfahren für Mikroleakage	37
2.7.4	Weitere In-vitro-Testmethoden	38
3	Ziel der Untersuchung	40
4	Material und Methode	41
4.1	Vorbereitung der extrahierten Molaren	41

4.2 Präparation der Zahnhalskavitäten.....	42
4.3 Applikation der Füllungswerkstoffe	43
4.4 Übersicht über die verwendeten Materialien	43
4.5 Ausarbeitung und Politur	46
4.6 Lagerung	46
4.7 Thermowechselast.....	46
4.8 Replikaherstellung für das REM.....	47
4.9 Rasterelektronenmikroskopische Randspaltvermessung.....	48
4.10 Vorbereitung der Proben für den Farbstoffpenetrationstest	50
4.11 Farbstoffpenetrationstest	50
4.12 Schneiden der Proben.....	50
4.13 Lichtmikroskopische Auswertung.....	52
4.14 Statistische Auswertung	53
5 Ergebnisse	54
5.1 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse	54
5.1.1 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Schmelzbereich.....	55
5.1.2 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Dentinbereich.....	57
5.1.3 Ergebnisse der Schmelz und Dentinbereiche im Überblick	61
5.2 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests	62
5.2.1 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Schmelz	63
5.2.2 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Dentin	64
5.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests	66
5.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse der rasterelektronen- mikroskopischen Randvermessung und des Farbstoff- penetrationstests	66
6 Diskussion	68
6.1 In-vitro- versus In-vivo-Studien	68
6.2 Lagerung der Proben.....	69
6.3 Kavitätendesign.....	70

6.4 Füllungstechnik: Einschichtapplikation versus Mehrschichttechnik.....	71
6.5 Komposite und Dentinadhäsive	72
6.6 „Wet-Bonding“- und „Rewetting“-Technik	75
6.7 Künstliche Restaurationsalterung	77
6.8 Randspaltvermessung und Farbstoffpenetrationstest.....	78
6.9 Diskussion der Ergebnisse für den Schmelzbereich	80
6.10 Diskussion der Ergebnisse für den Dentinbereich.....	81
6.11 Schlussfolgerung	83
7 Zusammenfassung.....	84
8 Literaturverzeichnis.....	86
9 Anhang	99
9.1 Statistik REM-Randanalyse	99
9.1.1 Randspaltanalyse Mittelwerte und Standardabweichungen im Schmelz.....	99
9.1.2 Randspaltanalyse Mittelwerte und Standardabweichungen im Dentin	100
9.2 Statistik Farbstoffpenetrationstest.....	101
9.2.1 Mittelwerte und Standardabweichungen Farbstoffpenetrationstest Schmelzrand (Mann-Whitney U- Test)	101
9.2.2 Mittelwerte und Standardabweichungen Farbstoffpenetrationstest Dentinrand (Mann Whitney U- Test)	103
9.3 Herstellerangaben zu den verwendeten Materialien	105
Lebenslauf	108
Danksagung	109

1 Einleitung

In der Zahnheilkunde hat sich in den letzten Jahren die Anwendung der Adhäsivtechnik immer mehr durchgesetzt. Hierzu hat sowohl die Ablehnung von Amalgam als Füllungswerkstoff, als auch der Wunsch nach zahnfarbenen Restaurationen durch die Patienten geführt (Hickel et al 1998, Hickel et Klaiber 1992, Kultermann 2001, Lutz et al 1996, Lutz et Krejci 1999, Mehl et al 1997, Newman 1991, Denehy et Vargas 1996, Perdigao et al 2000). Die rasante Entwicklung neuer Komposite und Dentinadhäsive und die damit verbundene ständige Erweiterung des Marktes machen vergleichende Studien notwendig, um eine Bewertung der verschiedenen Produkte zu ermöglichen (Airoidi et al 1992, Brännström 1991, Eick et al 1997, Mehl et al 1994, Petrou et Marx 1990, Rigsby et al 1990, Scherer et al 1990, Litkowski et Muslof 1992, Haller 2000, Swift et al 2001(1)).

Ziel dieser Entwicklungen sind hauptsächlich perfekte Füllungsrän­der, die die Kavität bakteriendicht versiegeln und eine widerstandsfähige und dauerhafte Rekonstruktion des Zahnes gewährleisten (Dietschi et al 1992, Prati et al 1999). Hierzu soll der Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz durch neue Adhäsivsysteme vor allem im Dentin verbessert werden, da die Haftung zwischen diesen beiden Substanzen bisher die größten Probleme bereitete (Mehl et al 1994, Smith et Martin 1992).

Klasse-V-Kavitäten, die im Zahnhalsbereich am Übergang zwischen Schmelz und Dentin lokalisiert sind, gewinnen zunehmend an Bedeutung. Die insgesamt erhöhte Lebenserwartung der Patienten und der längere Erhalt der eigenen Zähne durch bessere Behandlungsmöglichkeiten in Endodontie und Parodontologie haben insgesamt zu einer Zunahme von keilförmigen Defekten geführt (Hickel 1992 (2), Boston et Kerzi 1993, Yoshiyama et al 1996, Hotz et Lussi 1996, Krejci et Lutz 1991, Levitch et al 1994, Renggli 2000). Des weiteren können gerade zervikale Defekte von der verbesserten Klebetechnik profitieren, da die Läsionen am Zahnhalsbereich meist keine Unterschnitte bieten und somit auf eine stabile Verklebung zwischen Zahnhartgewebe und Füllungskörper angewiesen sind. Zahnhalskavitäten sind anderweitig nur schlecht zu versorgen oder es muss gesunde Zahnhartsubstanz für die Schaffung eines retentiven Unterschnitts geopfert werden (Touati et al 2001, Wollmarker 1999, Van Meerbeeck et al 1994, Van Meerbeeck et al 1996, Swift et al 2001). Ein weiterer Grund, der für die Wahl von Kompositrestaurationen bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten spricht, ist, dass auf

zervikale Füllungen keine direkte Kaubelastung einwirkt. So kann die Abrasivität und Härte der Füllungsmaterialien, die sonst den entscheidenden limitierenden Faktor für die Materialwahl und Lebensdauer von Restaurationen darstellt, nur als zweitrangig gelten (Swift et al 2001, Gladys et al 1997). Zusätzlich machen gemischten Klasse-V-Kavitäten, wie in dieser Studie verwendet, bei denen die Lokalisation der Restauration zu gleichen Teilen im Schmelz, als auch im Dentin zu liegen kommt die Haftung an beiden Zahnhartschichten erkennbar. Bei der Verwendung der Adhäsivtechnik in gemischten Klasse-V-Kavitäten konkurriert die normalerweise stärkere Schmelzhaftung mit der Haftung des Komposites am Dentin (Airoidi et al 1992, Brännström et al 1984, Litkowski et al 1992, Rigsby et al 1991, Mandras et al 1990, Fitchie et al 1992, Manhart et al 1999(2), Dietrich et al 1999).

Die Möglichkeiten der Versorgung von Kavitäten mit Kompositmaterialien erfahren durch die sehr intensive Forschung in diesem Bereich eine ständige Erweiterung. Neue Komponenten und Rezepturen von Adhäsivsystemen oder Kompositen werden laufend auf den Markt gebracht. Einerseits ist eine vereinfachte Anwendung Ziel der Forschung z. B. durch Reduzierung der Anzahl der Einzelkomponenten und Entwicklung von Ein-Komponenten Systemen (One-bottle Systeme) (Perdigao et al 2000, Frankenberger 2000, Krejci 2000, Kultermann 2001). Andererseits steht die Verbesserung der Qualität der Adhäsivsysteme und der Restaurationsmaterialien im Vordergrund, die unter anderem auch die Ausschaltung von Anwendungsfehlern erreichen soll. So entstehen neue Adhäsivsystemkomponenten, wie zum Beispiel die Entwicklung von „Rewetting-Agents“. Es soll, bei möglichst einfacher Anwendung, die Reduktion von Randspaltbildung und Mikroleakage erreicht werden, deren Folgen Verfärbungen, Karies, pulpitisches Beschwerden und Verlust der Restauration sind und damit den Misserfolg der Restauration darstellen (Roulet 1994, Eick et al 1997, Krejci et al 1991, Krampe 2000, Airoidi et al 1992, Settembrini et al 1997, Swift et al 2001, Gordan et al 1998).

In dieser Studie wurden 9 verschiedene Komposit- und Adhäsivsystem-Kombinationen auf Randdichtigkeit und Mikropenetrationsverhalten untersucht. Standardisierte, gemischte Klasse-V-Kavitäten wurden in 90 extrahierten Molaren präpariert und mit den zu untersuchenden Materialien entsprechend der Herstellerangaben adhäsiv gefüllt. Danach wurden die Zähne einer künstlichen Restaurationsalterung mittels Thermowechsellast

unterzogen. An Replikas der Proben wurde unter dem Rasterelektronenmikroskop die Randqualität getrennt für Schmelz und Dentinbereiche bewertet. Die Zähne wurden als nächstes einem Farbstoffpenetrationstest unterzogen, anschließend zerteilt und danach die Farbeindringtiefe an den Schnitten unter dem Mikroskop beurteilt.

2 Literaturübersicht

2.1 Klasse-V-Kavitäten

Klasse-V-Kavitäten beinhalten nach der Einteilung der Kavitätenklassen nach der Definition von Black: Kavitäten der bukkalen und lingualen Glattflächen, die meistens im gingivalen Drittel der Zahnkrone liegen (Hellwig et al 1995 (1)).

2.1.1 Entstehungsmechanismen von Klasse-V-Kavitäten

Der Entstehung dieser Defekte können verschiedene Faktoren zu Grunde liegen. Dabei stehen nicht nur die Karies im Vordergrund, sondern auch nichtkariöse Ursachen wie Erosion, Abrasion und Biege- oder Zugbelastungen der Zähne. Meist liegt eine Kombination mehrerer Faktoren vor (Attin 1995, Hickel 1994, Grippo 1992, Lambrechts et al 1996, Levitch et al 1994, Rees 1998, Renggli 2000, Tyas 1995).

Die Hauptursache für die Entstehung von Klasse-V-Kavitäten stellen Substanzverluste im Zahnhalsbereich durch Abrasionen dar, die vor allem durch falsche und zu feste Zahnbürstetechniken und stark abrasive Zahnpasten verursacht werden. Zum Teil wird die Entstehung von Abrasionen durch Erosionen und initiale Demineralisationen im zervikalen Schmelzrandbereich begünstigt (Krejci et Lutz 1991, Rees 1998, Hickel 1994). Die Manifestation von Erosionen wird zum Beispiel durch säurehaltige Getränke und Speisen oder eingeschränkte Pufferkapazität des Speichels, sowie durch Reflux von Magensäure gefördert (Holbrook et al 1999, Levitch et al 1994). In den durch Abrasion oder Erosion geschwächten Bereichen des Zahnhalses können sich kariöse Defekte schneller ausbilden (Hickel 1994, Hickel 1999, Goel et al 1991).

Als weitere mögliche Entstehungsursachen von zervikalen Defekten werden auch Parafunktionen, wie Zähneknirschen und Pressen, diskutiert. Die Parafunktionen können zu Biege- und Zugbelastungen, sogenannten Stauchungsphänomenen, im Zahnhalsbereich führen (Palamara et al 2000). Durch diese Belastung sollen Risse im zervikalen Schmelz entstehen und der Verbund zwischen Schmelz und Dentin so gelockert werden, dass damit Schmelzaussprengungen verursacht werden (Hellwig et al 1995 (2), Weber 1999, Hickel

1999 (1), Boston et Kerzi 1993, Krejci et Lutz 1991, Rees 1998). Der mechanische Verbund zwischen Schmelz und Dentin ist zudem im zervikalen Abschnitt schwächer als in anderen Bereichen der Schmelz-Dentin-Grenze. Dadurch wird die Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung von Rissen und das Ausbrechen von Zahnhartsubstanz noch erhöht (Goel et al 1991, Grippo 1991, Palamara et al 2000). In In-vitro-Studien konnte zudem nachgewiesen werden, dass Klasse-I- und Klasse-II-Restaurationen eine Zunahme von Verformungen der Zähne unter Belastung verursachen und somit die Entstehung nichtkariöser Zahnhalbläsionen mitbeeinflussen (Rees 1998, Lang et al 1994).

Durch Abrasionen entstehen die typischen, keilförmigen Defekte am Übergang von Schmelz zu Dentin mit einer scharfen Schmelzkante, durch erosiv oder kariös bedingte Einwirkungen werden hingegen eher flachere, schüsselförmige Kavitäten mit abgerundeten Kanten gebildet (Krejci et Lutz 1991, Rees 1998, Levitch et al 1994, Hickel 1994).

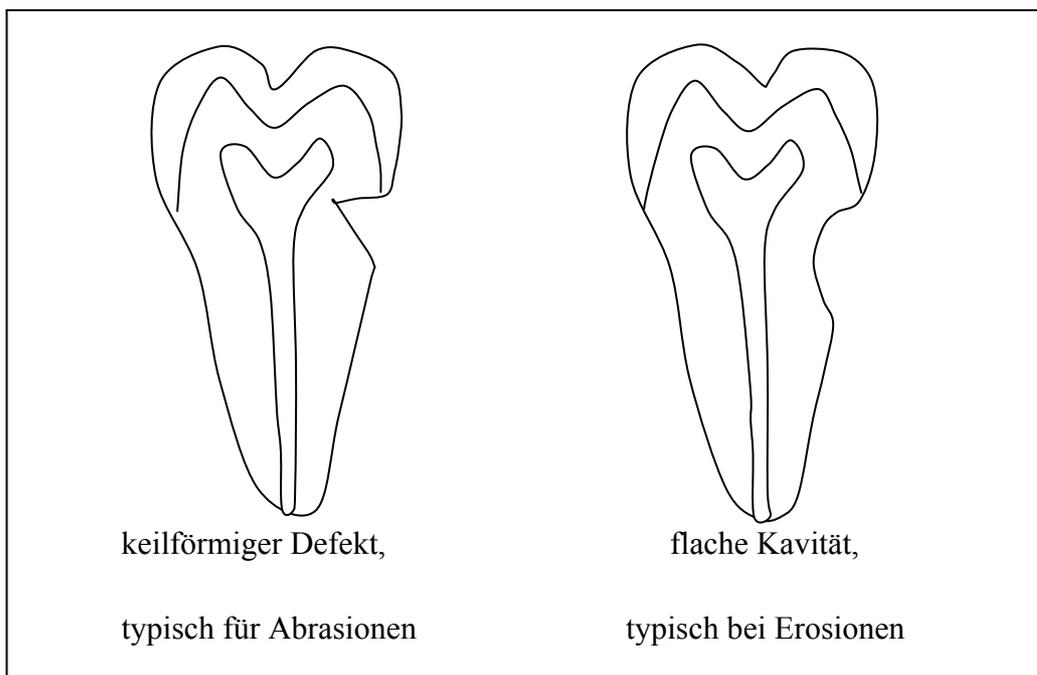


Abb. 1: Graphik: schematische Darstellung unterschiedlicher Formen von Zahnhalbsdefekten (nach Hickel 1994)

2.1.2 Therapie von Klasse-V-Defekten

Abhängig von der Entstehungsursache der Kavität kommen verschiedene Möglichkeiten zur Behandlung in Frage. Bei kleinen Läsionen kann eine Veränderung der Putztechnik durch Mundhygieneinstruktionen, Ernährungsberatung, Fluoridierung oder auch die Optimierung der Belastungsverhältnisse eine ausreichende Therapie darstellen, um ein Fortschreiten des Defektes zu verhindern (Attin 1995, Lambrechts et al 1996, Levitch et al 1994, Renggli 2000). Bei größeren oder kariösen Läsionen, sowie bei sehr empfindlichen Zahnhalsdefekten, und Defekten im Frontzahnbereich, steht die restaurative Therapie im Vordergrund (Tyas 1995, Hickel 1994, Lambrechts et al 1996, Levitch et al 1994, Swift et al 2001).

Zur restaurativen Versorgung von Zahnhalskavitäten stehen verschiedene Materialien zur Verfügung.

Goldhämmerfüllungen stellen eine der ältesten Möglichkeiten zur plastischen Versorgung kleiner Kavitäten dar. Die zu erreichende Randedichtigkeit zeigt gute Resultate allerdings bei einer aufwendigen Verarbeitung. Das Legen von Stopfgoldfüllungen muss unter absoluter Trockenlegung mittels Kofferdam erfolgen. Die Ästhetik ist durch die Goldfarbe annehmbar aber nicht so unauffällig wie bei zahnfarbenen Restaurationen. Einen weiteren Nachteil stellt die hohe Wärmeleitfähigkeit des Materials dar, was gerade bei überempfindlichen Zahnhälsen für den Patienten unangenehm sein kann. Zu der aufwendigen und techniksensitiven Verarbeitung kommt hinzu, dass für die Herstellung zusätzlich ein eigenes Instrumentarium nötig ist. Eine zusätzliche Schwierigkeit besteht bei der Herstellung, wenn die Kavität sich weit nach approximal ausdehnt, da die Indikation für Goldhämmerfüllungen begrenzt ist auf Defekte mit nur geringer Ausdehnung. Aus den aufgeführten Gründen konnte sich diese Füllungsart nicht weitläufig durchsetzen (Hellwig et al 1995 (3), Hickel 1994, Kamann 2001).

Des weiteren gelten **Amalgamfüllungen** als eine einfache Möglichkeit, Kavitäten plastisch zu versorgen. Sie wurden lange als standardmäßiger Füllungswerkstoff für Zahnhalskavitäten verwendet. Allerdings ist aufgrund der silbergrauen Farbe die Befriedigung der ästhetischen Bedürfnisse meist nicht möglich. Da der Werkstoff Amalgam nicht am Zahn haftet, kann außerdem eine zusätzliche Präparation von

Unterschnitten für die Haftung erforderlich sein. Der dadurch verursachte Verlust von gesunder Zahnhartsubstanz ist besonders im Zahnhalsbereich durch die Nähe zur Pulpa nicht unproblematisch und wird dem heutigen Standard der restaurativen Zahnheilkunde, mit der Forderung nach minimalinvasiven Präparationen und möglichst substanzschonenden Kavitätdesign, nicht mehr gerecht. Zusätzlich hat die allgemeine Angst der Patienten vor gesundheitlichen Schäden durch die Freisetzung von Quecksilber die klinische Verwendung dieses Werkstoffs zurückgedrängt (Hickel 1992, Hickel et al 1998, Hickel 1994, Lussi et Portman 2001).

Für Klasse-V-Kavitäten stellen **Einlagefüllungen** aus Gold, Keramik oder Kompositen eine sehr hochwertige und aufwendige Versorgung dar. Die Herstellung von Inlays im zahntechnischen Labor ist sehr zeit-, arbeits- und kostenintensiv. Die höhere Abrasionsfestigkeit und Härte von Inlays stellt im Fall von Zahnhalskavitäten keinen entscheidenden Vorteil dar, da keine direkte Kaubelastung auf die Versorgungen im Zahnhalsbereich einwirkt. **Goldinlays** werden wegen der schlechteren Ästhetik und der starken Wärmeleitfähigkeit heute kaum noch zur Restauration zervikaler Kavitäten verwendet. **Keramik- und Kompositinlays** stellen aus ästhetischen und funktionellen Erwägungen hervorragende Lösungen dar (Dietschi et al 1992). Allerdings wird wegen der geringen Ausdehnung der Kavitäten häufig die nötige Mindestschichtstärke für Inlays nicht erreicht. Ebenso stellen dünnauslaufende Ränder, die Ausdehnungen der Kavität in den Approximalraum hinein und Unterschnitte ein Problem für die Herstellung dar. Der große labortechnische Aufwand spricht insbesondere gegen die Versorgung mittels Keramikinlays. Für Kompositinlays besteht die Möglichkeit einer direkten Herstellung im Mund. Es erfolgt eine Nachvergütung durch Licht und Wärme in speziellen Öfen, womit die Versorgung in einer Sitzung möglich wird. Auch hier kommen nur größere Läsionen ohne Unterschnitte und ohne zu große Ausdehnung in die Approximalräume in Frage, so dass der Indikationsbereich stark eingeschränkt bleibt. Die oben genannten Faktoren zeigen, dass der Vorteil guter funktioneller Ergebnisse durch die begrenzte Anwendungsmöglichkeit deutlich relativiert wird (Dietschi et al 1992, Hickel 1994, Krejci et Lutz 1991, Macpherson et al 1992, Boston et Kerzi 1993). Bei der Verwendung von **Inserts**, konfektionierte, vorgefertigte Einlagefüllungen, für Klasse-V-Kavitäten wurden in einer Studie sogar schlechtere Ergebnisse erzielt als bei der alleinigen Verwendung von

Kompositen als Füllungsmaterial, allerdings liegen für diesen Indikationsbereich kaum Untersuchungen vor (Krupinski et al 1999).

Glasionomerzemente (GIZ) haften über eine chemische Verbindung an Schmelz und Dentin (Hickel 1994, McLean 1999, Prati et Montanari 1989). Als Indikation werden unter anderem durch Wurzelkaries bedingte Läsionen, zervikale Erosionsdefekte und Kavitäten ohne ausreichende Möglichkeit zur Trockenlegung genannt (Hellwig et al 1995 (4), Hickel 1994). Die marginale Randdichtigkeit von GIZ-Restaurationen wird jedoch in mehreren Studien als weniger gut im Vergleich zu anderen Materialien eingeschätzt (Swift et al 1995, Friedl et al 1997, Hickel 1994, Abdalla et al 1997). Aufgrund der geringeren mechanischen Randfestigkeit soll die Kavität möglichst ohne dünn auslaufende Ränder gestaltet werden, um ein Ausbrechen der Ränder zu vermeiden (Hickel 1994). Weitere Nachteile stellen die Empfindlichkeit gegen Feuchtigkeit und Austrocknen während der Abbindephase, die Sprödigkeit, die niedrige Biegebelastbarkeit und Zugfestigkeit, die rauhe Oberfläche sowie die schlechte Transluzenz und damit die schlechteren ästhetischen Eigenschaften dar (Abdalla et al 1997, Hickel 1994, Gordon et al 1986, Prati et al 1989, Sidhu 1994). Den wesentlichen Vorteil stellt dagegen die Freisetzung von Fluoriden dar (Hickel 1994, Francci et al 1999, Tyas 1994). Eine Abwandlung der Glasionomerzemente bilden die **Hybridionomere**. Hybridionomere werden auch als kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente bezeichnet. Sie bestehen aus einer Kombination von Glasionomerzement- und Kompositanteilen und härten sowohl über die chemische Säure-Basenreaktion als auch über chemische oder lichtinitiierte Polymerisation aus (Abdalla et al 1997, Denehy et Vargas 1996). Diese Materialien besitzen verbesserte mechanische Eigenschaften und schneiden in Studien bezüglich der Randdichtigkeit unterschiedlich gut ab (Tyas 1995, Gladys et al 1998, Gladys et al 2001, Abdalla et al 1997). Die teilweise widersprüchlichen Ergebnisse lassen sich auf die unterschiedliche Materialzusammensetzung zurückführen, da der GIZ - und der Kunststoff-Anteil in den verschiedenen Produkten stark variieren kann (Hickel 1994). Die Farbstabilität und Oberflächenrauigkeit dieser Materialien ist noch unbefriedigend (Davis et al 1995, Gladys et al 1999, Folwaczny et al 2001 (2)). Insgesamt wurden die Glasionomerzemente und Hybridionomere im Bereich der Klasse-V-Kavitäten weitgehend von Kompomeren und Kompositen verdrängt. Aufgrund der guten Ästhetik, der überlegenen mechanischen und physikalischen Eigenschaften, der signifikant reduzierten Bruchgefahr und der

besseren Klebeverbindung zu Schmelz und Dentin konnten sich Kompomere und Komposite gegenüber Glasionomern und Hybridionomeren zunehmend durchsetzen (Abdalla et al 1997, Attin et al 1996, Denehy et Vargas 1996, Folwaczny et al 2001, Gladys et al 1997, Hickel et al 1998, Manhart et Hickel 1999).

Eine weitere Möglichkeit zur Versorgung zervikaler Defekte stellt die sogenannte **Sandwichtechnik** dar. Bei dieser Technik wird eine Unterfüllung aus Glasionomern mit einer darüber liegenden Schicht von Komposit angefertigt. Durch die geringere Volumengröße des Kompositanteils soll die Schrumpfung und damit die Randspaltbildung minimiert werden (Dietrich et al 1999, Hellwig et al 1995 (3), Hickel 1994, Prati et Montanari 1989). Einen Nachteil stellt hier die Verwendung von zwei verschiedenen Werkstoffen dar, wodurch eine aufwendigere Verarbeitung notwendig wird (Dietrich et al 1999). Da die Schrumpfkraft des Komposites die Haftkräfte des GIZ am Dentin übertreffen, kann es zum Abheben der GIZ Unterfüllung kommen (Hickel 1994, Reich 1992, Hänggi et al 1990). Die dadurch entstandenen Spalten können für die noch nicht abschließend geklärte Problematik von gelegentlichen Pulpareizungen nach Anwendung der Sandwichtechnik verantwortlich sein. Es wird vermutet, dass es durch den Spalt zwischen Dentin und GIZ zu Pumpeffekten auf die Dentinkanälchen kommt (McLean et al 1985, Kingsford Smith et al 1992). Die Ergebnisse bezüglich der Randspaltbildung sind nach Anwendung dieser Technik unterschiedlich. In einigen Studien schneidet die Sandwichtechnik besser ab gegenüber den reinen Kompositversorgungen (Dietrich et al 1999, Mehl et al 1994, Tyas 1995). In anderen Studien wurde hingegen nachgewiesen, dass die Sandwichtechnik in Bezug auf die Randspaltbildung der alleinigen Verwendung von Dentinadhäsiven und Kompositmaterialien nicht überlegen ist oder unter Umständen sogar schlechter abschneidet (Dietschi et al 1992, Friedl et al 1997, Krejci et Lutz 1991, Prati et Montanari 1989, Trushkowsky et Gwinnett 1996).

Kompomere stellen eine weitere Materialgruppe dar, mit der Zahnhalskavitäten versorgt werden können. Als polyalkensäuremodifiziertes Komposit liegen sie in der Materialzusammensetzung zwischen Hybridionomeren und Kompositen (Abdalla et al 1997, Attin et al 1996, Denehy et Vargas 1996, Klumpp 1999). Für die Anwendung dieses Materials zur Versorgung von Klasse-V-Kavitäten spricht die relativ geringe Anfälligkeit gegen Feuchtigkeit bei der Verarbeitung und die zahnfarbene Beschaffenheit des

Werkstoffes (Abdalla et al 1997, Denehy et Vargas 1996, Friedl et al 2000, Krämer 2001, Tyas 2000). Die ästhetischen Eigenschaften sind durch die rauhere Oberfläche und damit schlechtere Polierbarkeit der Kompomere nicht optimal und fallen etwas schlechter aus als bei Kompositversorgungen (Tyas 2000, Gladys et al 1997, Gladys et al 1999, Folwaczny et al 2000). Auch die Druck- und Biegebelastbarkeit, das Elastizitätsmodul und die Oberflächenhärte fallen für die Kompomere geringer aus als für die Komposite (Attin et al 1996, Schneider et al 2000). Als Nachteil für die dauerhafte Randdichtigkeit wird auch die langfristig auftretende ausgeprägte Aufquellung des Materials genannt (Klumpff 1999). Die Randdichtigkeit der Kompomere wird allgemein unterschiedlich gut beurteilt. In einigen Studien fällt sie ähnlich aus wie die von Kompositen in anderen wie die von Glasionomerkompositen (Friedl et al 2000, Folwaczny et al 2001(1), Gladys et al 1998, Gladys et al 2001).

Komposite bestehen aus einer Kombination aus organischer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllkörpern, letztere gehen über eine Silanverbindung eine feste chemische Verbindung mit der Matrix ein (Kultermann 2001, Guggenberger et Weinmann 2000). Diese Füllungsmaterialien galten ursprünglich wegen der mangelhaften Dentinhaftung als nicht indiziert für Restaurationen mit Randbereichen im Dentin (Hickel 1994, Kunzelmann et al 1993). Durch die Weiterentwicklung der Dentinhaftvermittler ist inzwischen eine strikte Beschränkung des Einsatzes von Kompositen in schmelzbegrenzten Kavitäten nicht mehr gerechtfertigt (Airoidi et al 1992, Krejci et al 1994, Schulte 2001, Hickel 2000, Swift et al 2001 (2), Tepel 1994). Die Komposite stellen durch ihre gute Ästhetik und die Möglichkeit der minimalinvasiven Defektversorgung eine gute Alternative zu den herkömmlichen Füllungsmaterialien, vor allem bei kleineren, nicht okklusionstragenden Defekten, dar (Hellwig et al 1995 (5), Hickel 2000, Kunzelmann et Hickel 2001, Estafan et al 1999). Für Klasse-V-Kavitäten werden sie mittlerweile standardmäßig eingesetzt (Dietschi et al 1992, Krejci et al 1991, Hansen 1992, Schulte 2001, Swift et al 2001 (2), Van Meerbeeck et al 1996). Der größte Nachteil dieser Materialien ist die ausgeprägte Polymerisationsschrumpfung, die regelmäßig zu Randspalten im Dentinbereich führt (Gladys et al 2001, Kultermann 2001). Hier setzt die aktuelle Forschung durch die Entwicklung neuer Dentinhaftvermittler und schrumpfungärmerer Komposite an, um weitere Verbesserungen zu erzielen (Crim 1989, Hasegawa et Retief 1993, Hickel 1994). Die Biegebelastbarkeit (MPa) von Kompositen liegt über der von GIZ und Kompomeren

(Attin et al 1996, Xu et al 2000). Zusätzlich besitzen sie eine ausgezeichnete Polierbarkeit und niedrigere Oberflächenrauigkeit (Attin et al 1996, Swift et al 2001 (1), Gladys et al 1997). Die Farbstabilität von Kompositen ist der von Kompomeren und GIZ überlegen (Attin et al 1998, Folwaczny et al 2000). Bei Untersuchungen der Randqualität schneiden sie unterschiedlich ab (Trushkowsky et Gwinnett 1996, Prati et Montanari 1989, Mehl et al 1994 , Gladys et al 2001, Folwaczny et al 2001(2), Friedl et al 1997, Friedl et al 2000, Settembrini 1997). Die unterschiedlichen Ergebnisse lassen sich zum Teil durch die differierende Zusammensetzung der verschiedenen Komposit- und Dentinadhäsivmaterialien und zum Teil durch die unterschiedliche Beschaffenheit der Zahnhartsubstanz erklären (Braem et al 1995, Crim et Schmidt 1993, Crim 1989, Fitchie et al 1992, Hasegawa et Retief 1993, Li et al 2000, Litkowski et Muslof 1992, Settembrini et al 1997, Van Meerbeeck et al 1996).

2.2 Adhäsive Füllungswerkstoffe

Adhäsiv (von lat. adhere = anheften, kleben) bezeichnet den Verbund zweier Stoffe oder Festkörper durch einen Haftvermittler. Im Bereich der Zahnmedizin werden hiermit die durch Klebetechnik gekennzeichneten Restaurationsmethoden bezeichnet. Konventionelle Füllmaterialien mussten durch die Schaffung mechanischer Haftmechanismen, wie die Präparation von Unterschnitten, Verkeilung oder Friktion zum Halten in den Kavitäten gebracht werden. Durch die Möglichkeit, Füllungsmaterialien adhäsiv am Zahn zu befestigen, konnte die Technik der restaurativen Zahnheilkunde revolutioniert werden. Die minimalinvasive Zahnmedizin, die maximal Zahnhartsubstanz schonend arbeitet, konnte sich etablieren (Frankenberger 2001, Touati et al 2001, Wollmarker 1999).

2.3 Schmelzhaftung

Die Schmelzoberfläche ist relativ glatt und besitzt eine eher geringe Oberflächenenergie. Diese Charakteristika stehen der Erzeugung eines stabilen adhäsiven Verbundes entgegen. Um den Füllungswerkstoff auf der Schmelzoberfläche adhäsiv zu befestigen, ist deshalb die vorhergehende chemische Konditionierung notwendig. Von Buonocore wurde dazu 1955 die Säure-Ätz-Technik beschrieben. Durch diese Technik wird die Haftung von

Restaurationsmaterialien am Schmelz durch die Schaffung mikromechanischer Retentionen ermöglicht (Buonocore 1955, Touati et al 2001, Frankenberger 2001, Perdigao et al 2000, Gordan et al 1998).

Die konventionellen Schmelzadhäsivsysteme bestehen aus einer Säure zur Schmelzätzung, meistens in Form von Phosphorsäure als Gel, und einem ungefüllten oder gering gefülltem, niedrigviskösem Bonding aus großmolekularen Diacrylaten (Lutz et al 1993, Klaiber 1998, Kultermann 2001, Perdigao et al 2000).

Durch die Schmelzätzung wird die oberste Schmelzschicht angelöst. Die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und der Peripherie lässt ein **retentives Ätzmuster** entstehen. Diese durch selektives Auflösen der Schmelzprismen entstandene Oberflächenmorphologie stellt eine optimale Voraussetzung für eine mikromechanische Verankerung der Kompositrestauration dar. Durch die Aufrauung wird die **Oberfläche** zusätzlich **vergrößert**, was sich ebenfalls positiv auf den adhäsiven Verbund auswirkt. Zusätzlich wird die **Oberflächenspannung erhöht**, so dass das Bondingmaterial die Oberfläche besser benetzen kann (Airoldi et al 1992, Frankenberger 2001, Touati et al 2001, Perdigao et al 2000).

Zwischen Schmelz und Bonding entsteht eine innige Verzahnung, es erfolgt eine Ausbildung von Zotten (sogenannten tags) in den Schmelzporositäten (Hellwig et al 1995, Perdigao et al 2000). Dies führt zu einem Verbund, der ausreicht, um den durch die Polymerisation induzierten Kräften entgegenzuwirken. Mit der Bondingschicht kann wiederum das hydrophobe Kompositmaterial eine chemische Verbindung eingehen (Wollmarker 1999). Die Verbindung zwischen Schmelz und Komposit erreicht Haftwerte von meist über 16 MPa (Touati et al 2001). Allerdings kann eine Verunreinigung der konditionierten Schmelzoberfläche durch Speichel oder Blut zu einem mangelhaften Verbund führen (Borem et Feigal 1992).

An den nicht okklusalen Flächen des Zahnes kann durch eine leichte Anshrägung von 0,5-1 mm im Schmelz eine zusätzliche Verbesserung der Schmelzhaftung erreicht werden. Dadurch wird eine weitere Oberflächenvergrößerung des Schmelzanteiles erreicht und zusätzlich die Schmelzprismen in einem günstigeren Winkel angeschnitten. Bei senkrecht zum Schmelz auslaufender Präparationsgrenze an approximalen, lingualen oder

vestibulären Flächen werden die Schmelzprismen parallel angeschnitten. Eine Anshragung in diesen Bereichen führt zu einem senkrechten Anschnitt der Schmelzprismen. Dies führt in der Folge zu einer verbesserten Haftkraft und Randdichtigkeit (Hilton et Ferracane 1999, Dietschi et Herzfeld 1998, Crawford et al 1987, Hugo et al 1992, Hoelscher et al 2000).

2.4 Dentinhaftung

Um einen ausreichenden Verbund zwischen der hydrophilen Dentinoberfläche und der hydrophoben Kompositoberfläche zu erreichen, wurden die Dentinadhäsivsysteme entwickelt. Das größte Hindernis, um einen ausreichenden Verbund zwischen beiden Substanzen zu erreichen, liegt in der Struktur des Dentins begründet. Im Gegensatz zum Schmelz weist das Dentin durch die mit Flüssigkeit gefüllten Dentintubuli immer eine gewisse Feuchtigkeit auf. Zusätzlich besteht das Dentin nur zu ca. 45% aus anorganischen Substanzen. Außerdem entsteht beim Präparieren eine Schmierschicht auf der Oberfläche. Diese Voraussetzungen erschweren die Erzeugung eines stabilen Verbunds zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz erheblich (Haller 2000, Airoidi et al 1992, Frankenberger 2001, Kultermann 2001, Tepel 1994, Touati et al 2001, Hellwig et al 1995, Gordan et al 1998, Pashley et Carvalho 1997).

2.4.1 Einteilung der Dentinadhäsivsysteme

Die Adhäsivsysteme können auf unterschiedliche Weise gegliedert werden, Die gebräuchlichste Klassifikation ist die **Unterscheidung nach der Behandlung der Schmierschicht**: Erhalt, Modifizierung oder Entfernung der Schmierschicht.

Die Schmierschicht entsteht durch die Bearbeitung des Dentins mit Schleifkörpern beim Präparieren oder Excavieren der Zahnkavität. Sie besteht aus Apatit- und Kollagenbruchstücken, die auch die Dentinkanälchen verblocken (Klaiber 1998, Hellwig et al 1995, Haller 2000, Kultermann 2001, Pashley et Carvalho 1997). Die Schmierschicht ist mechanisch instabil und bakteriell kontaminiert. Aus diesem Grund wird heute überwiegend die Entfernung oder Modifizierung der Schmierschicht angestrebt (Hickel

1994, Kultermann 2001, Touati et al 2001, Wieczkowski et al 1992, Wollmarker 1999, Gordan et al 1998, Pashley et Carvalho 1997).

Bei dem **Erhalt der Schmierschicht**, wird diese durch Dentinhaftvermittler mit hydrophilen Monomeren stabilisiert. Das Monomer dringt jedoch nur oberflächlich in die Schmierschicht ein. Durch die schlechte Haftung der Schmierschicht am Dentin ist der Verbund zwischen Dentin und Komposit in der Regel unbefriedigend (Frankenberger 2000, Hellwig et al 1995, Van Meerbeeck et al 1992).

Die **Modifizierung der Schmierschicht** beinhaltet ein teilweises Auflösen der Schmierschicht durch Dentinhaftvermittler mit Hilfe von demineralisierenden Bestandteilen (z. B. maleinsäurehaltige Primer). Durch das Anlösen der Schmierschicht kann das Monomer bis in die Dentinkanälchen penetrieren. Beim Trocknen kommt es zu einer teilweisen Wiederausfällung der Schmierschicht (Hellwig et al 1995, Klaiber 1998, Van Meerbeeck et al 1992).

Die **Entfernung der Schmierschicht** erfolgt üblicherweise durch Ätzen des Dentins mit nachfolgendem Absprühen der aufgelösten Schmierschicht. Es kommt zu einer vollständigen Auflösung und Entfernung der Schmierschicht mit Öffnung der Dentintubuli. Das Dentin wird hierdurch oberflächlich demineralisiert und es kommt zur Freilegung von Kollagenfasern. Die Dentinadhäsive penetrieren in die Kollagenschicht und in die Dentinkanälchen. Aus dem ausgehärteten Bondingmaterial entstehen in den Dentintubuli Zapfen (tags). Das vom flüssigen Haftvermittler infiltrierte Kollagengeflecht bildet eine Verbundschicht, die so genannte Hybridschicht (Nakabayashi et al 1982, Van Meerbeeck et al 1992, Hellwig et al 1995). Durch das Entfernen der Schmierschicht soll analog der Schmelzhaftung auch im Dentin eine mikro-mechanische Verankerung in den Dentinkanälchen erreicht werden.

Eine weitere Klassifikation der Adhäsivsysteme berücksichtigt die **Anzahl der Behandlungsschritte** (Ein-Schritt/one-step- bzw. Mehr-Schritt/multi-step-Systeme), oder die **Komponentenanzahl** (Ein-Flaschen-Systeme/one-bottle im Gegensatz zu Mehr-Flaschen-Systemen/multi-bottle). Der Trend geht hierbei zu einer Vereinfachung der Anwendung durch Kombination einzelner Komponenten. Die Verringerung der Anzahl von Arbeitsschritten bzw. der Systemkomponenten soll zu einem Zeitvorteil führen und

dazu beitragen, die Fehleranfälligkeit der Behandlungsschritte zu reduzieren (Haller 2000, Kultermann 2001, Perdigao et al 2000, Touati et al 2001).

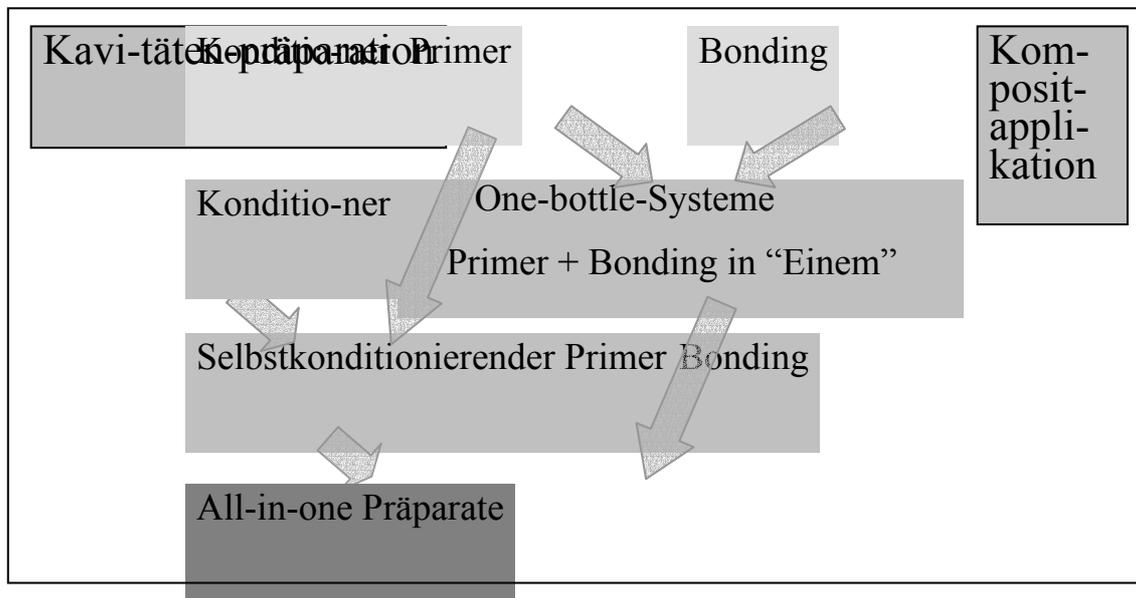


Abb. 2: Graphik: Dentineadhäsive, Einteilung nach Anzahl der Systemkomponenten (Übersicht modifiziert nach Klaiber 1998, Kultermann 2001)

Eine weitere Einteilung der Dentineadhäsivsysteme basiert auf der **chronologischen Entwicklung der Dentinehaftvermittlersysteme**. Dabei werden die Dentinehaftvermittler nach der Entwicklungsgeneration eingeteilt (Frey 2000, Kultermann 2001).

Zunächst wurde der Versuch unternommen, wie bei der Schmelzhaftung, durch Entfernung der Schmierschicht ohne Verwendung von spezifischen Dentinehaftvermittlern nur durch Auftrag des hydrophoben Bondings eine ausreichende Haftung zu erzielen. Das Resultat bestand in einem mangelhaften Verbund zum Dentin (Haller 2000, Touati et al 2001). Einzelne Autoren beziehen diese Technik in die Generationenrechnung als erste Generation der Haftvermittler mit ein (Frey 2000, Frankenberger 2001) und zählen statt dessen die im folgenden als erste Generation genannte der zweiten Generation hinzu.

- **Erste Generation:** Entwicklung von Phosphateestern, die über ionische Bindungen mit Kalziumionen in der Schmierschicht und der Dentineoberfläche reagieren sollen. Aus diesem Grund wurde das Belassen der Schmierschicht empfohlen. Die erzielten Haftwerte waren unbefriedigend. Hydrolytische Zersetzungsprozesse der Phosphatester

und im Bereich der Schmierschicht verschlechterten zusätzlich den Verbund (Touati et al 2001, Frankenberger 2000, Pashley et Carvalho 1997).

- **Zweite Generation:** Entwicklung von Monomeren (z. B. Isocyanat), die eine Infiltration der Schmierschicht und ein Ankoppeln an die Schmierschicht ermöglichen sollten. Erreicht wurde ein mangelhafter Verbund mit unzureichenden Haftwerten von ca. 2-5 MPa aufgrund des schlechten Verbundes der Schmierschicht mit dem Dentin. Auch hier fand eine zusätzliche Beeinträchtigung der Haftkraft durch hydrolytische Prozesse in der Schmierschicht statt (Frankenberger 2000, Frey 2000, Perdigao et al 2000, Touati et al 2001).
- **Dritte Generation:** Einführung der selektiven Schmelzrandätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure mit nachfolgendem Absprühen. Konditionierung der Dentinbereiche mit selbstätzenden Primern (z. B. mit 1-4% Maleinsäure versetzt), durch welche die Schmierschicht aufgelöst und die oberflächlichen Dentinbereiche demineralisiert werden. Das freiliegende Kollagen wird imprägniert und Bonding kann einfließen. Durch Verdunsten des Primers fällt die aufgelöste Schmierschicht anschließend wieder aus und wird in die Hybridschicht mit eingebaut. Die aufwendige und zum Teil schwierige Anwendung durch das selektive Ätzen führte zu weiteren Entwicklungsschritten bei den Dentinadhäsiven, obwohl durch diese Technik erstmals tolerable Haftwerte und eine bessere Dentinversiegelung erreicht wurden (Frankenberger 2000, Frey 2000, Touati et al 2001).
- **Vierte Generation:** Einführung der „Total-etch“-Technik (Fusayama et al 1979, Frankenberger 2001) mit vollständiger Entfernung der Schmierschicht. Als Dentinadhäsive kommen Mehrkomponenten-Systeme (multi-bottle) zum Einsatz. Üblicherweise 1. Ätzel (Konditioner), 2. Primer / Adhäsiv 3. Bond. Der Primer behandelt die demineralisierte Dentinoberfläche vor. Wegen der Gefahr des Übertrocknens und dem daraus folgenden Kollabieren des Kollagennetzwerkes (Pashley et al 1993) erfolgte die Entwicklung des „Wet-Bondings“ und „Rewettings“. Es werden die bisher höchsten Haftwerte von 20-30 MPa erreicht (Frankenberger 2000, Frey 2000, Touati et al 2001, Perdigao et al 2000).

- **Fünfte Generation:** Ziel dieser Generation ist es, durch eine reduzierte Anzahl von Anwendungsschritten und Komponenten die klinische Applikation zu vereinfachen. Systeme, die die „Total-etch“-Technik verwenden (mit Absprühen des Konditioners) oder selbstkonditionierende Adhäsive (ohne Absprühen) sind in dieser Generation vertreten. Häufig kommen Ein-Flaschen-Systeme (one-bottle) mit mehreren Arbeitsschritten (multi-step) in dieser Generation vor. Es werden gute Haftwerte erreicht, obwohl diese im Durchschnitt noch etwas schlechter sind als bei den multi-bottle Systemen der vierten Generation (Touati et al 2001, Perdigao et al 2000, Frey 2000, Frankenberger 2000, Frankenberger 2001).
- **Sechste Generation:** All-in-one Systeme ohne separaten Konditioner, mit nur einem Arbeitsschritt werden angestrebt. Die Instabilität einzelner Bestandteile macht aber die Aufbewahrung in nur einer Flasche unmöglich und dadurch ein Anmischen direkt vor dem Auftrag nötig (Frankenberger 2000, Frey 2000, Haller 2000). Ob hiermit schon die Einführung einer neuen Generation gerechtfertigt ist, wird unterschiedlich beurteilt. Es sind zwar schon All-in-one Systeme auf dem Markt vertreten, aber diese Systeme gelten als relativ stark techniksensitiv. Meist wird außerdem ein mehrfacher Auftrag empfohlen. Aus diesem Grund führen einige Autoren diese Gruppe bisher noch als zur fünften Generation gehörig oder ohne genauere Einteilung (Touati et al 2001, Frankenberger 2001, Haller 2000).

Weitere **Klassifikationen** basieren auf der **chemischen Zusammensetzung der Adhäsivsysteme:**

- Einteilung nach den enthaltenen Lösungsmitteln (Wasser, Aceton, Ethanol),
- nach gefülltem / ungefülltem Bonding,
- nach - abhängig von den Inhaltsstoffen- empfohlenem „Wet-“ oder „Dry-Bonding“,
- nach chemisch- (bzw. nur zu trocknendem) oder lighthärtendem Bonding, oder
- Einteilung nach Art der Demineralisation (Phosphorsäure, Maleinsäure, saure Monomere) (Kultermann 2001, Swift et al 2001 (2), Perdigao 2000).

2.4.2 Bestandteile der Adhäsivsysteme

A) Konditioner: Als Konditionierungsmittel wurden im Laufe der Zeit verschiedene Säuren verwendet wie Zitronensäure, 10–40% Phosphorsäurelösungen oder -Gele, Maleinsäure, Oxalsäure, Salpetersäure oder methacrylierte Phosphorsäureester (Klaiber 1998, Touati et al 2001, Haller 2000, Pashley et Carvalho 1997). Auch Komplexbildner wie EDTA kommen zum Einsatz (Klaiber 1998, Hellwig et al 1995, Retief et al 1992).

B) Primer: Die Primer bestehen aus hydrophilen oder amphiphilen Monomeren (HEMA, 4-META), welche in einem Lösungsmittel (Aceton, Wasser oder Ethanol) gelöst sind (Pashley et Carvalho 1997). Des Weiteren können Zusatzstoffe wie z. B. Glutaraldehyd zur Stabilisierung der Kollagenfasern oder Initiatoren für die Lichtpolymerisation enthalten sein (Klaiber 1998, Hellwig et al 1995).

(A+B) Selbstkonditionierende Primer: Diese Primer enthalten zusätzlich saure Monomere (Maleinsäure-, Oligomaleinsäure-Methacrylate) und organische (z. B. 0,8-4%-Maleinsäure) oder anorganische Säuren, welche die Schmierschicht auflösen können (Klaiber 1998, Haller 2000, Hellwig et al 1995).

C) Bondingmaterialien: Diese Substanzen sind dünnfließende Kunststoffe aus meist un- oder geringgefüllten Diacrylaten wie z. B. Bis-GMA oder UDMA, weitere Zusätze wie Initiatoren, TEGDMA zur Viskositätsminderung, HEMA für eine bessere Benetzbarkeit können zusätzlich enthalten sein (Klaiber 1998).

(A+B+C) Selbstkonditionierende, selbstprimende Bondingmaterialien: Hier schaffen saure Monomere (z. B. Pyrophosphate) ein Ätzmuster im Schmelz und konditionieren die Dentinoberfläche (Perdigao 2000, Frankenberger 2001).

2.4.3 Wirkungsmechanismen der Dentinhaftung

Als Haftmechanismen werden beim Kunststoff-Dentinverbund mikromechanische Verankerungen und chemische Verbundmechanismen angenommen.

Die **mikromechanische Verankerung** soll hauptsächlich durch das Eindringen der Monomere in das partiell demineralisierte Dentin erfolgen (**Verzahnung**). Durch die

Monomere in den freigelegten Kollagenfasern soll es zusätzlich zu einer **Verklettung** kommen (Klaiber 1998). Des Weiteren bilden die Monomere in den Dentinkanälchen Zotten (tags, **Zapfenbildung**) oder sie sind bei Erhalt der Schmierschicht in dieser verankert (Klaiber 1998, Van Meerbeek et al 1992, Pashley et al 1993, Van Meerbeek et al 2000).

Der **chemische Verbund** soll einerseits durch Ionenbindungen an Kalzium und andererseits durch kovalente Bindung an das Kollagengeflecht entstehen (Klaiber 1998, Touati et al 2001).

Die klassische Form der Dentinhaftung ist die Entfernung der Schmierschicht durch einen **Konditioner**, also die Vorbehandlung des Dentins durch Säuren oder Komplexbildner (Frankenberger 2001, Swift et al 2001). Durch diese Konditionierung entsteht eine gesäuberte Oberfläche mit freiliegendem Kollagenetzwerk und mehr oder weniger offenen Dentintubuli (abhängig von dem verwendeten Primer oder Konditioner) (Van Meerbeek et al 2000). Als nächstes folgt der Auftrag eines **Primers** gefolgt von einem **Bonding** (Swift et al 2001, Frankenberger 2001, Van Meerbeek et al 2000). Der amphiphile Primer soll an die hydrophilen Kollagenfasern anbinden und mit seinem hydrophoben Ende eine Verbindung zum hydrophoberen Bonding ermöglichen. Primer und Bonding penetrieren in das freiliegende Kollagen auf der demineralisierten Dentineoberfläche (Haller 2000, Pashley et Carvalho 1997, Van Meerbeek et al 1992, Van Meerbeek et al 2000). Diese Zone aus polymerisiertem Kunststoff und eingeschlossenen Kollagenfibrillen wird als "Hybridschicht" (Nakabayashi et al 1982, Kultermann 2001) oder Interdiffusions-Zone (Van Meerbeek et al 1992) bezeichnet (Perdigao et al 2000, Touati et al 2001). Die Monomere des Bondings dringen zusätzlich auch in die eröffneten Dentintubuli ein und bilden hier mikromechanische Retentionen. Beim Polymerisieren entstehen in den Dentinkanälchen die sogenannten "Kunststofftags", die auch untereinander durch Anastomosen verbunden sein können (Haller 2000, Pashley et Carvalho 1997, Van Meerbeek 2000).

Obwohl unzählige Untersuchungen zu der Dentinhaftung vorliegen, ist der Haftmechanismus noch nicht vollständig geklärt (Armstrong et al 1998, Haller 1995, Touati et al 2001, Perdigao et Lopes 2001). Als Hauptmechanismus wird jedoch die mikromechanische Retention im Bereich des intratubulären Dentins und die Bildung der

Hybridschicht angenommen (Haller et al 1995, Hickel 1994, Touati et al 2001, Gwinnett 1994, Van Meerbeck et al 1992, Perdigao et Lopes 2001). Ob und in wie weit die Ausbildung der Kunststoffzapfen (Resintags) und deren Länge einen Einfluss auf die Haftkraft haben, oder ob tatsächlich chemische oder kovalente Bindungen bestehen wird in verschiedenen Studien unterschiedlich beurteilt (Van Meerbeck et al 2000, Pashley et al 1993, Van Meerbeck et al 1992, Schuckar et Geurtsen 1997, Shinci et al 2000, Touati et al 2001). Eine Haftkraft von ca. 20 MPa wird von manchen Autoren als ausreichend angesehen, um den Kräften der Polymerisationsschrumpfung standzuhalten (Retief et al 1994, Ianzano et Gwinnett 1993). Andere Autoren sind unschlüssig, welche Haftkraft benötigt wird, um eine Retention des Füllungsmaterials in der Kavität zu bewirken, und außerdem einen dichten Randschluss zu gewährleisten (Haller 2000, Touati et al 2001, Schuckar et Geurtsen 1997, Perdigao et Lopes 1999).

2.4.4 Mögliche Anwendungsfehler bei den Dentinadhäsivsystemen

Als großes Problem der Dentinhaftung wird die sehr hohe Anfälligkeit gegen Anwendungsfehler bei den Arbeitsschritten angesehen (Frankenberger 2001, Wollmarker 1999, Tay et al 1995). Durch Fehler im Behandlungsablauf kann der adhäsive Verbund unvollständig oder vermindert sein (Touati et al 2001, Kultermann 2001, Lambrechts et al 2001, Frankenberger 2000). Mögliche Ursachen für das Scheitern des adhäsiven Verbundes stellen z. B. Überätzung oder Übertrocknung der Dentinoberfläche, Kontamination der Kavitätenoberfläche mit Blut oder Speichel, eine zu kurze Einwirkzeit von Primer oder Adhäsiv sowie eine unvollständige Polymerisation des Bondingmaterials oder auch des Komposites dar (Frankenberger 2000, Klaiber 1998, Kunzelmann et Hickel 2001, Lambrechts et al 2001, Tay et al 1995, Wollmarker 1999).

2.4.5 „Total-etch“-Technik

Die Technik des „Total-etch“ wurde erstmals 1979 von Fusayama et al beschrieben (Touati et al 2001, Perdigao et al 1998, Ianzano et Gwinnett 1993). Die Bezeichnung „total-etch“ steht für eine vollständige Konditionierung der Schmelz- und Dentinoberfläche in einem Schritt. Dies bedeutet im Dentin wird mit der völligen Entfernung der Schmierschicht

gearbeitet. Üblicherweise wird dies durch Ätzung der Kavität mit Orthophosphorsäure mit nachfolgendem Absprühen erreicht, wobei die gesamten Kavitätenwände mit einbezogen werden. Die meisten Produkte empfehlen eine Ätzung der Kavität zwischen 15 – 20 Sekunden mit ca. 35%igem Phosphorsäuregel, um die Schmierschicht völlig zu beseitigen und damit das Kollagenetzwerk freizulegen, aber die Dentintubulis nicht zu sehr zu öffnen. (Haller et al 2001, Haller 2000, Frankenberger 2001, Retief et al 1992, Zidan et al 1991).

Das Gegenstück zur „Total-etch“-Technik stellt die selektive Schmelzätzung dar, hierbei ist der Auftrag des Konditioners nur auf den Schmelzrand beschränkt. Aufgrund der Kavitätenform kann das alleinige Auftragen des Konditioners auf den Schmelz aber Schwierigkeiten bereiten und wird als aufwendig und zeitraubend bewertet (Haller 2000, Frankenberger 2001, Dietrich et al 1992). Aus diesen Gründen findet die selektive Schmelzätzung bei den neueren Adhäsivsystemen kaum noch Anwendung (Haller 2000, Kultermann et Ramil 2001, Pashley et al 1993, Retief et al 1993).

2.4.6 „Wet-Bonding“-Technik

Die Bezeichnung „Wet-Bonding“ oder „Moist-Bonding“ steht für eine Variante der Adhäsivtechnik, bei der auf eine übermäßige Trocknung der Dentinoberfläche (Dry-Bonding) vor der Applikation des Dentinadhäsivs verzichtet wird (Haller 2000, Ianzano et Gwinnett 1993, Pashley et al 1993, Gwinnett 1992). Nach Anwendung der „Total-etch“-Technik sind die Dentintubulis eröffnet und auf der Dentinoberfläche liegt ein Kollagenetzwerk frei, dessen Mikroporositäten zwischen den einzelnen Fasern mit Wasser gefüllt sind (Gwinnett 1992, Van Meerbeck et al 1992, Pashley et al 1993, Perdigao et al 2000). Ein Trocknen der Oberfläche führt zum Verdunsten des Wassers. Das Kollagenetzwerk fällt nachfolgend in sich zusammen (Haller 2000, Pashley et al 1993, Tay et al 1998, Perdigao et al 1995). Die Penetration des Dentinadhäsivs und des Bondingmaterials in die Mikroporositäten und Dentintubuli wird erschwert und die Ausbildung von Kunststofftags in den Dentinkanälchen kann nicht oder nur vermindert erfolgen (Haller 2000, Gwinnett 1994, Pashley et al 1993, Tay et al 1996, Tay et al 2000). Hierdurch wird die Haftkraft der Komposite am Dentin erheblich negativ beeinflusst (Gwinnett 1994, Ritter et al 2000, Tepel 1994).

Durch das „Wet-Bonding“ soll eine Übertrocknung des Dentins und damit ein Kollabieren der Kollagenfasern verhindert werden (Perdigao et al 2000, Pashley et al 1993, Gwinnett 1994, Tay et al 1996, Tay et al 2000). Der Begriff „wet“ wird hier nicht im Sinne von nass, sondern von feucht verwendet und beinhaltet nur den Erhalt der natürlichen Feuchtigkeit des Dentins und keinesfalls Flüssigkeiten wie Speichel oder Blut (Haller 2000, Touati et al 2001). Da die Räume zwischen den Kollagenfibrillen durch Wasser offen gehalten werden, reagieren die Adhäsivsysteme entsprechend ihrer Zusammensetzung unterschiedlich. Adhäsivsysteme auf Wasserbasis scheinen gegen die Übertrocknung des Dentins weniger empfindlich zu sein als acetonhaltige Adhäsive (Haller 2000, Gwinnett 1994, Tay et al 1996(3), Tay et al 1998).

2.4.7 „Rewetting“-Technik

Eine optimale Ausbildung der Hybridschicht mit vollständiger Penetration des Bondings zwischen die Kollagenfasern ist nur möglich, wenn die Porositäten zwischen den Kollagenfibrillen offen erhalten bleiben (Gwinnett 1994, Haller 2000, Tay et al 1998). Da einige Behandler ein Trocknen der Kavität bevorzugen, um die Schmelzoberfläche auf ein ausreichendes Ätzmuster zu kontrollieren, wurde die Technik des „rewetting“ eingeführt (Gwinnett 1994, Perdigao et al 1998). Nach dem Konditionieren, Absprühen und Trocknen werden die kollabierten Kollagenfasern wieder neu aufgeschwemmt und somit die Mikroporositäten dem Primer und Bonding wieder zugänglich gemacht. Damit wird die Diffusion des Adhäsivsystems in die Tiefe der Dentinkanälchen vollständig ermöglicht und ein optimaler Verbund zwischen Zahn und Restauration kann erreicht werden (Gwinnett 1994, Perdigao et al 1998, Tay et al 1998).

Zur Wiederbefeuchtung der Dentinoberfläche kommen als „rewetting“-Agentien wässrige Hydroxyethyl-Methacrylat Lösung (HEMA) (Pashley et al 2000, Tay et al 1998, Tepel 1994, Manhart et al 2000), Leitungswasser (Gwinnett 1994), destilliertes Wasser, Glutaraldehyd-Lösungen oder Alkoholische-Lösungen (z.B. Ethanol, Methanol) zur Anwendung (Tay et al 1997, Ritter et al 2000, Pashley et al 2001). Die Wirksamkeit des „rewetting“ fällt bei den verschiedenen Mitteln unterschiedlich aus. Den entscheidenden Faktor scheint der Wasseranteil oder die Wasserstoff-Bindungsfähigkeit der verwendeten Lösungen zu bilden (Gwinnett 1994, Tay et al 1996, Pashley et al 2001). Allerdings wird

im Zusammenhang mit „Rewetting“-Lösungen auch die Gefahr einer zu großen Anfeuchtung der Oberfläche genannt („overwet“-Phänomen). Dieses Phänomen verursacht eine Reduktion der Haftkräfte (Tay et al 1996 (1), Tay et al 1997).

2.5 Komposite

Die Komposite bilden eine Materialgruppe plastischer, meist zahnfarbener Füllungsmaterialien. Die Komposite sind aus verschiedenen Stoffen zusammengesetzt und enthalten polymerisationsfähige Monomerverbindungen (Hellwig et al 1995, Grützner et Pflug 1999). Durch Lichthärtung oder chemische Härtung entsteht aus den Monomeren ein polymeres Netzwerk, in das oberflächenmodifizierte Füllerpartikel eingebunden sind (Hellwig et al 1995, Grützner et Pflug 1999).

2.5.1 Bestandteile der Komposite

Die **Hauptbestandteile** sind:

- eine organische Matrix (meist auf Methacrylatbasis Bis-GMA, TEGDMA, UDMA) und
- anorganische Füllkörper (silanisierte Quarz-, Glas-, oder Keramikpartikel, SiO₂, Zirkondioxidfüllkörper, sphärische gesinterte Mischoxide) (Lovell et al 1999, Kultermann 2001, Ferracane 1999, Hellwig et al 1995, Kunzelmann et Hickel 2001).

Weitere Bestandteile sind:

- Photoinitiatoren (z. B. Kampherchinon)
- Pigmente und
- Stabilisatoren (Kultermann 2001, Ferracane 1999, Hellwig et al 1995).

Die Inhaltsstoffe können je nach Anwendungsgebiet stark variieren. So gibt es z. B. dünnfließende Komposite mit geringerem Füllkörperanteil oder hochvisköse „stopfbare“ Komposite mit hohem Füllstoffgehalt. Darüber hinaus können lichthärtende, dualhärtende

oder chemischhärtende Komposite unterschieden werden (Kultermann 2001, Ferracane 1999, Hellwig et al 1995).

In der Forschung werden weiterhin neue Monomere und Füllkörper für den Einsatz in Komposit-Werkstoffen untersucht. Dadurch sollen die Materialeigenschaften verbessert werden. Die Hauptziele sind:

- eine reduzierte Polymerisationsschrumpfung,
- eine verbesserte Aushärtung,
- eine verringerte Wasserlöslichkeit,
- eine erhöhte Stabilität der Komposite und
- die Verhinderung der Bildung von Sekundärkaries (Lovell et al 1999, Ferracane 1999, Guggenberger et Weinmann 2000, Kunzelmann et Hickel 2001).

Zu den Neuen, in diesem Zusammenhang untersuchten Materialien gehören zum Beispiel poröse Füllkörper, Faserkomponenten (Glasfasern), expandierende Monomerverbindungen wie Spiroorthocarbonate (SOC), ringförmige Monomere wie Silorane, die zu linearen Ketten auspolymerisiert werden, Diepoxide, Polyole, Vinylcyclopropane (VCP), Flüssigkristallmonomere, stark hydrophobe Monomere wie CH₃-bis-GMA und 3F Bis-GMA, Bis-EMA und antibakterielle Monomere wie MDPB. Die meisten dieser Stoffe finden noch keine routinemäßige Verwendung in handelsüblichen Kompositen und müssen sich erst noch in Studien bewähren. Es lässt sich aber absehen, dass die Stoffgruppe der Komposite weiterhin einer rasch fortschreitenden Entwicklung unterliegen (Ferracane 1999, Imazato et al 1994, Kunzelmann et Hickel 2001, Krampe 2000, Guggenberger et Weinmann 2000, Xu et al 2000).

2.5.2 Einteilung der Komposite

Eine Einteilung der Komposite kann nach mehreren Kriterien erfolgen:

- nach der Größe der Füllkörper (ca. 0,04-20µm) und der Zusammensetzung der Füllkörper (Makrofüller-, Mikrofüller-Komposite, Hybridkomposite),
- nach dem absoluten Füllkörperanteil (zwischen ca. 40-80% Gewichtsanteil, hochgefüllte, niedriggefüllte Komposite) oder
- nach dem Füllkörpersystem (Quarz + SiO₂, Kompakte Gläser + SiO₂, + poröse Gläser, + ionenfreisetzende Füllkörper, + Fasern, + sphärische, gesinterte Mischoxide, Zirkonoxidfüllkörper),
- nach dem Aushärtemodus (dualhärtend, lichthärtend, chemischhärtend),
- nach der Viskosität (dünnfließend, stopfbar, bzw. niedrig-, hochviskös) oder
- nach der vorwiegenden funktionellen Matrixgruppe (reine Methacrylate, säuremodifizierte Methacrylate, ringöffnende Epoxide) (Kultermann 2001, Kunzelmann et Hickel 2001, Ferracane 1999).

2.6 Künstliche Restorationsalterung

Um die Anforderungen, denen Restaurationen in der Mundhöhle standhalten müssen, zu simulieren, werden bei In-vitro-Studien Verfahren zur künstlichen Restorationsalterung herangezogen. Hierbei wird die Restorationsgrenze nicht alleine nach dem Legen der Füllung untersucht, sondern die Probe wird thermischen oder mechanischen Belastungen ausgesetzt. Die Randqualität oder auch die Veränderung der Randqualität wird nach Durchlaufen dieser Tests erfasst (Mehl et al 1994, Krejci et Lutz 1991, Mandras et al 1990, Airoidi et al 1992, Blunk 1988, Santini et al 2000).

Zur künstlichen Restorationsalterung stehen verschiedene Verfahren zur Verfügung. Alleine die **Lagerung** der Proben über einen bestimmten Zeitraum kann eine Belastung für

die Restauration darstellen (Haller et al 1993, Mixson et al 1993, Thonemann et al 1995). In Wasser oder wässrigen Lösungen kann es zu Quellungen oder zum Herauslösen von Bestandteilen des Füllungsmaterials oder des Adhäsivsystems kommen (Ferracane 1999, Petrou 1990, Wendt et al 1992).

Die **Thermowechselast** stellt eine Methode dar, die üblicherweise zur Restaurationsalterung bei Klasse-V-Kavitäten verwendet wird (Airoldi et al 1992, Crim 1993, Krejci et Lutz 1991, Mehl et al 1997, Trushkowsky et Gwinnett 1996, Santini et al 2000, Swift et al 1996). Die Proben werden abwechselnd in zwei Bädern mit unterschiedlich temperierten Lösungen getaucht. Die Temperaturen der Tauchbäder liegen für diese Testmethode zwischen 0°C und 60°C (meist 5°C und 55°C), da diese Werte als minimal und maximal tolerierbare Temperaturen in der Mundhöhle angenommen werden (Wendt et al 1992, Rossomando et al 1995). Das Medium in den Tauchbädern kann aus normalem Leitungswasser oder aus Farblösungen (z.B. Fuchsin oder Methylenblau) bestehen (Dietrich et al 1999, Scherer et al 1990, Prati et Montanari 1989, Tsunekawa et al 1992, Davidson et Abdalla 1994, Rigsby et al 1990). Die verwendete Zyklenanzahl variiert zwischen 100 und 5000 (Airoldi et al 1992, Crim et Chapman 1986, Davidson et Abdalla 1994, Dietrich et al 1999, Litkowski et Muslof 1992, Prati et Montanari 1999, Scherer et al 1990, Smith et al 1991, Tsunekawa et al 1992). Die Eintauchzeiten liegen zwischen 15 und 120 Sekunden (Airoldi et al 1992, Krejci et Lutz 1991, Wendt et al 1992, Rossomando et al 1995). Die Thermowechselast soll die unterschiedlichen Temperaturen in der Mundhöhle simulieren, die durch das Einnehmen von heißen und kalten Speisen verursacht werden (Wendt et al 1992). Die Belastung der Proben kommt durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungs-koeffizienten von Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial zustande. Unzureichende adhäsive Verbunde brechen auf und lassen dadurch Schwachstellen erkennen (Blunk 1988, Airoldi et al 1992, Momoi et al 1991, Wendt et al 1992, Mandras et al 1990, Friedl et al 1997).

Eine weitere Möglichkeit zur künstlichen Restaurationsalterung besteht in der Anwendung von **Kausimulatoren**. Die Füllungen werden zusätzlich zur Thermowechselast oder ohne Thermowechselast in Kausimulatoren künstlichen Kaukräften ausgesetzt. Bei Studien zur Untersuchung von Randqualitäten an okklusionstragenden Kavitäten-Klassen werden Kausimulatoren standardmäßig zur Restaurationsalterung herangezogen. Bei Klasse-V-

Kavitäten wird dieses Verfahren nur selten verwendet und die Ergebnisse, ob die Kaubelastung Einfluss auf die Randqualität hat, sind widersprüchlich (Mehl et al 1994, Davidson et Abdalla 1994, Rigsby et al 1991).

2.7 Randspaltbildung und Mikroleakage

Als Randspalt wird der oberflächliche, mangelhafte Verbund zwischen Zahn und Restauration bezeichnet, während der Begriff der sogenannten „Mikroleakage“ eingeführt wurde, um die Penetration von Flüssigkeiten, Molekülen, Ionen und Bakterien an der Dentin-Kompositgrenze entlang der Kavitätenwände in die Tiefe zu beschreiben (Taylor et Lynch 1992, Tay et al 1995, Gordan et al 1998).

Randspalten und Mikroleakage werden als Hauptursachen für das Scheitern von adhäsiven Restaurationen angesehen. Neue Dentinhaftvermittler und Komposite werden vor allem entwickelt, um diese Probleme zu beheben (Bowen et al 1982, Brännström et al 1991, Hasegawa et Retief 1993). Die Verringerung und Vermeidung von Randspalten und Mikroleakage ist die Herausforderung und das zentrale Ziel der Komposit-Forschung (Prati et Montanari 1999, Nover 2000). Ein unzureichender Verschluss der Restaurationsgrenzen kann Überempfindlichkeiten der Pulpa, Randverfärbungen, Verlust eines Teiles oder der gesamten Restauration oder sogar sekundäre Kariesbildung bedeuten (Davidson et Abdalla 1994, Krejci et Lutz 1991, Roulet 1994, Nover 2000). Selbst Spaltbildungen von nur 2µm können bakterielle Besiedelung und die Versorgung von Bakterien mit Nährstoffen aus der Mundhöhle oder über die Dentinkanälchen durch Diffusion erlauben (Brännström 1991). Pulpairritationen und Infektionen der Pulpa, sowie Warm- und Kalt-Empfindlichkeiten der Zähne können durch den fehlerhaften Verbund entstehen. Gerade bei Kompositfüllungen ist ein dichter Randschluss besonders wichtig, da die Materialien keine nachgewiesene, eigene bakteriostatische oder bakterizide Wirkung aufweisen (Airoldi et al 1992).

2.7.1 Einflussfaktoren für die Entstehung von Randspalten und Mikroleakage

Faktoren, die die Bildung von Randspalten und Mikroleakage beeinflussen, können ihre Ursache in der Materialzusammensetzung, in der Kavitätenform oder in der Verarbeitung des Komposites haben (Krejci et Lutz 1991):

- Die Hauptursache für die Bildung von Randspalten und Mikroleakage bei Kompositrestaurationen stellt die **Polymerisationsschrumpfung** von ca. 1,2-4,5 Vol % dar. Diese Schrumpfung führt zu Kontraktionskräften bis zu 30 MPa und kann somit zu einer sofort bei der Polymerisation auftretenden Randspaltbildung oder auch zu kleinen Schmelzausbrüchen führen (Prati et Montanari 1989, Klaiber 1998, Airoidi et al 1992, Brännström et al 1984, Brännström et al 1991, Nover 2000, Bowen et al 1982, Kunzelmann et Hickel 2001). Die Polymerisationsschrumpfung wird durch die Bestandteile des Komposites, vor allem durch den **Füllkörperanteil** beeinflusst (Krejci et Lutz 1991, Airoidi et al 1992, Klaiber 1998). Je höher der Füllkörperanteil und je geringer der Kunststoffanteil im Komposit ist, desto geringer fällt die Schrumpfung aus (Kultermann 2000, Kunzelmann et al 1993, Price et al 2000).
- Den zweiten Hauptfaktor stellt die **thermische Expansion** des Komposites dar. Durch die unterschiedlichen **thermischen Ausdehnungskoeffizienten** von Zahn und Restaurationsmaterial kommt es zu Spannungsbildungen, die eine Belastung für den Verbund an der Restaurationsgrenze darstellen. Der Ausdehnungskoeffizient des Kompositmaterials sollte dem der Zahnhartsubstanzen möglichst ähnlich sein, da die entstehenden Spannungen sonst schließlich zum Aufbrechen des Verbundes zwischen Zahn und Füllung führen (Bowen et al 1982, Krejci et Lutz 1991, Prati 1999, Kunzelmann et al 1993, Brännström et al 1991).
- Das **Elastizitätsmodul (E- Modul)** des Komposites wirkt sich vor allem bei Belastung der Zähne durch den Kauindruck aus (Kunzelmann et al 1993, Klaiber 1998). Durch die Kaubelastung werden Spannungen ausgelöst, die die Randspaltbildung mitbeeinflussen. Wie weit dies auch die Randqualität von Zahnhalsfüllungen beeinträchtigt, ist jedoch noch nicht eindeutig geklärt (Abdalla et al 1997, Rigsby et al 1991, Davidson et Abdalla 1994).

- Die **Kriechfähigkeit/ Fließfähigkeit** des Komposites während und nach der Polymerisation stellt einen weiteren Faktor dar, der die Randspaltbildung beeinflusst: Je größer die Kriechfähigkeit ist, desto besser ist die zu erwartende Randqualität (Ferracane 1999, Klaiber 1998, Krejci et Lutz 1991, Schulte 2001).
- Auch die **Intensität und Art der Lichtpolymerisation** und damit des Polymerisationsgrades des Kompositmaterials haben Einfluss auf die Randspaltbildung (Ferracane 1999, Krejci et Lutz 1991, Klaiber 1998, Frankenberger 2001). Eine inadäquate Aushärtung des Komposites kann zu einer Verschlechterung der Randqualität führen (Tay et al 1995).
- Des weiteren wird die Randspaltbildung von der **Haftung** des Komposites an der Kavitätenwand beeinflusst. Je größer die Haftung ist, desto weniger Randspalten entstehen (Klaiber 1998, Kultermann 2001). Hier sollen verbesserte Adhäsivsysteme angreifen und zu einer Reduktion der Randspaltbildung führen (Ferracane 1999, Kultermann 2001). Für den Faktor der Haftkraft spielen die möglichen Fehler bei der Anwendung der Dentinadhäsivsysteme eine wichtige Rolle, da z. B. eine unzureichende Einwirkzeit des Primers, Überätzung oder auch Übertrocknung sich negativ auf die Haftkraft auswirken (Tay et al 1995, Klaiber 1998).
- Ebenso kann das **Volumen** der Füllung Einfluss auf die Randqualität haben, je kleiner das Volumen ist, desto weniger Randspaltbildung ist zu erwarten (Kultermann 2001, Kunzelmann et al 1993, Klaiber 1998). Um das Volumen zu reduzieren wurde die Mehrschichttechnik entwickelt (Hellwig et al 1995).
- Das Verhältnis der gebundenen zur freien Oberfläche (**C-Faktor**) der jeweils zu härtenden Kompositfüllung oder Schicht wirkt sich ebenfalls auf die Randspaltbildung aus. Es wird möglichst viel freie Füllungsfläche angestrebt (Feilzer et al 1987, Davidson et al 1984, Kultermann 2001, Klaiber 1998, Price et al 2000).
- Die **Kavitätenform** kann das Füllungsvolumen und den C-Faktor beeinflussen, oder durch z.B. Randabschrägung im Schmelzbereich die Randqualität verbessern (Krejci et Lutz 1991, Price et al 2000).

Um dem negativen Einfluss dieser Faktoren entgegenzuwirken wurden im Laufe der Zeit verschiedene Ansätze entwickelt. Den geläufigsten stellt die **Mehrschichttechnik** dar, mit der das Volumen durch Aushärten einzelner Kompositportionen reduziert wurde (Hellwig et al 1995, Kultermann 2001, Wollmarker 1999, Haller 2000). Des Weiteren ist die Entwicklung von **Softstart**-Polymerisationslampen zu nennen. Durch eine zu Beginn der Aushärtung geringere Lichtintensität soll ein besseres Nachfließen des Materials bei der Schrumpfung erreicht werden (Kultermann 2001, Mehl et al 1997, Price et al 2000, Haller 2000). Als weiteres wurde der Einfluss verschiedener **Präparationsformen** z.B. mit Retentionsrillen, mit oder ohne Randabschrägung in Dentin und Schmelz untersucht (Brännström et al 1991, Blunk 1988), sowie der Versuch unternommen, die Schrumpfung der Komposite durch spätere **Quellung** der Materialien auszugleichen (Bowen et al 1982). Ebenso sollten die Randspaltbildung durch eine zusätzliche Versiegelung mit **dünfließendem Bondingmaterial** wieder rückgängig gemacht werden (Brännström et al 1991, Blunk 1988). Des Weiteren sollen **verbesserte Adhäsivsysteme und neue schrumpfungärmere Kompositmaterialien** dazu beitragen, die Randspaltbildung weiter zu verringern (Krampe 2000, Ferracane 1999, Santini et al 2000, Perdigao et Lopes 1999).

2.7.2 Beurteilung der Randqualität

Für die Erfassung des Ausmaßes der oberflächlichen Randspalten hat sich das Messverfahren durch die rasterelektronenmikroskopische (REM), computer-unterstützte Randspaltvermessung durchgesetzt. Diese quantitative Auswertungsmethode stellt die geläufigste Form zur Beurteilung adhäsiver Füllungsgrenzen dar (Krejci et Lutz 1991, Dietschi et Herzfeld 1998, Mixson et al 1993, Perdigao et al 1998, Kunzelmann et al 1993, Van Meerbeeck et al 2000). Die Alternative, die lichtmikroskopische Randbeurteilung, beinhaltet größere Ungenauigkeiten und wird deshalb nur noch selten verwendet. Bei der REM-Vermessung können der gesamte Füllungsumfang erfasst und prozentual die Randqualitäten beurteilt werden. Die Auswertung wird ohne Veränderung der Proben durchgeführt, da die Vermessung normalerweise an Replikas erfolgt. Dies hat den Vorteil, dass die Ränder vor und nach Durchlaufen von künstlichen Restaurationsalterungsprozessen bewertet werden können und die Proben für weitere Testmethoden zur Verfügung stehen (Airoidi et al 1992, Blunk 1988, Krejci et Lutz 1991).

2.7.3 Messverfahren für Mikroleakage

Eine der ersten Methoden um Füllungen auf Mikroleakage zu testen bestand in dem Einpressen von Druckluft in die Pulpenkammer. Der Zahn wurde unter Wasser gehalten und der nötige Luftdruck, um Blasen an der Restaurationsgrenze zu erzielen, wurde gemessen (Fiasconaro et al 1952, Mandras et al 1993).

Später wurden farbstoffproduzierende Mikroorganismen, radioaktive Isotope sowie verschiedene Farblösungen verwendet, um das Auftreten von Mikroleakage zu erfassen (Smith et al 1991, Fitchi et al 1992, Mandras et al 1993). Die Einwirkzeiten für die Farblösungen variieren zwischen wenigen Sekunden und mehreren Wochen (Ernst et al 2000, Alani et Toh 1997, Tsunekawa et al 1992 (2), Crim et Schmidt 1993). Auch hinsichtlich der Anwendung bestehen Unterschiede, z. B. kann die Farbeinwirkung durch Eintauchen der Proben in die Lösung (Ernst et al 2000), zentrifugieren in wässriger Silbernitratlösung (Gladys et al 2001) oder mittels Durchführung der Thermowechsellast in Farbbädern geschehen (Smith et al 1991, Settembrini et al 1997, Rigsby et al 1991, Davidson et Abdalla et al 1994, Li et al 2000).

Zur Anfärbung werden fluoreszierende Stoffe wie Fluoreszin und nicht fluoreszierende Farblösungen wie Anilin-Blau, Silbernitrate, Fuchsinlösung oder Methylenblau verwendet (Li et al 2000, Tsunekawa 1992(2), Mandras et al 1990, Rigsby et al 1991, Davidson et Abdalla 1994, Hasegawa et Retief 1993, Scherer et al 1990). Auch fluoreszierende dünnfließende Komposite wurden als Kontrastmittel in den auftretenden Spalt eingebracht, die Proben geschnitten, mit UV-Licht bestrahlt, photographiert und bewertet (Brännström et al 1984). Bei Radioisotopen erfolgt die Auswertung durch Auflegen der geschnittenen Proben auf Röntgenfilme und Beurteilung der belichteten Aufnahmen (Li et al 2000, Smith et al 1991, Fitchie et al 1992).

Bei Farblösungen kann nach dem Färbevorgang die Farbstoffmenge über spektrometrische Messungen der ausgewaschenen Farbstoffkonzentration in einer Lösung als Volumen-Konzentration gemessen werden (Mandras et al 1993, Rigsby et al 1990), oder die Eindringtiefe der Farbe an Schnitten der Zähne über ein Lichtmikroskop linear beurteilt werden (Mehl et al 1997, Krejci et Lutz 1991, Cvitko 1991, Scherer et al 1990, Tsunekawa et al 1992(2)). Es können ein einzelner Schnitt durch den Zahn und Restauration, oder auch

mehrfache Schnitte erfolgen, um die Farbeindringtiefe an verschiedenen Stellen zu beurteilen (Krejci et Lutz 1991, Mixson et al 1990, Gordan et al 1998, Ernst et al 2000). Des Weiteren besteht die Möglichkeit, die Mineralien aus der Zahnhartsubstanz zu lösen, um eine dreidimensionale Beurteilung der Farbstoffpenetration an der herausgelösten Füllung zu ermöglichen (Hilton et Ferracane 1999).

2.7.4 Weitere In-vitro-Testmethoden

Es stehen weitere In-vitro-Methoden zur Verfügung, um die adhäsiven Fähigkeiten von Dentinhaftvermittlern zu beurteilen. Hierzu zählen der Scherversuch, der Zugversuch und der Ausstoßversuch nach Lagerung oder Thermowechselbelastung, welche die Haftkraft der Dentinadhäsive beschreiben (Frankenberger 2001). Bei diesen Testmethoden wird davon ausgegangen, dass eine bestimmte Haftkraft ausreicht, um der Polymerisations-schrumpfung und den übrigen einwirkenden Kräften zu widerstehen. Diese Haftkraft soll durch die Adhäsivsysteme erreicht werden und dadurch später eine ausreichende Randdichtigkeit gewährleisten (Santini et al 2000, Perdigao et al 1998).

Bei den **Scherversuchen** wird auf eine glattgeschliffene Fläche eines Zahnes ein Kompositzylinder aufpolymerisiert. Dieser Zylinder wird einer seitlich auftreffenden Abscherkraft ausgesetzt (Sano et al 1994). Das Ergebnis sind Haftwerte für verschiedene Adhäsivsysteme. Es wird ein möglichst hoher Haftwert angestrebt, zusätzlich wird mikroskopisch beurteilt, ob die Bruchgrenze im Komposit, in der Klebefuge oder im Zahn liegt (Frankenberger 2001).

Ähnlich läuft der **Zugversuch** ab. Hierbei wird der aufpolymerisierte Kompositzylinder einer abziehenden Kraft ausgesetzt. Die Haftwerte der Füllungsmaterialien werden verglichen (Frankenberger 2001, Sano et al 1994).

Der **Mikrozugversuch** stellt eine Abwandlung des Zugversuches dar. Auf eine eingeebnete Dentinfläche wird eine Kompositprobe aufpolymerisiert. Durch mehrere Schnitte werden die Proben in 0,5-1 mm breite Scheiben geschnitten und dann so zurechtgetrimmt, dass die Abzugskraft auf die Verbundfläche konzentriert wird. Es entstehen kleine, sanduhrförmige Prüfkörper mit Haftflächen von ca. 1 mm². Ein Vorteil

dieser Testmethode besteht darin, dass pro Zahn mehrere Proben erstellt werden können. Zusätzlich können regionale Unterschiede der Haftkraft im Dentin wie z. B. pulpanahes, pulpafernes Dentin, sklerotisches oder kariöses Dentin im Vergleich zu normalem, gesundem Dentin untersucht werden (Sano et al 1994, Pashley et al 1997, Frankenberger 2001, Pashley et al 1999).

Beim **Ausstoßversuch** (Extrusionsversuch) wird eine Zahnkrone in Scheiben geschnitten. In der Mitte dieser Dentinscheibchen wird eine durchgehende Kavität präpariert und mit Füllungsmaterialien aufgefüllt. Die Proben werden dann in eine Extrusionsvorrichtung eingespannt und die Füllung mittels eines Metallstempels bis zum Bruch belastet. Die nötige Kraft zum Ausstoßen der Füllung wird bestimmt (Frankenberger 2001, Haller 1994, Manhart et al 2000).

Der Nachteil dieser Verfahren ist, dass keine übliche Zahnkavität untersucht wird. Somit fallen die Haftwerte oft günstiger aus als bei einer mehrflächigen Kavität, bei der eine gleichzeitige Haftung an mehreren Kavitätenwänden notwendig ist und die damit einen ungünstigeren C-Faktor aufweist. Die Belastung der Haftfläche durch die Polymerisations-schrumpfung kommt nur bei dem Ausstoßverfahren zum Tragen (Haller 1994). Bei einigen Untersuchungen konnten allerdings auch hier zwischen der bestimmten Haftkraft und der marginalen Randedichtigkeit keine signifikanten Zusammenhänge beobachtet werden (Manhart et al 2000, Fortin et al 1994, Ernst et al 2000). Zudem ist nicht eindeutig geklärt welche Haftkraft nötig ist um klinisch einen dauerhaften und dichten Verbund zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz zu gewährleisten (Haller 2000).

3 Ziel der Untersuchung

Ziel dieser Studie war es, Randdichtigkeit und Mikroleakageverhalten 9 verschiedener mit Hilfe der "Total-etch"-Technik zu applizierende Adhäsivsysteme und Komposit Produktkombinationen zu vergleichen. Diese Untersuchungen wurden an 90 extrahierten Molaren mit standardisierten, gemischten Klasse-V-Kavitäten nach künstlicher Restaurationsalterung mittels Thermowechselast durchgeführt. Durch die rasterelektronenmikroskopische, oberflächenorientierte Randspaltauswertung und einen Farbstoffpenetrationstest, wurde der dreidimensionale, flächenhafte Verbund zwischen Komposit und Kavitätenwand untersucht (Krejci et Lutz 1991, Friedl et al 1997). Die Schmelz- und Dentinbereiche wurden jeweils gesondert ausgewertet. Ebenso wurde der Einfluss eines Rewetting-Agent auf ein Adhäsivsystem untersucht. Da klinische Studien relativ zeitaufwendig und die Verhältnisse für die Füllungen bei den Probanden selten gut vergleichbar sind, wurde, um möglichst standardisierte Ergebnisse zu erhalten, einer In-vitro-Studie der Vorzug gegeben (Mason et al 1996, Roulet 1994, Retief et al 1994, Krejci et Lutz 1991, Friedl et al 1997).

4 Material und Methode

4.1 Vorbereitung der extrahierten Molaren

Für die Studie wurden 90 frisch extrahierte, karies- als auch füllungsfreie Molaren verwendet. Die Lagerung erfolgte in mit Natriumacid versetzter Ringerlösung (0,25%, Pharmacia & Upjohn, Erlangen) bei Zimmertemperatur für längstens 8 Wochen nach Extraktion. Die Zähne wurden mit einem Scaler (SH6/7, Hu-Friedy Mfg. Co., Inc., USA) von Geweberesten, Konkrementen und Zahnstein befreit. Anschließend wurden sie zusätzlich mit einer Polierpaste (Zircate, Prophy Paste, Fa. Dentsply De Tray, USA) gereinigt. Die Verteilung der Molaren wurde nach dem Zufallsprinzip in 9 Gruppen zu je 10 Zähnen vorgenommen. Danach wurden die Zähne im Schmelzbereich mit einer Diamantspitze (8862.204.012, Komet, Lemgo, Deutschland) entsprechend ihrer Gruppe gekennzeichnet und nummeriert.

Die Einteilung erfolgte in die 9 Gruppen:

1. SS Syntac Sprint / Tetric Ceram
2. SC Syntac Single Component / Tetric Ceram
3. OS Onestep / Aelightflo
4. OA Aquaprep + Onestep / Aeliteflo
5. PB Prime&Bond2.1 / TPH Spectrum
6. OP Optibond Solo / Prodigy
7. SB Singlebond / Z100
8. TQ Tenure Quick / Marathon
9. SM Solobond M / Arabesk

4.2 Präparation der Zahnhalskavitäten

Um standardisierte, gemischte Klasse-V-Kavitäten zu erhalten, wurden zuerst die zu präparierenden Stellen an der Schmelz- Zement- Grenze mit einem kugelförmigen Diamanten von 3,5 mm Durchmesser (801.314035, Komet, Lemgo, Deutschland) markiert. Die Präparation bis auf die Tiefe von knapp 2 mm wurde mit einem leicht konischen (3°), groben Diamanten von 4 mm Durchmesser (CF980.204.035, Komet, Lemgo, Deutschland) durchgeführt. Dieser wurde im Abstand von 2 mm zur Kopfseite farblich abgesetzt, um genormte Kavitäten mit 2mm Tiefe zu erhalten. Danach wurde die Kavität mit einem feinen konischen Diamanten (CF8980.240.035, Komet, Lemgo, Deutschland) nachfiniert. Als letztes erfolgte eine Ansträgung im Schmelzbereich (im Sinne eines short-bevel) von 0,5 –1,0 mm Breite mit einem feinen, flammenförmigen Diamanten (8862.204.012, Komet, Lemgo, Deutschland). Die Präparationen wurden mit einem roten Winkelstück (KaVo, Intramatic LUX 2, 24 LN) unter Wasserkühlung vorgenommen. Die Tiefe der Kavitäten wurde nochmals mit einer skalierten PA- Sonde (PCP-12, Hu-Friedy Mfg. Co., Inc., USA) nachgemessen und die Kavitäten visuell auf Fehlerhaftigkeiten überprüft.

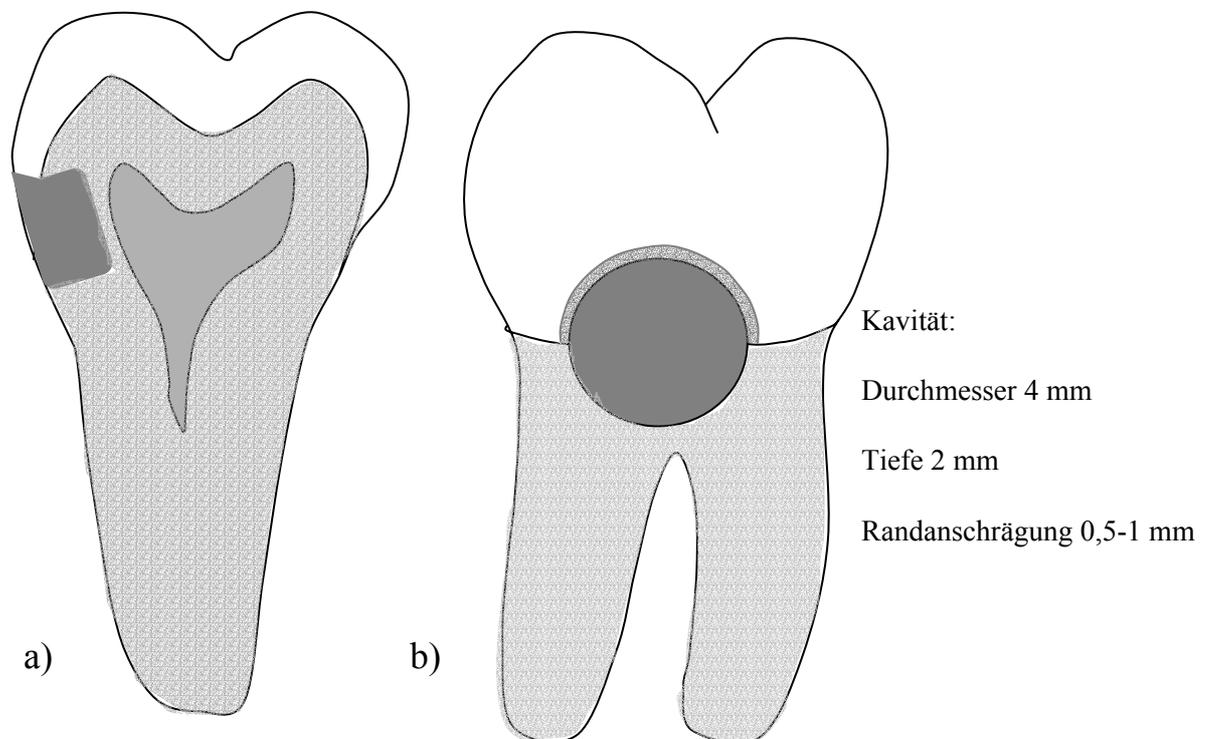


Abb. 3: Graphik: schematische Darstellung des Kavitätdesigns:

a) Ansicht im Querschnitt, b) Frontalansicht

4.3 Applikation der Füllungswerkstoffe

Vor der Applikation des Dentinadhäsivsystems wurde die Kavität jeweils mit 3 % Wasserstoffperoxydlösung gereinigt, indem sie mit einem H₂O₂ getränktem Wattepellet abgetupft, mit Wasserspray abgesprüht und anschließend leicht getrocknet wurde. Dann wurde die Kavität mit dem jeweiligen Ätzel nach den Herstellerangaben konditioniert und mit Wasser abgesprüht sowie wieder leicht getrocknet. Nachfolgend wurde mit einem feuchten, wassergetränktem und leicht auf Zellstoff abgetupften Wattepellet die Kavität befeuchtet, um eine vergleichbare Situation aller Kavitäten für das „Wet-Bonding“ zu erreichen. Eine Ausnahme stellte die Gruppe zur Testung des Rewetting-Systems dar, hier wurde die Kavität getrocknet und mit Aquaprep laut den Herstellerangaben angefeuchtet.

Die Kavitäten wurden dann mit den verschiedenen Dentinadhäsivsystemen entsprechend der Angaben der Hersteller (siehe Tabelle 1) vorbereitet.

Die Kompositmaterialien wurden in einer Schicht eingebracht und unter Anlegen einer lichtdurchlässigen Kunststoffmatrize mit einer Polymerisationslampe (Elipar Highlight, 2-step mode, Espe, Seefeld, Deutschland) im Softstart-Modus ausgehärtet (Mehl et al 1997).

4.4 Übersicht über die verwendeten Materialien

Abkürzungen:

DA= Dentinadhäsiv

One-bottle = Einkomponenten-Haftvermittler

One-step = Einphasige Anwendung, nur ein Schichtauftrag nötig

Multi-step = Mehrphasiger Auftrag, mehrere Schichten nötig

sek = Sekunden

Die nachfolgende Tabelle gibt einen detaillierten Überblick über die verwendeten Materialien und die dazu gehörigen Herstellerangaben.

<p>Email Preparator GS</p> <p>Syntac® Sprint™</p> <p>Tetric® Ceram</p> <p>(Vivadent, Schaan, Lichtenstein)</p>	<p>15 sek Total-etch am Schmelz beginnend, gut absprühen + trocknen</p> <p>One-bottle, One-step System, Wet-Bonding empfohlen, (Dry-Bonding möglich). 10 sek einmassieren, 15 sek warten, Überschüsse verblasen. (Lichthärtung des Adhäsivs alleine auch möglich)</p> <p>Kompositschicht: 1-2mm Schichtdicke, 40 sek Lichthärtung</p>
<p>Email Preparator GS</p> <p>Syntac® Single-Component™</p> <p>Tetric Ceram</p> <p>(Vivadent, Schaan, Lichtenstein)</p>	<p>15 sek Total-etch am Schmelz beginnend, gut absprühen + trocknen</p> <p>One-bottle, Multi-step System, Wet-Bonding, mit Pinsel auftragen, 20 sek warten, leicht verblasen, 20 sek Lichtpolymerisation, zweite Schicht auftragen, verblasen, 20 sek Lichthärten</p> <p>Kompositapplikation max. 2mm, 40 sek Lichtpolymerisation</p>
<p>Uni-etch</p> <p>ONE-STEP®</p> <p>ÆLITEFLO™</p> <p>(Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, USA)</p>	<p>15 sek Total-etch, gut absprühen, leicht Lufttrocknen</p> <p>One-bottle, Multi-step System, Wet-Bonding, zwei Schichten hintereinander auftragen, 10 sek vorsichtiges Lufttrocknen, bei nicht schimmernder Oberfläche weitere Schicht applizieren und trocknen, dann 10 sek Lichthärten, 2 weitere Schichten auftragen + trocknen (empfohlen), 10 sek Lichthärten, weitere Schicht auftragen, verblasen, nicht härten</p> <p>Kompositapplikation: max. 2mm Schichtdicke, helle Farben 20 sek (dunkle Farben 30 sek) Lichthärtung</p>
<p>Uni-etch</p> <p>AQUA-PREP™ +</p> <p>ONE-STEP®</p> <p>ÆLITEFLO™</p> <p>(Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, USA)</p>	<p>s.o.</p> <p>Dentin und Schmelz Rewetting-Agent, mit Pinsel auf Dentin und Schmelz auftragen, leicht Lufttrocknen</p> <p>s.o.</p> <p>s.o.</p>

<p>DeTray®Conditioner 36</p> <p>Prime & Bond 2.1</p> <p>TPH Spectrum™</p> <p>(DENTSPLY/ Caulk, Milford, DE 19963, USA)</p>	<p>„Total-etch“-Technik für 20 sek, am Schmelz beginnend, Spülen mit Wasserspray für mind. 15 sek</p> <p>One-bottle, Multi-step System, Wet-bonding, 1.Schicht DA auftragen und 30 sek einwirken lassen, Verblasen des Überschusses, 10 sek Lichthärten, 2.Schicht auftragen, Überschüsse sofort vorsichtig verblasen, 10 sek Lichthärten</p> <p>Kompositapplikation max. 3mm Schichtdicke, Aushärtung 20-40 sek je nach Farbe und Schichtdicke (z. B.: B2, 4mm, 40sek)</p>
<p>Kerr Gel etchant</p> <p>Optibond Solo</p> <p>PRODIGY/HERCULITE</p> <p>(Kerr Corp., Orange, CA 92867, USA)</p>	<p>Total-etch, Schmelz max. 30 sek, Dentin max. 15 sek, 30 sek mit Wasser spülen</p> <p>One-bottle, One- od./Multi-step, Wet-Bonding 15 sek einmassieren, im dentinbegrenzten Bereich wird eine zweite Schicht empfohlen, 20 sek Lichtpolymerisation</p> <p>Schichtdicke max. 2mm, 40 sek Lichtpolymerisation</p>
<p>3M Scotchbond Ätzgel</p> <p>Single Bond</p> <p>Z100</p> <p>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)</p>	<p>Total-etch od. nur Schmelzätzung für 15 sek, 10 sek absprühen</p> <p>One-bottle, multi-step System, Wet-Bonding, 2 Schichten auftragen, jeweils leicht verblasen, nach 2ter Schicht 10 sek Lichthärten</p> <p>Kompositapplikation max. 2,5mm Schichtdicke (bis auf sehr dunkle Farben max. 2mm), 40 sek Lichtpolymerisation</p>
<p>Medium viscosity etchant</p> <p>Tenure® Quik™ with Fluoride</p> <p>Marathon®</p> <p>(Den-Mat Corp., Santa Maria, CA 93455, USA)</p>	<p>Total-etch, für 10-15 sek, mit Wasser gut absprühen</p> <p>One bottle, One step, Wet- od. Dry- bonding, leicht verblasen, Lichthärtung für 15 sek.</p> <p>Marathon V + Marathon Initiator Paste 1:1 ca. 30 sek mischen, in Spritzkanüle einfüllen, in Kavität einbringen, Abhärtezeit 4-5 min nach Anmischbeginn, 30 sek Lichthärtung zusätzlich möglich</p>
<p>Vococid®</p> <p>Solobond M</p> <p>Arabesk</p> <p>(Voco, Cuxhaven, Germany)</p>	<p>Total-etch Schmelz ca. 30 sek, Dentin max. 15 sek., gut abspülen</p> <p>One-bottle, One-step, Wet-Bonding, DA auftragen, 30 sek einwirken lassen, vorsichtig verblasen, 20 sek Lichthärten</p> <p>Kompositapplikation: Schichtdicken von ca. 2mm einbringen, 40 sek (bei opaken Farben 60 sek) aushärten</p>

Tab. 1: Anwendung der Produkte nach Angaben der Hersteller

4.5 Ausarbeitung und Politur

Grobe Überschüsse wurden mit einem Scaler (SH6/7, Hu-Friedy Mfg. Co., Inc., USA) abgesprengt. Danach wurde die Füllung mit einem feinen Diamantfinierer (8862.204.012, Komet, Lemgo, Deutschland) dem Zahn exakt angepasst, und mit groben, gefolgt von feinen Polierscheiben (Sof-Lex, 3M Dental Products, St.Paul, MN, USA) nachpoliert.

4.6 Lagerung

Die Lagerung der Zähne erfolgte für 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37°C. Ebenso wurden die Zähne bei jeder weiteren, durch den Ablauf entstandenen, Wartezeit gelagert, um zu verhindern, dass die Proben austrocknen.

4.7 Thermowechselast

Die Proben durchliefen zur künstlichen Restorationsalterung 1.000 Zyklen im Thermowechselast-Gerät.



Abb. 4: Thermowechselastgerät zur Durchführung der künstlichen Restorationsalterung

Die Zähne wurden abwechselnd in Wasserbäder mit 5 C° und 55 C° getaucht, wobei die Eintauchzeit je 30 Sekunden und die Transferzeit 15 Sekunden betrug.

4.8 Replikaherstellung für das REM

Nach Durchlaufen der Thermowechselast wurden Abformungen der Füllungsflächen mit Polyethergummiabformmasse (Impregum® F, Espe, Seefeld, Deutschland) vorgenommen und entsprechend der Gruppenzugehörigkeit sowie Probennummerierung gekennzeichnet. Die Polyetherabformungen der Füllungen wurden nach abwarten der Rückstellzeit (ca. 6h), mit Epoxy-Harz für Modellherstellungen (Epoxi-Die, Ivoclar, Schaan, Liechtestein) entsprechend den Herstellerangaben ausgegossen. Nach vollständigem Aushärten der Replika (48 h) wurden diese auf Metallträgern für das REM mit einem leitfähigen Karbonkleber (Leit-C-Plast®) befestigt und unter Vakuum 5 Minuten mit Gold besputtert (SEM Autocoating Unit E5200, Polaron Equipment Ltd, Watford, England).



Abb. 5: Besputterungsmaschine für das Bedampfen der Replikas

4.9 Rasterelektronenmikroskopische Randspaltvermessung

Um die Randqualität der Klasse-V-Kavitäten nach der Thermowechsellast zu beurteilen, wurden die besputterten Replikas in einem Rasterelektronenmikroskop (REM) (Leitz AMR1200, Leitz, Wetzlar, Deutschland) nach einer für die Randbeurteilung gängigen Methode vermessen (Krejci et Lutz 1991, Dietrich et al 1999, Dietschi et Herzfeld 1998, Friedl et al 1997, Van Meerbeeck et al 2000, Frankenberger 2001).

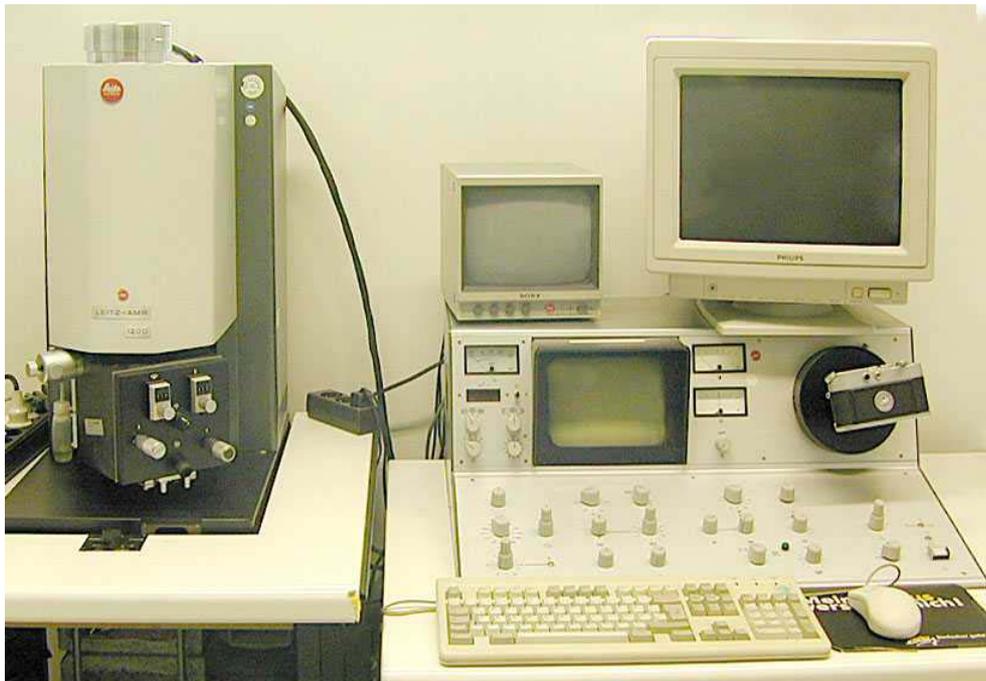


Abb. 6: Rasterelektronenmikroskop (REM) zur Beurteilung der Randqualität

Hierzu wurden die Replikas, nach einer Wartezeit von mindestens einer Stunde nach dem Bedampfen, in den Träger des REM eingespannt und ein Bild der Oberfläche der Replikas erzeugt. Das REM ist für die Vermessung über den Videoausgang mit einem Computer verbunden, der eine sogenannte Framegrabber-Karte besitzt, mit der das mit dem REM entworfene Bild auf den Monitor des PC übertragen und dort digital vermessen und beurteilt werden kann. Die Randanalyse erfolgte bei 200-facher Vergrößerung. Die Bilder der Randsegmente wurden überlappend auf dem Bildschirm eingestellt, um eine vollständige Erfassung der Füllungsgrenzen zu gewährleisten. Das Messverfahren erfolgte mit der Software Quanti-Gap. Es wurde eine Unterscheidung nach Dentin- und Schmelzbereichen gemacht und die Ergebnisse wurden in prozentuale Angaben für die jeweilige gesamte Länge des Füllungsrandes umgewandelt.

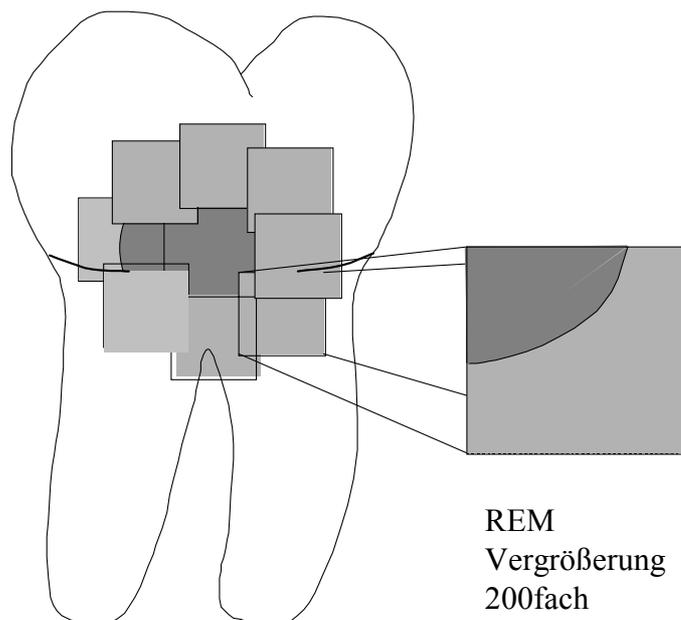


Abb.7: Graphik: schematische Darstellung der überlappenden Einstellungen der einzelnen Randsegmente am REM um die Randqualität des gesamten Füllungsumfanges zu erfassen.

Die computergestützte, quantitative Randanalyse erfolgte nach den in im folgenden aufgeführten Kriterien.

A perfekter Rand:	Der Verbund zwischen Zahn und Restauration zeigt einen glatten Übergang und weist keinen Spalt oder Unregelmäßigkeiten auf.
B Quellung:	Am Übergang zwischen Restauration und Zahn tritt eine Quellung in Form von kleinen Erhebungen auf.
C Überschuss:	Der Übergang zwischen Zahn und Restauration ist nicht klar zu beurteilen aufgrund eines Überschusses des Füllungsmaterials. Dieses Kriterium wurde später mit der Gruppe E – nicht beurteilbar zusammengefasst, da es für die Beurteilung der Randqualität keine Aussagekraft besitzt (Dietrich et al 1992).
D Randspalt:	Der Verbund zwischen Zahn und Restauration ist unzureichend, ein Riss oder Spalt ist zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz aufgetreten.
E Artefakt:	Durch Fehler, z.B. bei der Replikaerstellung entstandene Artefakte, ist der Rand nicht zu erkennen und nicht zu beurteilen.

Tab. 2: Kriterien für die REM-Randanalyse

4.10 Vorbereitung der Proben für den Farbstoffpenetrationstest

Die apikalen Öffnungen der Molaren wurden mit Komposit (One-Step und Aeliteflo, Bisco Inc. Schaumburg, IL ,USA) verschlossen. Dann wurden die Zähne mit zwei Schichten Nagellack bis auf 1mm an den Füllungsrand überzogen, um den Rest des Zahnes vor der Farblösung zu schützen und ein Eindringen der Farbe allein über undichte Füllungsråder in die Tiefe des Zahnes zu gewährleisten. Es wurde eine Wartezeit von ca. 1 Stunde eingehalten, um ein vollständiges Aushärten des Lackes sicherzustellen.

4.11 Farbstoffpenetrationstest

Für den Farbstoffpenetrationstest wurden die Zähne für die Dauer von einer Stunde in 5% Methylenblaulösung bei 37°C gelegt und anschließend die überschüssige Farbe unter Leitungswasser abgewaschen.

4.12 Schneiden der Proben

Um ein Auswaschen der Farbe zu vermeiden, wurden die Versuchszähne unmittelbar nach dem Farbstoffpenetrationstest in durchsichtiges Kaltpolymerisat (Technovit4004®, Heraeus Kulzer GmbH, Deutschland) eingebettet. Für das Einbetten wurde eine Silikonform mit quadratischen Vertiefungen verwendet. Die Aushärtung erfolgte in einem Drucktopf bei ca. 3 bar und 55°C.

Dieses Vorgehen ermöglichte eine bessere Fixierung der Proben in der Schneidevorrichtung für die Mehrfachschnitttechnik. Die Zähne wurden in Richtung der Längsachse eingespannt und mit einer halbautomatischen, wassergekühlten Säge (Varicut, Leco, Kirchheim, Deutschland) mit vier parallelen Schnitten durchtrennt. Durch das Drehen der Stellschraube der Säge um 360° konnten genaue parallele Schnitte in Abständen von ca.0,6 mm erfolgen.

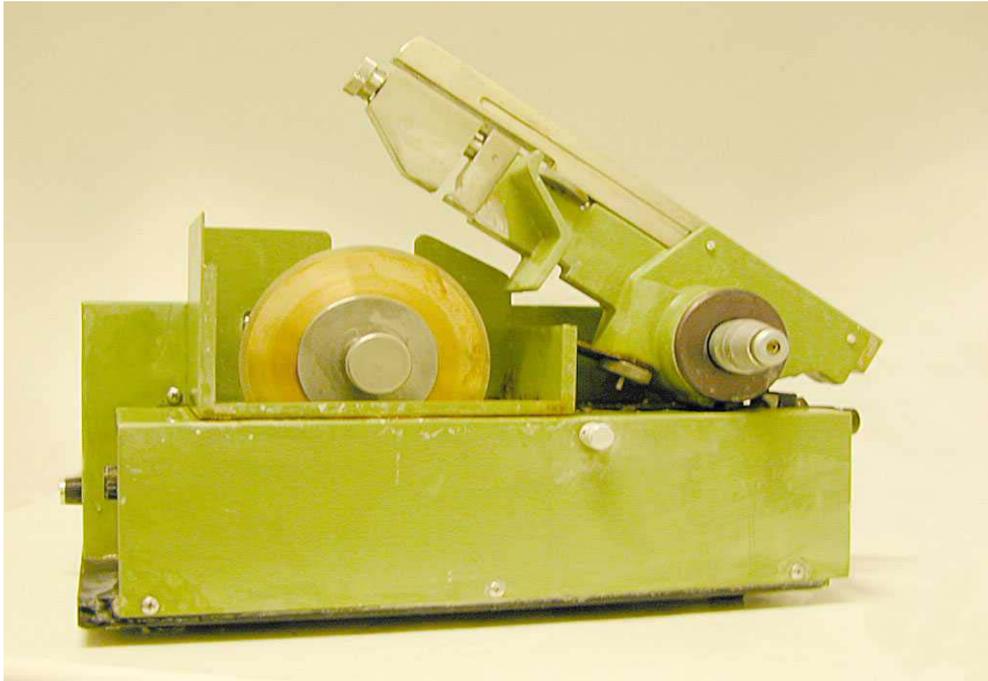
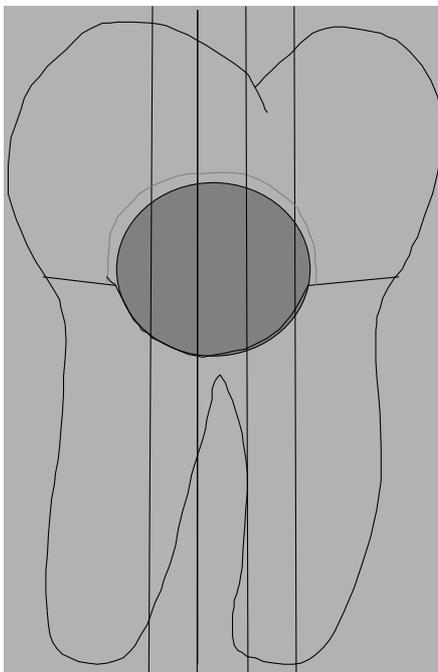
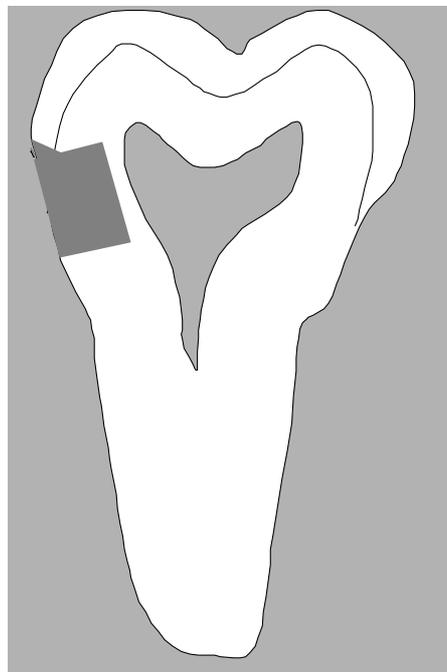


Abb. 8: Variocut-Säge, die zum Zerteilen der Proben verwendet wurde.

Die Dicke des Sägeblattes beträgt 0,2 mm, dadurch entstanden 5 Probenteile, wobei die Mittelstücke eine Dicke von ca. 0,5mm aufwiesen. So ergaben sich für Schmelz und Dentin jeweils 8 zu beurteilende Messpunkte.



a) Schema der Schnittführung



b) Ansicht Schnittfläche

Abb.9: Graphik: a) Ansicht auf die eingebettete Probe mit angedeuteter Schnittführung durch die Restauration, b) Ansicht der Schnittfläche nach durchschneiden der Probe

4.13 Lichtmikroskopische Auswertung

Für die Auswertung wurden die Scheiben der Zähne unter einem Lichtmikroskop (Stemi SV 11, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) bei 60 facher Vergrößerung von zwei Personen betrachtet und die Eindringtiefe der Farbe beurteilt. Hierzu wurden die in der nachfolgenden Tabelle genannten Kriterien verwendet (Swift et al 1996).

0 =	Keine Farbstoffpenetration
1 =	Farbstoffpenetration entlang des Füllungsrandes bis zu 50% der Kavitärentiefe
2 =	Farbstoffpenetration über 50% entlang des Füllungsrandes in die Kavitärentiefe
3 =	Farbstoffpenetration entlang des gesamten Füllungsrandes mit Beteiligung des Kavitätenbodens

Tab 3: Kriterien für den Farbstoffpenetrationstest

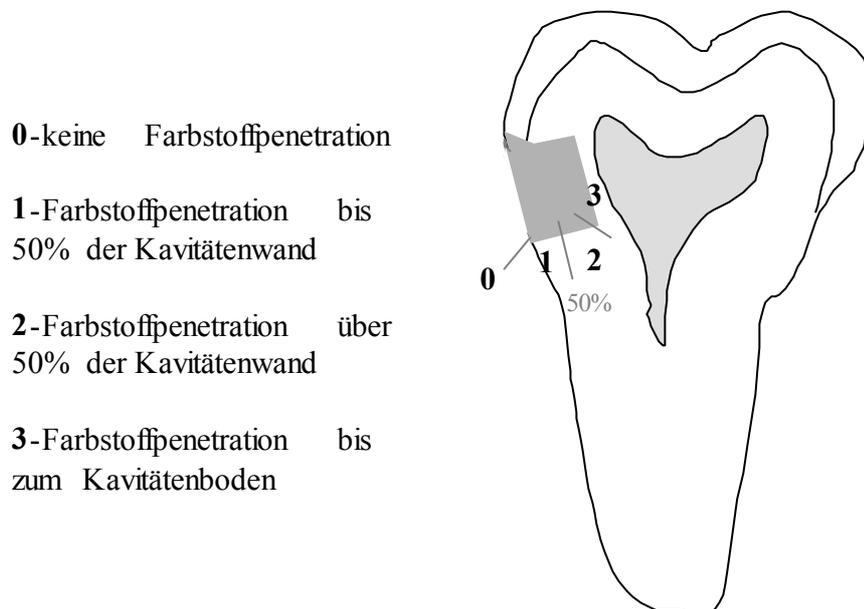


Abb.10: Graphik: Beurteilung der Farbeindringtiefe

4.14 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte sowohl für die rasterelektronenmikroskopische Randspaltvermessung, als auch für den Farbstoffpenetrationstest mittels des Statistikprogramms SPSS für Windows (SPSS for Windows, Version 8.0, SPSS Inc., Chicago, Ill 60611, USA).

Die computergestützt gesammelten Daten der Randspaltvermessung, eingeteilt in die 5 vorher definierten Kriterien für die marginale Randbeurteilung (A-E: A perfekter Rand, B Quellung, C Überschuss, D Randspalt, E Artefakt), wurden, für die Bereiche Schmelz und Dentin getrennt, pro Zahn prozentual errechnet. So ergaben sich für jeden Zahn jeweils für Schmelz und Dentin 5 Prozentangaben für die Randbeurteilung nach Thermowechselast. Die Beurteilungskriterien C-Überschuss und E-Artefakt wurden zusammengefasst, da beide Kriterien keine Beurteilung des Randes zuließen und nur in geringem Ausmaß vorkamen. Sie konnten sie sowohl in den Schmelz- als auch in den Dentinbereichen vernachlässigt werden und sind im Folgenden nicht weiter ausgeführt.

Zuerst wurden jeweils für den Schmelz- und den Dentinbereich jeder Gruppe getrennt die Mittelwerte und Standardabweichungen errechnet. Als nächstes wurden die Daten auf Normalverteilung (Shapiro-Wilks-Test) und Homogenität der Varianzen (Levene-Test) überprüft.

Die Daten ergaben nicht für alle untersuchten Gruppen eine Normalverteilung und Homogenität der Varianzen. Daraufhin wurden weitere statistische Analysen mit nichtparametrischen Testmethoden durchgeführt. Hierfür wurden der Kruskal-Wallis H-Test für die multiplen Gruppenvergleiche zur Signifikanzdarstellung ($p < 0,05$) und der Mann-Whitney U-Test mit Bonferroni Korrektur für die paarweisen Gruppenvergleiche herangezogen ($p < 0,05$).

Sämtliche Messdaten der Randspaltanalyse, sowie die errechneten Mittelwerte und dazugehörige Standardabweichungen der einzelnen, prozentualen Qualitätskriterien sind im Anhang (Kapitel 9) tabellarisch aufgeführt.

Die Auswertung des Farbstoffpenetrationstests erfolgt ebenfalls mittels des Kruskal-Wallis H-Tests und des Mann-Whitney U-Tests bei einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$.

5 Ergebnisse

Statistische Signifikanz:

α (Alpha Niveau vor Adjustierung) = 0,05

sig.* \longleftrightarrow = statistisch signifikant $p < 0,05$

kein Eintrag = nicht signifikant $p \geq 0,05$

Gruppengröße ist jeweils $n=10$ bei den 9 untersuchten Gruppen

5.1 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse

Bei der Auswertung der Messergebnisse aus der Randspaltanalyse wurde die Gesamtsumme der beurteilten Strecken jeweils für Schmelz und Dentin als 100% gewertet. Für die einzelnen Kriterien ergaben sich entsprechend prozentuale Anteile.

5.1.1 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Schmelzbereich

Im Schmelzbereich ergab der Kruskal-Wallis H-Test signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen in den Bereichen perfekter Rand ($p=0.024$) und Randspalt ($p=0.019$). Quellung wurde im Schmelzbereich bei keiner Gruppe beobachtet.

Mittels des Mann-Whitney U-Tests wurden weitere paarweise Vergleiche durchgeführt, welche die unten aufgeführten Signifikanzen ergaben.

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der Adhäsivsystem-Komposit-Gruppen zu dem jeweiligen Kriterium im schmelzbegrenzten Randanteil nach Thermowechselast, mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

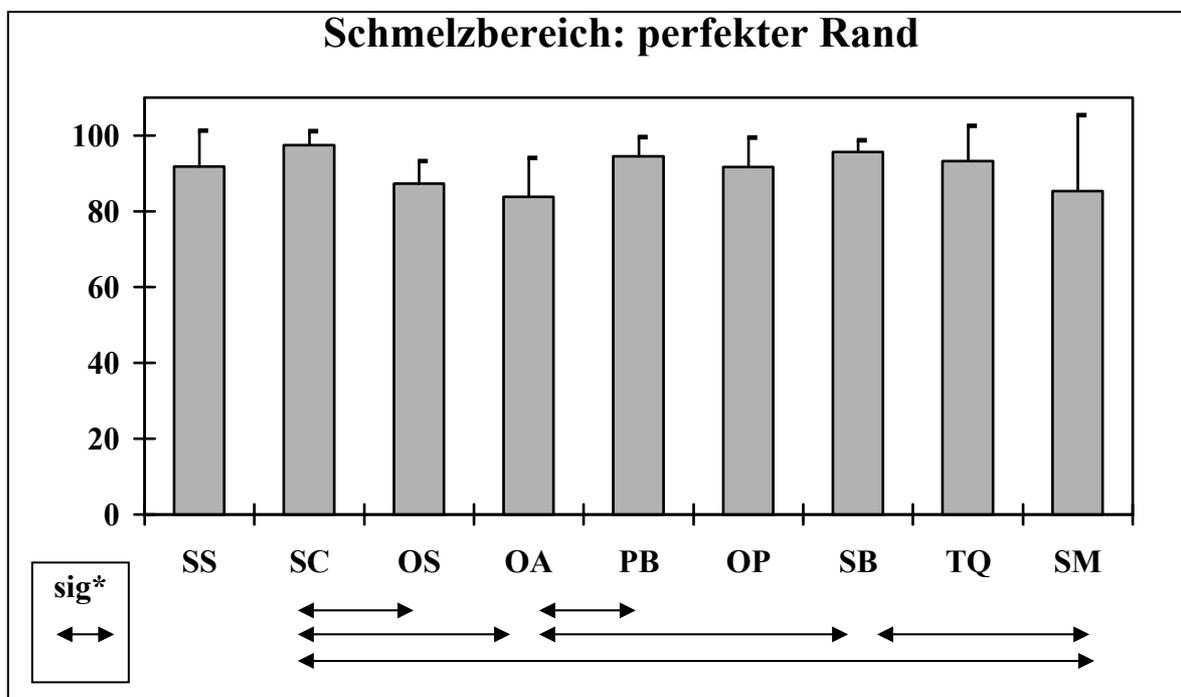


Abb. 11: Anteil perfekter Rand in Prozent im Schmelzbereich mit Standardabweichungen

Um die Signifikanzen zu verdeutlichen, wurden diese nochmals gesondert aufgeführt.

Schmelz: perfekter Rand	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)		sig.*							
Prime&Bond2.1(PB)									
Solobond M (SM)		sig.*							
Aquaprep/One-Step (OA)		sig.*		sig.*					
Single Bond (SB)					sig.*	sig.*			
Optibond Solo (OP)									
Syntac Sprint (SS)									

Tab. 4: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium perfekter Rand, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney-U-Test)

Die Auswertung zeigte, dass Syntac Single-Component (97,5%) einen signifikant höheren Anteil an perfektem Rand aufwies als Onestep (87,3%), Aquaprep + Onestep (83,8%) sowie Solobond M (85,3%). Aquaprep + Onestep erreichten im Vergleich zu Prime&Bond 2.1 (94,5%) und Single Bond (95,6%) signifikant weniger perfekte Ränder. Des Weiteren zeigte Single Bond signifikant häufiger einen perfekten Rand als Solobond M.

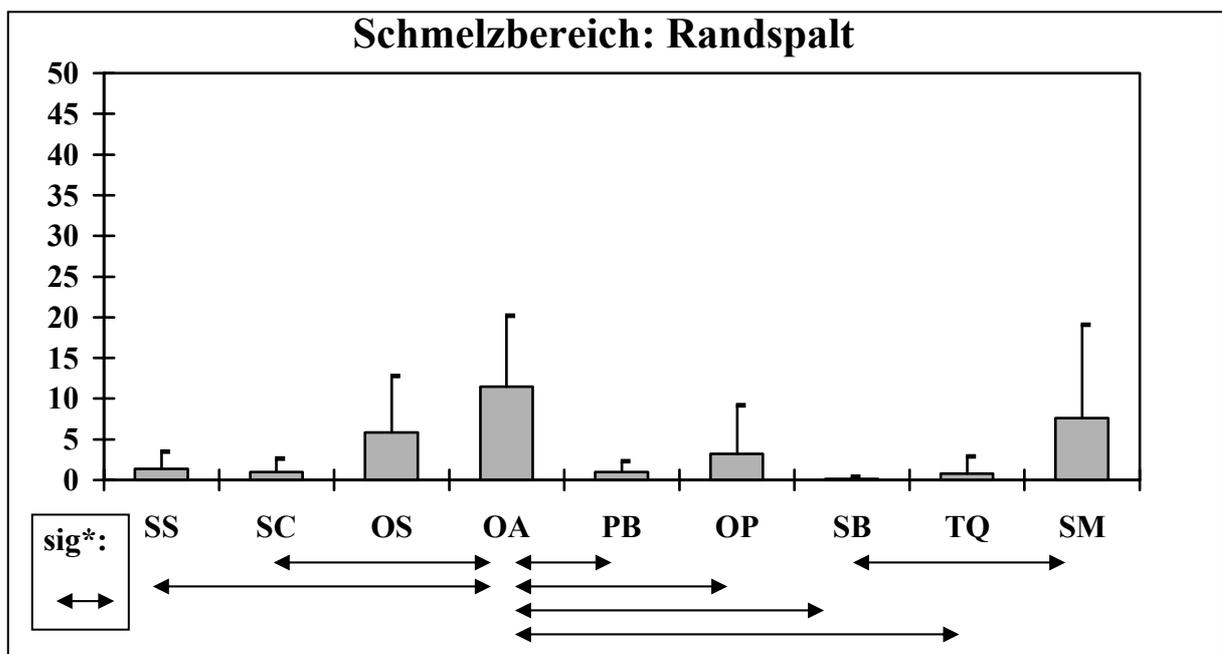


Abb.12: Anteil Randspalt in Prozent im Schmelz mit Standardabweichungen

Schmelz: Randspalt	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)									
Prime&Bond2.1(PB)									
Solobond M (SM)									
Aquaprep/One-Step (OA)	sig.*	sig.*		sig.					
Single Bond (SB)					sig.*	sig.*			
Optibond Solo (OP)						sig.*			
Syntac Sprint (SS)						sig.*			

Tab. 5: Signifikanzen im Schmelz für das Kriterium Randspalt, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney-U-Test)

Aquaprep + Onestep (11,5%) wiesen signifikant mehr Randspaltbildung als Syntac Sprint (1,4%), Syntac Single-Component (1,0%), Prime & Bond (1,0%), Optibond Solo (3,2%), Singlebond (0,1%) und Tenure Quick (0,8%) auf. Des Weiteren zeigte Solobond M (7,6%) eine signifikant höhere Randspaltbildung als Singlebond.

5.1.2 Ergebnisse der Randspaltvermessung im Dentinbereich

In den Randbereichen im Dentin ergaben sich bei der Auswertung des Kruskal-Wallis-H-Tests signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Kriterien perfekter Rand ($p=0,038$), Randspaltbildung ($p=0,005$) und Quellung ($p=0,042$).

Die nachfolgenden Tabellen zeigen die Verteilung der prozentualen Mittelwerte der Adhäsivsystem-Komposit-Gruppen zu dem jeweiligen Kriterium im dentinbegrenzten Randanteil nach Thermowechselbelastung mit den dazugehörigen Standardabweichungen.

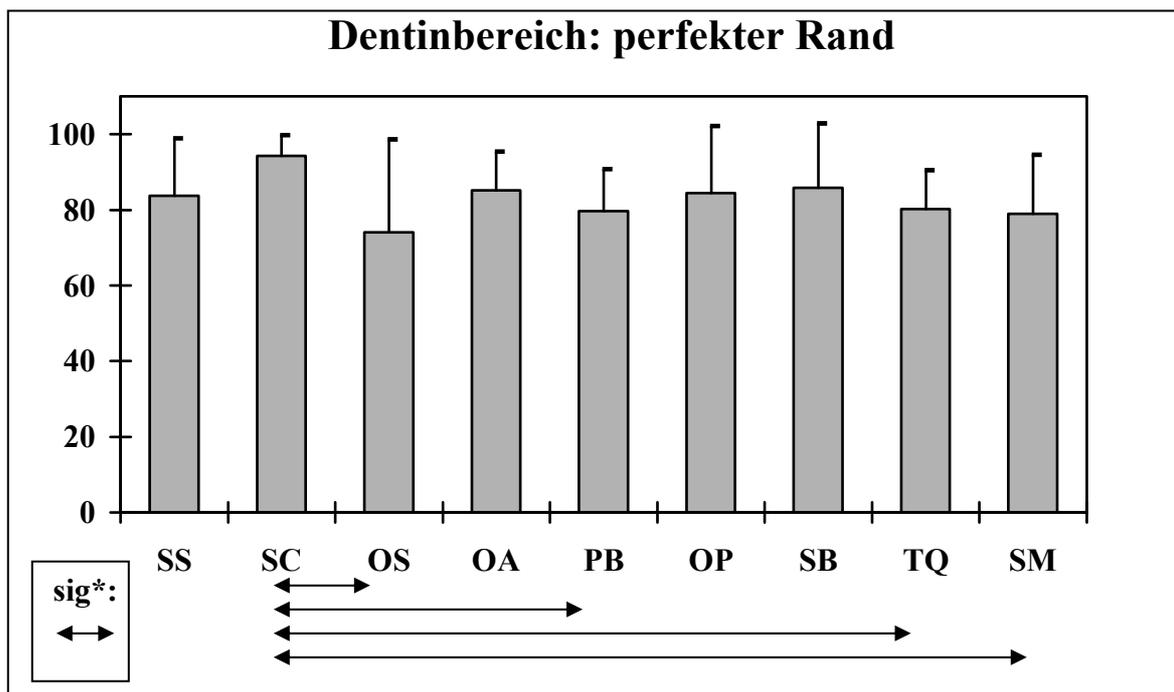


Abb.13: Anteil perfekter Rand in Prozent im Dentin mit Standardabweichungen

Dentin: perfekter Rand	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)	sig.*								
Onestep (OS)		sig.*							
Prime&Bond2.1(PB)		sig.*							
Solobond M (SM)		sig.*							
Aquaprep/One-Step (OA)									

Tab. 6: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium perfekter Rand, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney U-Test)

Die paarweisen Vergleiche zeigen, dass Syntac Single-Component (92,2%) einen signifikant höheren prozentualen Anteil an perfektem Rand erreichte, als Onestep (74,1%), Prime & Bond 2.1 (79,6%), Tenure Quick (80,2%) und Solobond M (78,9%).

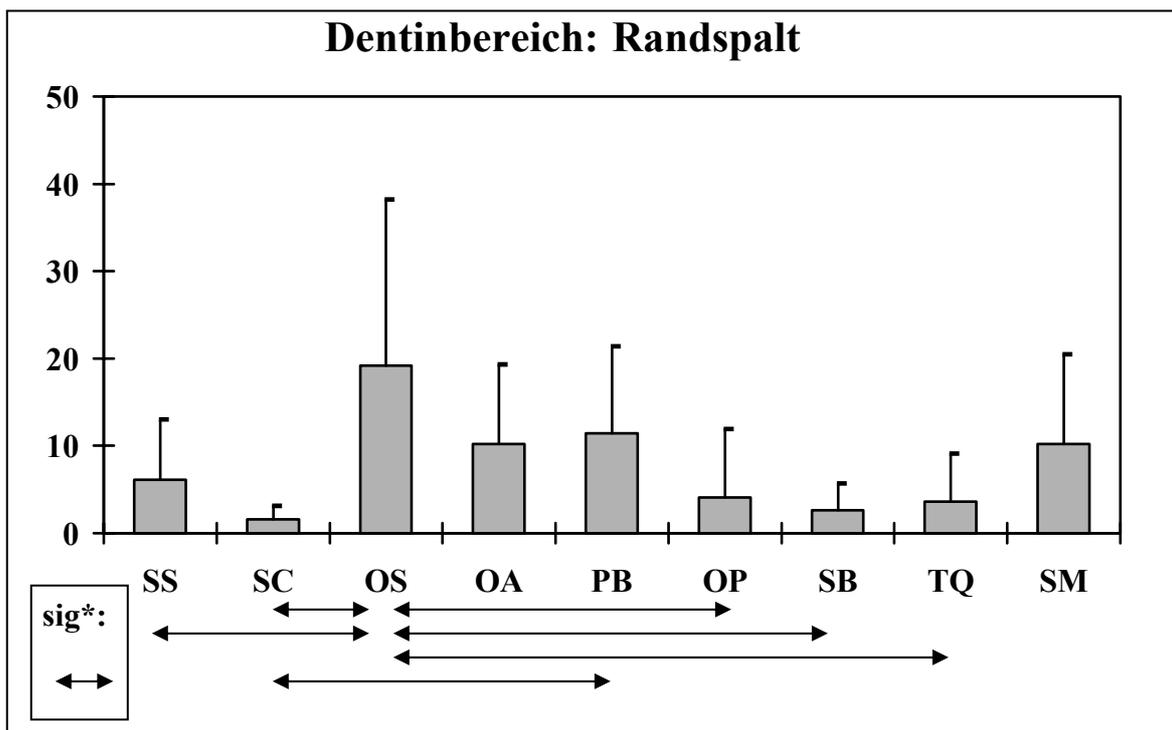


Abb. 14: Anteile Randspaltbildung in Prozent im Dentinbereich mit Standardabweichungen

Dentin: Randspalt	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)	sig.*	sig.*							
Prime&Bond2.1(PB)		sig.*							
Solobond M (SM)									
Aquaprep/One-Step (OA)									
Single Bond (SB)			sig.*						
Optibond Solo (OP)			sig.*						
			sig.*						

Tab. 7: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Randspalt, paarweise Vergleiche (Mann-Whitney-U-Test)

Onestep (19,2%) wies signifikant höhere Anteile an Randspaltbildung auf als Syntac Sprint (6,1%), Syntac Single-Component (1,6%), Optibond Solo (4,1%), Single Bond (2,6%) und Tenure Quick (3,6%). Prime & Bond 2.1 (11,4%) zeigte signifikant höhere Randspaltbildung als Syntac Single-Component.

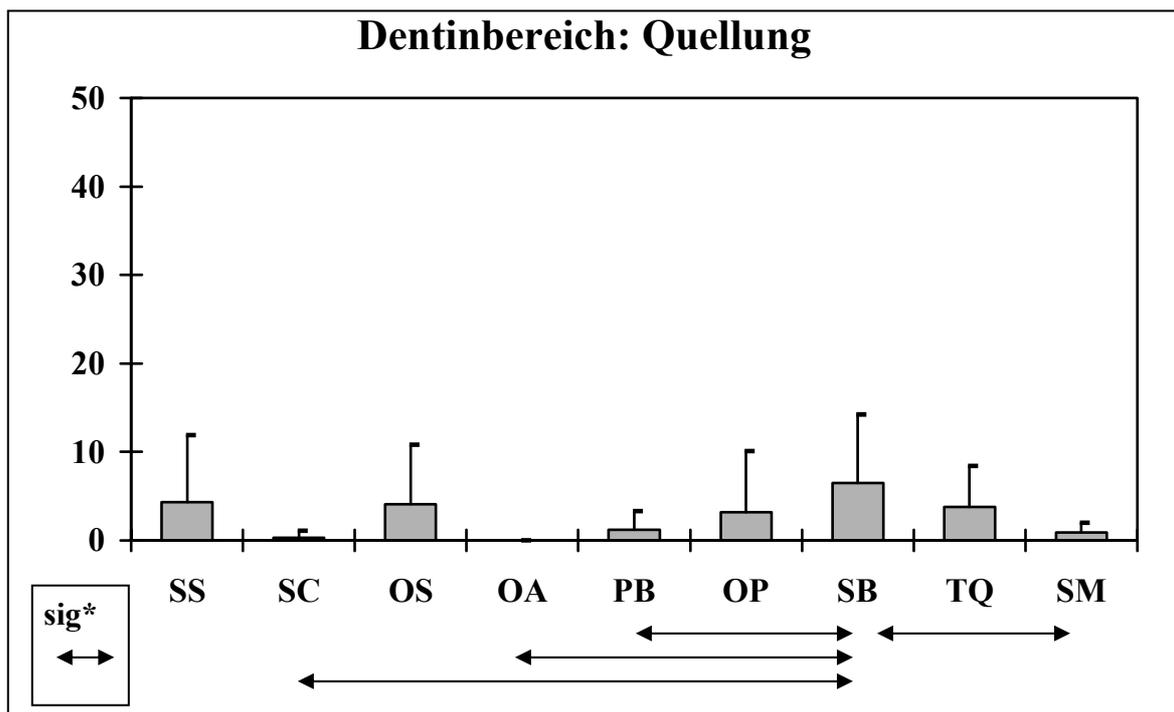


Abb. 15: Anteile Quellung in Prozentangaben im Dentinbereich nach Thermowechselast

Dentin: Quellung	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)									
Prime&Bond2.1(PB)									
Solobond M (SM)									
Aquaprep/One-Step (OA)									
Single Bond (SB)		sig.*		sig.*	sig.*	sig.*			
Optibond Solo (OP)									
Syntac Sprint (SS)									

Tab. 8: Signifikanzen im Dentin für das Kriterium Quellung, paarweiser Vergleich (Mann-Whitney-U-Test)

Im Dentinrandbereich konnte bei der Gruppe Singlebond (6,5%) zu einem signifikant höheren Anteil eine Quellung im Randbereich beobachtet werden, als bei den Gruppen Syntac Single-Component (0,3%), Aquaprep + Onestep (0%), Prime & Bond (1,2%) und Solobond M (0,9%).

5.1.3 Ergebnisse der Schmelz und Dentinbereiche im Überblick

Die Verwendung des Rewetting-Agents Aquaprep zeigte im Schmelz keinen signifikanten Einfluss im Vergleich zu der alleinigen Anwendung des Dentinadhäsivs Onestep. In den Dentinbereichen wurde durch die Verwendung von Aquaprep eine geringe, statistisch nicht signifikante Verbesserung der Randdichtigkeit bewirkt.

Der Vergleich der Randqualität zwischen Schmelz und Dentin innerhalb der einzelnen Gruppen zeigte einen signifikant höheren Anteil perfekter Ränder und weniger Randspalt im Schmelz für die Gruppen Tenure Quick, Onestep, Prime & Bond 2.1 und Single Bond. Syntac Sprint wies signifikant häufiger Randspalten im Dentin auf.

Die nachfolgenden Ranglisten zeigen die Tendenzen des Abschneidens der Adhäsivsysteme im Verhältnis zueinander. Signifikanzen sind hier nicht berücksichtigt.

Reihenfolge	Schmelz	Dentin
1	Syntac Single-Comp. (97,5%)	Syntac Single-Comp. (94,2%)
2	Singlebond (95,6%)	Singlebond (85,9%)
3	Prime&Bond 2.1 (94,5%)	Aquaprep+Onestep (85,2%)
4	Tenure Quik (93,3%)	Optibond Solo (84,5%)
5	Syntac Sprint (91,9%)	Syntac Sprint (83,7%)
6	Optibond Solo (91,7%)	Tenure Quik (80,2%)
7	Onestep (87,3%)	Prime & Bond 2.1 (79,6%)
8	Solobond M (85,3%)	Solobond M (78,9%)
9	Aquaprep+Onestep (83,8%)	Onestep (74,1%)

1= größter Anteil perfekten Randes; 9= geringster Anteil perfekten Randes

Tab. 9: Rangliste für die größten Anteile perfekten Randes im Schmelz und Dentin

Reihenfolge	Schmelz	Dentin
1	Singlebond (0,1%)	Syntac Single-Comp. (1,6%)
2	Tenure Quik (0,9%)	Singlebond (2,6%)
3	Syntac Single-Comp. (1,0%)	Tenure Quik (3,6%)
4	Prime&Bond 2.1 (1,0%)	Optibond Solo (4,1%)
5	Syntac Sprint (1,4%)	Syntac Sprint (6,1%)
6	Optibond Solo (3,2%)	Solobond M (10,2%)
7	Onestep (5,8%)	Aquaprep+Onestep (10,2%)
8	Solobond M (7,6%)	Prime &Bond 2.1(11,4%)
9	Aquaprep+Onestep (11,5%)	Onestep (19,2%)

1= geringster Anteil Randspalt; 9= höchster Anteil Randspalt

Tab. 10: Rangliste für die niedrigsten Anteile Randspalt in Schmelz und Dentin

5.2 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

Die statistischen Signifikanzen wurden ebenfalls durch den Kruskal-Wallis H-Test ermittelt, zum paarweisen Vergleich der Gruppen fand der Mann-Whitney U-Test Anwendung.

0= keine Farbstoffpenetration

1= Farbstoffpenetration bis 50 % der Kavitätenwand

2= Farbstoffpenetration über 50% der Kavitätenwand

3= Farbstoffpenetration bis auf den Kavitätenboden

Eine Farbstoffpenetration bis zum Kriterium 3 (Farbstoffpenetration bis zum Kavitätenboden) trat weder im Schmelz- noch im Dentinbereich der Kavitäten auf. Es ergaben sich für Schmelz ($p=0.005$) und Dentin ($p=0,003$) signifikante Unterschiede.

5.2.1 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Schmelz

Im Schmelz gab es nur Farbstoffpenetration im Bereich 0-keine Farbstoffpenetration und 1-Farbstoffpenetration bis 50% der Kavitätenwand.

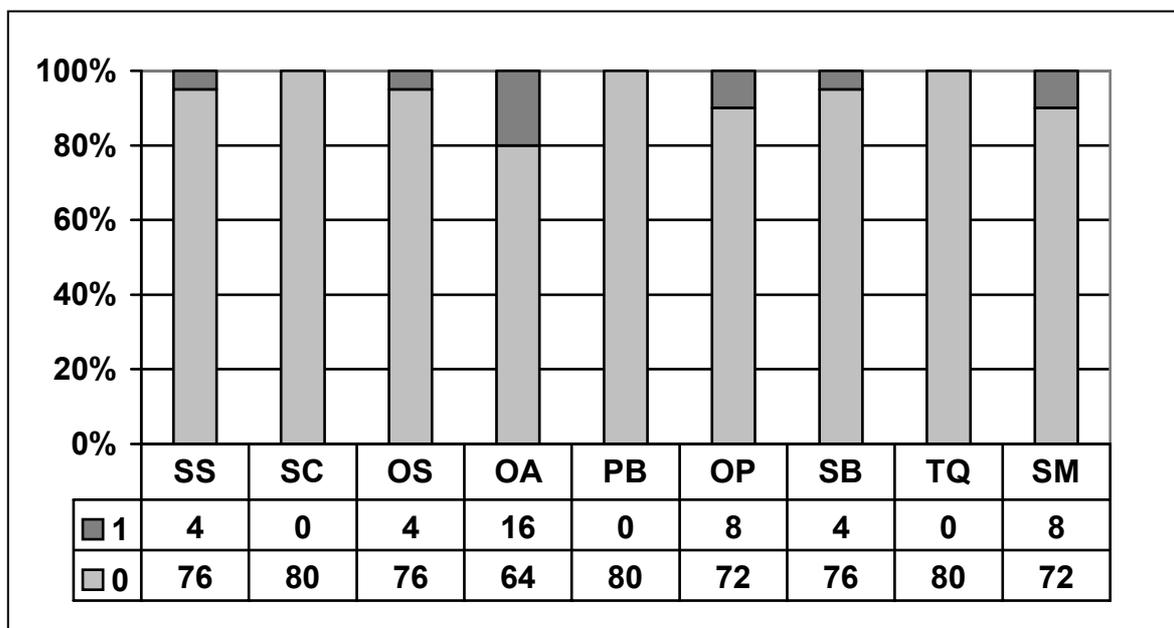


Abb.16: Prozentuale und absolute Werte der Farbstoffpenetration im Schmelz

Farbstoffpenetration	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)									
Prime&Bond2.1(PB)									
Solobond M (SM)	sig.*	sig.*		sig.*					
Aquaprep/One-Step (OA)	sig.*	sig.*	sig.*	sig.*	sig.*				
Single Bond (SB)						sig.*			
Optibond Solo (OP)	sig.*	sig.*		sig.*		sig.*			
Syntac Sprint (SS)						sig.*			

Tab. 11: Signifikanzen der Farbstoffpenetrationsergebnisse im Schmelz

Die Gruppen Syntac Single-Component, Prime&Bond 2.1 und Tenure Quick wiesen im Schmelz keine Farbstoffpenetration auf. Die Gruppe Onestep + Aquaprep schnitt im Schmelzbereich am wenigsten gut ab, für sie ergaben sich signifikant höhere Werte für die

Farbstoffpenetration als für alle anderen Gruppen. Optibond Solo und Solobond M zeigten signifikant stärkere Farbstoffpenetration als Syntac Single-Component, Prime & Bond und Tenure Quick. Die Verwendung des Rewetting-Agents Aquaprep vor dem Auftragen des Dentinadhäsivs Onestep führte verglichen mit der alleinigen Anwendung von Onestep zu einer signifikant erhöhten Farbstoffpenetration im Schmelzbereich.

5.2.2 Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests im Dentin

Im Dentin traten Farbstoffpenetrationstiefen bis zum Bereich 2 (über 50% der Kavitätenwand) auf.

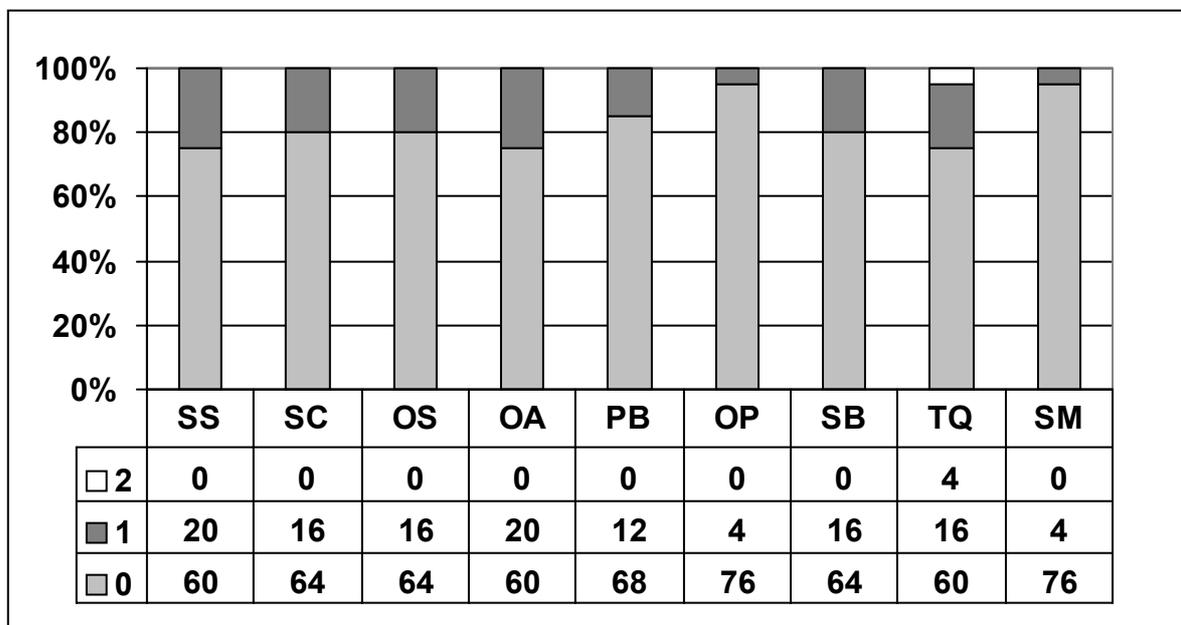


Abb.17: Prozentuale und absolute Werte der Farbstoffpenetration im Dentin

Farbstoffpenetration Dentin	TQ	SC	OS	PB	SM	OA	SB	OP	SS
Tenure Quick (TQ)									
Syntac Single-Comp. (SC)									
Onestep (OS)									
Prime&Bond2.1(PB)	sig.*								
Solobond M (SM)	sig.*	sig.*	sig.*						
Aquaprep/One-Step (OA)					sig.*				
Single Bond (SB)					sig.*				
Optibond Solo (OP)	sig.*	sig.*	sig.*			sig.*	sig.*		
Syntac Sprint (SS)					sig.*			sig.*	

Tab. 12: Signifikanzen der Farbstoffpenetration im Dentin Mann-Whitney-U-Test

Am besten schnitten die Gruppen Optibond Solo und Solobond M ab, sie wiesen im Dentin statistisch signifikant weniger Farbstoffpenetration als Tenure Quick, Syntac Single-Component, Syntac Sprint, Singlebond, Onestep und Onestep + Aquaprep auf. Des weiteren zeigte Tenure Quick signifikant mehr Farbstoffpenetration als Prime & Bond 2.1.

5.2.3 Zusammenfassung der Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

Der Vergleich der Farbstoffpenetrationswerte zwischen Schmelz- und Dentingrenzen innerhalb jeder Gruppe zeigte signifikant höhere Werte im Dentin für Tenure Quick, Syntac Single-Component, Syntac Sprint, Singlebond, Prime & Bond 2.1 und Onestep. Optibond Solo und Solobond M erreichten vergleichbar gute Ergebnisse in Schmelz und Dentin. Für Onestep +Aquaprep ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Schmelz- und den Dentinbereichen. Die zusätzliche Verwendung von Aquaprep als Rewetting-Agent im Vergleich zu One-Step+AeliteFlo alleine führte im Schmelz zu einer signifikanten Erhöhung der Farbstoffpenetration.

Reihenfolge	Schmelz	Dentin
1	SC ,PB, TQ (80)	OP, SM (76)
2	SS, OS, SB (76)	PB (68)
3	OP, SM, (72)	SC, OS, SB (64)
4	OA (64)	SS, OA (60)
5		TQ (60, aber 4x Tiefe 2)

1= geringste Farbstoffpenetration, 4=höchste Farbstoffpenetration

Tab. 13: Rangliste für die Ergebnisse der Farbstoffpenetration ohne Signifikanzen

5.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randvermessung und des Farbstoffpenetrationstests

Die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randspaltanalyse und des Farbstoffpenetrationstests stimmen nur in Einzelfällen überein, die Tendenzen ob eine Gruppe eher gut oder schlecht abschneidet zeigt im Schmelzbereich Übereinstimmungen, im Dentin ist dieser Zusammenhang nicht zu beobachten. In den folgenden Ranglisten werden die Ergebnisse der REM-Vermessung den Ergebnissen des Farbstoffpenetrationstests gegenübergestellt.

Reihenfolge	REM-Vermessung	Farbstoffpenetration
1	SB-Singlebond (0,1%)	
2	TQ-Tenure Quik (0,9%)	SC ,PB, TQ (80)
3	SC-Syntac Single-Comp. (1,0%)	
4	PB-Prime&Bond 2.1 (1,0%)	SS, OS, SB (76)
5	SS-Syntac Sprint (1,4%)	
6	OP-Optibond Solo (3,2%)	OP, SM, (72)
7	OS-Onestep (5,8%)	
8	SM-Solobond M (7,6%)	OA (64)
9	OA-Aquaprep+Onestep (11,5%)	

1= geringster Anteil; 9= höchster Anteil Randspalt/Farbstoffpenetration

Tab. 14: Rangliste: Vergleich REM-Vermessung mit Farbstoffpenetration im Schmelz

Reihenfolge	REM	Farbstoffpenetration
1	SC-Syntac Single-Comp. (1,6%)	
2	SB-Singlebond (2,6%)	OP, SM (76)
3	TQ-Tenure Quik (3,6%)	
4	OP-Optibondsolo (4,1%)	PB (68)
5	SS-Syntac Sprint (6,1%)	
6	SM-Solobond M (10,2%)	SC, OS, SB (64)
7	OA-Aquaprep+Onestep (10,2%)	
8	PB-Prime &Bond 2.1(11,4%)	SS, OA (60)
9	OS-Onestep (19,2%)	TQ (60, aber 4x Tiefe 2)

1= geringster Anteil; 9= höchster Anteil Randspalt/Farbstoffpenetration

Tab. 15: Rangliste: Vergleich REM-Vermessung mit Farbstoffpenetration im Dentin

6 Diskussion

Dentinadhäsive sollen einen dauerhaften Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit herstellen. In dieser In-vitro-Studie wurden verschiedene Dentinadhäsive mit den vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Kompositmaterialien auf ihre Fähigkeit, einen dichten Randschluss zu bewirken, untersucht. Um eine gute Übertragbarkeit der in vitro erlangten Ergebnisse auf In-vivo-Verhältnisse zu erreichen, wurde bei allen Versuchen eine möglichst realistische Nachahmung der klinischen Verhältnisse angestrebt.

6.1 In-vitro- versus In-vivo-Studien

In-vitro-Studien können die komplexen Belastungen der klinischen Situation nicht vollständig widerspiegeln (Perdigao et Lopes 1999). Durch die gleichen Voraussetzungen für alle zu untersuchenden Gruppen erlauben sie aber einen besseren Vergleich der Materialien ohne Einfluss von patientenabhängigen Unterschieden wie z. B. Mundhygiene, anatomische Besonderheiten, Speichelflussrate oder Speichelzusammensetzung. Ein weiterer Vorteil liegt in der einfacheren und weniger zeitintensiven Durchführbarkeit der Studie (Roulet 1994). Durch die Unabhängigkeit von der Mitarbeit der Patienten und die im Labor mögliche Raffung von Belastungszyklen können wesentlich schneller aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden. Zusätzlich ist es leichter, entsprechend große Gruppen für aussagekräftige Studien zu erlangen, besonders wenn Testverfahren angewandt werden sollen, bei denen sonst eine Extraktion der behandelten Zähne nötig wäre (Farbstoffpenetrationstest, Ausstoßversuche). In-vivo-Studien ermöglichen, wenn die Zähne erhalten werden, nur die oberflächliche Beurteilung der Restaurationen, die Farbstoffpenetration in die Tiefe kann normalerweise nicht untersucht werden (Gladys et al 1995, Perdigao et Lopes 1999). Aus diesen Gründen sind In-vitro-Studien zur Beurteilung von Füllungsmaterialien weit verbreitet (Airoldi et al 1992, Bidez et Russel 1991, Braem et al 1995, Brännström et al 1984, Dietrich et al 1999, Dietschi et al 1992, Ernst et al 2000, Krejci et al 1999, Li et al 2000, Manhart et al 2000, Mehl et al 1994, Pashley 1991). Diese können unter anderem als schnelle Screeningtests zum Vergleich neuer Materialien durchgeführt werden und einen ersten Überblick über Materialeigenschaften geben (Santini et al 2000, Perdigao et al 1998, Crim 1993, Van Meerbeeck et al 2000). Zur endgültigen Beurteilung sollten aber zusätzlich klinische Studien nachgeschaltet werden,

um eine höchstmögliche Sicherheit über das tatsächliche Verhalten der Materialien in der Mundhöhle zu erlangen (Swift et al 1996, Linden et Swift 1994, Roulet 1994, Hashimoto et al 2001, Pedigao et al 2000). Entgegen den Ergebnissen dieser In-vitro-Studie, wo trotz guter Ergebnisse kein perfekter Rand in Schmelz und Dentin erzielt werden konnte, wurden z. B. in einer 3-jährigen In-vivo-Untersuchung exzellente Ergebnisse für die beiden Adhäsivsysteme Optibond Solo und Prime&Bond 2.1 bei Zahnhalskavitäten erzielt (Swift et al 2001). Dies lässt vermuten, dass In-vitro- Untersuchungen eventuell sogar strenger sind als die In-vivo-Verhältnisse und zeigt, dass nicht klar ist ob und wie viel Randspalt oder Mikroleakage gegebenenfalls toleriert werden dürfen (Roulet 1994). In anderen Studien wiederum wurden hohe Übereinstimmungen zwischen den in vitro erlangten Ergebnissen und den In-vivo-Werten festgestellt (Mason et al 1996, Mazer et al 1992).

6.2 Lagerung der Proben

Für die Lagerung der extrahierten Zähne werden unterschiedliche Lösungen empfohlen, (15%ige Chloraminlösung Haller et al 1993, 0,2%ige Thymollösung Santini et al 2000, Fortin et al 1994, 1%ige Chloramin-B-Hydratlösung Ernst et al 2000), die Lagerung in isotonischer Kochsalzlösung oder Ringerlösung mit Natriumacid als Konservierungsmittel ist hierbei weit verbreitet (isotonische Kochsalzlösung + 0,2% Natriumacid: Tagami et al 1990, isotonische Kochsalzlösung: Dietschi et al 1992, Mehl et al 1997, Ringerlösung: Kunzelmann et al 1993, Manhart et al 2001, Ringerlösung + 0,25% Natriumacid: Manhart et al 2000). Die Lagerung für kurze Zeiträume zwischen den Versuchsreihen erfolgt in den meisten Studien mit destilliertem Wasser oder Leitungswasser (Krejci et Lutz 1991, Blunk 1988, Crim 1993, Dietrich et al 1999, Fortin et al 1994, Gwinnett 1994). In dieser Studie wurde zusätzlich die Lagerung bei 37°C gewählt, um den Verhältnissen in der Mundhöhle möglichst nahe zu kommen (Crim 1993, Davidson et Abdalla 1994, Krejci et Lutz 1991, Lang et al 1994, Mehl et al 1997).

6.3 Kavitätdesign

Die Beschaffenheit der Kavität soll die Gegebenheiten in vivo möglichst gut widerspiegeln, standardisiert präparierbar sein und gleichzeitig die Belastbarkeit der Materialien testen. Da eine Unterschnittpräparation bei einer adhäsiven Restauration nicht nötig ist (Touati et al 2001, Wollmarker 1999, Petrou et Marx 1990, Swift et al 2001), wurde eine gut standardisierbare, leicht konische Kavitätenpräparation gewählt. Die Kavitätengröße liegt mit 4 mm Durchmesser an der Grenze der Materialbelastbarkeit der Komposite. Eine kleinere Kavität hätte jedoch das mehrfache Schneiden der Füllungen nicht ermöglicht und auch die Unterschiede zwischen den Materialien weniger gut herausgestellt. Die Ausdehnung der Kavität liegt im Vergleich zu anderen Studien mit 4 mm Durchmesser und 2 mm Tiefe im Bereich der größeren Klasse-V-Kavitäten, ist aber nicht größer als in anderen Referenzstudien gewählt. Die verwendeten Kavitätengrößen für Zahnhalsdefekte liegen zwischen 2 mm und 5 mm Durchmesser und einer Tiefe zwischen 1,5 mm und 3 mm (Sidhu 1994: 2 mm Durchmesser, 1,5 mm tief, Mehl et al 1997: 2 mm Durchmesser, 1,8 mm tief, Tsunekawa 1992: 2x3,5 mm, 1,5 mm tief, Crim 1993: 4x2 mm bei 1 mm Tiefe, Fortin et al 1994, Gordan et al 1998, Vargas et Swift 1994, Santini et al 2000: 3x2 mm Durchmesser bei 1,5 mm Tiefe, Hasegawa et Retief 1993, Rigsby, Mehl et al 1994, Retief et al 1994: 3 mm Durchmesser bei 1,5 mm Tiefe, Mixson et al 1993: 3 mm Durchmesser bei 3 mm Tiefe, Krejci et Lutz 1991: 4 mm Durchmesser bei 2 mm Tiefe, Dietschi et al 1992: 4 mm Durchmesser bei 2,5 mm Tiefe, Gwinnett et al 1995: 4 mm Durchmesser bei 2 mm Tiefe, Tay et al 1995: 4 mm Durchmesser, 2 mm tief, Tsunekawa et al 1992: Ausdehnung 5x2 mm bei 1,5 mm Tiefe, Swift et al 1996: 5x3 mm Durchmesser bei 3 mm Tiefe).

Als ideale Randgestaltung für Klasse-V-Kavitäten wurde in früheren Untersuchungen eine Anchrägung im Schmelz und eine gerade auslaufende, rechtwinklige Präparation im Dentin genannt (Blunk 1988, Krejci et Lutz 1991, Grieve et al 1993). Die leichte Schmelzanschrägung bewirkt einen günstigeren Anschnitt der Schmelzprismen und trägt damit zu einer besseren Schmelzhaftung bei (Hilton et Ferracane 1999, Crawford et al 1987, Haller et Trojanski 1998). Im Dentin wurde keine Anchrägung präpariert, da diese in vivo die Kavität weiter in den gingivalen Sulkus ausdehnen würde. In diesem Bereich wäre die Ausarbeitung erschwert und ein schlecht definierter Rand würde im klinisch

weitgehend unzugänglichen, subgingivalen Kompartiment entstehen (Krejci et Lutz 1991, Hickel 1994). Die Kavitätenpräparation mit leichter Schmelzanschrägung und gerade auslaufendem Rand im Dentin wird in vielen weiteren Studien empfohlen und angewandt (Crim 1993, Gwinnett et al 1995, Mehl et al 1997, Hugo et al 1992, Hilton et Ferracane 1999, Tay et al 1995). Nicht zuletzt zur besseren Vergleichbarkeit wurde auch hier diese Form der Kavitätenrandpräparation mit leichter Randanschrägung im Schmelz und gerade auslaufendem Rand im Dentin angewandt. Vor allem wurde diese Kavitätenform gewählt, da sie durch den ungünstigen, hohen C-Faktor (Verhältnis gebundener zu freier Oberfläche) sehr hohe Materialanforderungen an die Komposite stellt und so die Unterschiede und Schwächen der einzelnen Materialien eher zu Tage treten (Feilzer et al 1987, Davidson et al 1984).

6.4 Füllungstechnik: Einschichtapplikation versus Mehrschichttechnik

Die Füllung der Kavitäten in nur einer Schicht stößt bei der in dieser Studie gewählten Größe der Kavität von 4 mm Durchmesser und einer Tiefe von 2 mm an die Grenzen der Materialbelastbarkeit der Komposite. Dies wurde bewusst toleriert, da auch in der klinischen Anwendung häufig an diese Grenze gegangen wird. Es kommt bei der Lichtpolymerisation zuerst zu einer Aushärtung der oberflächlichen Materialschichten, die Polymerisationsschrumpfung kann durch Nachfließen aus tieferliegenden Kompositbereichen zum Teil ausgeglichen werden (Krejci et Lutz 1991, Mehl et al 1997). In den tieferen Materialschichten kann die Schrumpfung unter Umständen durch die nicht vollständige Aushärtung geringer ausfallen (Blunk 1988, Hansen 1986). In der vorliegenden Studie wurde die jeweilige maximale Aushärtetiefe der Komposite von 2 mm nicht überschritten. Bei Betrachtung der Schnitte fiel allerdings auf, dass gelegentlich eine Spaltbildung an den Kavitätenböden auftrat. Dies lässt sich auf die als erstes an der Oberfläche beginnende Aushärtung mit Nachfließen aus der Tiefe erklären, wodurch der Eindruck einer gerichteten Schrumpfung der Füllungsmaterialien zur Lichtquelle hin entsteht (Krejci et Lutz 1991, Wollmarker 1999, Hugo et al 1992, Hansen 1986, Hellwig et al 1995, Price et al 2000). Die Mehrschichttechnik wurde entwickelt, um durch die Aushärtung mehrerer kleiner Kompositportionen die Auswirkung der Polymerisations-

schrumpfung zu verringern (Krejci et Lutz 1991, Hellwig et al 1995, Wollmarker 1999, Haller 2000). Durch die Verwendung der Schichttechnik könnte man diese Spaltbildung am Kavitätenboden eventuell reduzieren oder vermeiden. Trotz dieser gelegentlichen Spaltbildung am Kavitätenboden trat jedoch in keinem Fall eine Farbstoffpenetration bis in diesen Bereich auf. Für die klinische Anwendung empfiehlt sich demnach für die Komposite die Mehrschichttechnik, da die Auswirkungen der Spaltbildungen am Kavitätenboden für den Zahn und die Pulpa nicht geklärt sind und eine Verbesserung der Randspaltergebnisse noch möglich erscheint (Hansen 1986). Ob eine Versorgung der Kavitäten in der Mehrschichttechnik tatsächlich eine Verbesserung der Ergebnisse der Randqualität ergeben würde, ließ sich bislang nicht eindeutig klären (Linden et Swift 1994, Smith et al 1991, Dietschi et al 1992, Blunk 1988, Zidan et al 1987, Gallo et al 2000). Da in dieser Studie vor allem der Vergleich der Materialien unter gleichen Voraussetzungen wichtig war, wären beide Studiendesigns vorstellbar. In dieser Studie wurde zugunsten der härteren Materialprobe entschieden und auf eine Schichtung verzichtet.

6.5 Komposite und Dentinadhäsive

In der vorliegenden Studie wurden komplette Kompositsysteme, also die Kompositfüllungsmaterialien mit dem dazugehörigen Adhäsivsystem untereinander verglichen. Die Fähigkeit, einen dichten Randschluss zu erreichen, hängt von beiden Komponenten ab (Klaiber 1998, Krejci et Lutz 1991, Dietschi et al 1992). Bei den Adhäsivsystemen spielen die Zusammensetzung und damit die Benetzungsfähigkeit und Penetrationstiefe ins Dentin, die Anwendungsfreundlichkeit oder Techniksensitivität und die erzielte Haftkraft eine entscheidende Rolle für das Erreichen einer optimalen Randdichtigkeit (Santini et al 2000, Retief et al 1994, Klaiber 1998, Kultermann 2001, Tay et al 1995, Dietschi et al 1992, Li et al 2001). Bei den Kompositen entscheiden die Materialeigenschaften wie das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung, das Elastizitätsmodul und der thermische Ausdehnungskoeffizient über die Qualität der Restaurationsgrenze (Prati et al 1990, Klaiber 1998, Kunzelmann et al 1993, Braem et al 1995, Haller 2000, Guggenberger et al 2000, Manhart et al 2000). Da diese beiden Komponenten hierfür ausschlaggebend sind, zeigen in dieser Studie auch die Gruppen Syntac Sprint (SS) und Syntac Single-Component (SC), die jeweils mit dem gleichen Kompositmaterial Tetric Ceram versorgt wurden. Die beiden

Gruppen erzielten sowohl in der Mikroleakageuntersuchung als auch bei der REM-Randanalyse tendenzielle, aber nicht signifikant unterschiedliche Ergebnisse. Ähnlich schnitten die Gruppen Onestep (OS) und One-Step+Aquaprep (OA) ab, die ebenfalls mit demselben Komposit Aeliteflo versorgt wurden und unterschiedliche, aber nur für die Mikroleakageuntersuchung im Schmelz-bereich signifikante Unterschiede zueinander aufwiesen.

Niedrigvisköse Komposite (auch sogenannte fließfähige Komposite) werden wegen ihrer größeren Elastizität und niedrigeren Sprödigkeit als zusätzliche Schicht zwischen Bonding und Komposit empfohlen (Gallo et al 2000, Kemp-Scholte et Davidson 1990, Haller 2000, Ernst et al 2000). Sie sollen weniger anfällig sein für Verformungen, die durch okklusale Belastungen entstehen und durch die höhere Fließfähigkeit eine bessere Benetzung der Kavitätenwände ermöglichen (Swift et al 1996, Ernst et al 2000). Aufgrund dieser Materialeigenschaften werden fließfähige Komposite für kleinere Kavitäten oder Zahnhalsfüllungen auch als alleiniges Füllungsmaterial empfohlen (Herstellerangabe Bisco für Aeliteflo). Allerdings sind fließfähige Komposite normalerweise niedriger gefüllt und weisen dadurch eine stärkere Polymerisationsschrumpfung auf (Price et al 2000, Kultermann 2001, Crim 1989, Labella et al 1999, Haller 2000). Die Ergebnisse des in dieser Studie verwendeten, fließfähigen Komposites Aeliteflo (Randspalt im Schmelz OS 5,8%, OA 11,5%, Randspalt im Dentin OS 19,2%, OA 10,2%), könnten zum Teil auf diese höhere Schrumpfung zurückzuführen sein. Aeliteflo gehört zwar ebenfalls zu der Gruppe der hochgefüllten Komposite, der Fülleranteil (60Gew%) liegt aber niedriger als bei den übrigen in dieser Untersuchung verwendeten Kompositen (76,5Gew%-84,5Gew%, soweit Angaben der Hersteller darüber vorliegen).

Lichthärtende Komposite besitzen den Vorteil, dass sie nicht angemischt werden müssen, eine relativ lange Verarbeitungszeit besitzen, sehr homogen sind und bei fachgerechter Anwendung (maximale Schichtstärke darf nicht überschritten werden) ein schnelles und gutes Durchhärten ermöglichen (Hellwig et al 1995, Price et al 2000). Chemisch härtende Komposite dagegen müssen vor der Applikation angemischt werden. Ihre Beschaffenheit zeigt häufiger Porositäten, was auch in dieser Studie bei dem einzigen verwendeten, dualhärtenden Komposit (Marathon) auffiel (Price et al 2000). Andererseits sind sie durch die chemische Härtung unabhängig von einer externen Lichtquelle und zeigen eine

langsamere Aushärtung. Als Folge der langsameren Aushärtung können die schrumpfungsbedingten inneren Spannungen geringer ausfallen als bei lichthärtenden Restaurationen und somit bessere Ergebnisse bei der Randspaltanalyse erreicht werden (Krejci et Lutz 1991). In dieser Studie konnte dieser Effekt nicht belegt werden (Gruppe Tenure Quick /Marathon), allerdings wurde das einzige verwendete dualhärtende Material Marathon in dieser Studie lichtgehärtet.

Bei den Adhäsivsystemen geht der Trend zur Vereinfachung der Anwendung und zur Reduktion der Komponenten und Arbeitsschritte. Dem Bemühen, die Adhäsive möglichst anwendungsfreundlich und zeitsparend zu gestalten, steht die Gefahr schlechterer Materialeigenschaften gegenüber. So konnte beispielsweise für Ein-Schritt-Adhäsivsysteme in mehreren Studien durch den Auftrag einer zweiten Schicht Bonding eine signifikante Verbesserung der Ergebnisse nachgewiesen werden (Keith 1994, Santini et al 2000, Titley et al 1994).

In vielen Studien wird der Einfluss der Haftvermittlerzusammensetzung und speziell des enthaltenen Lösungsmittels (Aceton, Ethanol, Wasser) auf die Ergebnisse diskutiert (Gwinnett 1992, Li et al 2000, Dietschi et al 1992, Crim et Schmidt 1993, Fortin et al 1994). Hierbei wird vor allem die Empfindlichkeit der acetonhaltigen Adhäsivsysteme gegenüber zu stark getrocknetem Dentin hervorgehoben (Frankenberger 2000, Gwinnett 1992, Tay et al 1998). In der vorliegenden Studie fiel auf, dass alle Haftvermittler auf Acetonbasis (Onestep OA und OS, Prime&Bond 2.1 PB, Solobond M SM) trotz „Wet-Bonding“-Technik bei der REM-Randanalyse im Dentin tendenziell mehr Randspalten aufwiesen, als die Dentinadhäsive auf Wasser- oder Ethanolbasis. Im Schmelzbereich zeigten von den acetonhaltigen Adhäsiven alle, außer der Gruppe Prime&Bond 2.1/ TPH Spectrum, mehr Randspalten. Die Ergebnisse der Mikroleakageuntersuchung konnten diese Auffälligkeit allerdings nicht bestätigen, hier trat keine Verteilung in Abhängigkeit zum Lösungsmittel auf. Dieser Beobachtung darf jedoch nicht zuviel Bedeutung zugemessen werden, da auch unterschiedliche Composite zur Anwendung kamen und so kein direkter Vergleich zwischen den Adhäsivsystemen möglich ist. Aus diesem Grund kann hier auch nicht von signifikanten Unterschieden gesprochen werden, sondern höchstens von einem Trend der zukünftig eine genauere Abklärung in weiteren Untersuchungen bedarf.

6.6 „Wet-Bonding“- und „Rewetting“-Technik

Obwohl einige Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede für bestimmte Adhäsivsysteme zwischen Wet- und Dry-Bonding feststellen konnten (Vargas et Swift 1994, Gwinnett 1992), gehen andere Studien von Verbesserungen der Haftkräfte um bis zu 30-40% aus oder konnten eine tiefere Infiltration der demineralisierten Dentinoberfläche mit verbesserter Hybridschichtbildung nachweisen (Tepel 1994, Farik et al 1998, Gwinnett 1992, Tay et al 2000, Tay et al 1996(2), Nakajima et al 2000, Ritter et al 2000, Pashley et Carvalho 1997). Als Voraussetzung für eine gute Penetration ins Dentin, wird die „Wet-Bonding“-Technik, wie oben schon erwähnt, vor allem bei acetonhaltigen Adhäsiven, die keinen oder nur einen geringen eigenen Wasseranteil aufweisen, empfohlen (Haller 2000, Tay et al 1998(2), Tay et al 1997(2), Gwinnett 1992, Ianzano et Gwinnett 1993). Enthält das Dentinadhäsiv selbst Wasser, dann darf das Dentin leicht getrocknet werden, da der Wasseranteil zum Rehydrieren der oberflächlichen Dentinschicht ausreicht und die Bildung einer guten Hybridschicht ermöglicht. Auf der anderen Seite muss hier auch auf eine nicht zu große Feuchtigkeit des Dentins geachtet werden, da es sonst zum „Overwet-Phänomen“ kommen kann, bei dem das Adhäsiv verdünnt wird (Tay et al 1998 (1)). Dieses Overwet-Phänomen kann auch bei acetonhaltigen Adhäsiven bei zu großer Feuchtigkeit auftreten, hierbei konnten Entmischungen, ähnlich wie Öl in Wasser, innerhalb der Hybridschicht nachgewiesen werden (Tay et al 1997(1) , Tay et al 1996 (1), Tay et al 1996 (2)). Die in dieser Studie verwendete „Wet-Bonding“-Technik sollte trotz der verschiedenen Zusammensetzungen der Adhäsive und unterschiedlich hoher Techniksensitivität der verwendeten Produkte sowohl für aceton- als auch für wasser- und/oder ethanolhaltige Adhäsive möglichst optimale Voraussetzungen bieten. Durch die leicht feuchte Oberfläche wird die Gefahr einer zu hohen Austrocknung oder zu großen Feuchtigkeit nahezu eliminiert. Sollten einzelne Adhäsive trotzdem aufgrund der für ihre Zusammensetzung nicht optimalen Feuchtigkeit der Dentinoberfläche schlechter abgeschnitten haben, ist eine optimale Oberflächenvorbehandlung in vivo nahezu unmöglich. Um diese Gefahr zu verringern, sollte bei neuen Adhäsivsystemen darauf geachtet werden die Variationsbreite für die Feuchtigkeit der Dentinoberfläche, mit der ein optimaler Verbund erreicht werden kann, möglichst groß zu gestalten und nicht zu techniksensitive Produkte auf den Markt zu bringen (Tay et al 1998 (2), Tay et al 1996 (3), (Tay et al 1997 (2), Lambrechts et al 2001).

Die Methode, eine wässrige HEMA-Lösung vor dem Bonding auf das Dentin aufzutragen, ist nicht neu. Sie wurde über viele Jahre mit einem auf 4-META basierenden Adhäsivsystem mit sehr gutem Erfolg verwendet (Perdigao et al 1998, Nakabayashi et Takarada 1992, Nakabayashi et al 1982, Pashley et Carvalho 1997). Innerhalb der schmelzbegrenzten Bereiche zeigte bei der REM-Auswertung die HEMA-Lösung Aquaprep in dieser Studie keine signifikanten Auswirkungen auf die Randqualität. Die Gruppe One-Step+Aquaprep erreichte 83,8% perfekten Rand und 11,5% Randspalt, die Gruppe One-Step ohne zusätzliche „rewetting“-Lösung 87,3% perfekten Rand und 5,8% Randspalt im Schmelz. Bei der Mikroleakageuntersuchung führte die zusätzliche Verwendung von Aquaprep im Schmelz jedoch zu signifikant mehr Farbstoffpenetration. Innerhalb der Dentinbereiche konnte durch das „rewetting“ eine bessere, aber nicht signifikant verbesserte Randdichtigkeit in der REM-Analyse erzielt werden. One-Step erreichte 74,1% perfekten Rand, Aquaprep+One-Step konnte 85,2% perfekten Rand im Dentin erzielen. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass eine ausreichende Feuchtigkeit des Dentins genauso effektiv ist, wie die Verwendung einer „rewetting“-Lösung (Farik et al 1998, Perdigao et al 1998, Ritter et al 2000). Andere Untersuchungen wiederum zeigen signifikant verbesserte Haftwerte bei der Anwendung von Aquaprep auf einzelne Dentinadhäsive (Manhart et al 2000: One-Step signifikant besser mit Aquaprep, Perdigao et al 1998: One-Step gleich gute Ergebnisse für wet und rewetted, Prime&Bond 2.1 signifikant besser mit Aquaprep). Die genauen Auswirkungen der „rewetting“-Lösung Aquaprep auf die Haftkraft und Randdichtigkeit von Dentinadhäsiven bedarf noch weiterer Abklärung, da sie bei den in verschiedenen Studien verwendeten Dentinadhäsiven unterschiedlich ausfällt (Perdigao et al 1998, Manhart et al 2000). Der Nutzen des zusätzlichen „rewetting“ mittels Aquaprep ist bei vielen Adhäsiven auch fraglich, da viele Adhäsivsysteme, so wie auch das in dieser Studie verwendete One-Step, selbst HEMA enthalten.

Gegen das „Rewetting“ mit HEMA spricht unter anderem der stabilisierende Effekt von HEMA auf die Kollagenfasern, da eine Verwendung dieses Mittels als „rewetting“-Lösung bei trockenem Dentin das Kollagenfasergeflecht in kollabiertem Zustand stabilisiert (Tay et al 1996(2)). Diese Annahme wird auch durch die Ergebnisse einer Studie gestützt, bei der die Reexpansion der Kollagenfasern bei einer 35%igen HEMA-Lösung besser ausfiel als bei einer 100%igen HEMA-Lösung. Eine völlige Reexpansion der Kollagenfasern

konnte aber in keinem Fall erreicht werden (Nakaoki 2000). Eine andere Untersuchung ergab eine stark verringerte Aufnahme des getrockneten Dentins für HEMA, wenn es nicht vorher durch Aceton stabilisiert wurde, aber selbst dann wurden bei getrocknetem Dentin geringere Werte für die Aufnahme von HEMA als bei nassem, nicht getrocknetem Dentin erreicht (Pashley et al 2000). Für die Penetrationstiefe des Bondingmaterials nach verschiedenen Vorbehandlungen ergaben die Ergebnisse für „rewetting“ mit destilliertem oder Leitungswasser hingegen gleich gute Ergebnisse wie für die „Wet-Bonding“-Technik (Tay et al 1997(2), Gwinnett 1994(1)).

6.7 Künstliche Restorationsalterung

In dieser Studie wurde die Adhäsion des Füllungswerkstoffes, des Adhäsivsystems und des dazugehörigen Bondings an der Zahnhartsubstanz nach der Exposition der Restaurationen gegenüber Thermowechselast rasterelektronenmikroskopisch vermessen, da in zahlreichen, vorhergehenden Studien eine Beanspruchung der Klebeflächen und eine Verschlechterung der Randqualität durch Thermowechselast nachgewiesen werden konnte (Airoldi et al 1992, Krejci et Lutz 1991, Kunzelmann et al 1993, Momoi et al 1991, Schuckar et Geurtsen 1997). Da nur das Abschneiden der Materialien im Vergleich zueinander untersucht werden sollte und sich durch eine vorherige Messung keine signifikanten Informationen ergeben hätten, konnte in dieser Studie auf eine Randanalyse vor künstlicher Restorationsalterung verzichtet werden (Krejci et al 1994, Dietrich et al 1992, Dietschi et Herzfeld 1998, Krejci et al 1999, Gallo et al 2000).

In ähnlichen Studien mit Klasse-V-Kavitäten durchliefen die Proben zusätzlich Zyklen im Kausimulator (Davidson et Abdalla 1994, Mehl et al 1994, Rigsby et al 1991, Mandras et al 1990, Krejci et al 1994, Krejci et al 1999). In einer Studie zeigten unter zusätzlicher Belastung in einem Kausimulator vor allem die Gruppen mit Glasionomerzement-Füllungen und mit Glasionomerliner eine Verschlechterung der Randqualität. Die Gruppen mit dentinadhäsiver Versorgung wiesen nur in einem Fall schlechtere Ergebnisse auf, wobei in der betreffenden Gruppe keine Dentinätzung vorgenommen worden war (Davidson et Abdalla 1994). Andere Studien ergaben, dass die zusätzliche Belastung der Füllungen durch Kausimulatoren im Bereich der adhäsiv befestigten Restaurationen keine

signifikante Veränderung der Randqualität im Schmelz verursachten (Mandras et al 1990, Mehl et al 1994, Rigsby et al 1991). Es konnte aber eine Tendenz zur Verschlechterung der Randedichtigkeit nach Thermowechselast und mechanischer Kaubelastung im Dentinbereich nachgewiesen werden (Mandras et al 1990, Rigsby et al 1991, Mehl et al 1994). In einer weiteren Studie ergaben sich nur signifikante Veränderungen im Schmelz, aber nicht im Dentinbereich nach thermomechanischer Belastung (Krejci et al 1999). Der genaue Einfluss von zusätzlicher Belastung der Zahnhalsfüllungen durch Kausimulatoren bedarf noch genauerer Abklärung, da die Ergebnisse in den verschiedenen Studien uneinheitlich sind und die Belastungsauswirkung anscheinend von mehreren Faktoren abhängt, wie zum Beispiel der parodontalen Situation, der Belastungsrichtung (exzentrisch oder okklusale), der Restaurationsart und dem Kavitätendesign (Rees 1998, Kuroe et al 2001). Die meisten Untersuchungen an Klasse-V-Restorationen, wie auch in dieser Studie, setzen keine zusätzliche okklusale Belastung zur Restaurationsalterung ein (Dietschi et al 1992, Gladys et al 2001, Santini et al 2000, Settembrini et al 1997, Trushkowsky et Gwinnett 1996, Smith et Martin 1992, Prati et Montanari 1989, Wieczkowski et al 1992, Fortin et al 1994 (1+2), Staninec et Kawakami 1993, Vargas et Swift 1994, Swift et al 1996, Linden et Swift 1994, Crim et Schmidt 1993, Rigsby et al 1991, Gordan et al 1998).

6.8 Randspaltvermessung und Farbstoffpenetrationstest

Rasterelektronenmikroskopische Randspaltvermessungen haben sich als genaue und zuverlässige Methode zur Beurteilung der Randqualitäten von adhäsiven Füllungsgrenzen erwiesen (Airoldi et al 1992, Krejci et al 1994, Krejci et al 1999, Krejci et Lutz 1991, Kunzelmann et al 1993, Gladys et al 1995, Roulet 1994, Blunk et al 1988, Dietrich et al 1999, Hashimoto et al 2001, Manhart et al 2001, Roulet 1994, Li et al 2000). Sie stellt im Vergleich zum Mikropenetrationstest eine echte quantitative Methode zur Beurteilung des Füllungsrandes adhäsiver Rekonstruktionen dar (Mehl et al 1994, Krejci et Lutz 1991, Blunk et al 1988, Kunzelmann et al 1993). Ein weiterer Vorteil dieser Methode liegt darin, dass die Restauration zur Auswertung nicht zerstört werden muss und somit eine Beurteilung vor und nach unterschiedlichen Belastungstests oder zu unterschiedlichen Zeitpunkten zulässt, sowie auch bei In-vivo-Studien verwendet werden kann (Thonemann

et al 1995, Hashimoto et al 2001, Gladys et al 1998, Hänggi et al 1990, Reich 1991, Roulet 1994). Ein Nachteil dieser Methode besteht in der ausschließlichen Bewertung der oberflächlichen Randqualität.

Für die Messung des Mikroleakage entlang der Kavitätenwand in die Tiefe besteht eine weite Bandbreite von Testmöglichkeiten über bakterielle, chemische oder radioaktive Test-Substanzen, die man in die Spalten penetrieren lässt und anschließend durch Beurteilung der Eindringtiefe, oder Bestimmung der Farbstoffkonzentration auswertet (Mandras et al 1993, Retief et al 1992, Trushkowsky et Gwinnett 1996, Grieve et al 1993, Taylor et Lynch 1992, Alani et al 1997). Des Weiteren bestehen die Möglichkeiten der Durchführung von Permeabilitätstests oder des Auflösens der Zahnhartsubstanz nach Farbstoffpenetration, um den Mikroleakagegrad zu bestimmen (Tsunekawa et al 1992, Mandras et al 1993, Hilton et Ferracane 1999). Die geläufigste Form ist die Verwendung von Farblösungen, deren Eindringtiefe nach Zerschneiden der Proben unter Vergrößerung beurteilt wird (Dietschi et al 1992, Davidson et Abdalla 1994, Crim et al 1993, Calamia et al 1991, Smith et al 1991, Tsunekawa et al 1992, Wiecekowsky et al 1992, Krejci et Lutz 1991, Gladys et al 2001). Durch die mehrfache Schnittführung in dieser Studie wurden die Klebeflächen der einzelnen Segmente relativ klein. Beim Schneiden der Proben kam es deshalb vereinzelt zu Aussprengungen der Füllungen, dies hatte jedoch für die Beurteilung des Mikroleakage keine Konsequenzen, da die Farbeindringtiefe hierdurch nicht verändert wurde und dennoch abgelesen werden konnte. Wie auch schon in anderen Studien wurden keine großen Unterschiede an den verschiedenen Schnittflächen gefunden. Ein einmaliger Schnitt durch die Restauration scheint demnach ausreichende Informationen über die Farbstoffpenetrationstiefen geben zu können (Mixson et al 1990). Die Einwirkzeit der Farblösung kann stark variieren und scheint keinen entscheidenden Einfluss auf die Farbstoffpenetrationstiefe zu haben (Hilton 1998).

Werden, wie auch in dieser Studie, beide Methoden zur Beurteilung herangezogen, ergänzen sich die Ergebnisse der quantitativen Randspaltvermessung und der Mikroleakageanalyse zu einer genaueren Information über die Qualität der gesamten adhäsiven Klebefläche der Restauration (Krejci et Lutz 1991, Friedl et al 1997, Friedl et al 2000, Schuckar et Geurtsen 1997). Allerdings korrelieren die Ergebnisse der REM-Randspaltvermessung und der Mikroleakageuntersuchung nicht in allen Fällen. Dies kann

möglicherweise durch Eindringen der Farbe über sehr kleine Eintrittsspalten in die Tiefe und nachfolgender flächiger Ausdehnung erklärt werden. Möglicherweise sind auch oberflächlich verlaufenden Risse der Verbundschicht, die nicht in die Tiefe reichen und sich deshalb im Farbstoffpenetrationstest kaum auswirken, für diese Beobachtung verantwortlich.

6.9 Diskussion der Ergebnisse für den Schmelzbereich

Die Ergebnisse der Randqualität der Klasse-V-Restaurationen im Schmelzbereich nach Thermowechselbelastung zeigten für perfekte Ränder eine Variationsbreite von 97,5% (Syntac Single-Component) bis 83,8% (Onestep + Aquaprep). Randspaltbildung konnte im Rasterelektronenmikroskop von 0,1% (Solobond) bis zu 11,5 % (Onestep + Aquaprep) Randanteil im Schmelz beobachtet werden. Eine Quellung wurde im Schmelzbereich, wie auch schon in anderen Studien, bei keinem der untersuchten Materialien festgestellt (Thonemann et al 1995, Kunzelmann et al 1993).

In den Schmelzbereichen der verschiedenen Gruppen zeigen die Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests und der REM-Randanalyse eine ähnliche Verteilung. Syntac Single-Component zeigte auch beim Mikroleakagetest keinerlei Farbstoffpenetration im Schmelzbereich, wo hingegen Onestep + Aquaprep signifikant mehr Mikroleakage im Schmelz aufwies als alle anderen Gruppen. Mikroleakage trat im Schmelzbereich außer bei Solobond M, Optibond Solo und Onestep + Aquaprep in allen Gruppen signifikant seltener auf als im Dentinbereich.

Die zusätzliche Verwendung von Aquaprep zeigte in der REM-Studie für die Gruppen mit Onestep / Aeliteflo (OA, OS) im Schmelz keinen signifikanten Einfluss, zeigt aber einen Trend zur Verschlechterung der Randqualität im Schmelz. In der Mikroleakageuntersuchung war im Schmelz ein signifikant höherer Anteil an Farbstoffpenetration bei der zusätzlichen Verwendung von Aquaprep zu erkennen. Dies bestätigt die Herstellerangaben, die von einer Verwendung von Aquaprep sowohl auf der Schmelz- als auch auf der Dentinoberfläche nicht völlig abraten, aber einer alleinigen Dentinbehandlung den Vorzug geben.

Das insgesamt gute Abschneiden der Komposite und Adhäsivsysteme im Schmelzbereich wird in zahlreichen Studien bestätigt (Swift et al 1996, Vargas et Swift 1996, Dietrich et al 1999, Dietschi et al 1992, Rigsby et al 1991, Schuckar et Geurtsen 1997, Tyas 1994, Linden et Swift 1994, Ernst et al 2000, Gordan et al 1998, Haller et Trojanski 1998).

6.10 Diskussion der Ergebnisse für den Dentinbereich

Dentin weist eine größere biologische Variabilität als Schmelz auf. Dadurch wird die Erzeugung eines guten adhäsiven Verbunds erschwert, der der Polymerisations-schrumpfung und den mechanischen und thermischen Belastungen sicher standhalten kann (Perdigao et Lopes 1999, Mandras et al 1993, Airoidi et al 1992, Gallo et al 2000, Gordan et al 1998). Verschiedene Studien haben bewiesen, dass die Alterung der Dentin-Komposit-Verbundschicht langfristig zu einer deutlich verschlechterten Randqualität, Verminderung der Haftkraft und zur vermehrten Bildung von Mikroleakage führt (Airoidi et al 1992, Rigsby et al 1991, Calamia et al 1991, Momoi et al 1991, Krejci et Lutz 1991, Schuckar et Geurtsen 1997, Mandras et al 1993, Crim 1993).

Im Dentinbereich zeigten alle Restaurationen außer Onestep + Aquaprep einen geringeren Anteil an perfektem Rand (74,1% bis 94,2%) und häufiger Randspaltbildung (1,6% bis 19,2%) als im Schmelz. Diese schlechteren Ergebnisse im Dentinrandbereich werden von anderen quantitativen Studien über die Randqualität, welche die Haftung zu Schmelz und Dentin vergleichen, bestätigt (Krejci et Lutz 1991, Dietschi et al 1992, Rigsby et al 1991, Manhart et al 1999(2), Santini et al 2000, Airoidi et al 1992, Schuckar et Geurtsen 1997, Gordan et al 1998, Haller et Trojanski 1998).

Quellung konnte lediglich an der Dentin-Kompositgrenze festgestellt werden, was die Ergebnisse von früheren Untersuchungen bestätigt (Thonemann et al 1995). Das Phänomen der Quellung wird der Wasseraufnahme und hygroskopischen Ausdehnung des Komposites oder des Haftvermittlers zugeschrieben (Thonemann et al 1995, Manhart et al 2000, Manhart et al 1999(2), Kunzelmann et al 1993). Single Bond wies mit 6,5% einen signifikant höheren Anteil an Quellung auf als Prime&Bond 2.1 (1,2%), Solobond M (0,9%), Syntac Single-Component (0,3%) und One-Step+Aquaprep (0%). Das Phänomen der Quellung bedarf einer kritischen Betrachtung, da die Quellung im Randbereich

möglicherweise kleinere Randspalten oder Randirregularitäten verdecken kann (Manhart et al 1999(2), Thonemann et al 1995). Über das Langzeitverhalten oder die Dichtigkeit von Quellungsarealen der Dentinadhäsive ist nur wenig bekannt, aber man geht davon aus, dass diese Bereiche auf lange Sicht keinen zuverlässigen Verbund zulassen und damit langfristig Probleme an der Grenzfläche zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration verursachen (Kunzelmann et al 1993, Thonemann et al 1995, Mandras et al 1993). Es wird vermutet, dass diese Gebiete unter okklusaler Belastung aufbrechen und so zu zusätzlicher Randspaltbildung führen (Friedl et al 1997).

Während für die Schmelzbereiche eine ähnliche Verteilung der Ergebnisse bei der rasterelektronenmikroskopischen Randspaltvermessung und dem Farbstoffpenetrationstest für alle Materialien beobachtet werden konnte, gab es für die Dentinbereiche häufiger Unterschiede zwischen den Ergebnissen für die beiden Testmethoden. Die Gruppe Onestep/Aeliteflo, die in der REM-Vermessung die schlechtesten Ergebnisse im Dentin aufwies, zeigte den gleichen Trend für die Farbstoffpenetration wie Syntac Single-Component/Tetric Ceram, welches bei der Randspaltvermessung die besten Ergebnisse erreichte. Auch die übrigen Ergebnisse im Dentin zeigen keine eindeutige Korrelation zwischen der Randspaltanalyse und dem Farbstoffpenetrationstest. In anderen Studien ist die Übereinstimmung der Ergebnisse unterschiedlich gut (Wieczkowski et al 1992, Krejci et Lutz 1991). Bei der Gruppe Tenure Quick/Marathon, die als einzige Farbstoffpenetrationstiefen bis über die Hälfte der Kavitätenwand aufwies, trat diese tiefe Farbstoffpenetration bei nur einer Probe auf. Durch die mehrfache Schnittführung fällt diese eine Probe damit so stark ins Gewicht, dass die Gruppe Tenure Quick/Marathon gegenüber allen anderen Gruppen im Dentin beim Farbstoffpenetrationstest signifikant schlechter abschneidet. Da dieses schlechte Abschneiden nur durch eine Probe bedingt ist sind diese Ergebnisse vorsichtig zu bewerten. Der Anteil der Mikropenetration fiel im Dentinbereich für alle Materialkombinationen außer für Solobond M, Optibond Solo und Onestep + Aquaprep signifikant schlechter aus als im Schmelzbereich. Ähnliche Resultate aus anderen Studien bestätigen diese Ergebnisse (Airoidi et al 1992, Dietrich et al 1999, Gladys et al 1995, Schuckar et Geurtsen 1997, Tyas 1994, Swift et al 1996, Linden et Swift 1994).

Die zusätzliche Verwendung von Aquaprep ergab im Dentinbereich für das Dentinadhäsiv Onestep eine tendenzielle, aber nicht signifikante Verbesserung der Randdichtigkeit für die REM-Randanalyse. Beim Farbstoffpenetrationstest schnitt Onestep ohne Aquaprep sogar etwas besser ab, war aber ebenfalls nicht signifikant unterschiedlich. Ähnliche Ergebnisse ergaben Studien, die keine signifikanten Unterschiede zwischen „Wet-Bonding“-Technik und wiederbefeuchtetem Dentin mit Aquaprep für das Dentinadhäsiv All-Bond 2 bzw. One-Step feststellen konnte (Farik et al 1998, Perdigao et al 1998).

6.11 Schlussfolgerung

Die verwendeten Dentinadhäsivsysteme mit den dazugehörigen Kompositmaterialien sind in der Lage gemischte Klasse-V-Kavitäten in den meisten Fällen zufriedenstellend zu verschließen. Allerdings kann keines der getesteten Systeme auf Dauer einen perfekten Randschluss in Schmelz und Dentin gewährleisten, ähnliche Ergebnisse wurden auch in anderen Studien erzielt. Trotz der Verbesserungen der Zusammensetzung der „Wet-Bonding“-Systeme, ist die Randqualität und Fähigkeit, einen sicheren Verbund zu schaffen, im Dentin immer noch schlechter als im Schmelz. Die Auswirkungen von „rewetting“-Lösungen auf die Randqualität und die Manifestation von Mikropenetration bedarf noch weiterer Abklärung.

7 Zusammenfassung

In den vergangenen Jahren hat eine intensive Forschung im Bereich der Kompositwerkstoffe und Dentinadhäsive stattgefunden. Durch diese Bemühungen wurden zahlreiche neue Erkenntnisse über die Haftfähigkeit der Dentinoberfläche nach unterschiedlicher Vorbehandlung, über die Verbundschicht zwischen Zahnhartsubstanz und Füllung und über die Kompositmaterialien selbst erlangt.

Ein schlechter Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositmaterial mit unzureichender Versiegelung der Dentinfläche kann zu Spaltbildungen mit erhöhter Dentinsensibilität, Pulpareizungen bis hin zu Sekundärkaries oder dem Verlust der Restauration führen. Aus diesen Gründen wird die Wirksamkeit eines Dentinadhäsivs häufig stellvertretend durch die Stabilität und die Dichtigkeit des Verbunds zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration bestimmt.

In der vorliegenden Studie wurden 9 verschiedene Dentinadhäsivsysteme und Kompositmaterialien auf ihre Randdichtigkeit und Mikroleakage untersucht. Als Adhäsivsysteme kamen Ein-Schritt sowie auch Mehr-Schritt-Systeme zur Anwendung. Jede der 9 Gruppen bestand aus 10 extrahierten, karies- und füllungsfreien Molaren. Zur Restauration der Kavitäten wurden die jeweils vom Hersteller empfohlenen Komposite (vornehmlich Hybridkomposite) eingesetzt. Die Proben wurden durch 1.000 Zyklen im Thermowechselastgerät zwischen 5 und 55°C künstlich gealtert. Danach wurden Replika von den Zähnen angefertigt und die Restaurationsränder rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Die Zähne wurden einem Farbstoffpenetrationstest mittels Methyleneblaufärbung unterzogen und anschließend wurde die Eindringtiefe der Farbe an den Längsschnitten der Zähne am Lichtmikroskop ausgewertet.

Bei der Randspaltanalyse ergaben sich im Schmelz für nahezu alle Gruppen sehr gute bis gute Ergebnisse mit einer Bandbreite von 97,5% perfekter Rand für Syntac Single Component/Tetric Ceram bis zu 83,8% für Aquaprep+Onestep/Aeliteflo. Im Dentinbereich fand sich für das Kriterium perfekter Rand die Variationsbreite im Bereich von 94,2% der Fälle für Syntac Single Component/Tetric Ceram bis zu 74,1% für Onestep/Aeliteflo. Beim Farbstoffpenetrationstest schnitten im Schmelz die Gruppen Syntac Single Component/Tetric Ceram, Prime & Bond 2.1/TPH Spectrum und Tenure Quick/Marathon mit keinerlei

Farbstoffpenetration an allen 80 Messpunkten am besten und die Gruppe Aquaprep+Onestep/Aeliteflo mit nur 64 farbstofffreien Messpunkten am schlechtesten ab. Im Dentin war keine Gruppe ohne Farbstoffpenetration, die besten Ergebnisse erzielten die Gruppen Optibond Solo/Prodigy und Solobond M/Arabesk mit 76 farbstofffreien Messpunkten. Die höchsten Farbstoffpenetrationswerte im Dentin erreichten die Gruppen Syntac Sprint/Tetric Ceram, Aquaprep+Onestep/Aeliteflo und Tenure Quick/Marathon. Die sogenannte „rewetting“-Technik (Aquaprep) erzielte in dieser In-vitro Studie keine signifikante Verbesserung der Resultate gegenüber der alleinigen Verwendung des Dentinadhäsivs Onestep bei Anwendung der „Wet-Bonding“-Technik.

Die Ergebnisse zeigen, dass noch kein Dentinadhäsivsystem für die gleichermaßen perfekte Konditionierung von Schmelz- und Dentinoberfläche zu Verfügung steht. Die untersuchten Füllungsmaterialien weisen alle teilweise gute Ergebnisse auf, dennoch konnte keine der untersuchten Materialkombinationen sowohl im Schmelz als auch im Dentin bei beiden Untersuchungsmethoden einen perfekten Haftverbund vermitteln. Um einen optimalen Verbund sowohl im Schmelz als auch im Dentin zu erreichen, müssen sowohl die Kompositmaterialien als auch die Dentinadhäsivsysteme weiterentwickelt werden.

8 Literaturverzeichnis

- 1 Abdalla A.I., Alhaddainy H.A and Garcia-Godoy F.: Clinical evaluation of glass ionomers and compomers in class V carious lesions. *Am J Dent* 10, 18-20, 1997
- 2 Airoidi R.L., Krejci B., Lutz F: In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations. *Quintessence Int* 23, 355-362, 1992
- 3 Alani A.H. and Toh C.G.: Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent*, 22, 173-185, 1997
- 4 Armstrong St.R., Boyer D.B., Keller J.C., Park J.B.: Effect of hybrid layer on fracture toughness of adhesively bonded dentin-resin composite joint. *Dent Mater* 14, 91-98, 1998
- 5 Attin T., Opatowski A., Meyer C., Zingg-Meyer B., Hellwig E.: Clinical evaluation of a hybrid composite and a polyacid-modified composite resin in Class-II restorations in deciduous molars. *Clin Oral Investig* 2(3), 115-9, 1998
- 6 Attin T., Vataschki M., Hellwig E.: Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int* 27(3), 203-9, 1996
- 7 Attin T.: Fluoridretention im Dentin nach Applikation von Bifluorid 12 ® und Fluor Protector®. *Dtsch Zahnärztl Z* 50 /11, 1124-1125, 1995
- 8 Blunk U.: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 939-943, 1988
- 9 Borem L.M., Feigal R.J.: Reducing Microleakage of Sealants Under Salivary Contamination: Digital-Image Analysis Evaluation. *J Dent Res* 71, 210, (Abstr 835), 1992
- 10 Boston D.W., Kerzi M.: An improved technique for class V composite resin inlays. *Quintessence Int* 24, 19-24, 1993
- 11 Bowen R.L., Rapson J.E., Dickson G.: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins, *J Dent Res*; 61: 654-658, 1982
- 12 Braem MJ, Lambrechts P, Gladys S, Vanherle G.: In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater Mar*;11(2):137-41, 1995
- 13 Brännström M., Mattson B., Torstenson B.: Materials techniques for lining composite resin restorations : a critical approach. *J Dent*; 19:71-79, 1991
- 14 Brännström M., Torstenson B., Nordenvall K.J.: The initial gap around large composite restorations in vitro: The effect of etching on enamel walls. *J Dent Res*; 63:681-684, 1984
- 15 Buonocore M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853, 1955
- 16 Crawford P.J.M., Whittaker D.K. and Owen G..M.: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil*, 14, 283-289, 1987

- 17 Crim GA.: Influence of bonding agents and composites on microleakage. *J Prosthet Dent*, 61(5):571-4, 1989
- 18 Crim G.A.: Effect of aging on microleakage of restorative systems. *Am J Dent*, 6: 192-194, 1993
- 19 Crim G.A., Schmidt A.D.: Microleakge resistance of glutaraldehyde-containing adhesives. *Am J Dent*, 6, 142-4, 1993
- 20 Cvitko E.: Effekt of Matrix Systems and Curing Techniques on Mikroleakage with Posterior Composit Resins. *Prosthodont Res /Dent Mater*, 388, (Abst 976), 388, 1991
- 21 Davidson C.L., Abdalla A.I.: Effect of occlusal load cycling on the marginal integrity of adhesive Class V restorations. *Am J Dent*, 7, 111-113, 1994
- 22 Davidson C.L., De Gee A.J., Feilzer A.: The competition between the composite-dentin bond strenght and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984; 63(12):1396-9
- 23 Davis BA, Friedl KH, Powers JM.: Color stability of hybrid ionomers after accelerated aging. *J Prosthodont* ; 4:111-5, 1995
- 24 Denehy G.E., Vargas M.: Class V restorations utilizing a new compomer material: a case presentation. *Pract Periodontics Aesthet Dent* , 8:269-75; 277, 1996
- 25 Dietrich T., Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.F.: Marginal adaption of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. *J Dent*, 27, 119-128, 1999
- 26 Dietschi D, Herzfeld D.: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* ; 106:1033-42, 1998
- 27 Dietschi D., Maeder M., Campanile G., Holz J.: Influence of a new experimental bonding agent on marginal seal of class V restorations: an in-vitro study. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 102: 12, 1455-1459, 1992
- 28 Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ.: Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med*; 8:306-35, 1997
- 29 Ernst C.-P., Cortain G., Spohn M., Willershausen B.: In-vitro-Randspaltuntersuchung an verschiedenen Komposit –Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich unter zusätzlicher Verwendung von Flow-Kompositen. *Dtsch Zahnärzte Kalender* S.239-246, Deutscher Zahnärzte Verlag (DÄV/Hauser)
- 30 Estafan D, Schulman A, Calamia J.: Clinical effectiveness of a Class V flowable composite resin system. *Compend Contin Educ Dent Jan*; 20:11-5; 16, 1999
- 31 Farik B., Munksgaard E.C., Suh B.I., Andreasen J.O., Kreiborg S.: Adhesivebonding of fractured anterior teeth: effect of wet technique and rewetting agent. *Am J Dent*, 11, 251-253, 1998
- 32 Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidxon C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9

- 33 Ferracane J.L. Status of Research on New Fillers and New Resin for Dental Composites. *Advanced Adhesive Dent, Granada Intern. Symposium 1999, 3-22, 1999*
- 34 Fiasconaro J, Sherman HA: A quantitative comparative evaluation of the sealing properties of the self-curing resins. *J Am Dent Assoc; 31: 503-508, 1952*
- 35 Fitchie J, Hines R, Puckett A, Hembree J: Microleakage of five third generation dentin bonding agents. *J Dent Res; 71:210 (Abstr 833) 1992*
- 36 Folwaczny M., Mehl A., Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Clinical performance of a resin-modified glass-ionomer and a compomer in restoring non-carious cervical lesions. 5-year results. *Am J Dent, Jun;14:153-6, 2001 (1)*
- 37 Folwaczny M., Loher C., Mehl A., Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Class V lesions restored with four different tooth-colored materials--3-year results. *Clin Oral Investig; 5:31-9, 2001 (2)*
- 38 Folwaczny M., Loher C., Mehl A., Kunzelmann K.-H., Hikel R.:Tooth-colored filling materials for the restoration of cervical lesions: a 24-month follow-up study. *Oper Dent, 25:251-8, 2000*
- 39 Fortin D., Perdigao J., Swift E.J.Jr.,: Mikroleakage of three new dentin adhesives. *Am J Dent, 7, 315-318, 1994(1)*
- 40 Fortin D., Swift E.J.Jr., Denehy G.E., Reinhardt J.W.: Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater 10:253-258, 1994(2)*
- 41 Francci C., Deaton T.G., Arnold R.R., Swift E.J. Jr, Perdigao J., Bawden J.W: Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. *J Dent Res, 78:1647-54, 1999*
- 42 Frankenberger R.: Techniksensitivität von Denitnadhäyiven. *BZB Dezember, 30-32, 2001(1)*
- 43 Frankenberger R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsiivtechnik. *Die Adhäsiivtechnologie, 3M Espe AG, 12-27, 2001*
- 44 Frankenberger R.: Schmelz un d Dentinbonding State of the Art 2000. *Ästhet Zahnmed, 5, 286-294, 2000*
- 45 Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Mortazavi F.: Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. *Oper Dent; 22:21-9, 1997*
- 46 Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Markl A.: Marginal adaption of Class V restorations with and without "softstart-polymerization". *Oper Dent; 25:26-32, 2000*
- 47 Frey O.:Creating a reliable bond. An all-in-one system. *Am J Dent, 13, (Special issue), 85-87, 2000*
- 48 Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res; 58:1364-1370, 1979*
- 49 Gallo J.R., Bates M.L., Burgess J.O.: Microleakage and adaption of Class II packable resin-based composite using incremental or bulk filling techniques. *Am J Dent, 13:205-208, 2000*

- 50 Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Microleakage of adhesive restorative materials. *Am J Dent*; 14:170-6, 2001
- 51 Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Evaluation of esthetic parameters of resin-modified glass-ionomer materials and a polyacid-modified resin composite in Class V cervical lesions. *Quintessence Int* ; 30:607-14, 1999
- 52 Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Marginal adaptation and retention of a glass-ionomer, resin-modified glass-ionomers and a polyacid-modified resin composite in cervical Class-V lesions. *Dent Mater*; 14:294-306, 1998
- 53 Gladys S., Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *Dent Res*; 76:883-94, 1997
- 54 Gladys V.K., Van Meerbeek B., Inokoshi S., Willems G., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Clinical semiquantitative marginal analysis of four tooth coloured inlay systems at 3 years. *J Dent*, 23, 329-338, 1995
- 55 Goel V.K., Khera S.C., Ralston J.L., Chang K.H.: Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth – a finite element investigation. *J Prosthet Dent*, 66:451-9, 1991
- 56 Gordan V., Vargas M., Cobb D., Denehy G.: Evaluation of acidic primers in microleakage of Class 5 composite resin restorations. *Oper Dent*; 23: 244-249, 1998
- 57 Gordon M, Plasschaert AJM, Stark MM: Microleakage of several tooth-colored restorative materials in cervical cavities: a comparative study in vitro. *Dent Mater*, 2:228-231, 1986
- 58 Grieve AR, Saunders WP, Alani AH.: The effects of dentine bonding agents on marginal leakage of composite restorations--long-term studies. *J Oral Rehabil* ; 20:11-8, 1993
- 59 Grippo JO.: Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. *J Esthet Dent* ;4 Suppl:55-64, 1992
- 60 Grippo J.O.: Abfractions: A new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent*, 3, 14-19, 1991
- 61 Grützner A., Pflug K.P.: Neue Möglichkeiten mit Kompomeren der 2.Generation. *ZMK*, 6, 15., 366-371, 1999
- 62 Guggenberger R., Weinmann W.: Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent*, Vol 13, (special issue), 82-84, 2000
- 63 Gwinnett A.J.: Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. *Am J Dent*; 5: 127-129, 1992
- 64 Gwinnett A.J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 7, 144-148, 1994 (1)
- 65 Hänggi D., Hefti A.F., Rateitschak K.H.: Randschluß bei Restaurationen von Klasse-V-Läsionen mit Glasionomermzement und Komposit (Sandwichfüllung). *Schweiz Mschr Zahnmed* 100, 1990

- 66 Haller B.: Recent developments in dentin bonding. *Am J Dent*, 13, 44-49, 2000
- 67 Haller B., Trojanski A.: Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite Class II restorations. *Clin-Oral-Investig.* 2: 130-6, 1998
- 68 Haller B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759, 1994
- 69 Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Bloching U.: Effect of storage media on mikroleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9:191-197, 1993
- 70 Hansen E.K.: Five-year study of cervical erosions restored with resin and dentin-bonding agent. *Scand J Dent Res*, 100:244-7, 1992
- 71 Hansen E.K.: Effect of cavity depth and application technique on marginal adaption of resins in in dentin cavities. *J Dent Res* 65, 1319, 1986
- 72 Hasegawa, T. Retief D.H.: Quantitative mikroleakage of some dentinal bonding restorative systems. *Dent Mater* 9:114-117, 1993
- 73 Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H: Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent*; 14:211-5, 2001
- 74 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. *Urban & Schwarzenberg Verlag*, 1995
- 75 Hickel R., Manhart J., Garcia-Godoy F.: Clinical results and new developments of direct posterior restorations. *Am J Dent*; 13 :41D-54D,(suppl.), 2000
- 76 Hickel R.: Komposit –Seitenzahnrestorationen. *ZBay* 4, 33-34, 2000
- 77 Hickel R.: Schmelzschäden durch Eßstörungen. *Zbay* 5, 25-26, 1999
- 78 Hickel R, Dasch W, Janda R, Tays M, Anusavice K.: New direct restorative materials. *Int Dent J*, 48, 3-16, 1998
- 79 Hickel R., Klaiber B.: Alternativen zu Amalgam. *Dtsch Zahnärztl Z*, 47, 144-148, 1992
- 80 Hickel R.: Die zervikale Füllung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49, 13-19, 1994
- 81 Hilton T.J., Ferracane J.L.: Cavity preparation factors and mikroleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent*, 12, 123-130, 1999
- 82 Hilton, T.J.: Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. *Transactions Academy of Dental Materials*, 12, 21-71, 1998
- 83 Hoelscher D.C., William A.G., Linger J.B.: Effect of light source position and bevel placement on facial margin adaption of resin based composite restorations. *Am J Dent*; 13:171-175, 2000
- 84 Holbrook W.P., Gudmundsson K., Arnadottir I.B.: Clinical findings in Referred Patients with Dental Erosion. *IADR/ CED 35th Meeting*, 83 Abstr.1, 1999
- 85 Hotz P.R., Lussi A., : Die Wurzelkaries. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 3, 138-143, 1996

- 86 Hugo B., Lussi A., Hotz P., Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 102, 1181-1188, 1992
- 87 Ianzano J.A., Gwinnet A.J., Clinical evaluation of class V restorations using a total etch technique: 1-year results. *Am J Dent*, 6, 207-210, 1994
- 88 Imazato S., Tarumi H., Kato S., Ebisu S.: Water sorption and colour stability of composites containing the antibacterial monomer MDPB. *J Dent*, 27, 279-283, 1999
- 89 Kamann W.K.: Die Goldhammerfüllug – alte Kamelle aber topaktuell. *ZM 91*, 26-31, 2001
- 90 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
- 91 Kingsford Smith E.D., Martin F.E.: Microleakage of glassionomer /composite resin restaurations: a laboratory study. 1. The influence of glass inomer cement. *Aust Dent J 37*, 23, 1992
- 92 Klaiber B.: “Alles über Dentinkleber “ – der Weg zum Dentin-Komposit-Verbund. *IUZ-Seminar-script München*, 1998
- 93 Klumpp M.: Moderne Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. *ZMK 5*, 282, 1999
- 94 Krampe D: Adhäsive Zahnheilkunde im Fokus von Wissenschaft und Praxis. *DFZ-7-8*, 64-66, 2000
- 95 Krämer N.: Füllungstherapie im Milchgebiß. *BZB*, 9, 27-29, 2001
- 96 Krejci I.: Die Zukunft der restaurativen Zahnmedizin. *ZBV Obbay.*, 13-14, 2000
- 97 Krejci I, Schüpbach P, Balmelli F, Lutz F : The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. *Dent Mater*, 15:349-58, 1999
- 98 Krejci I, Hausler T, Sagesser, Lutz F .: New adhesives in Class V restorations under combined load and simulated dentinal fluid. *Dent Mater*, 10:331-5, 1994
- 99 Krejci I., Schüpbach P., Lutz F.: Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und selektives Bonding und Dentinversiegelung. *DFZ*; 344-48, 1994
- 100 Krejci I., Lutz F.: Marginal adaption of calss V resstorations using different restorative techniques. *J Dent*, 19, 24-32, 1991
- 101 Krupinski J., Zarow M., Dylag M., GonczowskiK.: The assesment of marginal microleakage of composite fillings made in traditional and modified method. 35TH *IADR/CED*, 85 *Abstr.* 22, 1999
- 102 Kultermann G.: Moderne Adhäsivsysteme – Fortschritt oder Marketing. *DFZ*, 5, 36-41, 2001 (1)
- 103 Kultermann G. Pramil M.: Klinisches Vorgehen; Teamarbeit Schritt für Schritt. *Die Adhäsivtechnologie Ein Leitfaden für Therorie und Praxis Dent Net Masters 3M Espe AG*, Kap 7, 2001 (2)

- 104 Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. *Die Adhäsivtechnologie Ein Leitfaden für Theorie und Praxis Dent Net Masters 3M Espe AG, Kap 3, 2001*
- 105 Kunzelmann K.H., Krause F., Hickel R.: Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse II Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z, 48, 724-727, 1993*
- 106 Kuroe T, Caputo A.A., Ohata N., Itho H.: Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. *Quintessence Int; 32:111-118, 2001*
- 107 Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater; 15:128-37, 1999*
- 108 Lambrechts P., Van Meerbeek B., Perdigao J., De Munck J., Vanherle G.: Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven. *Die Adhäsivtechnologie, 3M. Espe, 2001*
- 109 Lambrechts P, Van Meerbeek B, Perdigao J, Gladys S, Braem M, Vanherle G.: Restorative therapy for erosive lesions. *Eur J Oral Sci, 104:229-40, 1996*
- 110 Lang H., Schwan R., Nolden R.: Die Verformung gefüllter Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z, 49, 812-815, 1994*
- 111 Levitch L.C., Bader J.D., Shugars D.A., Heymann H.O.: Non-cariou cervical lesions. *J Dent, 22, 195-207, 1994*
- 112 Li H, Burrow MF, Tyas MJ.: Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent; 2:57-65, 2000*
- 113 Linden J.J., Swift E.J.: Mikroleakage of two new dentin adhesives. *Am J Dent, 7, 31-34, 1994*
- 114 Litkowski L.J., Musolf W.M. : Evaluation of Four Dentin Bonding Systems. *J Dent Res 71, 210, (Abstr 834), 1992*
- 115 Lussi A., Portman P. : Amalgam und andere Restaurationsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed, 111:3, 319-324, 2001*
- 116 Lutz F, Krejci I.: Resin composites in the post-amalgam age. *Compend Contin Educ Dent, 20:1138-44, 1146, 1148, 1999*
- 117 Lutz FU, Krejci I, Oddera M.: Advanced adhesive restorations: the post-amalgam age. *Pract Periodontics Aesthet Dent, 8:385-94; 398, 1996*
- 118 Lovell LG, Newman SM, Bowman CN.: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res, 78:1469-76, 1999*
- 119 Macpherson J.R., Davis R.D., Regan S.E., Gray S.E.: Microleakage In Heat-Treated Resin Inlays. *J Dent Res 71, 210, (Abstr 837), 1992*
- 120 Mandras RS, Retief DH, Russel CM.: Quantitative microleakage of six dentin bonding systems. *Am J Dent, 6, 119-122, 1993*

- 121 Mandras R.S., Retief D.H., Russel C.M. : Effect of Thermal and Occlusal Stress on Microleakage of Scotchbond 2/ Silux. *Dent Mat*, 69, 129 (Abstr 165), 1990
- 122 Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent*, 26:357-66, 2001
- 123 Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Haftkraft und Randverhalten moderner EinflaschenHaftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z*, 55, 128-133, 2000
- 124 Manhart J., Hickel R.: Esthetic compomer restorations in posterior teeth using a new all-in-one adhesive: case presentation. *J Esth Dent*, 11, 250-258, 1999 (1)
- 125 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 (2)
- 126 Martin FE, Kingsford Smith ED, Andrews N : Microleakage of glass ionomer/composite resin restorations: a laboratory study. Part 2. The influence of bonding systems. *Aust Dent J*, 37:172-7, 1992
- 127 Mason P.N., Ferrari M., Cagidiaco M.C., Davidson C.L.: Shear bond strenght of four dentinal adhesivs applied in vivo and in vitro. *J Dent* 24, 217-222, 1996
- 128 McLean J.W.: The Pioneers of Enamel and Dentin Bonding. *J Adhes Dent*, 1, 185-187, 1999
- 129 McLean J.W., Powis D.R., Prosser H.J., Wilson A.D.: The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentine. *Br Dent J* 158, 410, 1985
- 130 Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.H.:Physiicl propertiess and gap formation of light-cured composites with and without softsstart polymerization. *J Dent*, 25, 321-330, 1997
- 131 Mehl A., Hartl S., Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 815-818, 10, 1994
- 132 Mixson J.M., Richards N.D., Mitchell R.J.: Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent*, 6: 72-76, 1993
- 133 Mixson J, Eick J, TiraD, Spencer P, Moore D: Comparison of sectional scoring methologies for in vitro microleakage studies. *J Dent Res*; 69:129 (Abstr 161), 1990
- 134 Momoi Y., Iwase H., Tomita M., Takamizu M., Kohno A.: Marginal Leakage of Composite Under Thermal stress by Specific Temperature. *Prosth Res / Dent Mater*, 388, (Abstr 979), 1991
- 135 Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J.Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater*, 16:441-6, 2000
- 136 Nakabayashi N., Takarada K.: Effect of HEMA on bonding to Dentin. *Dent Mater*;8:125-30, 1992
- 137 Nakabayashi N: Resin reinforced dentine due to infiltration of monomers into the dentine at the adhesive interface. *J Jpn Dent Mater* 1:78-81, 1982

- 138 Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E.: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mat Res*, 16: 265-273, 1982
- 139 Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. *Am J Dent*, 13:324-8, 2000
- 140 Nakaoki Y, Nikaido T, Pereira PN, Inokoshi S, Tagami J. Dimensional changes of demineralized dentin treated with HEMA primers. *Dent Mater*, 16:441-6, 2000
- 141 Newman S.M.: Amalgam alternatives: What can compete. *J Am Dent Assoc* 122, 67-71, 1991
- 142 Nover Ulrike: Komposit-Füllungen: Lassen sich die Schrumpfungen verhindern? *ZBay* 4, 36, 2000
- 143 Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH.: Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater*, 16:412-9, 2000
- 144 Pashley D.H., Agee K.A., Nakajima M., Tay F.R., Carvalho R.M., Terada R.S., Harmon F.J., Lee W.K., Rueggeberg F.A.. Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *J Biomed Mater Res*, 56:273-81, 2001
- 145 Pashley D.H., Zhang Y., Agee K.A., Rouse C.J., Carvalho R.M., Russell C.M.: Permeability of demineralized dentin to HEMA. *Dent Mater*, 16:7-14, 2000
- 146 Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F.: The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent*; 1:299-309, 1999
- 147 Pashley D. H., Carvalho R.M.: Dentin Permeability and dentine adhesion. *J Dent*, , 25, 355-372, 1997
- 148 Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H., Horner J.A.: Permeability of dentine to adhesive agents. *Quintessence Int*; 24:618-631, 1993
- 149 Perdigao J., Lopes M.: The effect of etching time on dentin demineralization. *Quintessence Int* 32, 1, 19-26, 2001
- 150 Perdigao J., Frankenberger R., Rosa B.T.: New Trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent*, 13 (special issue), 25-30, 2000
- 151 Perdigao J., Lopes M.: Dentin Bonding – Question for the New Millenium. *J Adhes Dent*, 1; 191-209, 1999
- 152 Perdigao J., Swift E.J., Heymann H.O., Malek M.A.: Effect of a re-wetting agent on the performance of acetone-based dentin adhesives. *Am J Dent*, 11, 207-213, 1998
- 153 Perdigao L, Lambrechts P., Van Meerbeek B., Vanherle G., Lopes A.L.: Field emission SEM comparison of four postfixation drying technique for human dentin. *J Biomed Mater Res*, 29, 1111-1120, 1995
- 154 Petrou V., Marx R.: Microleakage of class V-composit restorations combined with different dentin adhesives. *Dent Mat* 69, 129 (Abstr. 163), 1990

- 155 Prati C.: Ten Year's Experience as Basis for Development of New Posterior Materials *Advanced Adhesive Dentistry 3rd International Kuraray Symposium*, 267-282, 1999
- 156 Prati C., Nucci C., Davidson C.L., Montanari G.: Early marginal leakage and shear bond strength of adhesive restorative systems. *Dent Mater*, 7; 195-200, 1990
- 157 Prati C, Montanari G: Comparative microleakage study between the sandwich and conventional three increment techniques. *Quintessence Int* 20:587-594, 1989
- 158 Price R.B., Rizkalla A.S., Hall G.C.: Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. *Am J Dent* 13, 4, 176-180, 2000
- 159 Rees J.S.: The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *Europ J Oral Scienc*, 106, 1028-1032, 1998
- 160 Reich E., Glasionomer und Sandwich-Füllungen nach 4 Jahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 689, 1992
- 161 Renggli H.H.: Überempfindliche Zahnhäse und Wurzelkaries. *ZM* 89, 19 (2306), 50-52, 2000
- 162 Retief D.H., Mandras R.S., Russel C.M.: Shear bond strength required to prevent microleakage at the dentin/restoration interface. *Am J Dent*, 7, 43-46, 1994
- 163 Retief D.H., Mandras R.S., Russel C.M., Denys FR: Phosphoric acid as a dentin etchant *Am J Dent*; 5: 24-28, 1992
- 164 Rigsby D.F., Retief D.H., Bidez M.W., Russell C.M.: Microleakage of Class V Restorations Subjected to Temperature and Load Cycling. *Prosthodont Res/ Dent Mater*, 388, (Abst. 981), 1991
- 165 Rigsby D., Retief D.H., Russel C.M., Denys F.R.: Marginal Leakage and Marginal Gap Dimensions of Three Dentinal Bonding Systems. *J Dent Res*, 69:129 (Abstr 162), 1990
- 166 Ritter A.V., Heymann H.O., Swift E.J. Jr, Perdigao J., Rosa B.T.: Effects of different re-wetting techniques on dentin shear bond strengths. *J Esthet Dent*; 12:85-96, 2000
- 167 Rossomando K.J., Wendt St.,L., Jr.: Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater* 11:47-51, 1995
- 168 Roulet J.F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent*, 22, (Suppl.) 1, 9-12, 1994
- 169 Sano H., Pashley E.L., Zhang Y, Carvalho R.M., Pashley D.H.: The effect of surface area on tensile bond strength. *J Dent Res*, 73: 132, 1994
- 170 Santini A., Plasschaert A.J.M., Mitchell S.: Marginal leakage of filled dentin adhesives used with wet and dry bonding techniques. *Am J Dent*, 13, 93-97, 2000
- 171 Scherer W., Kaim J., Weiner S., Weiner E.: Third Generation Bonding Agents: A Microleakage Study. *Dental Mat* 69, 129 (Abstr.166), 1990
- 172 Schneider B.T., Baumann M.A., Watanabe L.G., Marshall G.W. Jr.: Dentin shear bond strength of compomers and composites. *Dent Mater*, 16:15-9, 2000

- 173 Schuckar M, Geurtsen W.: Proximo-cervical adaptation of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *J Oral Rehabil*, 24:766-75, 1997
- 174 Schulte A.: Klasse-V-Füllungen auch ohne Kofferdam erfolgreich. *Deutscher Zahnärztekalendar 2001*, 134, 60.Jahrg., Deutscher Zahnärzte Verlag (DÄV/Hauser Köln, München), 2001
- 175 Settembrini L, Gultz JP, Scherer W, Kaim J.: A single-component bonding system microleakage study. *Gen Dent*, 45:341-3, 1997
- 176 Shinci MJ, Soma K, Nakabayashi N.: The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater*, 16:324-9, 2000
- 177 Sidhu SK: Marginal contraction gap formation of light cured glass ionomers. *Am J Dent* 7, 115-117, 1994
- 178 Smith E.D., Martin F.E.: Microleakage of glass ionomer/composite resin restorations: a laboratory study. 1. The influence of glass ionomer cement. *Aust Dent J*, 37:23-30, 1992
- 179 Smith J., Williams M., Puckett A., Hembree J., Fitchie J.: Effect of Incremental Placement Technique on Microleakage. *Prosth Res / Dent Mater*, 388 (Abstr. 977), 1991
- 180 Staninec M., Kawakami M.: Adhesion and mikroleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater* 9:204-208, 1993
- 181 Swift E.J. Jr, Perdigao J., Wilder A.D. Jr, Heymann H.O., Sturdevant J.R., Bayne S.C.: Clinical evaluation of two one-bottle dentin adhesives at three years. *J Am Dent Assoc*, 132:1117-23, 2001 (1)
- 182 Swift EJ Jr, Perdigao J, Heymann HO, Wilder AD Jr, Bayne SC, May KN Jr, Sturdevant JR, Roberson TM.: Eighteen-month clinical evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive. *J Dent*, 29:1-6, 2001 (2)
- 183 Swift E.J., Triolo P. T., Barkmeier W.W., Bird J.L. Bounds S.J.: Effect of low viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent*, 9, 100-104, 1996
- 184 Swift E.J. Jr., Pawlus M.A., Vargas M.A.: Shear bond strength of resin modified glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent*;20 138-143, 1995
- 185 Tagami J., Tao L., Pashley D.H.: Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater*, 6:45-50, 1990
- 186 Tay F.R., Carvalho R.M., Yiu C.K., King N.M., Zhang Y., Agee K., Bouillaguet S., Pashley D.H.: Mechanical disruption of dentin collagen fibrils during resin-dentin bond testing. *J Adhes Dent*, 2:175-92, 2000
- 187 Tay F.R., Gwinnett J.A., Wei S.H.: Micromorphological spectrum of acid-conditioned dentin following the application of a water-based adhesive. *Dent Mater*, 14:329-38, 1998 (1)
- 188 Tay F.R., Gwinnett J.A., Wei S.H.: Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent*; 26:147-56, 1998

- 189 Tay F.R., Gwinnett J.A., Wei S.H.: The overwet phenomenon in two-component acetone-based primers containing aryl amine and carboxylic acid monomers. *Dent Mater*, 13:118-27, 1997(1)
- 190 Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.: Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. *Am J Dent*, 10:77-82, 1997 (2)
- 191 Tay F.R., Gwinnett A.J., Wei S.H.: The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent*, 9:109-14, 1996 (1)
- 192 Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wei S.H.Y.: Resin Permeation into Acid-conditioned, Moist, and Dry Dentin: A Paradigm using Water-free Adhesive Primers. *J Dent Res*, 75: 1034-1044, 1996 (2)
- 193 Tay F.R., Gwinnett J.A., Wei S.H.: Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 12:236-44, 1996 (3)
- 194 Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wei S.H.Y.: Variability in Microleakage Observed in a Total –etch Wet-bonding Technique under Different Handling Conditions. *J Dent Res*, 74: 1168-1178, 1995
- 195 Taylor M.J., Lynch E.: Mikroleakage. *J Dent*, 20, 3-10, 1992
- 196 Tepel J.: Der adhäsive Verbund zum Dentin/ Kritische Bewertung der Amalgam-Alternativen. *Schweiz-Monatsschr-Zahnmed.* 104 (7):891-3, 911-3, 1994
- 197 Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Hiller K.-A.: Kunststoffausquellung bei Kavitätenrändern im Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z*, 50, 847-850, 1995
- 198 Titley K., Chernecky R., Maric B., Smith D.: Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am J Dent*, 7, 190-194, 1994
- 199 Touati B., Miara P., Nathason D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. *Urban und Fischer Verlag München Jena, Kap 2, S.9-22, 2001*
- 200 Trushkowsky R.D., Gwinnett A.J.: Microleakage of Class V composite, resin sandwich, and resin-modified glass ionomers. *Am J Dent*, 9:96-9, 1996
- 201 Tsunekawa M., Setcos J.C., Usami Y., Iwaku M., Marshall S.J.: A new light-activated adhesive composite: shear bond strength and microleakage *Dent Mater* 8:234-237, 1992
- 202 Tsunekawa M., Usami Y., Iwaku M., Setcos J.C., Marshall S.J.: A new light-activated adhesive cavity liner: an in vitro bond strength and microleakage study. *Dent Mater* 8:296-298, 1992
- 203 Tyas M.J.: Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract). *Oper Dent*, 25:152-4, 2000
- 204 Tyas M.J.: The class V lesion – aetiology and restoration. *Aust Dent J*, 40, 167-170, 1995
- 205 Tyas M.J.: Dental Amalgam – what are the alternatives? *Int Dent J*, 44, 303-308, 1994

- 206 Van Meerbeeck B., Vargas M., Inoue A., Yoshida Y., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent*, 13 (special issue), 3-17, 2000
- 207 Van Meerbeeck B., Peumans M., Gladys S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G., Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int*, 27, 775-784, 1996
- 208 Van Meerbeeck B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J. Dent Res*, 71, 1530-1540, 1992
- 209 Van Meerbeeck B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z*; 49:977-984, 1994
- 210 Vargas M.A., Swift E.J.Jr.: Microleakage of resin composites with wet versus dry bonding. *Am J Dent* .7, 187-189, 1994
- 211 Weber T: Memorix Zahnmedizin. *Thieme Verlag Stuttgart*, 44, 1999
- 212 Wendt S.L., McInnes P.M., Dickinson G.L.: The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 8:181-184, 1992,
- 213 Wieczkowski G Jr, Yu XY, Davis EL, Joynt RB.: Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper Dent*; (suppl.) 5:62-7, 1992
- 214 Wollmarker B.: Das Spektrum der adhäsiven Restaurationsmöglichkeiten. *ZMK*, 15, 274-275, 1999
- 215 Xu H. H., Eichmiller F. C., Antonucci J. M., Schumacher G. E., Ives L. K.: Dental resin composite containing ceramic whiskers and precured glass ionomer particles. *Dent Mater*, 16: 356-363, 2000
- 216 Yoshiyama M., Carvalho R. M., Sano H., Horner J. A., Brewer P.D., Pashley D.H.. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent*, 24:435-42, 1996
- 217 Zidan O., Ross G., Lee I.K., Gomez-Marin O., Yeh S.H.: The effect of dentin pre-treatment and heat-augmented cure on marginal gap formation of a dentin bonding agent. *Dent Mater*, 7:174-8, 1991
- 218 Zidan O., Gomez-Marin O., Tsuchiya T.: Marginal gaps in class V cavities: a comparative study of dentinal bonding agents and application techniques. *J Dent Res* 66, 716, 1987

9 Anhang

9.1 Statistik REM-Randanalyse

9.1.1 Randspaltanalyse Mittelwerte und Standardabweichungen im Schmelz

Material		Mittelwert	Standard- abweich- ung	Minimum	Maximum
Tenure Quik + Marathon	perfekter Rand	93,2733	9,3607	72,75	100,00
	Randspalt	,8478	2,1228	,00	6,78
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Syntac SC +Tetric Ceram	perfekter Rand	97,5380	3,6397	88,86	100,00
	Randspalt	,9788	1,6441	,00	4,69
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Onestep + AeliteFlo	perfekter Rand	87,2949	5,9160	78,43	96,84
	Randspalt	5,8459	7,0518	,00	19,64
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
P&B 2.1 + TPH Spectrum	perfekter Rand	94,4987	5,1255	83,16	100,00
	Randspalt	1,0028	1,2569	,00	3,64
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Solobond M + Arabesk	perfekter Rand	85,2789	25,0619	14,78	97,24
	Randspalt	7,5908	9,5325	,00	62,92
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	perfekter Rand	83,7862	10,3203	69,57	96,89
	Randspalt	11,5179	8,68555	,00	25,29
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Single Bond + Z100	perfekter Rand	95,5940	3,1454	88,78	100,00
	Randspalt	9,934E-02	,3141	,00	,99
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Optibond Solo +Prodigy	perfekter Rand	91,6946	7,6879	72,03	98,52
	Randspalt	3,2345	5,9889	,00	16,62
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Syntac Sprint +Tetric Ceram	perfekter Rand	91,8707	9,3555	73,02	100,00
	Randspalt	1,3935	2,0887	,00	4,99
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00

Gruppengröße jeweils n=10

9.1.2 Randspaltanalyse Mittelwerte und Standardabweichungen im Dentin

Material		Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
Tenure Quik + Marathon	perfekter Rand	80,1552	10,3349	54,96	88,40
	Randspalt	3,5515	5,5256	,00	18,65
	Quellung	3,8220	4,5738	,00	13,60
Syntac SC +Tetric Ceram	perfekter Rand	94,2487	5,5862	84,23	100,00
	Randspalt	1,5615	1,5242	,00	4,10
	Quellung	,2582	,8166	,00	2,58
Onestep + AeliteFlo	perfekter Rand	74,1068	24,4584	37,06	95,54
	Randspalt	19,1681	22,1587	,00	55,83
	Quellung	4,0719	6,6713	,00	19,52
P&B 2.1 + TPH Spectrum	perfekter Rand	79,6261	11,1836	61,84	96,02
	Randspalt	11,3573	10,4004	,96	31,47
	Quellung	1,2358	2,0834	,00	5,94
Solobond M + Arabesk	perfekter Rand	78,9205	15,6732	52,11	100,00
	Randspalt	10,1945	10,3184	,00	25,90
	Quellung	,9208	1,0984	,00	2,63
Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	perfekter Rand	85,1882	10,1617	68,83	99,03
	Randspalt	10,2388	9,0582	,00	28,18
	Quellung	,0000	,0000	,00	,00
Single Bond + Z100	perfekter Rand	85,8762	16,9391	47,41	98,51
	Randspalt	2,6138	3,1448	,00	8,65
	Quellung	6,4635	7,7458	,00	21,78
Optibond Solo +Prodigy	perfekter Rand	84,452	17,7324	51,70	98,61
	Randspalt	4,1309	7,8056	,00	24,53
	Quellung	3,2478	6,9207	,00	22,02
Syntac Sprint +Tetric Ceram	perfekter Rand	83,7461	15,2271	47,02	97,05
	Randspalt	6,0800	6,8605	,00	19,70
	Quellung	4,2659	7,6432	,00	23,48

Gruppengröße jeweils n=10

9.2 Statistik Farbstoffpenetrationstest

9.2.1 Mittelwerte und Standardabweichungen

Farbstoffpenetrationstest Schmelzrand (Mann-Whitney U-Test)

Materialkombination(1)	Materialkombination(2).	Mittelwert (1-2)	Standardfehler	Signifikanz
Tenure Quik + Marathon	Syntac SC +Tetric Ceram	,00	,037	1,000
	Onestep + AeliteFlo	-5,00E-02	,037	,175
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,00	,037	1,000
	Solobond M + Arabesk	-,10*	,037	,007
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,20*	,037	,000
	Single Bond + Z100	-5,00E-02	,037	,175
	Optibond Solo +Prodigy	-,10*	,037	,007
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-02	,037	,175
Syntac SC +Tetric Ceram	Tenure Quik + Marathon	,00	,037	1,000
	Onestep + AeliteFlo	-5,00E-02	,037	,175
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,00	,037	1,000
	Solobond M + Arabesk	-,10*	,037	,007
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,20*	,037	,000
	Single Bond + Z100	-5,00E-02	,037	,175
	Optibond Solo +Prodigy	-,10	,037	,007
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-02	,037	,175
Onestep + AeliteFlo	Tenure Quik + Marathon	5,00E-02	,037	,175
	Syntac SC +Tetric Ceram	5,00E-02	,037	,175
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-20	,037	,175
	Solobond M + Arabesk	-5,00E-02	,037	,175
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,15*	,037	,000
	Single Bond + Z100	,00	,037	1,000
	Optibond Solo +Prodigy	-5,00E-02	,037	,175
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	,00	,037	1,000
P&B 2.1 + TPH Spectrum	Tenure Quik + Marathon	,00	,037	1,000
	Syntac SC +Tetric Ceram	,00	,037	1,000
	Onestep + AeliteFlo	-5,00E-02	,037	,175
	Solobond M + Arabesk	-,10*	,037	,007
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,20*	,037	,000
	Single Bond + Z100	-5,00E02	,037	,175
	Optibond Solo +Prodigy	-,10*	,037	,007
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-2	,037	,175
Solobond M + Arabesk	Tenure Quik + Marathon	,10*	,037	,007
	Syntac SC +Tetric Ceram	,10*	,037	,007
	Onestep + AeliteFlo	5,00E-02	,037	,175
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,10*	,037	,007
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,10*	,037	,007
	Single Bond + Z100	5,00E-02	,037	,175
	Optibond Solo +Prodigy	,00	,037	1,000
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	5,00E-2	,037	,175

Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	Tenure Quik + Marathon	,20*	,037	,000
	Syntac SC +Tetric Ceram	,20*	,037	,000
	Onestep + AeliteFlo	,15*	,037	,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,20*	,037	,000
	Solobond M + Arabesk	,10*	,037	,007
	Single Bond + Z100	,15*	,037	,000
	Optibond Solo +Prodigy	,10*	,037	,007
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	,15*	,037	,000
Single Bond + Z100	Tenure Quik + Marathon	5,00E-02	,037	,175
	Syntac SC +Tetric Ceram	5,00E-02	,037	,175
	Onestep + AeliteFlo	,00	,037	1,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-02	,037	,175
	Solobond M + Arabesk	-5,00E-02	,037	,175
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,15*	,037	,000
	Optibond Solo +Prodigy	-5,00E-02	,037	,175
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	,00	,037	1,000
Optibond Solo +Prodigy	Tenure Quik + Marathon	,10*	,037	,007
	Syntac SC +Tetric Ceram	,10*	,037	,007
	Onestep + AeliteFlo	5,00E-02	,037	,175
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,10*	,037	,007
	Solobond M + Arabesk	,00	,037	1,000
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,10*	,037	,007
	Single Bond + Z100	5,00E-02	,037	,175
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	5,00E-02	,037	,175
Syntac Sprint +Tetric Ceram	Tenure Quik + Marathon	5,00E-02	,037	,175
	Syntac SC +Tetric Ceram	5,00E-02	,037	,175
	Onestep + AeliteFlo	,00	,037	1,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-02	,037	,175
	Solobond M + Arabesk	-5,00E-02	,037	,175
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,15*	,037	,000
	Single Bond + Z100	,00	,037	1,000
	Optibond Solo +Prodigy	-5,00E-02	,037	,175

Signifikanzniveau der Standardabweichung $p < 0,05$

Gruppengröße $n=10$

9.2.2 Mittelwerte und Standardabweichungen Farbstoffpenetrationstest Dentinrand (Mann Whitney U-Test)

Materialkombination(1)	Materialkombination(2).	Mittelwert (1-2)	Standard- fehler	Signi- fikanz
Tenure Quik + Marathon	Syntac SC +Tetric Ceram	1,00E-01	,062	,110
	Onestep + AeliteFlo	1,00E-01	,062	,110
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,15*	,062	,017
	Solobond M + Arabesk	,25*	,062	,000
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	5,00E-02	,062	,424
	Single Bond + Z100	1,00E-01	,062	,110
	Optibond Solo +Prodigy	,25*	,062	,000
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	5,00E-02	,062	,424
Syntac SC +Tetric Ceram	Tenure Quik + Marathon	-1,00E-01	,062	,110
	Onestep + AeliteFlo	,00	,062	1,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-02	,062	,424
	Solobond M + Arabesk	,15*	,062	,017
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-5,00E-02	,062	,424
	Single Bond + Z100	,00	,062	1,000
	Optibond Solo +Prodigy	,15*	,062	,017
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-02	,062	,424
Onestep + AeliteFlo	Tenure Quik + Marathon	-1,00E-01	,062	,110
	Syntac SC +Tetric Ceram	,00	,062	1,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-02	,062	,424
	Solobond M + Arabesk	,15*	,062	,017
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-5,00E-02	,062	,424
	Single Bond + Z100	,00	,062	1,000
	Optibond Solo +Prodigy	,15*	,062	,017
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-02	,062	,424
P&B 2.1 + TPH Spectrum	Tenure Quik + Marathon	-,15*	,062	,017
	Syntac SC +Tetric Ceram	-5,00E-02	,062	,424
	Onestep + AeliteFlo	-5,00E-02	,062	,424
	Solobond M + Arabesk	1,00E-01	,062	,110
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,10	,062	,110
	Single Bond + Z100	-,00E-02	,062	,424
	Optibond Solo +Prodigy	1,00E-01	,062	,110
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-,10	,062	,110
Solobond M + Arabesk	Tenure Quik + Marathon	-,25*	,062	,000
	Syntac SC +Tetric Ceram	-,15*	,062	,017
	Onestep + AeliteFlo	-,15*	,062	,017
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	-1,00E-01	,062	,110
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,20*	,062	,001
	Single Bond + Z100	-,15*	,062	,017
	Optibond Solo +Prodigy	,00	,062	1,000
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-,20*	,062	,001
Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	Tenure Quik + Marathon	-5,00E-02	,062	,424
	Syntac SC +Tetric Ceram	5,00E-02	,062	,424
	Onestep + AeliteFlo	5,00E-02	,062	,424
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,10	,062	,110
	Solobond M + Arabesk	,20*	,062	,001
	Single Bond + Z100	5,00E02	,062	,424
	Optibond Solo +Prodigy	,20*	,062	,001
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	,00	,062	1,000

Single Bond + Z100	Tenure Quik + Marathon	-1,00E-01	,062	,110
	Syntac SC +Tetric Ceram	,00	,062	1,000
	Onestep + AeliteFlo	,00	,062	1,000
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	5,00E-02	,062	,424
	Solobond M + Arabesk	,15*	,062	,017
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-5,00E-02	,062	,424
	Optibond Solo +Prodigy	,15*	,062	,017
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-5,00E-02	,062	,424
Optibond Solo +Prodigy	Tenure Quik + Marathon	-,25*	,062	,000
	Syntac SC +Tetric Ceram	-,15*	,062	,017
	Onestep + AeliteFlo	-,15*	,062	,017
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	-1,00E-01	,062	,110
	Solobond M + Arabesk	,00	,062	1,000
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	-,20*	,062	,001
	Single Bond + Z100	-,15*	,062	,017
	Syntac Sprint +Tetric Ceram	-,20*	,062	,001
Syntac Sprint +Tetric Ceram	Tenure Quik + Marathon	-5,00E-02	,062	,424
	Syntac SC +Tetric Ceram	5,00E-02	,062	,424
	Onestep + AeliteFlo	5,00E-02	,062	,424
	P&B 2.1 + TPH Spectrum	,10	,062	,110
	Solobond M + Arabesk	,20*	,062	,001
	Aquaprep+Onestep+AeliteFlo	,00	,062	1,000
	Single Bond + Z100	5,00E-02	,062	,424
	Optibond Solo +Prodigy	,20*	,062	,001

Signifikanzniveau der Standardabweichung $p < 0,05$

Gruppengröße $n=10$

9.3 Herstellerangaben zu den verwendeten Materialien

Tab. Zusammensetzungen nach Angaben der Hersteller

Email Preparator GS (Batch Nr.903374)	o-Phosphorsäure 85% (entspr. 37% Phosphorsäure)
Syntac® Sprint™ (Batch Nr. 909791)	Maleinsäure, HEMA, methacrylat-modifizierte Polyacrylsäuren, Initiatoren, Stabilisatoren, Keton in wässriger Lösung
Tetric® Ceram (Batch Nr. 905431)	Feinpartikel-Hybridcomposite, Härtung bei 400-500nm Wellenlänge (Blaulicht),
(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Monomermatrix (20,2 Gew.%): Bis-GMA, Urethandimethacrylat Triethylenglycodimethacrylat Anorganische Füllstoffe (79,0 Gew.%): Bariumglass, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglass, hochdisperses Siliciumdioxid, spärliches Mischoxid Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente (0,8 Gew.%) Partikelgröße: 0.04-3,0 µm
Email Preparator GS (Batch Nr.903374)	s.o.
Syntac® Single-Component™ (Batch Nr. 915806)	Maleinsäure, HEMA, methacrylat-modifizierte Polyacrylsäure, Initiatoren, Stabilisatoren in wässriger Lösung
Tetric Ceram (Batch Nr. 905431)	s.o.
(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	
Uni-etch (Batch Nr. 049167)	Phosphorsäure 32% +Benzalkonium Chloride
ONE-STEP® (Batch Nr. 069257)	Biphenyldimethacrylat, HEMA, Photoinitiatoren, Aceton
ÆLITEFLO™ (Batch Nr. 129087)	Low Modulus Flowable Microhybrid Composite, hochgefüllt (60 Gew.%): Bariumglass 40-70%, Amorphous silica 3-7%, Bisphenol diglycidylmethacrylat 15-40 %, durchschnittliche Partikelgröße: 0,7 µm
(Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, USA)	

Uni-etch (Batch Nr. 049167)	s.o.
AQUA-PREP™ (Batch Nr 109027+)	Hydroxyethylmethacrylat 15-40% (HEMA) in wässriger Lösung
ONE-STEP® (BatchNr. 069257)	s.o.
ÆLITEFLO™ (BatchNr. 129087)	s.o.
(Bisco Inc., Schaumburg, IL 60193, USA)	
DeTray®Conditioner 36 (Batch Nr. 9607145)	Phosphorsäure 36%, hochdisperses Siliziumdioxid, Benetzungsmittel, Farbstoff, Wasser
Prime & Bond 2.1 (Batch Nr.9701000288)	Elastische Dimethacrylat-Monomere, PENTA (Dipentaerythritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer), Lichtinitiatoren, Stabilisatoren, Cetylaminhydrofluorid, Aceton
TPH Spectrum™ (Batch Nr.9801001139)	Feinstpartikel-Hybridkomposit, Partikelgröße anorganische Füller 0,04-5 µm (77 Gew. %): Bis-GMA-Addukt, Bis-EMA, TEGDMA, Lichtinitiatoren, Stabilisatoren, Bariumaluminiumborosilikat, hochdisperses Siliziumdioxid
(DENTSPLY, Milford, DE 19963, USA)	
Kerr Gel etchant (Batch Nr. 702082)	Phosphorsäure 37,5%
Optibond Solo (Batch Nr.701260)	HEMA, Bis-GMA, Ethanol, Wasser, Fluorid freisetzend, 25 % Siliziumoxid- und Bariumrauchglas armiert, Campherchinon
PRODIGY/HERCULITE (Batch Nr. 706458)	Anorganische Füller (79 Gew.%) durchschnittliche Partikelgröße 0,5 µm
(Kerr Corp., Orange, CA 92867, USA)	
3M Scotchbond™ Ätzel (Batch Nr. 19970211)	Phosphorsäure 35 %
Single Bond	Bis-GMA, HEMA, Dimethacrylate, Polyalkenoacidcopolymer, Ethanol,

<p>(Batch Nr. 19970129)</p> <p>Z100 (Batch Nr. 19970326)</p> <p>(3M Dental Products, St.Paul, MN55144, USA)</p>	<p>Wasser</p> <p>Hybridkomposit, anorganischer Fülleranteil 84,5 Gew%, Vol 71,0%, Partikelgröße 3,5-0,01 µm Silizium, Zirkonium, Bis-GEMA, TEGDMA-Harze</p>
<p>Medium Viscosity etchant (Batch Nr. 031145700017)</p> <p>Tenure® Quik™ with Fluoride (Batch Nr. 227015)</p> <p>Marathon® (Batch Nr. 267053)</p> <p>(Den-Mat Corp., Santa Maria, CA 93455, USA)</p>	<p>Keine Hersteller Angaben</p> <p>Bis-GMA, HEMA, NTGGMA, Wasser, Aceton, Photoinitiatoren,</p> <p>Dualhärtendes Hybridkomposit – keine weiteren Angaben</p>
<p>Vococid® (Batch Nr. 69588)</p> <p>Solobond M (Batch Nr. 73715)</p> <p>Arabesk (Batch Nr. 70081)</p> <p>(Voco, Cuxhafen, Deutschland)</p>	<p>Phosphorsäure 35%</p> <p>Methacrylate, Aceton, organische Säuren</p> <p>Feinhybridkomposit, anorganische Füller 60 Vol% (=76,5 Gew.%), Microfüller-durchmesser ca. 0,05 µm, Kleinstpartikel-füllstoffe ca. 0,5-2 µm, Bis-GMA, UDMA, TEDMA</p>

Lebenslauf

Name	Karin Weber
Geburtstag/Ort	1.12.1973 / München
Nationalität	deutsch
Mutter	Viktoria Weber, chemisch-technische Assistentin in Rente
Vater	Friedemann Weber, Dr. der Physik in Rente
Geschwister	Michael Weber, Dr. der Betriebswirtschaft

Schule

1980-1984	Samberger Grundschule, München
1984-1993	Städtisches Thomas-Mann-Gymnasium
09.07.1993	Abitur

Hochschule

1993–1999	Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München
21.10.1994	Naturwissenschaftliche zahnärztl. Vorprüfung (Vorphysikum)
01.04.1996	Zahnärztliche Vorprüfung (Physikum)
29.01.1999	Zahnärztliche Prüfung, Approbation (Examen)

Beruf

01.05.1999- 15.07.2001	Vorbereitungsassistentin in der zahnärztlichen Gemeinschaftspraxis Drs. Feith / Dr. Zimmermann in München
seit 01.09.2001	Vorbereitungsassistentin in Praxis Dr. Klockau in Wessling

Danksagung

Besonderen Dank möchte ich Herrn Professor Dr. R. Hickel aussprechen, für die Möglichkeit die Ressourcen der Poliklinik für Zahnerhaltung zu nutzen, die für die Erstellung dieser Arbeit nötig waren.

Bei Herrn Prof. Dr. Albert Mehl möchte ich mich ganz besonders für die Überlassung des Dissertationsthemas bedanken und bei ihm sowie bei meinem Betreuer Dr. J. Manhart möchte ich mich für die stete Unterstützung bei der Durchführung meiner Forschungsarbeiten bedanken.

Bei Herrn Dipl. Ing. Thomas Oberseider möchte ich mich für die Unterstützung bei der Arbeit am Rasterelektronenmikroskop und bei Herrn PD Dr. Dr. Matthias Folwaczny für die Betreuung der Dissertation in der Endphase der Arbeit bedanken.

Bei meinen Eltern Friedemann und Viktoria Weber, meinem Bruder Michael sowie bei meinem Freund Florian möchte ich mich für die Geduld und liebevolle Unterstützung während dem Entstehen der Arbeit bedanken.