

Aus dem Institut für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité-Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Klinische Nachuntersuchung und quantitative Randanalyse von im
Studentenkurs gelegten Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich.
Eine 6-Jahres-Studie.**

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Zahnarzt Thomas Große
aus Merseburg

Gutachter:

1. Prof. Dr. J.-F. Roulet
2. Priv.-Doz. Dr. A. Friedmann
3. Prof. Dr. rer. nat. R. Janda

Datum der Promotion: 27. 07. 2009

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	5
2	Literaturübersicht.....	7
2.1	Kompositmaterialien.....	7
2.1.1	Zusammensetzung.....	7
2.1.2	Weiterentwicklungen klassischer Komposite.....	13
2.1.3	Materialeigenschaften.....	15
2.1.4	Kavitätenpräparation.....	19
2.2	Haftung an der Zahnhartsubstanz.....	20
2.2.1	Haftung am Schmelz.....	21
2.2.2	Haftung am Dentin.....	25
2.3	Adhäsivsysteme.....	33
2.3.1	Etch&Rinse-Systeme.....	33
2.3.2	Selbstkonditionierende Adhäsive („non-rinse-Systeme“).....	34
2.4	Untersuchungsmethoden.....	36
2.4.1	In-vitro-Untersuchungen.....	36
2.4.2	In-vivo-Untersuchungen.....	36
3	Fragestellung.....	37
4	Material und Methoden.....	38
4.1	Patientenauswahl.....	38
4.2	Füllungskriterien und klinische Untersuchung.....	39
4.3	Quantitative Randanalyse.....	43
4.3.1	Replikaherstellung.....	43
4.3.2	Quantitative Randanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop.....	43
4.4	Statistische Auswertung.....	48
5	Ergebnisse.....	49
5.1	Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung.....	49
5.1.1	Klinisches Erscheinungsbild zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.....	50
5.1.2	Kontur.....	52
5.1.3	Sensibilität zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung.....	52
5.1.4	Marginale Adaptation.....	53
5.1.5	Verfärbung der Füllungsoberfläche.....	60
5.1.6	Ästhetik.....	60
5.1.7	Papillenblutungsindex und Plaque-Index.....	61
5.1.8	Einfluss des Füllungsmaterials auf den klinischen Erfolg.....	62
5.1.9	Einfluss der Ausgangsparameter auf den klinischen Erfolg.....	64
5.2	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse.....	65
5.2.1	Einfluss der Füllungslokalisation auf die Randqualität.....	67
5.2.2	Einfluss des Füllungsmaterials auf die Randqualität.....	68
5.2.3	Korrelation zwischen den klinischen Parametern und der Randqualität.....	69

Inhaltsverzeichnis

6	Diskussion	70
6.1	Material und Methode.....	70
6.1.1	Auswahl der Patienten	70
6.1.2	Klinische Untersuchung	71
6.1.3	Replikatechnik und quantitative Randanalyse.....	72
6.2	Diskussion der Ergebnisse	73
6.2.1	Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung	73
6.2.2	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse.....	78
6.2.3	Einfluss des Füllungsmaterials auf den klinischen Erfolg und die Ergebnisse der Randanalyse	79
6.3	Statistische Auswertung	80
7	Schlussfolgerung.....	81
8	Zusammenfassung.....	82
9	Summary	84
10	Literatur.....	86
11	Anhang	106
11.1	Ergebnisse	106
11.1.1	Erhebungsbögen	106
11.1.2	Legende Erhebungsbögen	109
11.1.3	Ergebnisse der klinischen Untersuchung.....	110
11.1.4	Legende der Ergebnisse der klinischen Untersuchung.....	114
11.1.5	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse	118
11.2	Materialliste	120
11.3	Erläuterung der im Text erwähneter chemischen Abkürzungen.....	121
11.4	Erklärung an Eides Statt.....	122
11.5	Danksagung.....	123
11.6	Curriculum vitae	124

1 Einleitung

Der Erhalt der sekundären Mundgesundheit ist die Aufgabe der konservierenden Zahnmedizin. Silberamalgam wird in der konservierenden Zahnheilkunde seit deren Anfängen als restauratives Füllungsmaterial verwendet. Einfache Verarbeitung, geringe Kosten und der über viele Jahre dokumentierte klinische Erfolg machten es bis vor wenigen Jahren zum Material der ersten Wahl bei Restaurationen im Seitenzahnbereich und haben zu seiner weitgehenden Verbreitung und Akzeptanz bis zum heutigen Tage geführt (*Roulet 1997*).

Dennoch haben das gesteigerte ästhetische Bewusstsein der Patienten und die Angst vor toxischen und allergischen Eigenschaften des enthaltenen Quecksilbers sowie seine schlechte Umweltverträglichkeit zu einer intensiven Suche nach alternativen Materialien geführt. Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik im Jahre 1955 durch BUONOCORE (*Buonocore 1955*) wurde der Grundstein für den sich in den folgenden Jahrzehnten rasant entwickelnden Markt der Komposite gelegt.

Da Komposite einer Polymerisationsschrumpfung unterliegen, ist eine direkt entgegenwirkende Verankerung am Zahn obligat, um einen für Mikroorganismen dichten Füllungsrand zu gewährleisten. Es ist ein dauerhaft hoher Verbund zwischen Zahn und Restauration notwendig, um einen effektiven Pulpaschutz vor eindringenden Mikroorganismen zu garantieren (*Retief et al. 1994*). Nur so ist einer Pulpaschädigung oder einer Randverfärbung durch einwandernde Pigmente vorzubeugen. Die ersten Komposite und Adhäsivsysteme zeigten häufig ungenügendes Randverhalten und eine zu geringe Abrasionsbeständigkeit, vor allem im Seitenzahnbereich (*Roulet und Reng 1975*).

Der Verbund zwischen Komposit und Zahnschmelz war relativ schnell erreicht. Strukturbedingt war es wesentlich aufwendiger, einen Verbund ausreichender Festigkeit zwischen Dentin und Komposit zu erzielen, da hierfür die Voraussetzungen ungünstiger sind. Aus diesem Grund wird die Adhäsivtechnik auch heute noch teilweise kritisch betrachtet, obwohl die Haftwerte der Adhäsivsysteme der neuesten Generation für

Komposit am Dentin denen am Zahnschmelz nicht nachstehen, diese häufig sogar übertreffen (*Kanca 1997, De Munck, J. et al. 2003, Ernest et al. 2004*).

Die immensen Fortschritte, die im Bereich der Schmelz-Ätz-Technik gemacht wurden, haben Komposite zu einer zahnfarbenen Alternative für die plastische Restauration von Zähnen im Front- und, dank der verbesserten mechanischen Eigenschaften durch die Verwendung moderner Hybridkomposite, auch im Seitenzahnbereich gemacht (*Hickel et al. 2004*). Aus diesem Grunde erweiterte die Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltungskunde (DGZ) im Jahr 2005 die Indikation für Komposite im Seitenzahnbereich auch auf den Ersatz einzelner Höcker.

Heute gilt die von BLACK postulierte „extension for prevention“ als obsolet (*Murdoch-Kinch und McLean 2003*). Moderne Präparationsregeln für Komposite verzichten auf formale Kavitätenpräparation, die Kavitätenform folgt schadensgerecht der Ausdehnung des kariösen Defektes. Dies führt zur maximalen Schonung von gesunder oder eventuell demineralisierter Zahnhartsubstanz (*Lutz et al. 1976, Krejci et al. 1998*), was das Frakturrisiko des Zahnes im Vergleich zu einer Amalgamfüllung nachweisbar senkt (*Hansen 1990, Mannocci et al. 2005, Sagsen und Aslan 2006, Camacho et al. 2007*). Das Konzept der zahnmedizinischen Lehre in der letzten Dekade an europäischen Universitäten zur Kompositversorgung auch im Seitenzahnbereich ist Beleg für die wachsende Bedeutung der Kompositversorgung von Prämolaren und Molaren (*Wilson und Mjör 2000, Roeters et al. 2004, Lynch et al. 2007*).

Vor diesem Hintergrund soll das Ziel der vorliegenden Arbeit sein, Seitenzahnrestorationen aus Komposit nach 6 Jahren im Patientenmund klinisch und mikroskopisch zu untersuchen, um Aussagen über Abnutzungs- und Randverhalten machen zu können. Die Ergebnisse sollen den in den letzten Jahren erweiterten Indikationsbereich bei Kavitäten der Klassen I und II wissenschaftliche Daten zu Grunde legen und dem praktizierenden Zahnarzt die Entscheidung für oder gegen Komposit erleichtern.

2 Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

Eine Vielzahl zahnmedizinischer Komposite und Adhäsivsysteme überschwemmen stetig den Markt. Für den praktizierenden Zahnarzt ist es somit schwer, den Überblick zu behalten und ein für die Indikationsstellung geeignetes Material auszuwählen. Um verlässliche Aussagen über Langzeitverhalten, klinischen Erfolg und Wirtschaftlichkeit zu erhalten, sind In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen über einen Zeitraum von mindestens zwei Jahren absolut notwendig (*Jordan* 1989). Unter dem kommerziellen Druck, dem die Hersteller unterliegen, werden leider nur wenige Materialien in ausreichender Weise vor ihrer Markteinführung getestet.

2.1.1 Zusammensetzung

Ihrem Namen entsprechend (lat. *componere* = zusammensetzen) handelt es sich beim Komposit um einen aus drei Hauptkomponenten unterschiedlicher Eigenschaften aufgebauten Werkstoff (*Bowen* 1962). Diese drei Hauptkomponenten sind zum einen eine organische Kunstharzmatrix, zum anderen anorganische Füllungspartikel. Eine klar abgegrenzte Verbundschicht vermittelt als dritte Hauptkomponente die Verbindung dieser beiden Phasen (*Phillips* 1981, *Lutz et al.* 1983).

2.1.1.1 Organische Phase

Die Monomere der organischen Phase sind fast ausnahmslos mehrfunktionelle Methacrylate, die durch die Reaktion der Methacrylsäure mit ein-, zwei- oder höherwertigen Alkoholen entstehen. Dies sind in der Regel Bisphenol-A-glycidylmethacrylat (Bis-GMA) (*Bowen* 1962) oder Urethandimethacrylat (UDMA) (*Ruyter* 1988, *Fortin und Vargas* 2000). Heutige Komposite auf Bis-GMA-Basis gehen auf das von BOWEN im Jahre 1959 patentierte Monomermolekül, einem Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methylmethacrylsäure, zurück (*Bowen* 1962). Das UDMA wurde von KNIGHT ET AL. 1971 zur industriellen Verwendung entwickelt. Die Abbildungen 2-1 und 2-2 zeigen die Strukturformeln von Bis-GMA und UDMA. Das Bis-GMA-Molekül ist aufgrund

seiner beiden Phenolringe sehr starr. Die beiden Hydroxylgruppen ermöglichen die Ausbildung von Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den nicht polymerisierten Monermolekülen. Dies bedingt die hohe Viskosität des Bis-GMA-Monomers, die das Einkneten der Füllkörper erschwert. Um die Viskosität der Monomere zu vermindern und damit auch die Verarbeitung des Komposits zu erleichtern, sind ihnen zur Verdünnung Comonomere zugesetzt. Dabei handelt es sich häufig um niedermolekulare, kurzkettige Dimethacrylate wie Ethylenglykol-Dimethacrylat (EGDMA) und Triethylenglykol-Dimethacrylat (TEGDMA, vgl. Abb. 2-3) (Ruyter 1988). Die Konversionsrate des Komposits kann so gesteigert und der Füllkörperanteil erhöht werden (Roulet 1987, Söderholm und Mariotti 1999). Verdünnermonomere sind im Vergleich zu Bis-GMA relativ kleine Moleküle. Durch die größere Anzahl von Doppelbindungen pro Volumeneinheit steigt mit dem Zusatz von Verdünnermonomeren auch die Volumenschrumpfung bei der Polymerisation.

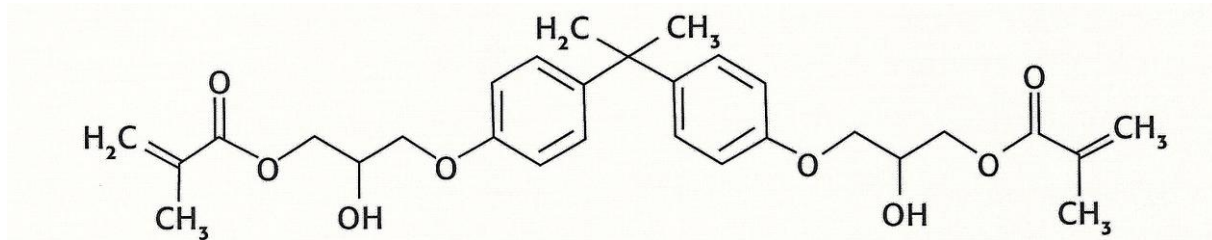


Abbildung 2-1 Bis-GMA Bisphenol-A-glycidyl dimethacrylat

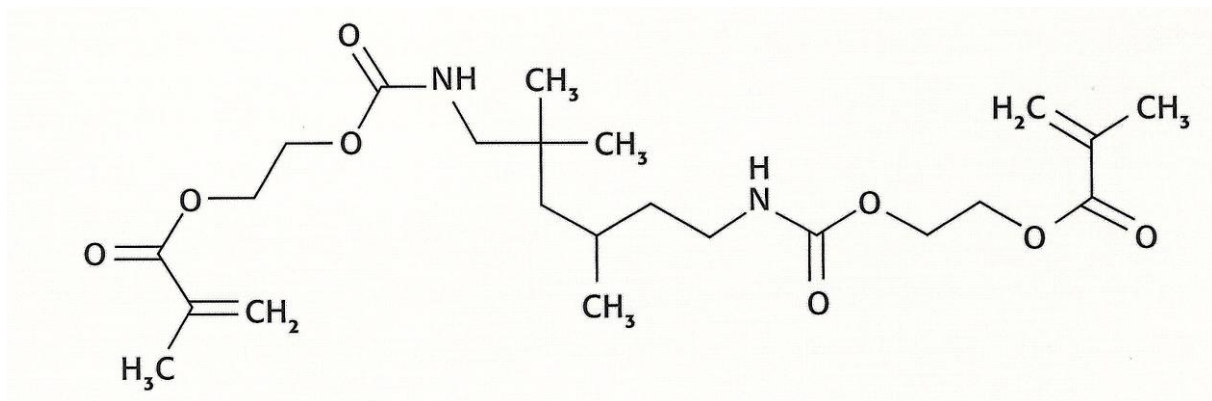


Abbildung 2-2 UDMA Urethane dimethacrylat

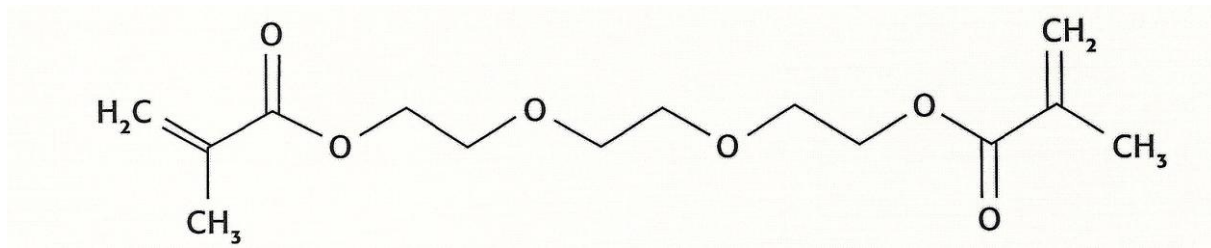


Abbildung 2-3 TEGDMA Triethylenglykol-Dimethacrylat

Chemische Grundlage zur Verwendung dieser langen, makromolekularen Monomere als dentales Füllungsmaterial ist eine Polymerisationsreaktion, bei der sich die Monomere nach Öffnung ihrer Doppelbindungen zu einem größeren, dreidimensionalen Molekülnetz zusammenlagern (*Lutz et al.* 1983, *Kullmann* 1990). Um die Polymerisationsreaktion auszulösen, werden freie Radikale benötigt. Diese zeigen durch den Besitz eines einzelnen, unpaarigen Elektrons eine sehr hohe Reaktivität. Zur Radikalbildung ist der Zerfall eines Initiators notwendig. Bei chemisch-initiiert aushärtenden Paste-Paste-Systemen ist dies üblicherweise Dibenzoylperoxid (DBO) (*Ruyter* 1988). Die kovalenten Bindungen zwischen den Sauerstoffatomen des DBO werden durch eine Redoxreaktion mit einem tertiären, aromatischen Amin als Akzelerator (z.B. N,N-bis-(2-hydroxyethyl)-p-toluidin (DHEPT)) gespalten. Bei chemisch-initiiert härtenden Kompositen findet sich der Initiator in der Katalysatorkomponente, der Akzelerator in der Basiskomponente.

Lichthärtenden Kompositen sind Photoinitiatoren, meist Kampferchinon, zugesetzt. Diese werden nach Absorption von Strahlung einer Polymerisationslampe, die auf die spektrale Empfindlichkeit des Initiators (bei Kampferchinon 468 nm) eingestellt ist, in einen angeregten Zustand versetzt. So zerfallen sie nach Reaktion mit einem tertiären Amin in freie Radikale (*Yokota et al.* 1972, *Osborn, C.L. und Trecker* 1973, *Dart und Nemcek* 1975). Die freien Radikale brechen die Doppelbindungen der Methacrylatmonomere auf und schaffen so Reaktionsmöglichkeiten mit anderen aktivierten Monomermolekülen. Diese werden an das Ende der wachsenden Kette gebunden. Das Kettenwachstum hält solange an, bis keine freien Radikale mehr zur Verfügung stehen.

Nach Abschluss der Polymerisation verbleiben bis zu 45 % Restdoppelbindungen. Diese Restmonomere, aber auch Reaktionsprodukte und nicht umgesetzte Initiatoren und

Stabilisatoren, können ein toxikologisches oder allergenes Potenzial besitzen (*Geurtsen* 1988, *Hallström* 1993, *Hensten-Pettersen* 1998, *Hellwig et al.* 1999, *Örtengren et al.* 1999, *Söderholm und Mariotti* 1999). Solche Reaktionen treten noch extrem selten auf, könnten sich aber aufgrund der zunehmenden Allergisierung der Menschheit zu einem grundlegenden Problem entwickeln.

Der Zusatz von Polymerisationsinhibitoren (ca. 0,01 – 0,06 Masse%) soll eine spontane Polymerisation der Monomere und Comonomere während ihrer Lagerung vermeiden. Hierbei handelt es sich in der Regel um Phenolderivate wie Hydrochinonmethylether (HQME) oder 2,6-Di-Butyl-4-methyl-phenol (BHT). Sie sollen gebildete Radikale durch ein Wasserstoffatom inaktivieren und somit die Lagerfähigkeit und die Verarbeitungszeit in der praktischen Anwendung verlängern (*Kullmann* 1990).

Chemisch initiiert aushärtende Komposite enthalten geringe Mengen sogenannter Stabilisatoren. Diese sollen von ultraviolettem Licht induzierte Reaktionen verhindern, deren Produkte Verfärbungen hervorrufen (*Craig* 1981). Bis zu einem Prozent des Gewichts des Kunststoffes machen organische und anorganische Pigmente aus (ZrO_2 , TiO_2 , Cr_2O_3 , Fe_2O_3), die der Farbgebung dienen (*Hellwig et al.* 1999, *Fortin und Vargas* 2000).

2.1.1.2 Anorganische Phase

Das mechanische und ästhetische Verhalten der Komposite wird zum größten Teil durch Art und Größe der in ihnen enthaltenen Füllstoffpartikel bestimmt (*Bowen* 1979). Durch Modifikation der Füllkörperzusammensetzung wurden die Komposite in den letzten Jahren ständig weiterentwickelt und verbessert. Die Einteilung der Komposite anhand ihrer Füllstoffe ist darum von besonderer Bedeutung. Die bekannteste Klassifikation der Komposite beruht weitestgehend auf der Art und Größe dieser in der anorganischen Phase enthaltenen Füllstoffe. Sie geht auf Veröffentlichungen von ROULET aus dem Jahre 1982 und LUTZ ET AL. aus dem Jahre 1983 zurück (*Roulet* 1982, *Lutz et al.* 1983). Lutz unterschied Makrofüllerkomposite (oder konventionelle Komposite), homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite.

Kleine Füllstoffpartikel haben eine große spezifische Oberfläche, es ist somit viel organische Matrix notwendig, um die Füllkörper mit ihr zu benetzen. Darum ist der Gehalt an Füllstoffpartikeln bei Mikrofüllerkompositen im Vergleich zu grob gefüllten Kompositen geringer. Dies bedingt allerdings auch schlechtere mechanische Eigenschaften. Der prozentuale Gewichtsanteil der anorganischen Füllstoffe lässt also Aussagen über die mechanischen Eigenschaften wie Druck- und Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul und Verschleißfestigkeit des Materials zu (*Bowen 1979, Lutz et al. 1993*). Bei der Polymerisation schrumpft nur die organische Matrix, während das Volumen der Füllkörper konstant bleibt. Der geringere Füllgrad bei kleinen Füllkörpern führt somit auch zu einer gesteigerten Polymerisationsschrumpfung. Es gilt weiterhin, dass die Viskosität mit steigender Füllkörperanzahl zunimmt, wobei kleine Füllkörper schneller zu einer Zunahme der Viskosität führen als große Füllkörper.

Konventionelle Füllstoffpartikel, sogenannte Makrofüller, haben eine Größe zwischen 0,2 μm und 100 μm und werden durch Zerkleinern von Siliziumdioxid und verschiedenen Glasarten hergestellt (*Craig 1981*). Hierbei werden die Ausgangsmaterialien in einer Kugelmühle zerkleinert. So entsteht ein breites Spektrum verschiedener Partikelgrößen, die später durch Siebung und Windsichtung getrennt werden. Makrofüllerkomposite enthalten mittlere Füllstoffpartikelgrößen von 5 – 10 μm (*Roulet 1982, Ernst und Willershausen 2003*). Ihre Füllstoffe machen 75 % bis 80 % des Gewichtes aus. Konventionelle Komposite zeigen gute mechanische Eigenschaften. Aufgrund des hohen Verschleißes, der schlechten Polierbarkeit und der daraus resultierenden beeinträchtigten Ästhetik sind sie als definitives Füllungsmaterial inzwischen überholt.

Die Größe der Füllstoffpartikel steht im umgekehrten Verhältnis zu ihrer Polierbarkeit. Um ein ansprechendes ästhetisches Ergebnis zu erhalten, sind also kleinere Partikel notwendig. Füllstoffpartikel mit einer Größe zwischen 0,007 μm und 0,14 μm , sogenannte Mikrofüller, können durch Hydrolyse von Siliziumtetrachlorid in einer Knallgasflamme gewonnen werden (*Kullmann 1990, Lutz et al. 1993*). Das Verfahren wurde 1941 von der Firma Degussa entwickelt und zum Patent angemeldet (*Kloepfer 1941*). Das Ergebnis dieser Flammenpyrolyse ist heute unter dem Handelsnamen Aerosil bekannt und in

verschiedenen Partikelgrößen erhältlich. Die mikrogefüllten Komposite sind hochglanzpolierbar und glänzen nach der Politur wie Zahnschmelz. Sie zeigen aufgrund ihrer mittleren Partikelgröße von 0,04 µm somit die beste Ästhetik. Die geringe Partikelgröße bedingt allerdings einen geringen Füllstoffanteil von meist 51 bis 52 % und damit eine geringe Bruchfestigkeit und Belastbarkeit und eine größere Polymerisationsschrumpfung (*Lutz et al.* 1983, *Ernst und Willershausen* 2003).

Um den Anteil anorganischer Füllkörper zu erhöhen, wird ein Vorpolymerisat aus Bis-GMA und Siliziumdioxidteilchen zermahlen und anschließend mit Bis-GMA vermischt (*Lutz et al.* 1983, *Ernst und Willershausen* 2003). Aus dem homogenen Mikrofüllerkomposit wird somit ein inhomogenes Mikrofüllerkomposit mit akzeptablen Schrumpfungswerten. Die Beimischung des Präpolymerisats ermöglicht die Erhöhung des Füllkörperanteils bei gleichzeitiger Kontrolle der Viskosität. Das Komposit bleibt in der Praxis verarbeitbar. Allerdings ist hier der Verbund zwischen Präpolymerisat und Matrix kritisch zu betrachten (*Roulet* 1987). Mikrofüllerkomposite eignen sich besonders für Füllungen der Klasse V, sind aber auch bei mechanisch nicht belasteten Füllungen der Klasse III sowie bei kleinen Klasse IV-Kavitäten mit hohem ästhetischen Anspruch und guter Kontrollierbarkeit der Okklusion indiziert (*Jordan* 1989, *Ernst und Willershausen* 2003).

Hybridkomposite wurden entwickelt, um die gute Polierbarkeit und Abrasionsfestigkeit der Mikrofüllerkomposite mit den mechanischen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite zu kombinieren. Sie enthalten neben 0,04 µm großen Mikrofüllern auch Makrofüller unterschiedlicher Partikelgrößen von 1 bis 15 µm (*Lutz et al.* 1983). Hinsichtlich ihrer mittleren Korngröße lassen sich die Hybridkomposite noch weiter unterteilen (*Ernst und Willershausen* 2003). Der prozentuale Gewichtsanteil der Makrofüller liegt hier bei 85 % - 90 % bei etwa 10 - 15 Gewichtsprozent Mikrofüllern. Durch den hohen Anteil großer Füllkörper wird der hohe Füllstoffanteil erzielt. Die Variation der Menge der Mikrofüller erlaubt es hierbei, die Viskosität zu steuern. Hybridkomposite sind die in der Praxis am häufigsten angewandten Komposite.

Der Zahnarzt sollte nach sorgfältiger Indikationsstellung das für die klinische Situation passende Kompositmaterial auswählen.

2.1.1.3 Verbundphase

Die feste Verbindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen ist sowohl grundlegende Voraussetzung für einen langfristigen klinischen Erfolg als auch ein Schwachpunkt der Komposite (*Roulet* 1987). Die beiden Phasen werden auf chemischem Wege durch ein multifunktionelles Silan, meist 3-Methacryloxy-propyl-trimethoxy-silan (MPTMS), als Kopplungsagens aneinander gebunden (*Plüddemann* 1970, *Lutz et al.* 1983, *Geurtsen* 1989). Der Verbund entsteht durch eine Veresterung der Oberfläche der Füllstoffpartikel und eine Copolymerisation mit der organischen Kunststoffmatrix. Diese chemische Verbindung kann allerdings durch Wasser hydrolytisch gespalten werden (*Bowen* 1979). Dies prädisponiert die Kompositrestauration für einen Stabilitätsverlust und wirkt sich negativ auf ihre Verschleißfestigkeit aus.

2.1.2 Weiterentwicklungen klassischer Komposite

Die ständige Weiterentwicklung der Komposite führte in den letzten Jahren zu modifizierten Materialien mit vermeintlich besseren mechanischen und klinischen Eigenschaften. Hier seien die Nanofüllerkomposite und Silorane genannt.

2.1.2.1 Silorane

Die Materialgruppe der Silorane (3M ESPE, Seefeld) wurde erstmals im Jahre 2004 vorgestellt. Hier steht die Modifikation der Monomere im Vordergrund. Der Name ist von ihren beiden chemischen Grundbausteinen, den *Siloxanen* und den *Oxiranen*, abgeleitet. Grundlegender Unterschied zu den Methacrylaten ist die Polymerisation durch einen kationischen Ringöffnungsmechanismus. Dieser Entfaltungseffekt der Monomermoleküle kompensiert die Volumenkontraktion und ermöglicht erstmals Polymerisationsschrumpfungen von weniger als einem Volumenprozent (*Weinmann et al.* 2005, *Eick et al.* 2007).

Allerdings hat diese Änderung eine Inkompatibilität mit konventionellen Adhäsivsystemen zur Folge. Es ist ein eigenes Adhäsivsystem (Silorane Adhesive System) notwendig. Mechanische Parameter, wie E-Modul und Biegefestigkeit, sind mit denen von etablierten Kompositen auf Methacrylatbasis zu vergleichen (*Weinmann et al.* 2005). In der Literatur

existieren noch widersprüchliche Berichte über das Randverhalten siloranbasierter Komposite. In einigen In-vitro-Untersuchungen zeigten sie signifikant bessere Werte im Randverhalten und bakteriendichtere Füllungsrän­der als methacrylatbasierte Komposite (*Thalacker et al. 2004, Palin et al. 2005, Thalacker et al. 2005*). Andere Studien konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen. ERNST ET AL. untersuchten die marginale Integrität verschiedener Adhäsive unter dem Rasterelektronenmikroskop und mit Farbstoffpenetrationstests. Die schlechtesten Werte fanden sich hier für das Siloran Hermes und dessen Adhäsivsystem Hermes Bond (3M ESPE, Seefeld) (*Ernst et al. 2008*). Bei einer weiteren In-vitro-Studie wiesen Restaurationen der gleichen Materialkombination bereits nach der Applikation des Füllungsmaterials nur einen Anteil von 26,6 % perfekter marginaler Adaptation auf. Auf die geplanten weiteren Untersuchungen im thermo-mechanischen Belastungstest wurde darum verzichtet (*Gärtner 2006*). Es kam hier zu einem Abriss des Verbundes zwischen Adhäsiv und Füllungsmaterial. Dies lässt eine Inkompatibilität von Adhäsivsystem und Komposit vermuten.

Auch wenn dieses All-in-one-Adhäsiv zwischenzeitlich weiterentwickelt wurde, machen diese Ergebnis doch deutlich, dass der klinische Einsatz der Silorane als direktes Füllungsmaterial noch kritisch betrachtet werden sollte.

2.1.2.2 Nanofüllerkomposite

Nanofüllerkomposite enthalten Füllstoffe im Nanometerbereich. Auch wenn der Name anderes suggeriert, so liegt die Partikelgröße der Nanofüllerkomposite nicht unter der von Mikrofüllerkompositen. Der Unterschied liegt hier vielmehr in der Art und Verteilung der Füllkörper in der Matrix. Anders als bei den Mikrofüllern wird durch Oberflächenbeschichtung der Primärpartikel verhindert, dass diese sich aneinander lagern. Die organische Phase besteht aus freien Primärpartikeln (ca. 20 nm), auch „Nanomere“ genannt, und agglomerierten „Clustern“ (*Ernst und Willershausen 2003*). Diese Nanocluster haben eine Größe von 0,6 – 1,4 µm (*Ernst und Willershausen 2003*). Die Nanomere sind gleichmäßig in der Matrix verteilt. Durch sie ist eine Erhöhung des Füllkörpergehaltes auf das Niveau von Hybridkompositen möglich. So lassen sich die guten mechanischen Eigenschaften und die geringere Polymerisationsschrumpfung eines

Hybridkomposits mit der Polierbarkeit und Ästhetik eines Mikrofüllerkomposits kombinieren.

Nanofüllerkomposite erzielen, eingesetzt als Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich, ähnlich gute klinische Ergebnisse wie Hybridkomposite (*Dresch et al. 2006, Ernst et al. 2006*). HICKEL ET AL. konnten auch eine geringere Schrumpfungsspannung an den Kavitätenwänden nachweisen (*Hickel et al. 2005*). Vertreter dieser Kompositgruppe sind zum Beispiel Filtek Supreme XT (3M Espe, Seefeld) Ceram X (Dentsply GmbH, Konstanz) und Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

2.1.3 Materialeigenschaften

2.1.3.1 Polymerisationsschrumpfung

Trotz der vielen Fortschritte und Weiterentwicklungen, die auf dem Gebiet der adhäsiven Restaurationstechnik in den letzten Jahren und Jahrzehnten gemacht wurden, blieb ein grundlegendes Problem bisher ungelöst: die Polymerisationsschrumpfung der Kunststoffmatrix. Bei der Polymerisation von Kompositen kommt es zu einer Volumenabnahme von 1,67 % bis 5,68 % (*Geurtsen 1989*). Die neue Stoffklasse der Silorane zeigte hier erstmals Werte von weniger als einem Volumenprozent (*Weinmann et al. 2005, Eick et al. 2007*). Bis zum heutigen Tag gibt es kein Kompositmaterial auf dem Markt, das bei Polymerisation keine Kontraktion zeigt. Dies beeinflusst die marginale Adaptation und somit auch den Langzeiterfolg von Kompositfüllungen negativ (*Davidson et al. 1984, Brännström 1986, Abdalla und Davidson 1993a, Ferrari et al. 1994, Hilton und Ferracane 1999*).

Die Polymerisationsschrumpfung ist bedingt durch eine Änderung des intermolekularen Abstands der Moleküle während der Polymerisation. Dieser verkleinert sich von 4 Å auf nur noch 1,9 Å, nachdem sich die Monomermoleküle zu einem größeren Polymer zusammengelagert haben. Durch die große Menge der reagierenden Moleküle (10^{23} Moleküle / mol) ergibt sich so ein signifikanter Dimensionsverlust (*Roulet 1987*). Dieser kann durch Randspaltbildung zwischen Zahn und Füllung (*Jörgensen et al. 1975*) zum Misserfolg der Kompositrestauration führen. Durch die Kontraktion entstehen an der

Verbundfläche von Zahn und Füllung Spannungen. Dieser sogenannte Schrumpfstress ist der Menge des Materials und dem C-Faktor, dem Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen, direkt proportional (*Davidson et al.* 1984, *Feilzer et al.* 1987, *Davidson und Feilzer* 1997).

Es zeigt sich eine Abhängigkeit des Ausmaßes der Kontraktion von der Art und Zusammensetzung der Monomere und Comonomere, dem Füllstoffgehalt, der Konversionsrate und dem Initiatorgehalt (*Munksgaard et al.* 1987, *Roulet* 1987, *Fortin und Vargas* 2000). Die Polymerisationsschrumpfung kann durch Erhöhen des Molekulargewichts der reaktiven Gruppen und durch einen höheren Füllungspartikelanteil gesenkt werden. Beides ist jedoch nur bis zu einem bestimmten Grad möglich.

Die Schrumpfung erfolgt laut LUTZ ET AL. bei Lichtpolymerisation zur Lichtquelle hin, während sie bei chemisch-initiiert aushärtenden Kompositen zur Mitte des Materials zeigt. Eine Steuerung der Richtung des Schrumpfungsvektors in Richtung der Kavitätenwände soll so zu verbesserter Randqualität führen. (*Lutz et al.* 1986). Andere Autoren dagegen teilen diese Meinung nicht. VERSLUIS ET AL. konnten zeigen, dass der Schrumpfungsvektor nicht von der Ausrichtung der Lichtquelle, sondern von der Kavitätenform und der Qualität des Bondings abhängig ist (*Versluis et al.* 1998).

2.1.3.2 Flow

Ein wichtiger Aspekt ist hierbei die Überlegung, dass während des gesamten Polymerisationsprozesses das natürliche Fließvermögen des Materials die Schrumpfung zum Teil kompensiert (*Davidson und Feilzer* 1997). Dieser Effekt, der als „Flow“ bezeichnet wird, tritt am deutlichsten während der initialen Härtingsphase auf. Während dieser „Pre-gel“-Phase bauen sich materialinterne Spannungen nur langsam auf. Mit zunehmender Durchhärtung des Materials verliert der Flow-Effekt an Bedeutung. In der nun einsetzenden „Post-gel“-Phase kann der auftretende Schrumpfstress nicht mehr durch den „Flow“ kompensiert werden (*Davidson und De Gee* 1984). Eine langsame Polymerisation wäre also in dieser Hinsicht wünschenswert (*Kemp-Scholte und Davidson* 1990b). Dies versucht man durch den Einsatz von Soft-Start-Polymerisationslampen zu erreichen, die die

Polymerisationskinetik in dieser Richtung steuern und die marginale Adaptation verbessern sollen (*Feilzer et al. 1995, Mehl et al. 1997b, Mehl et al. 1997a, Kanca und Suh 1999, Yoshikawa et al. 2001*). In einigen klinischen Studien wird ein Effekt der Soft-Start-Polymerisation auf den Langzeiterfolg und das Randverhalten einer Kompositrestauration allerdings angezweifelt (*Oberländer et al. 1999, Brackett et al. 2002*).

Hier wird die eigentliche Bedeutung des C-Faktors deutlich. Nur ungebundene Füllungsflächen können als Reservoir dienen, Material für den Ausgleich der Schrumpfung liefern und den Schrumpfstress mindern (*Davidson und De Gee 1984*). Allerdings härtet die ungebundene Schicht bei Lichtpolymerisation meist zuerst aus, was die Fließfähigkeit des Materials stark mindert. Chemisch initiiert aushärtende Materialien sind hier im Vorteil (*Feilzer et al. 1993*). Vor diesem Hintergrund wird die Notwendigkeit einer schichtweisen Applikation und Aushärtung des Komposits deutlich. LUTZ ET AL. publizierten 1986 die Mehrschichttechnik (*Lutz et al. 1986*). Das Komposit wird hier in kleinen Schichten aufgetragen, die einzeln polymerisiert werden. Die Polymerisation kleiner Schichten verkleinert auch den C-Faktor. Diese Schichttechnik lässt somit eine Verbesserung der marginalen Adaptation erwarten (*Bouschlicher et al. 1997, Lopes et al. 2004*). Der auftretende Schrumpfstress an den Kavitätenrändern kann so verkleinert, allerdings nicht vollständig eliminiert werden.

2.1.3.3 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul ist eine Materialkonstante, die das Maß des auftretenden Schrumpfstresses definiert. Er beschreibt das Verhältnis von Spannung und Dehnung bei Zug- oder Druckbelastung. Je kleiner er ist, umso größer ist die bei Kraftereinwirkung auftretende elastische Verformung eines Materials.

Der Füllstoffgehalt eines Komposits beeinflusst neben seinem Schrumpfvverhalten auch den Elastizitätsmodul. Mit steigendem Füllstoffgehalt sinkt die Polymerisationsschrumpfung, während der Elastizitätsmodul zunimmt (*Ruyter 1988*). Dies erklärt, warum Komposite mit einem hohen Anteil an Füllstoffen trotz der geringeren Schrumpfung einen höheren Schrumpfstress zeigen (*Van Meerbeek, B. et al. 1992a*).

Der optimale Elastizitätsmodul eines Komposits hängt von seinem Einsatzgebiet ab. Bei Klasse-V-Kavitäten kann ein Komposit mit kleinem Elastizitätsmodul den auftretenden Schrumpfungstress besser kompensieren und zeigt dadurch eine bessere marginale Adaptation (*Kemp-Scholte und Davidson 1990a*). Okklusal belastete Kavitäten im Seitenzahnbereich hingegen sollten, um den auftretenden Kaukräften standzuhalten, ein Elastizitätsmodul aufweisen, der mindestens dem von Dentin entspricht (*Schwickerath und Nolden 1982, Willems et al. 1993*).

2.1.3.4 Hygroskopische Expansion

Ein zweiter klinischer Umstand, der der Schrumpfung entgegenwirkt, ist die Tatsache, dass Komposite nach ihrer Polymerisation Wasser aufnehmen. Diese Durchdringung der Polymerketten mit Wassermolekülen nennt man hygroskopische Expansion. Ihr Ausmaß ist abhängig vom Monomer der organischen Phase, von Beschaffenheit und Anteil der Füllkörper und vom C-Faktor der Kavität (*Kemp-Scholte und Davidson 1989, Feilzer et al. 1990, Davidson und Feilzer 1997*). Sie ist jedoch, im Gegensatz zur plastischen Deformation durch den Flow des Komposits, kein initialer Effekt, sondern findet in den ersten Stunden und Tagen nach Füllungslegung statt (*Momoi und McCabe 1994*), wenn die Entscheidung über Wohl und Wehe des Komposit-Dentin-Verbundes schon gefallen ist und der Füllungsrand den Mikroorganismen des Speichels bereits ausgesetzt war. Die hygroskopische Expansion kann so schrumpfungsabhängig auftretende Randspalten teilweise kompensieren. Es entsteht dabei jedoch kein bakteriendichter Verbund.

2.1.3.5 Thermisches Volumenverhalten

Der lineare thermische Ausdehnungskoeffizient α eines Materials gibt seine relative Längenänderung bei Temperaturänderung von 1 °K an. Zahnhartsubstanzen zeigen Werte von 8 bis 10×10^{-6} /°K. Die Werte für Komposite hingegen liegen um den Faktor 2 bis 8 darüber (*Stettmaier et al. 1978*). Dieser Unterschied kann die marginale Adaptation bei thermischer Wechselbelastung (Thermocycling) negativ beeinflussen (*Eakle 1986, Bullard et al. 1988, Torstenson und Brännström 1988, Koike et al. 1990*).

2.1.4 Kavitätenpräparation

Das Präparationsmuster für Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich zielt auf größtmögliche Substanzschonung nichtkariöser Zahnstrukturen. Während die Präparationsform bei metallischen Restaurationsmaterialien von der Größe der Läsion und vom Retentionsbedarf des Materials bestimmt wird, ist das Kavitätdesign bei Kompositrestaurationen nur von der Kariesausdehnung abhängig. Die Kavitäten können flacher und enger gestaltet werden, da eine Retention durch das Kleben des Kompositmaterials an die Zahngewebe zustande kommt, und nicht durch Friktion oder unter sich gehende Bereiche erreicht werden muss. Die Präparation wird nur soweit auf die okklusale Fläche erweitert, wie es durch die Kariesausbreitung notwendig ist.

Die Anchrägung der Kavitätenränder bringt mehrere Vorteile mit sich. Zum einen wird so die Klebefläche des Zahnschmelzes am Restaurationsrand vergrößert. Zum anderen werden die Schmelzprismen bei der Anchrägung quer angeschnitten (*Hilton 1996*). Studien konnten zeigen, dass so ein effektiveres Ätzmuster entsteht (*Crawford et al. 1987*) und die erzielten Haftwerte von der Ausrichtung der Schmelzprismen abhängig sind (*Ikeda et al. 2002, Shimada und Tagami 2003*). Diese sind bei Anchrägung des Zahnschmelzes signifikant größer (*Schneider et al. 1981, Munechika et al. 1984, Bagheri und Denehy 1985, Geurtsen et al. 1990*). Für die fazialen und lingualen Ränder des approximalen Kastens wird darum eine leichte Anchrägung von 0,5 bis 1,0 mm empfohlen (*Lutz et al. 1976*). Die Anchrägung am gingivalen Rand des approximalen Kastens sollte von der Ausdehnung des noch vorhandenen Schmelzes abhängig gemacht werden. Da dessen Dicke zur Schmelz-Zement-Grenze abnimmt, besteht hier die Gefahr, den möglicherweise dünnen Schmelz bei einer Anchrägung ganz zu entfernen. Eine Anchrägung sollte hier also nur bei ausreichender Schmelzdicke durchgeführt werden (*Hilton 1996*). Der Prismenverlauf an den okklusalen Rändern der Kavität garantiert großflächige Schmelzprismen auch ohne Anchrägung (*Cheung 1990*). Da so auch dünn auslaufende, unter okklusaler Belastung frakturgefährdete Kompositfüllungsränder vermieden werden, empfehlen einige Autoren, auf eine Anchrägung im okklusalen Bereich zu verzichten (*Wilson et al. 1991, Hilton 1996*).

2.2 Haftung an der Zahnhartsubstanz

Bringt man zwei unterschiedliche Substanzen in engen Kontakt miteinander, so ziehen sie sich an. Dieses Phänomen wird als Adhäsion bezeichnet. In den meisten Fällen sind hierbei eine feste Phase, das Substrat, und eine flüssige Phase, das Adhäsiv, beteiligt (*Driessens 1977*).

Zur Erklärung des Phänomens der Adhäsion existieren mehrere Theorien. Zum einen ist ein rein mechanischer, mikroretentiver Verbund an rauen und porösen Materialoberflächen möglich. Zum anderen können Adhäsiv und Substrat chemische Bindungen eingehen. Hierzu zählen Ionenbindungen, kovalente Bindungen und auch sekundäre chemische Kräfte wie Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen und van der Waals-Kräfte. In der Literatur existieren noch weitere Ansätze zu Erklärung der Adhäsion. Diese basieren auf physikalischen Wechselwirkungen wie elektrostatischen Anziehungskräften oder der Diffusion (*Driessens 1977, Asmussen und Uno 1992, Van Meerbeek, B. et al. 1996, Hellwig et al. 1999, Blunck 2000*).

Die Mehrzahl der Autoren in der Literatur der Zahnmedizin geht davon aus, dass die Verbindung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz mikromechanischer Natur ist, da eine chemische Verbindung von Füllungsmaterialien und Kollagen oder mineralischen Strukturen bisher nur in geringem Maße nachgewiesen werden konnte (*Driessens 1977, Eliades et al. 1990, Spencer et al. 1992, Eick et al. 1993*).

Um einen möglichst festen Verbund von Zahnhartsubstanz und Komposit zu erreichen, ist eine feste Verbindung an möglichst vielen Berührungspunkten der beiden Materialien obligat (*Van Meerbeek, B. et al. 1996, Blunck 2000*). Durch die Verwendung einer Zwischenschicht wird die Haftung zwischen den mikroskopisch inhärenten Oberflächen der beiden Materialien vermittelt. Eine suffiziente Benetzung der Oberfläche mit dem Haftvermittler ist nur möglich, wenn dessen Oberflächenspannung kleiner als die der zu benetzenden Oberfläche ist (*Baier 1992*). Weiterhin ist eine hohe Fließfähigkeit von großer Bedeutung, da das Adhäsiv nur so die raue Oberfläche durchdringen kann und Lufteinschlüsse in rauen Grenzflächen vermieden werden (*Eick et al. 1972, Driessens 1977*). Die werkstoffkundlichen Eigenschaften des Adhäsivs, wie Benetzbarkeit und

Viskosität, werden vom Hersteller definiert. Es ist nun Aufgabe des Zahnarztes, die Zahnoberflächen optimal für diese vorgegebenen Werte vorzubereiten, um einen möglichst langfristigen Erfolg zu erzielen.

Schwierigkeiten bei der Herstellung eines langfristig erfolgreichen Verbundes zwischen Zahn und Komposit bereitet auch die Tatsache, dass man es mit zwei unterschiedlichen Substraten zu tun hat. Schmelz und Dentin müssen darum auch unterschiedlich vorbehandelt werden.

2.2.1 Haftung am Schmelz

Bei der adhäsiven Verbindung von Kompositen mit Zahnoberflächen galt die zwischen Kunststoff und Zahnschmelz lange als die verlässlichste (*Buonocore und Manly 1970, Lee et al. 1971, Van Meerbeek, B. et al. 1996, Perdigao und Lopes 1999*). Auch sind hier die notwendigen Arbeitsschritte am wenigsten anspruchsvoll. Dies ist im unterschiedlichen mikroskopischen Aufbau der Zahnhartsubstanzen begründet.

2.2.1.1 Struktureller Aufbau des Zahnschmelzes

Der Zahnschmelz bedeckt die anatomische Krone der Zähne. Er ist ein Zellprodukt, das sich im Laufe seiner Reifung zum härtesten, sprödesten und am stärksten mineralisierten Bestandteil des menschlichen Körpers entwickelt. Zahnschmelz bildet eine für die funktionellen Aufgaben des Zahnes zweckmäßige, widerstandsfähige Oberfläche. Seine physikalischen Eigenschaften sind einzigartig. Die Oberflächenhärte liegt zwischen 250 und 500 bei durchschnittlich 380 nach Knoop Härteskala (*Caldwell et al. 1957*). Zahnschmelz hat einen hohen Elastizitätsmodul und eine geringe Zugfestigkeit. Im Zusammenspiel mit dem sehr druckfesten Gewebenachbarn, dem Dentin, entsteht so seine hohe funktionelle Härte (*Gwinnett 1995*).

Zahnschmelz entsteht durch Mineralisation einer von Ameloblasten sezernierten Schmelzmatrix. Während dieser Mineralisation nimmt der Anteil anorganischer Substanzen der Schmelzmatrix zu. Die äußeren Schmelzschichten sind stärker mineralisiert als die inneren (*Gwinnett 1992b, Gwinnett 1995*). Die Schmelzbildung durch die Ameloblasten ist

kein stetiger Prozess, sondern verläuft in von Ruhephasen durchbrochenen Aktivitätszyklen. Dies manifestiert sich im Zahnschmelz als im Durchlichtmikroskop erkennbare Wachstumslinien, die sogenannten Retzius-Streifen (*Gustafson 1945*), benannt nach Anders Adolf Retzius (1796-1860), der erstmals durchlichtmikroskopische Untersuchungen an Zahnschmelz durchführte (*Retzius 1837*).

Gereifter Zahnschmelz besteht zu 95 % aus anorganischen Substanzen und zu ca. 1 % organischer Matrix (Angaben in Volumenprozent) (*Eastoe 1963, Gwinnett 1995*). Die organische Matrix enthält Proteine (ca. 58 %) und Lipide (ca. 40 %). Diese sind in Form von Schmelzbüscheln und Lamellen hauptsächlich im inneren Drittel des Schmelzmantels zu finden. Ihre Funktion ist bisher unbekannt (*Schroeder 1992, Gwinnett 1995, Van Meerbeek, B. et al. 1996*). Das im Schmelz enthaltene Wasser macht bis zu 4 Prozent des Volumenanteils aus (*Carlström et al. 1963*). Es tritt zu 75 % kristallin als Hydratationsschale auf. Ein Viertel des Wassers ist locker an die organischen Bestandteile gebunden (*Gwinnett 1992b, Hellwig et al. 1999*).

Der mineralisierte Anteil besteht hauptsächlich aus Kalzium und Phosphat, die zusammen das Schmelzmineral Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) bilden. Die Hydroxylgruppe kann durch Fluor oder Chlor substituiert werden (*Gwinnett 1992b, Schroeder 1992*). Die Fluorkonzentration ist in den oberflächlichsten Schichten etwa 20mal größer als im Bereich der Schmelz-Zement-Grenze. Natrium, Magnesium, Chlor und Kalium kommen ebenfalls, wenn auch nur in kleinen Mengen, vor. Im Schmelz wurden bisher mehr als 40 Spurenelemente nachgewiesen (*Brudevold et al. 1960, Schroeder 1992*).

Etwa 100 der im Querschnitt hexagonalen Hydroxylapatitkristalle lagern sich zu sogenannten Schmelzprismen oder Prismenstäben zusammen. Die Schmelzprismen sind zwischen 4 μm und 7 μm groß und werden von interprismatischem Schmelz umgeben. Beide Schmelzarten sind strukturell und biochemisch identisch und nur aufgrund der unterschiedlichen Orientierung der Kristallite in den Schmelzprismen zu unterscheiden. Diese verlaufen im Zentrum der Schmelzprismen parallel zur Prismenachse, zur Prismenperipherie hin nähert sich ihre Ausrichtung einem Winkel von 90°. Die Kristallite

des interprismatischen Schmelzes liegen ungeordnet nahezu senkrecht zur Verlaufsachse der Schmelzprismen (*Schroeder 1992, Hellwig et al. 1999*).

Die Schmelzprismen entspringen an der Schmelz-Dentin-Grenze und ziehen in sich kreuzenden Wellenbewegungen in den inneren zwei Dritteln des Gewebes zur Oberfläche. So entsteht eine sinusförmige, um sich gewundene Anordnung. Im äußeren Drittel des Zahnschmelzes verlaufen sie parallel. Im Zahnschliff erzeugt der komplexe, gekreuzte Verlauf der Schmelzprismen ein optisches Phänomen: die Hunter-Schregerschen Streifen (*Osborn, J.W. 1965*). Sie entstehen, da die Schmelzprismen in ihrem vielschichtigen Kreuzungsmuster sowohl transversal (Diazonien) als auch longitudinal (Parazonien) zu ihrer Verlaufsrichtung angeschliffen werden. In einem Bereich von etwa 20 – 30 µm ist der Zahnschmelz an der Oberfläche der Zahnkrone prismenfrei. Die Kristallite sind hier parallel zur Oberfläche ausgerichtet (*Schroeder 1992, Gwinnett 1995*).

Makroskopisch ist vor allem an jugendlichen Zähnen eine von Furchen durchzogene Oberfläche zu erkennen. Die Erhebungen der unebenen Oberfläche werden als Perikymatien bezeichnet. Diese verschwinden allerdings nach funktioneller Schmelzabration der Zähne. Die Schmelzoberfläche wird posteruptiv von einer ungefähr 1 µm dicken Schmelzoberhaut, dem primären Schmelzoberhäutchen (*Cuticula dentis*), bedeckt (*Dawes et al. 1963, Meckel 1965, Mayhall 1970*). Nach funktioneller Abradierung bildet sich das erworbene Schmelzoberhäutchen (*acquired pellicle*) (*Hellwig et al. 1999*).

2.2.1.2 Haftmechanismen am Zahnschmelz

Die von BUONOCORE 1955 erstmals publizierte Schmelz-Ätz-Technik ist immer noch fundamentale Grundlage heutiger Adhäsivsysteme. Ihm war es gelungen, durch vorheriges Anätzen der Zahnoberflächen die Retention von aufgeklebten Acrylatscheibchen wesentlich zu steigern (*Buonocore 1955*). Dieses Verfahren revolutionierte die restaurative Zahnheilkunde und gab den Startschuss für die sich bis zum heutigen Tag rasant entwickelnde Adhäsivtechnik. Das Konditionieren mit einer Säure führt durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Prismenstrukturen zu einer enormen Vergrößerung der Oberfläche. Die bessere Benetzbarkeit durch das Adhäsiv ist allerdings in stärkerem Maße Folge der sehr hohen Oberflächenspannung des angeätzten Schmelzes (*Gwinnett*

1981, *Jendresen und Glantz* 1981, *Crawford et al.* 1987, *Baier* 1992). Diese steigt in Folge der Säureapplikation von 72 dyn/cm auf mehr als den doppelten Wert an (*Jendresen und Glantz* 1981, *Lambrechts et al.* 2000).

Die Applikation von 30 – 40 %iger Phosphorsäure erzeugt durch selektives Herauslösen von Prismenstrukturen ein der mikromechanischen Retention dienendes Ätzmuster (*Gwinnett* 1971, *Castagnola et al.* 1975, *Touati et al.* 2001). Histologisch beschrieben GWINNETT und SILVERSTONE drei verschiedene Muster der geätzten Schmelzoberfläche: Typ I zeigt eine Wabenform durch bevorzugtes Auflösen der Prismenkerne. Im Gegensatz dazu geht beim Ätzmuster vom Typ II die Prismenperipherie verloren, die Zentren der Schmelzprismen bleiben erhalten. Beim ungeordneten Ätzmuster vom Typ III liegt keinerlei Bezug zur Prismenstruktur vor (*Gwinnett* 1971, *Silverstone et al.* 1975). Eine Ansträgung der Kavitätenwände hat sich als vorteilhaft erwiesen. Da die Schmelzprismen so quer getroffen werden, entsteht ein besonders retentives Ätzmuster (*Crawford et al.* 1987).

Eine Erhöhung der Säurekonzentration führt zu einem flacheren Ätzmuster und damit zu keiner Verbesserung der Haftwerte (*Manson-Rahemtulla et al.* 1984). Steigt die Konzentration auf über 50 %, bildet sich an der Schmelzoberfläche das wasserlösliche Monokalziumphosphatmonohydrat (*Chow und Brown* 1973). Liegt die Säurekonzentration unter 27 %, fällt das schwer lösliche Dikalziumphosphatdihydrat aus und verhindert eine adäquate Adhäsion mit einem Haftvermittler (*Chow und Brown* 1973, *Legler et al.* 1990). Die meisten angebotenen Phosphorsäuren zur Schmelzkonditionierung haben heute eine Konzentration von 37 %.

Das niedrigvisköse Adhäsiv penetriert in die so vorbereitete, retentive Oberfläche. Nach Lichtpolymerisation entsteht so über geometrische und rheologische Effekte eine innige Verzahnung zwischen konditioniertem Zahnschmelz und dem Adhäsiv, welche sich elektronenmikroskopisch als Kunststofftags unterschiedlicher Länge darstellen (*Gwinnett und Matsui* 1967, *Buonocore et al.* 1968, *Retief* 1973, *Gwinnett* 1981, *Lambrechts et al.* 2000). Grundlegendes Problem ist die Anfälligkeit des Ätzmusters für Kontamination mit Körperflüssigkeiten. So führt die Benetzung des mikroretentiven Reliefs des angeätzten Zahnschmelzes mit Blut oder Speichel zu einem Verschluss der Mikroporositäten und führt

zu einer Verminderung der Haftwerte (*Hormati et al.* 1980). Eine Isolierung des Zahnes mit Kofferdam kann dies verhindern.

2.2.2 Haftung am Dentin

Der Haftung der Komposite an dentinbegrenzten Zahnoberflächen liegt ein vollkommen anderes Konzept zu Grunde. Auf Grund der strukturellen Unterschiede von Schmelz und Dentin ist eine einfache mikromechanische Verankerung durch Oberflächenvergrößerung nicht ohne weiteres möglich.

2.2.2.1 Struktureller Aufbau des Dentins

Das Dentin ist das morphologische und strukturelle Gerüst des Zahnes. Es umkleidet die Pulpa und wird im koronalen Anteil von Schmelz umgeben. Das Wurzeldentin ist mit Zahnzement bedeckt. Auch das Dentin besteht aus organischen und anorganischen Komponenten. Der Mineralgehalt des Dentins beträgt nur noch 50 % (Angaben in Volumenprozent), wodurch das Dentin wesentlich heterogener aufgebaut ist als der Schmelz. Auch hier dominieren Hydroxylapatitkristalle aus Kalzium und Phosphat. Weiterhin sind Magnesium, Karbonate und variable Fluorkonzentrationen sowie Spurenelemente, wie zum Beispiel Blei und Zink, enthalten (*Brudevold et al.* 1960, *Mjör und Fejerskov* 1979). Die Kristallite sind kleiner als die des Zahnschmelzes, in ihrer Größe etwa mit denen von Knochen vergleichbar, und liegen nicht in Prismenform, sondern dicht gepackt vor (*Marshall* 1993).

Dentin besteht zu 30 % aus organischer Matrix, die sich zu 91-92 % aus Typ I-Kollagen zusammensetzt (*Eastoe* 1963), welches ein zu den Dentintubuli quer ausgerichtetes Flechtwerk bildet. Sein Wasseranteil beträgt 20 % (*Butler* 1992, *Schroeder* 1992, *Marshall* 1993, *Van Meerbeek, B. et al.* 1996).

Die mikroskopische Struktur des Dentins wird maßgeblich von den Dentinkanälchen geprägt, die im Kronendentin einen gewellten, S-förmigen Verlauf zeigen und von Odontoblastenfortsätzen ausgefüllt werden. Sie sind durch viele Seitenäste und Mikrokanäle miteinander verbunden (*Pashley* 1989, *Marshall* 1993). Die Dentinkanälchen

werden von peritubulärem Dentin umgeben. Dieses ist sehr dicht mineralisiert. Der Volumenanteil der Dentintubuli, bestimmt durch Anzahl und Durchmesser, ist in Pulpanähe größer als in den peripheren Bereichen. In Schmelznähe machen die Dentintubuli bei einem Durchmesser von 0,8 µm weniger als 1 % der Oberfläche aus, während ihr Anteil und Durchmesser in Richtung Schmelz-Dentin-Grenze auf 22 % und 2,5 µm steigt (*Pashley* 1989). Pulpanah liegen die Tubuli sehr dicht beieinander, so dass der Wasseranteil hier sehr hoch ist. So finden wir an der Schmelz-Dentin-Grenze ungefähr 20.000 Dentintubuli pro mm², während an der Pulpa-Dentin-Grenze ca. 40.000 Tubuli pro mm² auftreten (*Garberoglio und Brännström* 1976). Daraus ergibt sich eine relativ größere Wundfläche bei der Präparation in Pulpanähe.

Die Zellkörper der Odontoblasten befinden sich in der Pulpa. In den Dentinkanälchen findet man eine von der Pulpa produzierte, extrazelluläre, proteinhaltige Flüssigkeit, den sogenannten Dentinliquor. Ein schwach positiver pulpaler Druck von ungefähr 15 cm H₂O bedingt das Austreten des Dentinliquors bei Eröffnung der Tubuli (*Vongsavan und Matthews* 1992, *Pashley und Matthews* 1993, *Ciucchi et al.* 1995). Die Dentinoberfläche lässt sich somit nie absolut trocknen, aufzubringende Substanzen müssen darum einen hydrophilen Charakter aufweisen. Dieser Effekt und auch die Permeabilität des Dentins ist aufgrund der höheren Anzahl Dentintubuli in Pulpanähe noch ausgeprägter (*Pashley et al.* 1987, *Fogel et al.* 1988). Flüssigkeitsbewegung in den Dentinkanälchen durch mechanische, thermische oder chemische Reize können diese über die Odontoblastenfortsätze auf die Pulpa übertragen (*Brännström et al.* 1967, *Brännström und Aström* 1972).

Die Odontoblasten sind über ihre Fortsätze zeitlebens in der Lage, peritubuläres Dentin zu bilden und somit durch Apposition und Einengung der Dentinkanälchen die Permeabilität des Dentins herabzusetzen und auf spezifische Reize zu reagieren. Pulpa und Dentin bilden somit eine funktionelle Einheit, die in der Lage ist, auf äußere Einflüsse durch verschiedene Schutzmechanismen zu reagieren (*Schroeder* 1992, *Van Meerbeek, B. et al.* 1996). Bis zum Abschluss des Wurzelwachstums gebildetes Dentin wird Primärdentin genannt. Anschließend regulär gebildetes Dentin wird als Sekundärdentin bezeichnet. Wird

aufgrund eines Reizes Dentin als Schutz vor Pulpaschädigung gebildet, spricht man von Tertiär- oder Reizdentin.

Die Zwischenräume zwischen den von peritubulärem Dentin ausgekleideten Dentinkanälchen werden von intertubulärem Dentin ausgefüllt. Peritubuläres Dentin ist bis zu 9 % stärker mineralisiert als intertubuläres Dentin (*Miller et al.* 1971). Die periphere Schicht von etwa 30 µm wird vom weniger stark mineralisierten Manteldentin gebildet.

2.2.2.2 Haftmechanismen am Dentin

Eine Verbindung des Komposits mit dem Dentin ist auf mechanischem oder chemischem Wege möglich. Die mechanische Verbindung entsteht hauptsächlich an der sogenannten Hybridschicht (*Nakabayashi et al.* 1982) (siehe Kapitel 2.2.2.2.3). Aber auch die nach Penetration des Adhäsivs in die Dentintubuli entstehenden „Kunststofftags“ tragen, allerdings in nur geringerem Maße, hierzu bei. Das Adhäsiv kann mit dem Dentin auch primäre oder sekundäre chemische Bindungen eingehen (siehe Kapitel 2.2). Das unterschiedliche Vorkommen der einzelnen Strukturbestandteile des Dentins an verschiedenen Stellen des Zahnes bedingt, dass Aufbau und Eigenschaften des für einen Verbund zur Verfügung stehenden Dentins stark von seiner Lokalisation abhängen (*Marshall* 1993).

Auf geschliffenem oder geschnittenem Dentin verbleibt eine Substanzschicht, die eine geringe Oberflächenspannung bedingt und somit der Benetzbarkeit entgegenwirkt (*Eick et al.* 1970, *Gwinnett* 1984, *Baier* 1992). Diese sogenannte Schmierschicht (engl. „smear layer“) ist bis zu 5 µm dick und besteht aus Hydroxylapatit, Kollagenresten, Speichel, Blutzellen und Bakterien (*Gwinnett* 1984, *Lambrechts et al.* 2000). Sie verschließt die Dentintubuli und verhindert einen direkten Kontakt des Adhäsivs mit der Zahnoberfläche. Einfaches Spülen oder Bürsten entfernt die Schmierschicht nicht. Auf der anderen Seite senkt der Verschluss der Dentintubuli durch die Schmierschicht die Permeabilität des Dentins sehr effektiv (*Pashley et al.* 1981, *Pashley* 1989). Sie spielt somit auch eine protektive Rolle, indem sie einer Invasion von Bakterien in die Pulpa vorbeugt.

Morphologie, Zusammensetzung und Dicke der Schmierschicht hängen hauptsächlich von folgenden Faktoren ab: Art und Eigenschaften sowie Rotationsgeschwindigkeit des benutzten Instruments, der Methode der angewandten Schleifkörperkühlung und von der Lokalisation des Dentins (*Eick et al.* 1970, *Gwinnett* 1984, *Pashley* 1984, *Suzuki und Finger* 1988).

Für die Behandlung der Schmierschicht im Hinblick auf den Aufbau eines adhäsiven Verbundes gab es historisch unterschiedliche Herangehensweisen. Bei frühen Versuchen des Dentinbondings wurde sie belassen, so dass ein mikromechanischer Verbund an den Porositäten der als Substrat verwendeten Oberfläche der Schmierschicht zustande kam. Die hierbei erzielten Haftwerte hängen von der Haftung der Schmierschicht am Dentin ab und sind eher gering. Zusätzlich unterliegt diese Verbindung der Hydrolyse, so dass diese Technik heute als obsolet gilt (*Pashley* 1984, *Asmussen und Hansen* 1993, *Eick et al.* 1993).

Entscheidend für den stark verbesserten klinischen Erfolg moderner Adhäsivsysteme ist die Vorbehandlung des Dentins mit Säuren und Primern, die die Dentinoberfläche für einen Verbund mit dem hydrophoben Komposit zugänglich machen (*Fusayama et al.* 1979, *Nakabayashi et al.* 1982, *Nakabayashi* 1985). Heutige Strategien des Dentinbondings zielen auf das vollständige oder teilweise Entfernen der Schmierschicht, da sie ein für einen festen Verbund zu unstabiles und damit ungeeignetes Substrat darstellt (*Van Meerbeek, B. et al.* 1996). Der Nachteil hierin liegt im Verlust der physikalischen Barriere für Mikroorganismen und der durch die Vorbehandlung entstandenen gesteigerten Permeabilität des Dentins. Das Ideal, die Schmierschicht über und zwischen den Tubuli zu entfernen und gleichzeitig in den Tubuli zu erhalten, ist klinisch sehr schwer zu erreichen.

Vollständig entfernt wird die Schmierschicht nach Konditionierung mit einer Säure. Da diese nach der Einwirkzeit wieder abgespült wird, nennt man dieses Vorgehen Etch&Rinse-Technik. Selbstkonditionierende Adhäsivsysteme modifizieren die Schmierschicht. Der Abspülvorgang entfällt hier. VAN MEERBEEK ET AL. klassifizierten die Vielzahl der heute erhältlichen Adhäsivsysteme nach ihrem Umgang mit der

Schmierschicht (*Van Meerbeek, B. et al. 1996*). Die grundlegende Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen ist dabei gleich:

1. Konditionieren von Schmelz und 2. von Dentin. 3. Applikation eines Dentinprimers mit Affinität zur hydrophilen Dentinoberfläche, 4. Applikation des Adhäsivs als Haftvermittler zwischen Komposit und vorbehandelter Zahnoberfläche.

2.2.2.2.1 Dentinkonditionierung

Für einen lang anhaltenden Verbund ist also eine Modifikation oder vollständige Entfernung der Schmierschicht obligat. Zum Entfernen der Schmierschicht eignen sich Säuren oder Komplexbildner. Die besten Werte zeigt hier der Komplexbildner EDTA (Ethyldiamintetraessigsäure) (*Meryon et al. 1987*). Das Konditionieren der Dentinoberfläche dient allerdings, neben dem teilweisen Auflösen oder der kompletten Entfernung der Schmierschicht, auch der Demineralisierung der Dentinoberfläche und der trichterförmigen Eröffnung der Dentintubuli. Hierbei werden mineralische Strukturen aufgrund selektiver Löslichkeit aus dem Kollagenetzwerk herausgelöst (*Van Meerbeek, B et al. 1992b, Pashley et al. 1993*). Das Kollagenetzwerk liegt nun frei, die vormals mineralisierten Zwischenbereiche enthalten Wasser.

Zur Dentinkonditionierung hat sich ebenfalls die anorganische 30 bis 40 %ige Phosphorsäure bewährt. Dies ist die Basis für die erstmals in Japan postulierte Philosophie der Total-Ätz-Technik, bei der Schmelz und Dentin in einem Arbeitsschritt konditioniert werden (*Fusayama et al. 1979*). Aufgrund der Befürchtungen, die Behandlung des Dentins mit einer Säure würde Entzündungsreaktionen der Pulpa verursachen (*Retief et al. 1974, Stanley et al. 1975, Cox 1992*), dauerte es bis zum Ende der 80er Jahre, bis sich diese Technik auch in Nordamerika und Europa durchsetzte. Die Eindringtiefe der Säure liegt je nach Art, Konzentration und Applikationszeit zwischen 15 und 25 µm (*Fukushima und Horibe 1990, Van Meerbeek, B et al. 1992b, Uno und Finger 1996, Wang, Y. und Spencer 2004*). Die Pufferkapazität des Hydroxylapatits verhindert ein tieferes Vordringen der Säure in Richtung Pulpa (*Wang, J.D. und Hume 1988*).

Um ein effektives Ätzmuster im Zahnschmelz bei gleichzeitiger konservativerer Konditionierung des Dentins zu erreichen, beginnt man mit der Säureapplikation zweckmäßigerweise im Zahnschmelz. Diese sollte hier bis zu 30 Sekunden einwirken, bis die Konditionierung für maximal weitere 20 Sekunden auf das Dentin ausgeweitet wird (*Blunck und Haller 1999*). Nach dem Ätztvorgang müssen die behandelten Zahnoberflächen gründlich abgespült werden, um Säurereste und während des Ätztvorganges entstandene Präzipitate gründlich zu entfernen (*Douglas 1989, Van Meerbeek, B. et al. 1994*).

Nach der Konditionierung ist der Erhalt einer feuchten Oberfläche essenziell für eine optimale Verbindung mit einem Adhäsivsystem (*Kanca und Sandrik 1998*), da so ein Kollabieren der nicht mehr von mineralisierten Strukturen unterstützten Kollagenfibrillen vermieden wird. Exzessives Trocknen kann zu einem reversiblen Volumenverlust des Kollagens von 65 % führen (*Carvalho et al. 1996b*). Bei vorheriger Dehydrierung mit einem Lösungsmittel wie Aceton beträgt dieser immerhin noch bis zu 39 % (*Carvalho et al. 1996a*). Dies beeinflusst die Infiltration der Haftvermittler in das Kollagennetzwerk und das darunter liegende, demineralisierte Dentin negativ (*Pashley 1992*).

Aus diesem Grunde wird eine schonende Trocknung mit der Multifunktionsspritze oder einem Wattepellet empfohlen (*Gwinnett 1992a, Kanca 1992, Finger und Uno 1996*). Durch dieses als „moist bonding“ oder „wet bonding“ bezeichnete Vorgehen wird ein Kollabieren der interfibrillären Hohlräume des konditionierten Dentins vermieden und die Penetration des Primers in das Kollagennetzwerk ermöglicht (*Kanca 1992, Pashley et al. 1993, Gwinnett 1994b, Gwinnett et al. 1996*). Kollabiertes Kollagen kann durch vorsichtiges Befeuchten wieder aufgerichtet werden („re-wetting“) (*Kanca 1992, Gwinnett 1994b, Perdigao et al. 1999*).

2.2.2.2 Priming

Um eine Penetration des Adhäsivs in das Kollagennetzwerk und die eröffneten Dentintubuli zu ermöglichen, wird die Applikation eines hydrophilen Primers notwendig. Dieser erhöht durch Steigerung der Oberflächenenergie des Dentins die Benetzbarkeit der

Dentinoberfläche und fungiert als Bindeglied zwischen der hydrophilen Zahnoberfläche und dem eher hydrophoben Adhäsiv (*Sugizaki 1991, Eick et al. 1993, Erickson 1994*). Die Monomerlösungen des Primers enthalten z.B. 2-Hydroxymethylacrylat (HEMA), 4-Methacryloxyethyl-Trimellitat-Anhydrid (4-META) oder Biphenyl-Dimethacrylat (BPMD) und zeigen einen amphiphilen Charakter. Sie enthalten sowohl ein hydrophiles Ende mit Affinität zum Kollagennetzwerk als auch ein hydrophobes Ende, welches die Verbindung zum Füllungsmaterial vermittelt (*Erickson 1994, Nakabayashi 1994, Van Meerbeek, B. et al. 1996*). Durch diese beiden unterschiedlichen funktionellen Gruppen wird die hydrophile Oberfläche in eine hydrophobe überführt.

Seine niedrige Viskosität und das daraus resultierende gute Penetrationsvermögen machen HEMA zu einem geeigneten Primermonomer (*Nakabayashi und Takarada 1992, Eick et al. 1993*). Neben HEMA können auch NPG-GMA, NTG-GMA, PMDM, BPDM, MEP, GPDM, PENTA in Primerlösungen enthalten sein (*Lutz et al. 1993*). Der Primer enthält ein Lösungsmittel auf Wasser-, Aceton- und/oder Ethanolbasis. Die beiden letztgenannten verdrängen durch schnelle Verdunstung Wasser und Luft aus dem feuchten Kollagennetzwerk und dringen so tief in das Kollagennetzwerk ein (*Kanca 1992, Jacobsen und Söderholm 1995, Tay et al. 1995*). Die erzielten Haftwerte sind denen von Primern auf Wasserbasis überlegen (*Jacobsen und Söderholm 1995, Finger und Uno 1996*). Allerdings darf das Kollagennetzwerk vorher nicht kollabieren, um ein Eindringen des Primers zu ermöglichen. „Wet bonding“ ist also bei Einsatz von Primern auf Aceton- oder Ethanolbasis obligat.

Wasserlösliche Primer hingegen sind weniger anfällig für Verarbeitungsfehler, da das Wasser hier eine zu starke Trocknung der Dentinoberfläche durch „re-wetting“ ausgleichen kann (*Sugizaki 1991, Van Meerbeek, B. et al. 1998*). Um die Wirkung des Primers auch in den tiefen Arealen des konditionierten Dentins zu garantieren, sind Einwirkzeiten von mindestens 30 s nötig (*Frankenberger et al. 1997*).

2.2.2.2.3 Applikation des Adhäsivs

Auf die so vorbehandelte Dentinoberfläche kann nun ein niedrig visköses, amphiphiles Monomer aufgetragen werden. Dieses Adhäsiv dringt, genau wie der Primer, in die freiliegenden Dentintubuli und das Kollagennetzwerk und bildet nach Lichtpolymerisation die Verbindungsschicht zum Komposit. Diese etwa 3 bis 5 µm starke Schicht, in der das Adhäsivsystem mit dem freigelegten Kollagen einen mikromechanischen Verbund eingeht, wird als Hybridschicht bezeichnet (*Nakabayashi et al. 1992, Van Meerbeek, B. et al. 1996*). Sie wurde erstmals 1982 durch NAKABAYASHI beschrieben und ist ein Hybrid aus Zahn und Füllungsmaterial (*Nakabayashi et al. 1982*).

Der Elastizitätsmodul von gefüllten Adhäsivmonomeren liegt zwischen dem von Dentin und dem der Komposite. Die Elastizität wirkt somit als „Stressbrecher“, so dass die Festigkeit des Zahn-Komposit-Verbundes steigt (*Fanning et al. 1995, Wakefield et al. 1998*) und der Schrumpfstress nach Polymerisation sinkt (*Kemp-Scholte und Davidson 1990a, Kemp-Scholte und Davidson 1990b*).

Die Rolle der organischen Strukturen des Dentins für den Dentin-Komposit-Verbund wird noch immer kontrovers diskutiert. Einige Studien kamen zu dem Ergebnis, dass das Kollagennetzwerk und der Aufbau einer Hybridschicht hierfür von untergeordneter Bedeutung sind (*Gwinnett 1994a, Kanca und Sandrik 1998*). In vielen In-vitro-Untersuchungen waren die gemessenen Haftwerte nach Entfernung des dekalzifizierten, oberflächlichen Kollagens des konditionierten Dentins durch Natriumhypochloritlösungen größer, als nach Säurekonditionierung allein. (*Wakabayashi et al. 1994, Prati et al. 1999, Maior et al. 2007*). Andere Autoren fanden allerdings gegenteilige Ergebnisse. Mit Natriumhypochlorit behandelte Dentinoberflächen zeigten hier eine geringere Scherhaftfestigkeit und schlechteres Randverhalten (*Perdigão et al. 2000, Shinohara et al. 2004*). Als Grund hierfür wird dabei die Rolle der Hybridschicht als „Stressbrecher“ diskutiert. Dies zeigt, dass der eigentliche Mechanismus des Dentinbondings noch nicht abschließend geklärt ist.

2.3 Adhäsivsysteme

Die Einführung und Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik geht mit einer stetigen Verbesserung der haftvermittelnden Substanzen und der Vereinfachung der Arbeitsschritte einher. Die Haftkräfte, die mit frühen, primitiven Dentinadhäsiven erreicht wurden, waren mit 2-3 MPa für einen klinischen Erfolg ungenügend (*Buonocore et al. 1956*).

Dem Zahnarzt stehen in der Praxis nun verschiedene Systeme zur Verfügung, die die Vorbereitung der Zahnhartsubstanzen in unterschiedlich vielen Arbeitsschritten erreichen. Gebräuchliche Klassifikationen der Adhäsivsysteme beruhen auf dem Zeitpunkt ihrer Markteinführung. Seit der Einführung selbstätzender Adhäsivsysteme ist aus Gründen der Übersichtlichkeit eine Klassifikation nach der Anzahl der notwendigen Arbeitsschritte oder der Komponentenanzahl zweckmäßiger (*Van Meerbeek, B. et al. 2001*). Etch & Rinse-Systeme existieren neben selbst-ätzenden (non-rinse) Adhäsivsystemen (Tabelle 2-1).

Tabelle 2-1 Einteilung der Adhäsivsysteme nach der Anzahl der Komponenten

Anzahl der Komponenten	3	2	2	1	1
Komponenten	- Ätzzgel - Primer - Adhäsiv	- Ätzzgel - Primer-Adhäsiv	- selbst-ätzender Primer - Adhäsiv	- selbstätzendes Primer-Adhäsiv (anmischen)	- selbstätzendes Primer-Adhäsiv (gebrauchsfertig)
Entfernung der Schmierschicht	Ja	Ja	Nein	Nein	Nein
Auflösung der Schmierschicht	Nein	Nein	Ja	Ja	Ja
Ätztechnik	Etch & Rinse	Etch & Rinse	Non-Rinse	Non-Rinse	Non-Rinse

2.3.1 Etch&Rinse-Systeme

Bei der Etch&Rinse-Technik erfolgt die Anätzung der Zahnhartsubstanzen mit einer Säure in einem separaten Arbeitsschritt. Die klassische Adhäsivtechnik in drei Schritten hat sich jahrelang bewährt. Für einen dauerhaften Verbund mit den Zahnhartsubstanzen ist sie noch immer als Goldstandard einzustufen (*De Munck, J. et al. 2004, Frankenberger et al. 2004*). Vereinfachte Zwei-Schritt-Systeme kombinieren den Primer und das Adhäsiv. Für

dieses Primer-Adhäsiv ist die Penetration in das konditionierte Kollagennetzwerk schwieriger (*De Munck, J. et al. 2004*).

2.3.2 Selbstkonditionierende Adhäsive („non-rinse-Systeme“)

Der gegenwärtige Trend der Entwicklung der Adhäsivsysteme zielt auf eine Senkung der Fehleranfälligkeit und des Zeitaufwandes. Um die Anwenderfreundlichkeit zu steigern, wurden Adhäsivsysteme entwickelt, die zwei oder mehr Arbeitsschritte zusammenfassen. So werden beim Einsatz selbstkonditionierender Bondingsysteme nur noch ein oder zwei Applikationsschritte notwendig.

2.3.2.1 Selbstkonditionierende Primer

Ein Ansatz ist die Verwendung von selbstkonditionierenden Primern. Diese enthalten organische Säuren, saure Monomere, Ester bivalenter Alkohole mit Methacrylsäure oder phosphonierte Mono-, Di-, oder Polymethacrylate (*Blunck und Haller 1999*). Selbstkonditionierende Adhäsive gibt es in zwei verschiedenen Varianten: „mild“ und „stark“ (*Van Meerbeek, B. et al. 2001*).

„Starke“ selbstkonditionierende Adhäsive besitzen einen pH-Wert < 1 . Der Mechanismus der Verbindung ähnelt dem von Etch&Rinse-Systemen. Der pH-Wert der „milden“ Variante liegt ungefähr bei 2 (*De Munck, J. et al. 2004*). Sie lösen die Dentinoberfläche nur teilweise auf. Mit den in der Hybridschicht verbleibenden Hydroxylapatitkristallen können spezifische Carboxyl- oder Phosphatgruppen der Primermonomere chemische Verbindungen eingehen (*Yoshida et al. 2004*).

Vorteil ihrer Anwendung ist die perfekte Abstimmung von Demineralisationstiefe und Primerpenetration. Bei Etch&Rinse-Systemen besteht die Gefahr, dass demineralisierte Kollagenfibrillen nicht vom Primer umschlossen werden (*Erickson 1994*). Dieses von SANO als „Nanoleakage“ bezeichnete Phänomen beeinflusst durch Hydrolyse die mechanischen Eigenschaften des Dentin-Adhäsiv-Verbundes negativ (*Sano et al. 1994, Sano et al. 1995*).

In zahlreichen vergleichenden In-vitro-Studien zeigen sich Werte, die nahe an denen des Goldstandards oder sogar darüber liegen (*Castelnuovo et al. 1996, Holderegger et al.*

1997, *El Kalla und Garcia-Godoy* 1998, *Wakefield et al.* 1998, *Wilder et al.* 1998, *Yap et al.* 1998, *Price und Hall* 1999, *Sano et al.* 1999). Diese ermutigenden Ergebnisse haben sich in In-vivo-Studien bestätigt (*Sano, H. et al.* 1999), (*Takahashi et al.* 2002). Dies beweist die Gleichwertigkeit der selbstkonditionierenden Primer gegenüber der Drei-Schritt-Technik. Allerdings sind die Haftwerte bei kariösem oder sklerosiertem Dentin geringer als bei der Drei-Schritt-Technik (*Tay et al.* 2000, *Yoshiyama et al.* 2002).

2.3.2.2 Selbstkonditionierende Primer-Adhäsive

Selbstkonditionierende Primer-Adhäsive enthalten hydrophile Monomere, hydrophobe Monomere und Monomere mit Säureestern. Sie erlauben somit Konditionierung, Priming und Bonding in nur einem Arbeitsschritt. Bei den sogenannten „All-in-one-Adhäsiven“ unterscheidet man gebrauchsfertige Präparate von solchen, die angemischt werden müssen. Hier enthält eine Lösung die Monomere und die andere hauptsächlich das für die Dissoziation der Säuregruppen notwendige Wasser. Gebrauchsfertige Präparate enthalten dieses Wasser und die selbstkonditionierenden Monomere in einer Lösung. Dabei ist es erforderlich, dass diese ausreichend hydrolysebeständig sind (*Haller und Blunck* 2003). Die Applikationszeit ist wesentlich kürzer und die Fehleranfälligkeit geringer. Allerdings ist die Abstimmung der einzelnen Bestandteile schwierig (*Haller und Blunck* 2003). In-vitro-Studien dieses Systems zeigen bislang enttäuschende Ergebnisse (*Bouillaguet et al.* 2001, *Kaaden et al.* 2002, *Armstrong et al.* 2003, *Kenshima et al.* 2005, *Sen und Akgüngör* 2005, *Loguercio et al.* 2006) und lassen eine entsprechend ungenügende klinische Langzeitperformance erwarten (*De Munck, J. et al.* 2004).

Durch Hemmung der Initiatoren zeigte sich weiterhin eine Inkompatibilität mit chemisch-initiiert härtenden Kompositen (*Sanares et al.* 2001, *Asmussen und Peutzfeldt* 2003). PERDIGAO empfiehlt darum eine striktere In-vitro-Kontrolle vor ihrem klinischen Einsatz (*Perdigao et al.* 2006). Eine Scherhafffestigkeit von 21 MPa gewährleistet dichte Füllungsänder und minimiert das Risiko von Sekundärkaries (*Retief et al.* 1994). Zum gegenwärtigen Zeitpunkt sind die erzielten Haftwerte von „All-in-one-Adhäsiven“ noch zu gering um eine sinnvolle Alternative zu den etablierten Haftvermittlern darzustellen. Ein Problem mit dem auch BUONOCORE vor 50 Jahren noch zu kämpfen hatte.

2.4 Untersuchungsmethoden

Abnutzungs- und Randverhalten und damit die Leistungsfähigkeit von Kompositen lassen sich durch In-vitro-Untersuchungen (lateinisch, *im Glas*) oder In-vivo-Untersuchungen (lateinisch, *im Lebendigen*) beurteilen.

2.4.1 In-vitro-Untersuchungen

In-vitro-Untersuchungen zur Leistungsbewertung von Adhäsivsystemen oder Kompositen sind gut für eine Vorevaluation geeignet. Fallen die Ergebnisse schon hier negativ aus, kann in den meisten Fällen auf eine Bestätigung im klinischen Versuch verzichtet werden. Allerdings lassen sich positive Erkenntnisse nur bedingt auf die klinische Situation übertragen (*Abdalla und Davidson 1993b*). Die Parameter, die die Ergebnisse beeinflussen können, sind bei In-vitro-Untersuchungen meist überschaubarer. Die Situation in der Mundhöhle ist jedoch deutlich komplexer und wird von vielen patientenabhängigen Faktoren (pH-Wert des Speichels, Ernährung, Mundhygieneverhalten, Kaukraft, Mundflora, Parafunktionen) beeinflusst. Weiterhin lassen sich komplexe physiologische Vorgänge wie die Feuchtigkeit des Dentins durch den Austritt von Dentinliquor nicht oder nur unvollständig simulieren (*Prati et al. 1991, Prati und Pashley 1992*). Aus diesem Grund sind vor der klinischen Anwendung aller Materialien klinische In-vivo-Studien unabdingbar.

2.4.2 In-vivo-Untersuchungen

Keine In-vitro-Untersuchung kann eine klinische Studie ersetzen, denn nur diese geben dem praktizierenden Zahnarzt einen Hinweis auf die Leistungsfähigkeit von Kompositen oder Adhäsivsystemen im täglichen Gebrauch. Allerdings arbeitet bei den meisten klinischen Studien ein einzelner, besonders geschulter Behandler unter perfekten Bedingungen nach kritischer Vorauswahl des Patientenguts. Auch dies kann Ergebnisse liefern, die nicht ohne weiteres auf die freie Praxis übertragbar sind.

3 Fragestellung

Ziel der folgenden retrospektiven Studie war es daher, in einer In-vivo-Untersuchung das klinische Erscheinungsbild und die Randqualität von Kompositfüllungen nach sechsjähriger Verweildauer im Patientenmund zu bestimmen. Bei kritischer Betrachtung der werkstoffkundlichen Eigenschaften der Komposite stellt sich dem praktizierenden Zahnarzt die Frage, ob diese für die Restauration okklusionstragender Defekte im Seitenzahnbereich überhaupt geeignet sind. Dass die Füllungen hier von vielen verschiedenen Behandlern im Studentenkurs gelegt wurden, steigert die Übertragbarkeit auf die klinische Situation in der zahnärztlichen Praxis außerhalb der Universität.

Folgende Fragen sollen hierzu näher untersucht werden:

- Welche Ausgangsparameter haben Einfluss auf das klinische Erscheinungsbild und die quantitative Randanalyse einer Kompositfüllung nach sechs Jahren?
- Zeigen die verwendeten Komposite und Adhäsivsysteme nach sechs Jahren einen nachweisbaren Unterschied im klinischen Erfolg und im mikroskopischen Randverhalten?
- Hängen klinisches Erscheinungsbild oder mikroskopische Randqualität einer sechs Jahre alten Kompositfüllung von ihrer Lokalisation im Patientenmund ab?

4 Material und Methoden

4.1 Patientenauswahl

Probanden dieser Studie waren 102 Patienten zwischen 26 und 77 Jahren, die in den klinischen Kursen der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin eine Kompositfüllung im Seitenzahnbereich erhalten hatten. Die Ausgangsparameter für diese Kompositrestaurationen wurden auf einem Auswertungsbogen festgehalten, den seit 1996 jeder Student in den klinischen Kursen der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin beim Legen einer Kompositfüllung ausgefüllt hat (Abbildung 4-1).

Auswahlkriterien für die Teilnahme an dieser Studie waren der Zeitpunkt der Füllungslegung und die Lokalisation und Ausdehnung der Restauration. Die Kompositfüllung sollte zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung etwa sechs Jahre alt sein und den Black-Klassen I oder II entsprechen. Die Auswertungsbögen geeigneter Patienten wurden in einem Ordner gesammelt. Ungenügend oder widersprüchlich ausgefüllte Auswertungsbögen wurden nicht verwendet. Aus diesem Ordner wurden randomisiert Patienten ausgewählt. Es wurde versucht, diese Patienten telefonisch zu kontaktieren und bei Erfolg und bestehender Bereitschaft zur Teilnahme an der Nachuntersuchung ein Untersuchungstermin vereinbart. Nicht erreichbare Patienten oder solche, die nicht an der Studie teilnehmen wollten, wurden nicht berücksichtigt.

Ursprüngliches Ziel war es hierbei, 100 Kompositfüllungen in die Studie einfließen zu lassen. Da viele Patienten trotz Terminvereinbarung nicht erschienen, wurden auch am letzten Untersuchungstag möglichst viele Patienten einbestellt. Darum sind letztendlich 102 Kompositfüllungen Bestandteil dieser Studie.

4.2 Füllungskriterien und klinische Untersuchung

Für die Dokumentation des klinischen Erscheinungsbildes wurde ein Erhebungsbogen entwickelt. Grundlage war der klinische Kriterienkatalog nach RYGE (RYGE 1980). Diese USPHS-Kriterien wurden jedoch stark modifiziert (Abbildung 4-2). Beim Nachuntersuchungstermin wurden die einzelnen Parameter des Erhebungsbogens an einem vorher zufällig bestimmten Zahn beurteilt. Bei jedem Patienten wurde nur ein Zahn untersucht.

Die Beurteilung der einzelnen Füllungsqualitäten erfolgte mit Spiegel und Sonde. Zuerst wurde nach kurzer, rein visueller Inspektion der Restauration der erste Eindruck beurteilt. Nachdem die vollständige Retention der Füllung geprüft wurde, erfolgte die Erfassung des prozentualen Anteils von Dentin an der Gesamtlänge des Füllungsrandes. Die Beschaffenheit des Füllungsrandes (Randunregelmäßigkeiten, Verfärbungen und Über- oder Unterschuss) wurde mit einem Zahlencode dokumentiert, der den prozentualen Anteil des Randkriteriums zur gesamten Füllungsrandlänge angab. Der Füllungsrand wurde sowohl insgesamt, als auch nur approximal und okklusal bewertet. Im approximalen Bereich wurde zusätzlich der Anteil der Randunregelmäßigkeiten, der Verfärbungen und des Über- oder Unterschusses vermerkt, der im Dentin lag. So konnte ein Zahlencode für die Bewertung der Randverfärbung des approximalen Füllungsrandes zum Beispiel aussagen, dass 25 % - 50 % des Füllungsrandes verfärbt waren, wovon wiederum weniger als 25 % im Dentin lagen (vgl. Abbildung 4-2).

Im nächsten Schritt wurde die Füllung nach einer möglichen Füllungsrandkaries und deren Lokalisation untersucht. Auch die Verfärbung der Füllungsflächen wurde in ihrer Intensität dokumentiert. Die Kontur der Füllung und das Ausmaß eines eventuellen Konturverlustes war ebenso Bestandteil der Nachuntersuchung wie die Beurteilung der Füllungsästhetik aus Sicht des Behandlers und aus Sicht des Patienten. Es wurde die Sensibilität des Zahnes auf CO₂-Spray, auf Luftstoß und taktil untersucht. Es folgte die Darstellung der Laterotrusionskontakte mit Okklusionspapier. Zur Beurteilung der individuellen Mundhygiene des Patienten erfolgte die Aufnahme des Gingivaindex nach Saxer und Mühlemann (Saxer und Mühlemann 1975) und des Plaqueindex nach Silness und Loe

(L \ddot{o} e und Silness 1963). Laterotrusionskontakte und Schliffacetten wurden mit Okklusionspapier dargestellt und dokumentiert.

Abschließend wurden die aufgenommenen Füllungskriterien kritisch beurteilt und eine endgültige Entscheidung bezüglich des klinischen Erfolges getroffen. Die durchschnittliche jährliche Verlustrate wurde nach folgender Formel berechnet:

$(1 - y)^6 = (1 - x)$. Hierbei repräsentiert y die durchschnittliche jährliche Verlustrate und x die gesamte Verlustrate nach sechs Jahren.

Material und Methoden

Auswertungsbogen für adhäsiv befestigte Restaurationen																							
Pat.-Name:																							
Pat.-Nummer:																							
Geburtsdatum:																							
Applikationsdatum	Zahn	Sensibilität	Flächen (m/d/b/l usw.)	Black-Klasse (I-V)	Grund der Maßnahme								Zervik. Kavitätenrand				Trockenlegung		Unterfüllung		Material		
					Primärkaries	Sekundärkaries	Trauma	Füllungersatz	Füllungsweiterung	Füllungsverlust	Ästhetik	Zahnhalbsdefekt	Schmelz- begrenzung	Schmelz dünner als 0,5 mm	teilweise	komplett	relativ (Watterollen)	absolut (Kofferdam)	ja	nein	Adhäsiv	Füllungsmaterial	
Behandlername:												Kurs (I/II):						Bemerkungen:					

Abbildung 4-1 Auswertungsbogen für adhäsive Restaurationen im klinischen Studentenkurs

Studie „Nachuntersuchung der in den klinischen Kursen gelegten Kompositfüllungen“

Klinisches Erscheinungsbild:

Äußeres Erscheinungsbild (erster Eindruck)

0	nicht ersetzen
1	ersetzen

Retention

0	nein
1	ja

Randbeteiligung

0	0% Dentin
1	bis 10% Dentin
2	10 - 25% Dentin
3	25% - 50% Dentin
4	50% - 75% Dentin

Randbeschaffenheit

sichtbare Rاندunregelmäßigkeiten

app. 1.0	occl. 2.0	ges. 3.0	keine
app. 1.1	occl. 2.1	ges. 3.1	weniger als 25%
app. 1.2	occl. 2.2	ges. 3.2	25% - 50%
app. 1.3	occl. 2.3	ges. 3.3	50% - 75%
app. 1.4	occl. 2.4	ges. 3.4	mehr als 75%
app. 1.1.0			nicht im Dentin
app. 1.1.1			weniger als 25% im Dentin
app. 1.1.2			25% - 50% im Dentin
app. 1.1.3			50% - 75% im Dentin
app. 1.1.4	usw.		mehr als 75% im Dentin

Verfärbungen des Füllungsrandes

app. 1.0	occl. 2.0	ges. 3.0	keine
app. 1.1	occl. 2.1	ges. 3.1	weniger als 25%
app. 1.2	occl. 2.2	ges. 3.2	25% - 50%
app. 1.3	occl. 2.3	ges. 3.3	50% - 75%
app. 1.4	occl. 2.4	ges. 3.4	mehr als 75%
app. 1.1.0			nicht im Dentin
app. 1.1.1			weniger als 25% im Dentin
app. 1.1.2			25% - 50% im Dentin
app. 1.1.3			50% - 75% im Dentin
app. 1.1.4	usw.		mehr als 75% im Dentin

Prüfung mit der Sonde

Uapp. 1.0	Uoccl. 2.0	Uapp. 3.0	Uoccl. 4.0	ges. 5.0	keine
Uapp. 1.1	Uoccl. 2.1	Uapp. 3.1	Uoccl. 4.1	ges. 5.1	weniger als 25%
Uapp. 1.2	Uoccl. 2.2	Uapp. 3.2	Uoccl. 4.2	ges. 5.2	25% - 50%
Uapp. 1.3	Uoccl. 2.3	Uapp. 3.3	Uoccl. 4.3	ges. 5.3	50% - 75%
Uapp. 1.4	Uoccl. 2.4	Uapp. 3.4	Uoccl. 4.4	ges. 5.4	mehr als 75%
Uapp. 1.1.0		Uapp. 3.1.0			nicht im Dentin
Uapp. 1.1.1		Uapp. 3.1.1			weniger als 25% im Dentin
Uapp. 1.1.2		Uapp. 3.1.2			25% - 50% im Dentin
Uapp. 1.1.3		Uapp. 3.1.3			50% - 75% im Dentin
Uapp. 1.1.4		Uapp. 3.1.4			mehr als 75% im Dentin

Füllungsrandkaries

0	nein
1	ja, im Schmelz
2	ja, im Dentin
3	ja, in Schmelz u. Dentin

Verfärbung der Füllungsoberfläche

app. 1.0	occl. 2.0	keine
app. 1.1	occl. 2.1	gering
app. 1.2	occl. 2.2	stark

Kontur der Füllung

0	komplett
1	leichter Verlust
2	starker Verlust (Ersetzung angez.)
3	chipping

Ästhetik

Beurteilung durch den Untersucher:

Beurteilung aus 1m Abstand

0	unauffällig
1	als Füllung erkennbar

Beurteilung durch den Patienten:

individuelle Einschätzung des Patienten

0	unzufrieden
1	zufrieden

Sensibilität des Zahnes (CO₂)

0	nein
1	ja

Endgültige Entscheidung

0	nicht ersetzen
1	ersetzen

Postoperative Sensibilität

taktil

0	nein
1	ja

Luft

0	nein
1	ja

Gingiva-index (PBI)

0-4 Grad	
----------	--

Plaque-Index (Silness & Løe)

0-3 Grad	
----------	--

Funktion

Laterotrusionskontakte

0	nein
1	ja

Schliffacetten

0	nein
1	ja

Abbildung 4-2 Erhebungsbogen für die klinische Nachuntersuchung der Kompositfüllung

4.3 Quantitative Randanalyse

Die quantitative Auswertung der Füllungsrandqualitäten erfolgte nach der Herstellung mikroskopierbarer Replika unter dem Rasterelektronenmikroskop bei einer Stromstärke von 20 kV bei 200facher Vergrößerung.

4.3.1 Replikaherstellung

Wenn nötig erfolgte während der klinischen Nachuntersuchung die Reinigung und Entfettung des Zahnes mit 70-%igem Alkohol, um ihn anschließend mit einem dünnfließenden, additionsvernetzenden Silikon abzuformen. Auf die getrocknete Zahnoberfläche wurde eine dünne Schicht Silikon aufgetragen (Honigum[®], Fa. DMG Hamburg), dünn verblasen, mit einer dickeren Schicht stabilisiert und sofort mit einem höher viskösen, mittelfließenden Silikon (Silagum[®]-Putty, Fa. DMG Hamburg) in einem Miniabformtray im Sinne einer einzeitigen Doppelmischabformung fixiert. Anschließend erfolgte die Kontrolle auf vollständige Erfassung der relevanten Bereiche und mögliche Bläschenbildung oder sonstige Ungenauigkeiten. Die Abformung wurde mit 70-%igem Alkohol und Chloroform gereinigt und mit einem Epoxydharz (Stycast 1266, Fa. Emmerson & Cumming, Westerlo) ausgegossen.

Die Replika wurden nach 24 Stunden mit einem Handstück und einer Fräse von Überschüssen befreit und mit Sekundenkleber auf einem Objektträger fixiert. Es erfolgte eine Beschichtung mit Gold in einer Sputteranlage bei einem Druck von 0,05 mbar und einer Stromstärke von 40 mA.

4.3.2 Quantitative Randanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop

Hierfür wurde der ursprüngliche Randkriterienkatalog nach BLUNCK (*Blunck* 1988) modifiziert. Es wurden sieben Randkriterien aufgestellt (Tabelle 4-1). Vor der mikroskopischen Auswertung der Replika erfolgte in einem Vorversuch eine Kalibrierung zur Beurteilung der Füllungsrandstrukturen mit Dr. Uwe Blunck bis eine sehr hohe Bewertungsübereinstimmung erreicht wurde. Der sicht- und beurteilbare Füllungsrand wurde mit dem Mikroskop abgefahren und digitalisiert. Jedem Teilstück des so entstandenen Computerbildes wurde dann ein Randkriterium zugeordnet (Abbildung 4-3 – 4-9). Das Computerprogramm errechnete den prozentualen Anteil der einzelnen Randkriterien an der Gesamtlänge des beurteilbaren Füllungsrandes.

Tabelle 4-1 Kriterien für die Beurteilung der verschiedenen Randqualitäten

Randqualität	Definition
Randqualität 1 „perfekter Rand“	<ul style="list-style-type: none"> • Rand nicht oder kaum erkennbar • keine Randunregelmäßigkeiten • kein Randspalt
Randqualität 2 „Unterschuss mit glattem Übergang“	<ul style="list-style-type: none"> • Unterschuss der Füllung • keine Randunregelmäßigkeiten • kein Randspalt
Randqualität 3 „Überschuss mit glattem Übergang“	<ul style="list-style-type: none"> • Überschuss der Füllung • keine Randunregelmäßigkeiten • kein Randspalt
Randqualität 4 „Unterschuss mit Randunregelmäßigkeiten“	<ul style="list-style-type: none"> • Unterschuss der Füllung • geringe oder massive Randunregelmäßigkeiten • kein Randspalt
Randqualität 5 „Überschuss mit Randunregelmäßigkeiten“	<ul style="list-style-type: none"> • Überschuss der Füllung • geringe oder massive Randunregelmäßigkeiten • kein Randspalt
Randqualität 6 „Haarriss“	<ul style="list-style-type: none"> • Randspalt deutlich erkennbar • mit und ohne Randunregelmäßigkeiten • Randspalt unter 5 µm
Randqualität 7 „Randspalt“	<ul style="list-style-type: none"> • Randspalt deutlich erkennbar • mit und ohne Randunregelmäßigkeiten • Randspalt über 5 µm

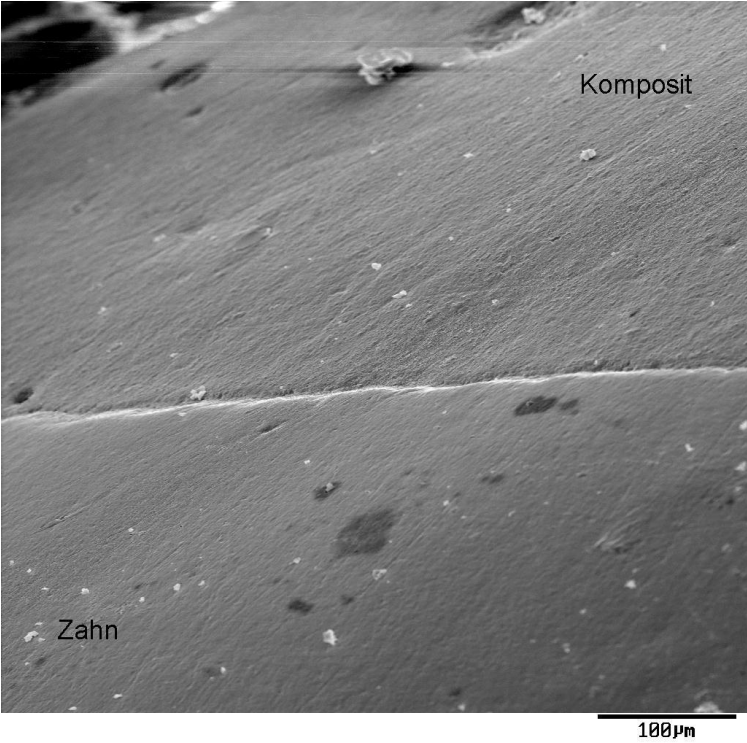


Abbildung 4-3 REM - Aufnahme der Randqualität 1 bei 200facher Vergrößerung

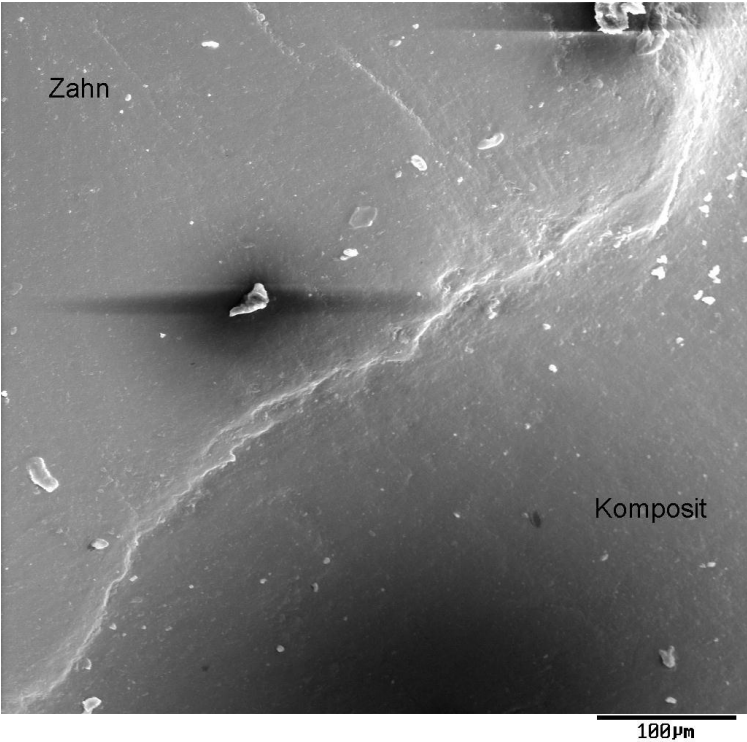


Abbildung 4-4 REM-Aufnahme der Randqualität 2 bei 200facher Vergrößerung

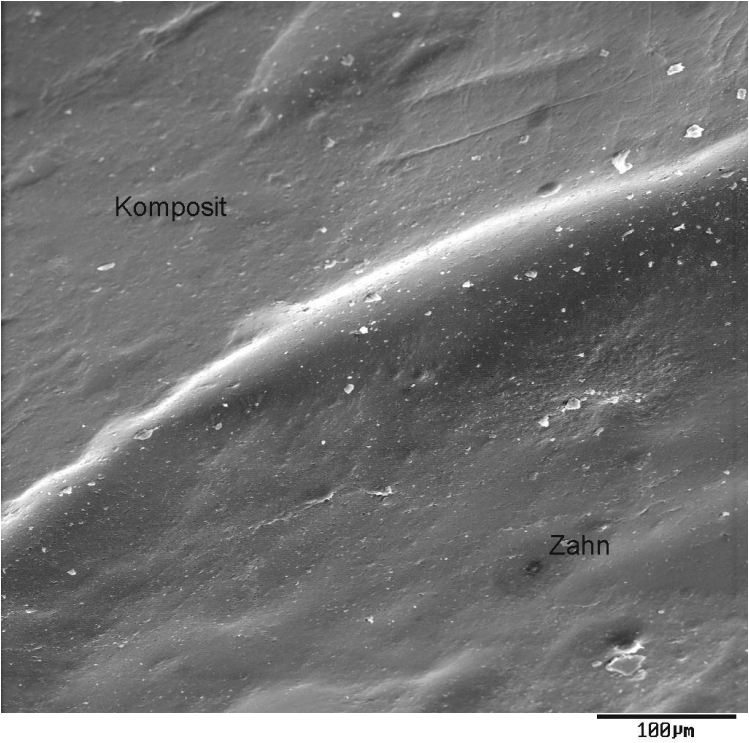


Abbildung 4-5 REM-Aufnahme der Randqualität 3 bei 200facher Vergrößerung

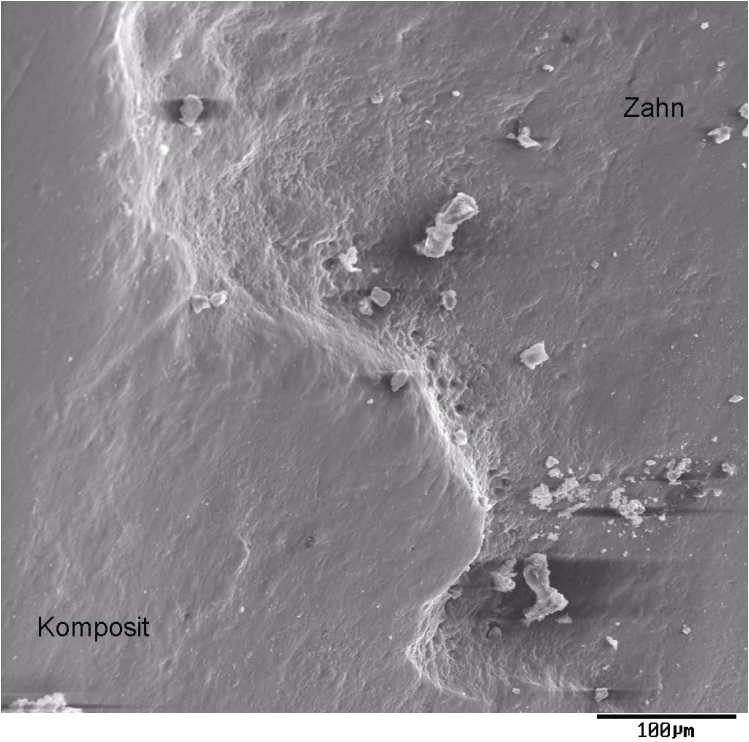


Abbildung 4-6 REM - Aufnahme der Randqualität 4 bei 200facher Vergrößerung

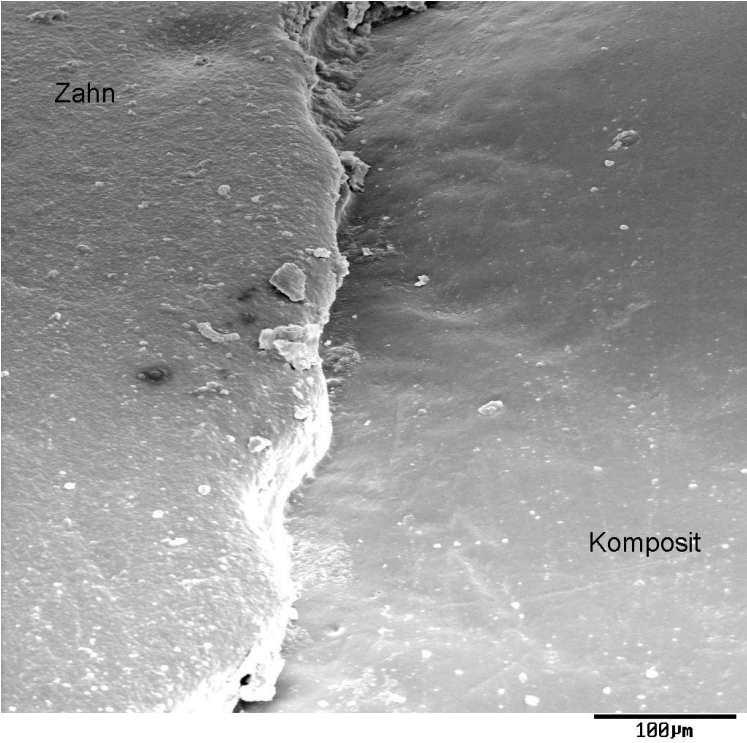


Abbildung 4-7 REM - Aufnahme der Randqualität 5 bei 200facher Vergrößerung

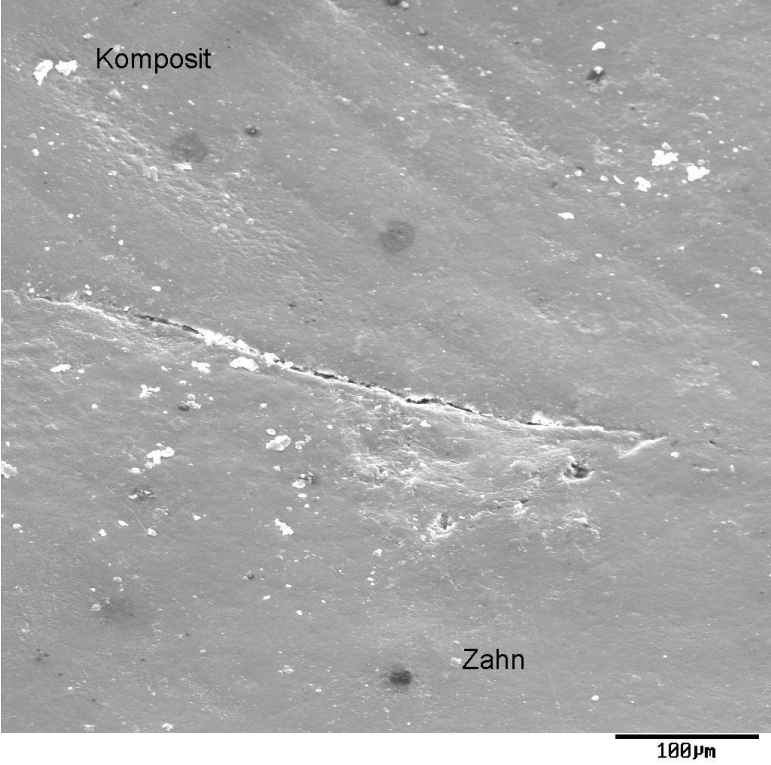


Abbildung 4-8 REM - Aufnahme der Randqualität 6 bei 200facher Vergrößerung

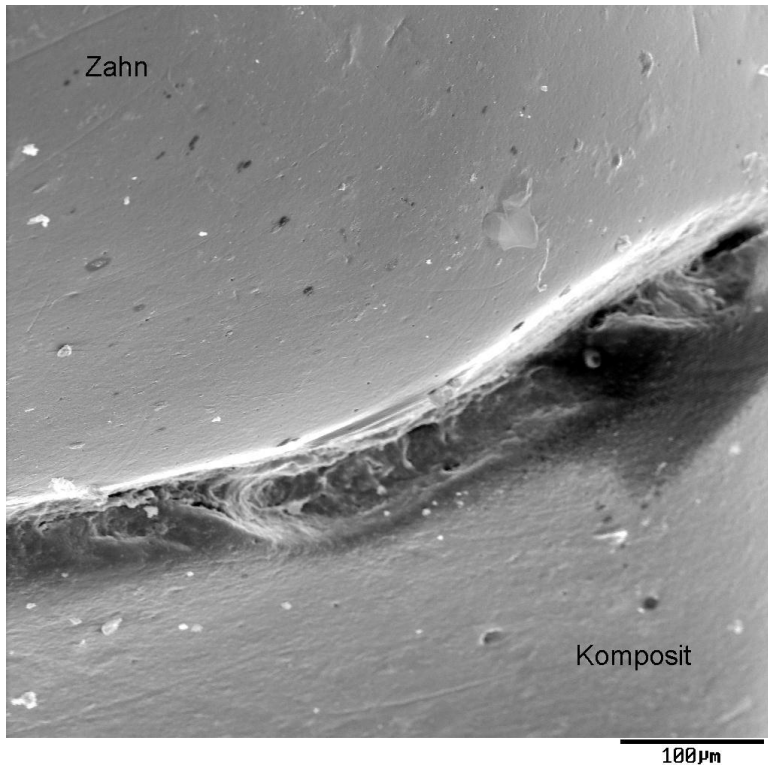


Abbildung 4-9 REM - Aufnahme der Randqualität 7 bei 200facher Vergrößerung

4.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der klinischen Untersuchung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS (SPSS, Fa. SPSS-GmbH, München). Zuerst wurden die Ausgangsparameter mit den klinisch erfassten Nachuntersuchungskriterien auf statistisch signifikante Zusammenhänge untersucht. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Anschließend wurden die Ausgangsparameter mit den Ergebnissen der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung verglichen. Abschließend erfolgte eine Untersuchung der Zusammenhänge zwischen den klinischen Nachuntersuchungskriterien und den Ergebnissen der quantitativen Randanalyse.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

Bei der Auswertung der Ergebnisse im Hinblick auf die Fragestellungen wurden nur 71 der 80 Untersuchungsergebnisse berücksichtigt, da für diese 71 Kompositrestaurationen lediglich zwei verschiedene Adhäsive und Füllungsmaterialien benutzt wurden. Bei 16 dieser 71 Füllungen wurde die Kombination OptiBond FL / Herculite verwendet, 55 Füllungen wurden mit Scotchbond MP / Filtek™ Z100 gelegt. Nach Herstellung von mikroskopierbaren Replika erfolgte eine quantitative Analyse der bewertbaren Füllungsänder unter einem Rasterelektronenmikroskop. Hier wurden 12 OptiBond FL / Herculite – Füllungen und 49 Scotchbond MP / Filtek™ Z100 – Füllungen, also insgesamt 61 Füllungen untersucht (Abbildung 5-1).

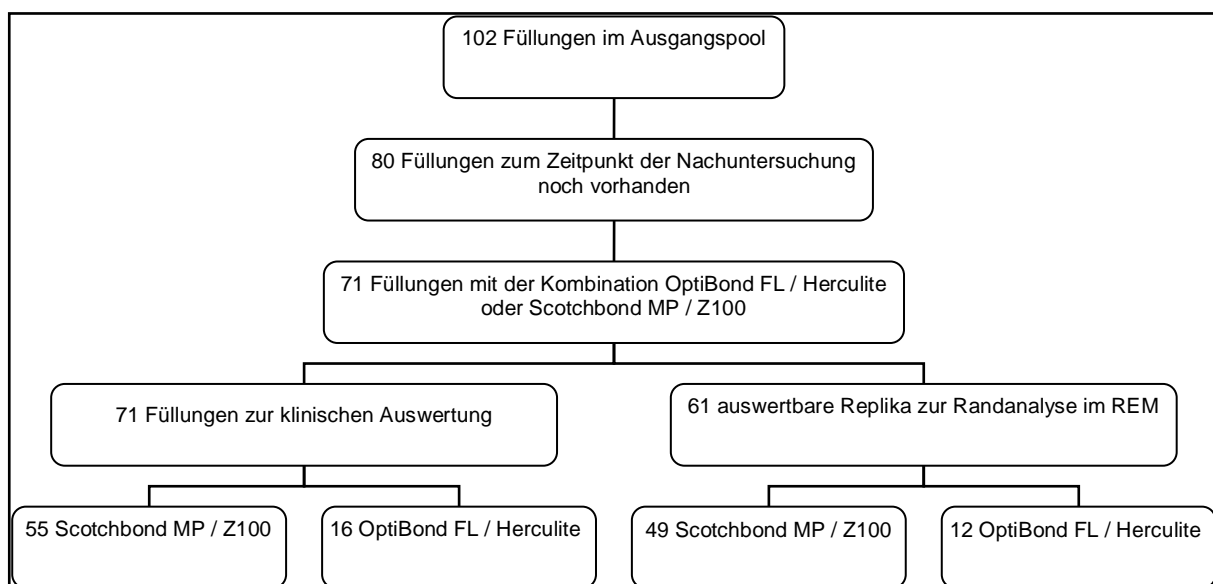


Abbildung 5-1 Verteilung der Füllungen aus dem Patientenpool auf die klinische und rasterelektronenmikroskopische Auswertung

5.1.1 Klinisches Erscheinungsbild zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

73 der ursprünglich 102 Seitenzahnfüllungen waren zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung, nach einem durchschnittlichen Untersuchungszeitraum von 6,21 Jahren, noch klinisch intakt. Dies entspricht einem prozentualen Anteil von 71,6 % (Tabelle 5-1) und einer mittleren jährlichen Verlustrate nach sechs Jahren von 6,4 %. Die klinisch intakten Restaurationen verteilen sich auf 51 Prämolaren und 22 Molaren. Drei Zähne waren zwischenzeitlich extrahiert worden, 14 Zähne hatten eine prothetische Versorgung in Form einer Krone oder Teilkrone erhalten und fünf Füllungen wurden im Laufe der sechs Jahre ausgetauscht. Bei sieben der 80 nachuntersuchten Seitenzahnfüllungen wurde ein Füllungsaustausch empfohlen. Vier Füllungen hatten eine Füllungsrandkaries entwickelt, zwei zeigten einen großen Verlust der Füllungskontur und bei einer Füllung war ein deutlich verfärbter Randspalt zu erkennen.

Auffällig ist, dass innerhalb des Untersuchungszeitraumes wesentlich mehr Molaren als Prämolaren (10 Molaren und 4 Prämolaren) prothetisch versorgt wurden. Hierbei ist aufgrund der Wahl des Komposits davon auszugehen, dass die prothetische Versorgung des Zahnes nicht geplant war, sondern der Zahn definitiv konservierend mit Komposit versorgt werden sollte.

Tabelle 5-1 Klinisches Erscheinungsbild zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

	Häufigkeit	Prozent
Gesamt	102	100,0
Füllungen nicht nachuntersucht	22	21,5
Zahn prothetisch versorgt	14	13,7
Füllung zwischenzeitlich ausgetauscht	5	4,9
Extraktion	3	2,9
Füllungsrandkaries	4	3,9
starker Konturverlust - Ersatz angezeigt	2	2,0
Austausch aus ästhetischen Gründen empfohlen	1	1,0
klinisch unauffällig	73	71,6

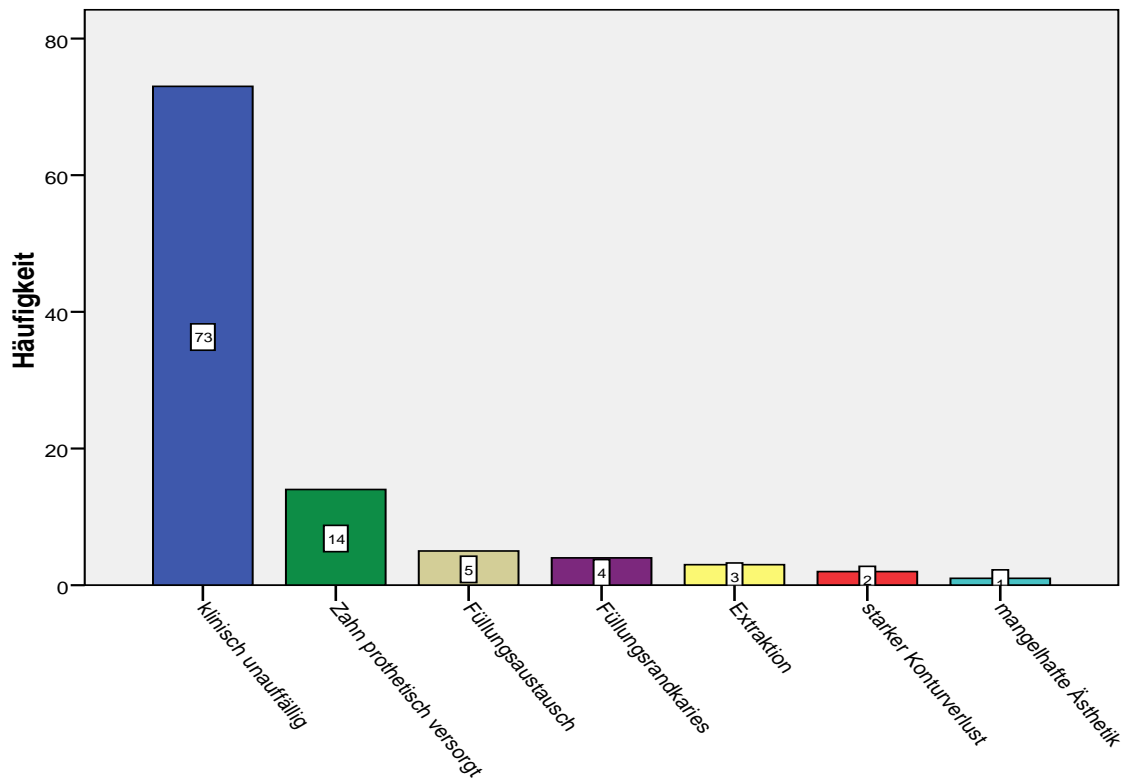


Abbildung 5-2 Häufigkeit der klinischen Erscheinungsbilder zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Im Folgenden werden nur die 71 Füllungen betrachtet, die im Hinblick auf die Fragestellungen zur Auswertung herangezogen wurden (siehe Kapitel 5.1).

Bei sechs Füllungen wurde bereits nach dem ersten Eindruck ein Austausch empfohlen. Eine weitere Austauschempfehlung musste nach der eingehenden klinischen Untersuchung ausgesprochen werden, da diese Rekonstruktion wegen einer deutlich erkennbaren Füllungsrandverfärbung ästhetisch unbefriedigend war. Trotz eines deutlich sonderbaren Randspaltes am Füllungsrand konnte klinisch allerdings keine Füllungsrandkaries diagnostiziert werden.

5.1.2 Kontur

89 % der untersuchten Füllungen zeigten eine komplette Kontur. Fünf Füllungen hatten einen für den klinischen Erfolg unerheblichen Anteil der Füllungskontur verloren. Bei zwei Füllungen war aufgrund eines größeren Konturverlustes ein Austausch zu empfehlen. Eine Restauration wurde alio loco eingeschliffen (Abbildung 5-3).

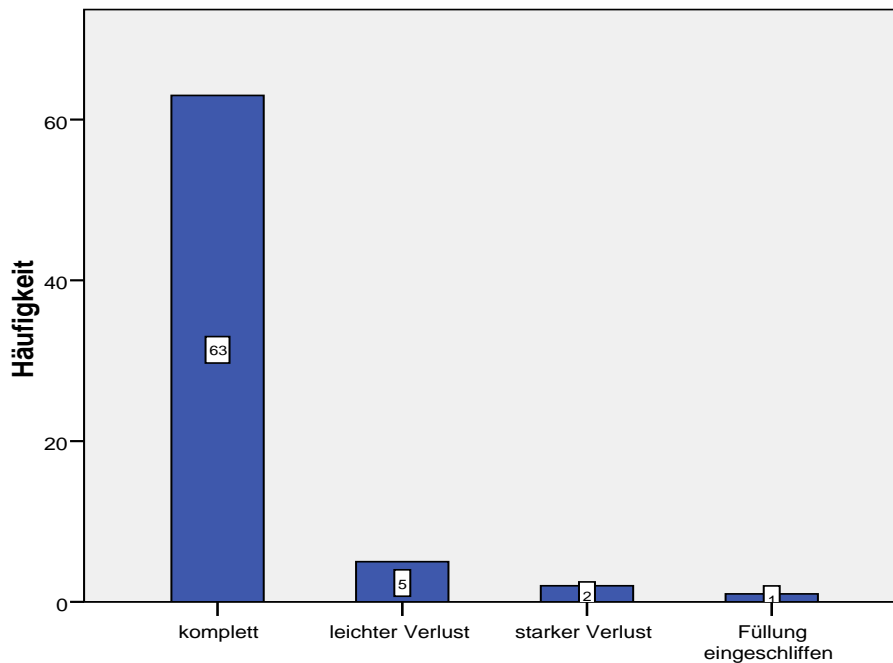


Abbildung 5-3 Kontur der Kompositfüllung zum Nachuntersuchungszeitpunkt

5.1.3 Sensibilität zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Drei (2,8 %) der 71 nachuntersuchten Kompositfüllungen reagierten sensibel auf einen leichten Luftstoß aus der Multifunktionsspritze. Eine dieser drei sowie eine weitere Restauration, zeigten auch auf Sondendruck taktile Sensibilität.

5.1.4 Marginale Adaptation

5.1.4.1 Karies

An drei der 22 Molaren wurde Sekundärkaries diagnostiziert. Bei den 49 Prämolaren hingegen trat nur eine Sekundärkaries auf (Abbildung 5-4). Dieser Unterschied verfehlt das Signifikanzniveau nur knapp ($p=0,050$). Die Anzahl der diagnostizierten Füllungsrandkaries verteilt sich gleichmäßig auf Ober- und Unterkiefer. Sie lag immer in schmelzbegrenzten Anteilen des Füllungsrandes.

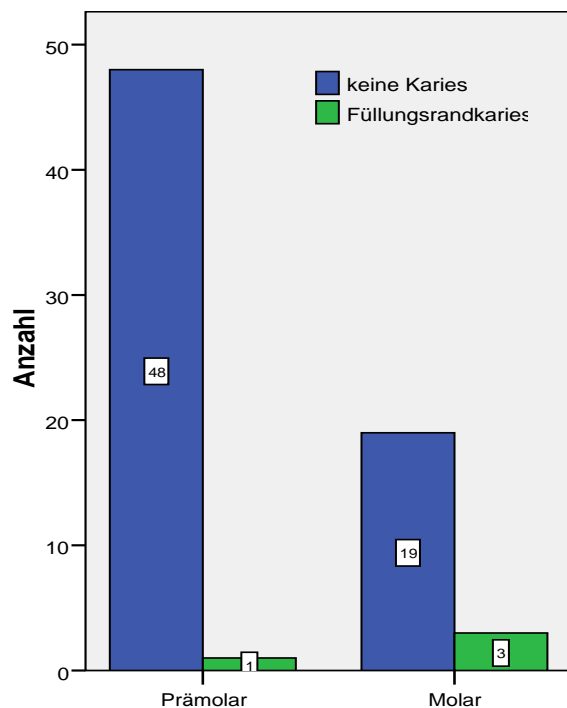


Abbildung 5-4 Füllungsrandkaries an den verschiedenen Zahngruppen

5.1.4.2 Sichtbare Randunregelmäßigkeiten

Mehr als die Hälfte der nachuntersuchten Füllungen wies sichtbare Randunregelmäßigkeiten auf (Abbildung 5-5). Während über 50 % der Prämolaren keinerlei sichtbare Unregelmäßigkeiten des Füllungsrandes erkennen ließen, waren es bei den Molaren nur etwa 1/3 der Gesamtanzahl (Abbildung 5-6). Bei genauerer Betrachtung fiel auf, dass bei mehr als der Hälfte aller Weisheitszähne 25 % - 75 % des sichtbaren Füllungsrandes unregelmäßig verliefen. Nur zwei Weisheitszähne zeigten keinerlei Unregelmäßigkeiten.

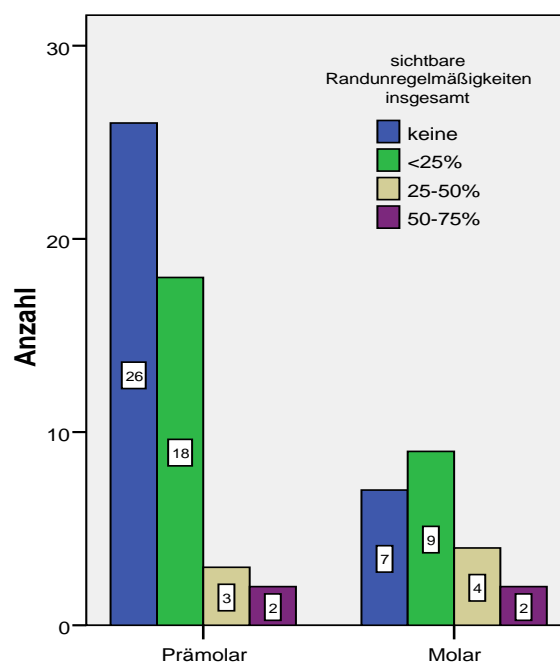
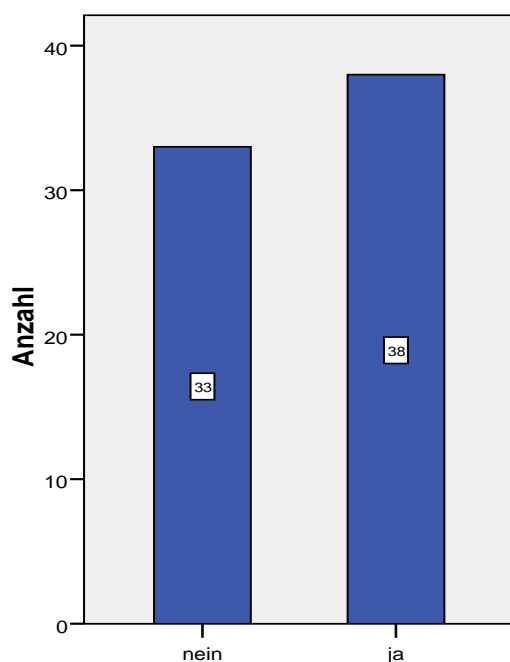


Abbildung 5-5 Sichtbare Randunregelmäßigkeiten insgesamt

Abbildung 5-6 Sichtbare Randunregelmäßigkeiten insgesamt im Verhältnis zur Gesamtfüllungslänge an den verschiedenen Zahngruppen

Bei der Untersuchung der okklusalen Füllungsoberfläche wurden sichtbare Randunregelmäßigkeiten prozentual häufiger an Molaren gefunden. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant ($p=0,033$).

Ergebnisse

Beurteilt man die Länge der okklusalen Randunregelmäßigkeiten nach der Gesamtlänge der sichtbaren Füllungsänder, treten Randunregelmäßigkeiten von 50 % und mehr häufiger an Molaren auf (Abbildung 5-7). Dieser Unterschied verfehlt das Signifikanzniveau knapp ($p=0,082$).

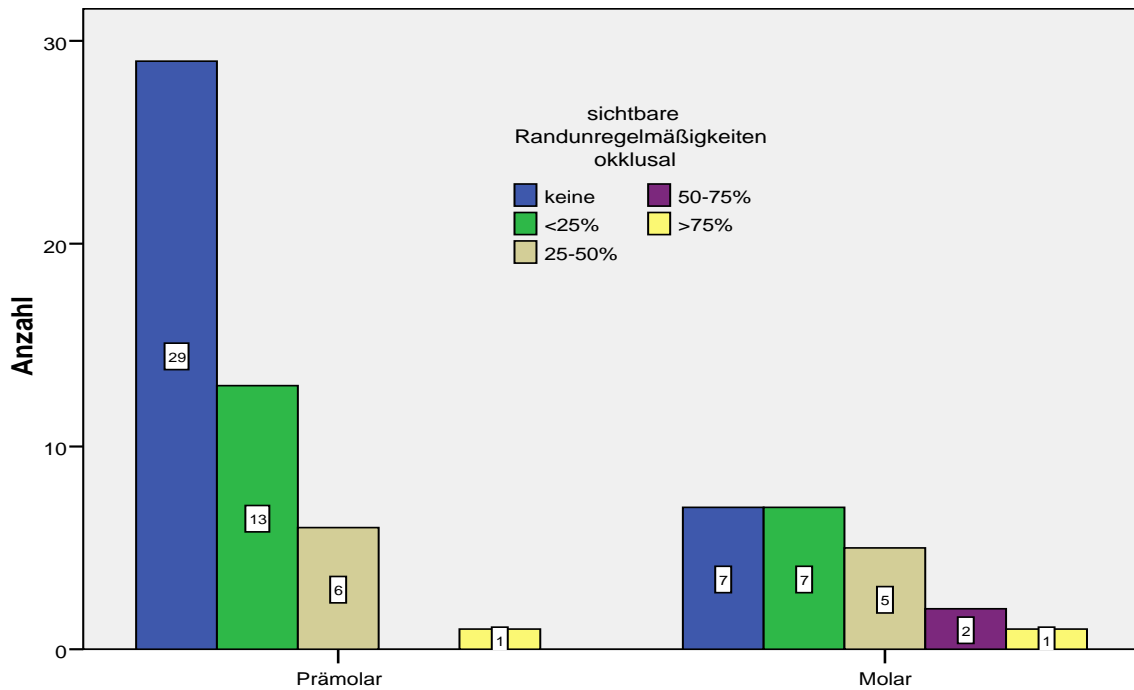


Abbildung 5-7 Sichtbare okklusale Randunregelmäßigkeiten im Verhältnis zur Gesamtfüllungslänge an den verschiedenen Zahngruppen

Okklusale Randunregelmäßigkeiten traten in einer Länge von über 50 % zur Füllungsgesamtlänge nur im Unterkiefer auf.

5.1.4.3 Tastbare Randunregelmäßigkeiten

Bei Betrachtung der tastbaren Randunregelmäßigkeiten des gesamten Füllungsrandes zeigt sich das in Abbildung 5-8 dargestellte Bild. Weniger als die Hälfte der Prämolaren zeigte einen tastbaren, okklusalen Füllungsüberschuss. Bei ersten und zweiten Molaren betrifft dies bereits mehr als 50 %, während nur noch bei einem der acht Weisheitszähne kein Füllungsüberschuss zu tasten war (Abbildung 5-9).

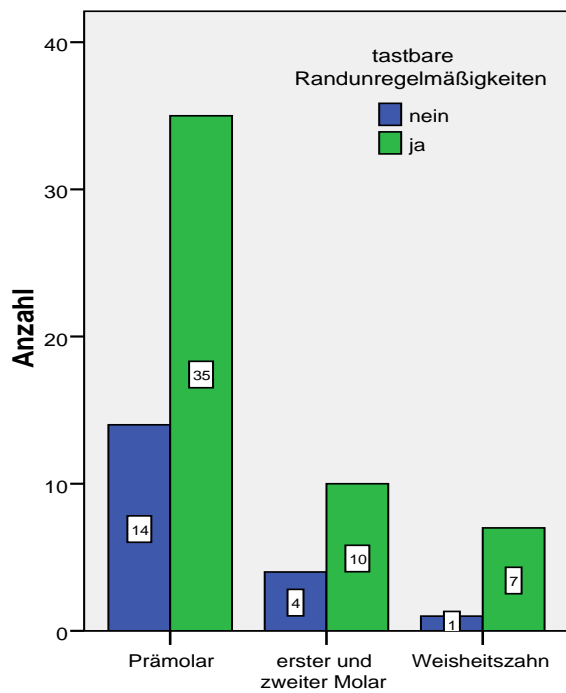


Abbildung 5-8 Tastbare Randunregelmäßigkeiten insgesamt an den verschiedenen Zahngruppen

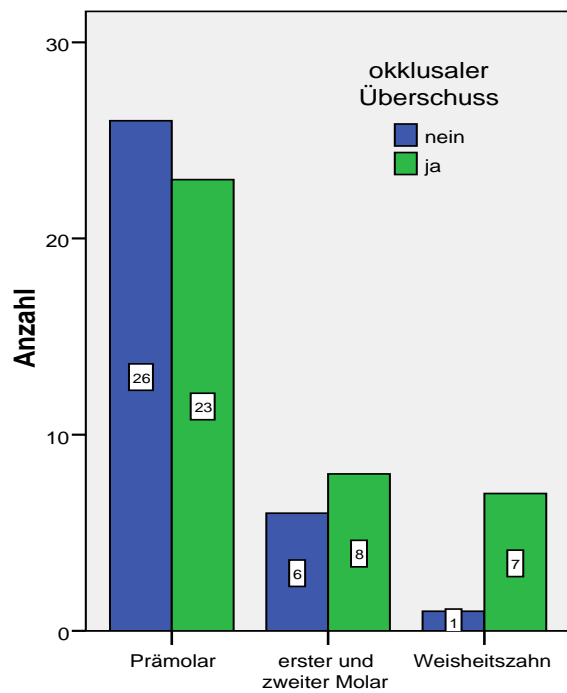


Abbildung 5-9 Tastbarer okklusaler Überschuss an den verschiedenen Zahngruppen

Ergebnisse

Dieses Ergebnis wird bei Betrachtung der relativen Länge des Überschusses zur Gesamtlänge des Füllungsrandes tendenziell statistisch signifikant ($p=0,080$) (Abbildung 5-10).

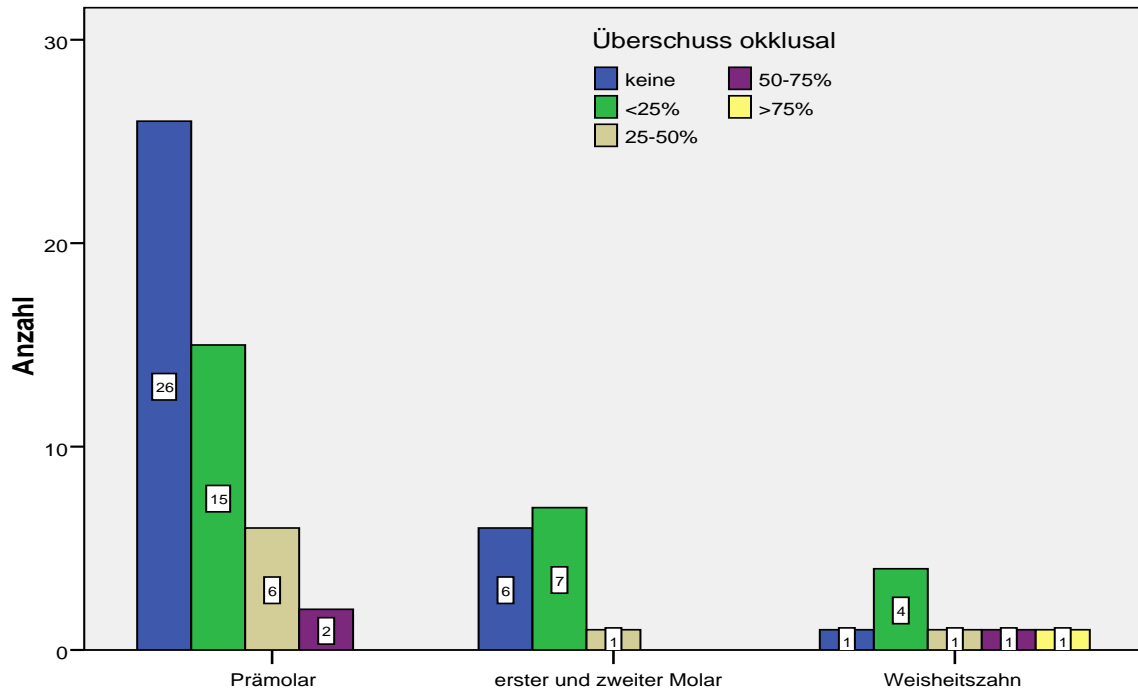


Abbildung 5-10 Tastbarer okklusaler Überschuss im Verhältnis zur Gesamtfüllungslänge an den verschiedenen Zahngruppen

5.1.4.4 Randverfärbungen

Nur 26 der 71 ausgewerteten Seitenzahnfüllungen waren frei von Füllungsrandverfärbungen (Abbildung 5-11). Die Anzahl der Zähne mit einer sichtbaren Verfärbung des Füllungsrandes zeigt für Prämolaren und Molaren ähnliche Verhältnisse (Abbildung 5-12).

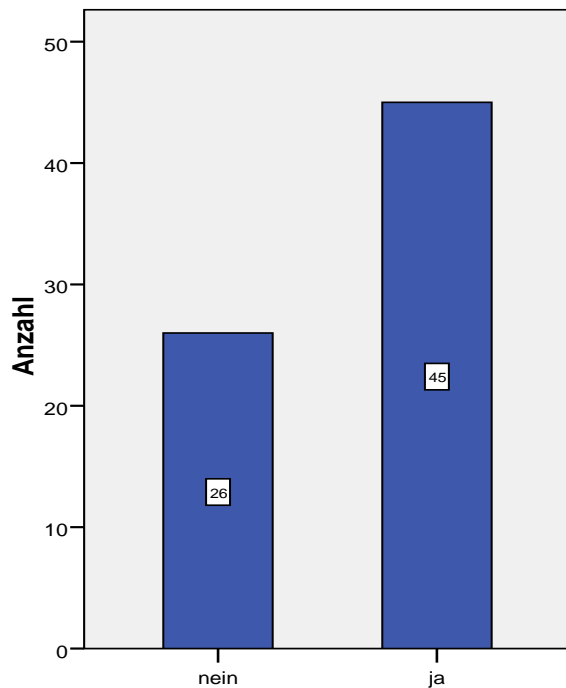


Abbildung 5-11 Randverfärbungen insgesamt

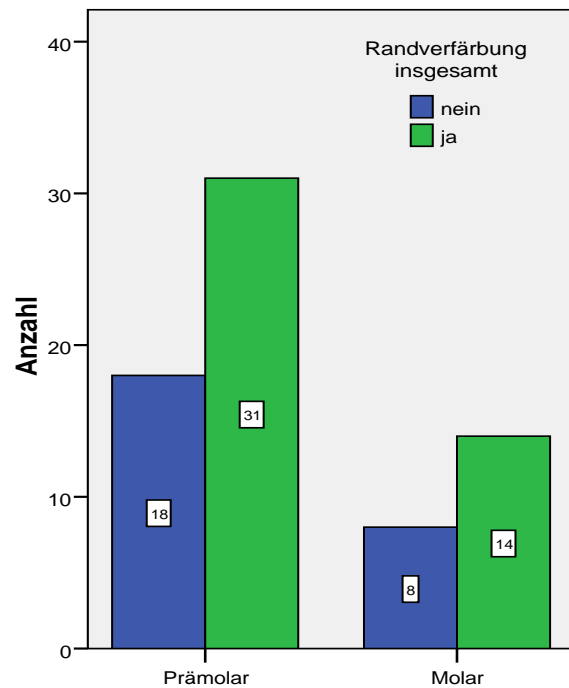


Abbildung 5-12 Randverfärbungen insgesamt an den verschiedenen Zahngruppen

Bei einer weiteren Aufteilung der Randverfärbungen nach ihrem prozentualen Anteil am gesamten, sichtbaren Füllungsrand ergibt sich ein anderes Bild. Hier zeigt sich, dass der Großteil der sichtbaren Füllungsänder bei Prämolaren und Molaren gar nicht oder nur zu weniger als 25 % ihrer sichtbaren Gesamtlänge verfärbt waren. Sechs von acht Weisheitszähnen hingegen zeigten Verfärbungen zwischen $\frac{1}{4}$ und $\frac{3}{4}$ ihrer sichtbaren Gesamtfüllungslänge (Abbildung 5-13). Der Unterschied ist statistisch signifikant ($p=0,020$).

Ergebnisse

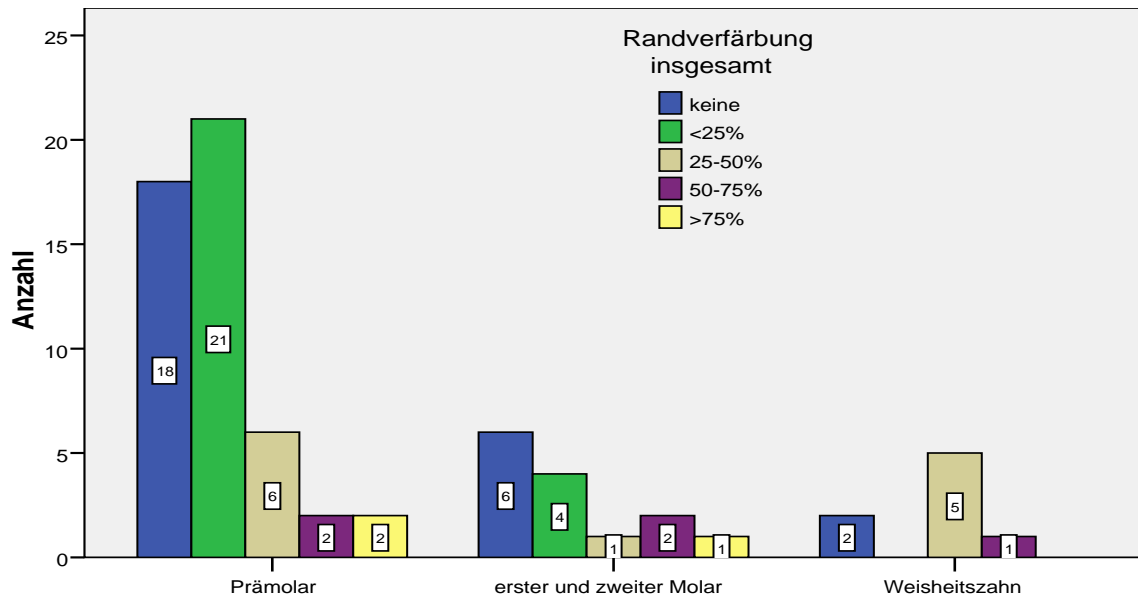


Abbildung 5-13 Randverfärbung insgesamt im Verhältnis zur Gesamtfüllungslänge an den verschiedenen Zahngruppen

Noch deutlicher wird dieser Befund, wenn man nur die Verfärbungen der okklusalen Füllungsanteile betrachtet. Hier zeigen immerhin 38 der 71 ausgewerteten Seitenzahnfüllungen keinerlei Verfärbungen (Abbildung 5-14).

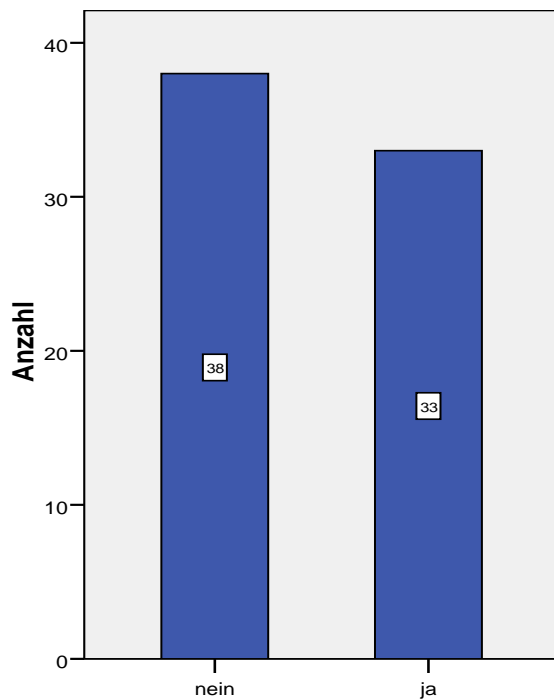


Abbildung 5-14 Randverfärbungen okklusal

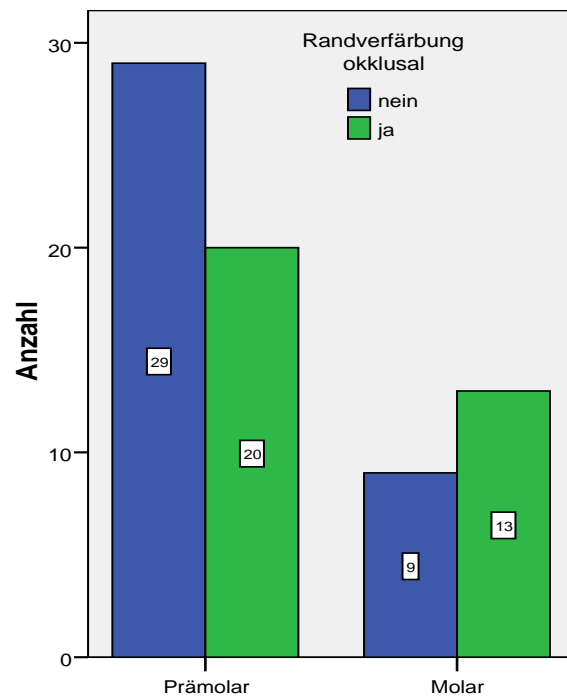


Abbildung 5-15 Randverfärbungen okklusal an den verschiedenen Zahngruppen

Die Aufteilung der Länge der Randverfärbungen zur sichtbaren Gesamtfüllungslänge zeigt deutlich mehr prozentual längere Verfärbungen bei Weisheitszähnen im Vergleich zu Prämolaren und Molaren (Abbildung 5-16). Dieser Unterschied hat statistische Signifikanz ($p=0,000$).

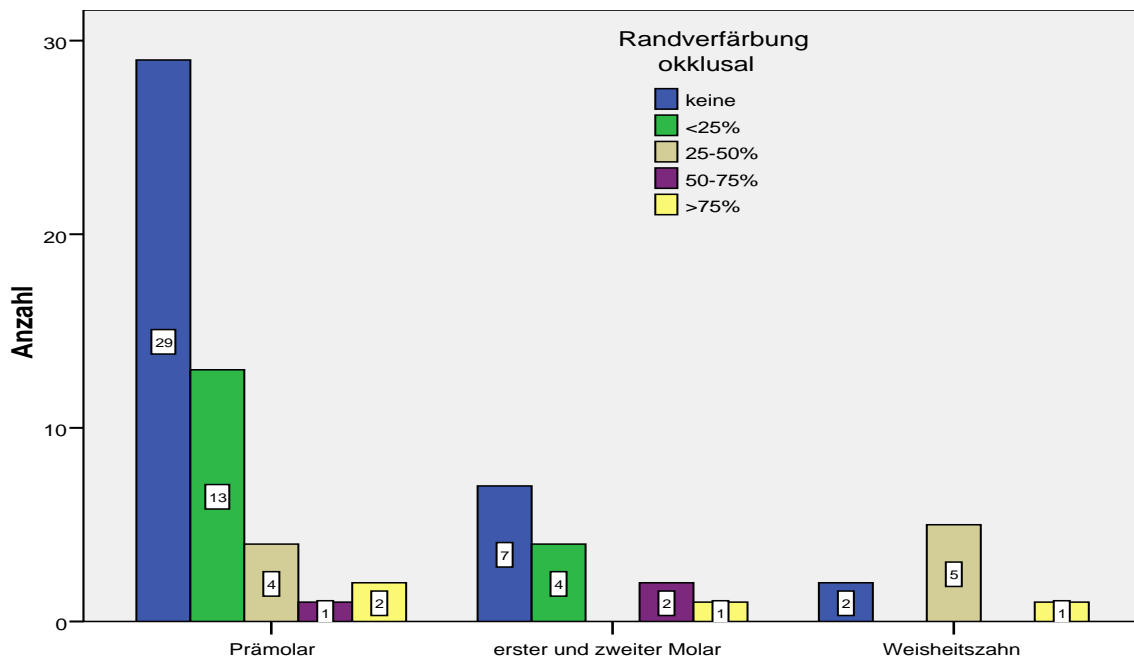


Abbildung 5-16 Randverfärbung okklusal im Verhältnis zur Gesamtfüllungslänge

Ein Vergleich der Randverfärbungen zwischen Seitenzahnfüllungen im Ober- und im Unterkiefer zeigte weder insgesamt noch rein okklusal betrachtet signifikante Unterschiede.

5.1.5 Verfärbung der Füllungsoberfläche

Insgesamt wurde bei 18 von 71 (25,4 %) Restaurationen mindestens eine Füllungsfläche als „gering verfärbt“ eingestuft. Keine Kompositfüllung zeigte eine starke Verfärbung der Oberfläche

5.1.6 Ästhetik

Nur 27 der 71 untersuchten Kompositfüllungen waren aus einem Meter Abstand vom Behandler nicht als solche zu erkennen. Dies entspricht einem Anteil von 38 %. Acht Patienten (11 %) zeigten sich mit dem ästhetischen Erscheinungsbild der Restauration unzufrieden. Eine Patientin äußerte den Wunsch nach Erneuerung der Kompositfüllung.

5.1.7 Papillenblutungsindex und Plaque-Index

Die Beurteilung der Mundhygiene der Patienten durch den Papillenblutungsindex nach Saxer und Mühlemann zeigte prozentual häufiger Papillenblutungen der hinteren Zahngruppen. Dieser Unterschied verfehlt das Signifikanzniveau mit $p=0,074$ knapp (Abbildung 5-17).

Zahnbeläge wurden häufiger im Unterkiefer als im Oberkiefer festgestellt (Abbildung 5-18). Auch diese Beobachtung liegt knapp außerhalb des Signifikanzniveaus ($p=0,088$).

Bei keinem Zahn zeigte sich ein Papillenblutungsindex des Grades 3 (Ausfüllen des Interdentalraumes mit Blut) oder 4 (erhebliche Blutung bei Sondierung mit Tropfenbildung und Verlaufen über das gesamte benachbarte Zahnfleisch). Auch beim Plaqueindex nach Silness und Loe wurde nie der höchste Wert, eine das interdentalle Dreieck ausfüllende Plaque, festgestellt.

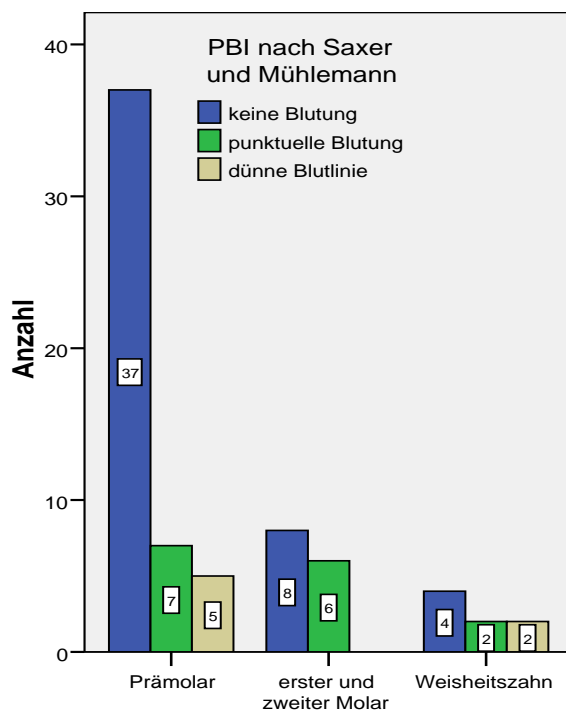


Abbildung 5-17 PBI nach Saxer und Mühlemann an den verschiedenen Zahngruppen

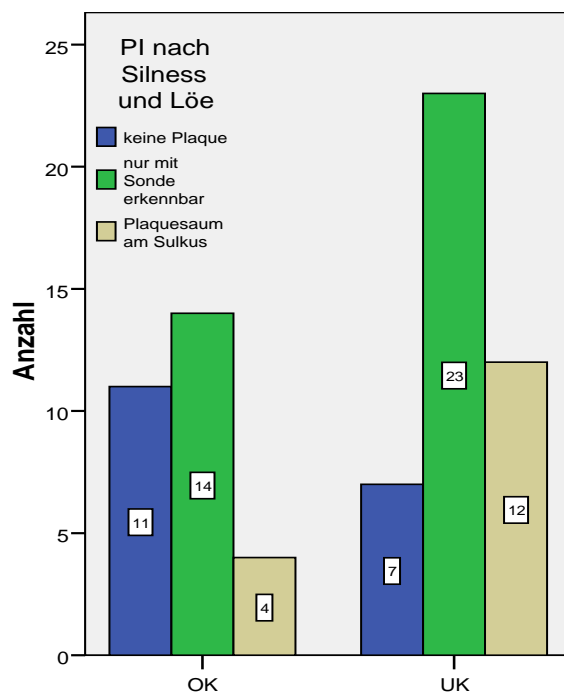


Abbildung 5-18 Plaqueindex nach Silness und Loe im Ober- und im Unterkiefer

5.1.8 Einfluss des Füllungsmaterials auf den klinischen Erfolg

Beim Vergleich der beiden Materialgruppen (Scotchbond MP / Filtek™ Z100 und OptiBond FL / Herculite) zeigen sich bei den Füllungsrandkriterien zum Teil signifikante Unterschiede. So waren sichtbare Randunregelmäßigkeiten signifikant häufiger bei der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 zu beobachten. Dies trifft sowohl für den sichtbaren Rand insgesamt ($p=0,042$) als auch nur für den okklusalen Füllungsrand ($p=0,027$) zu (Abbildungen 5-19 und 5-20).

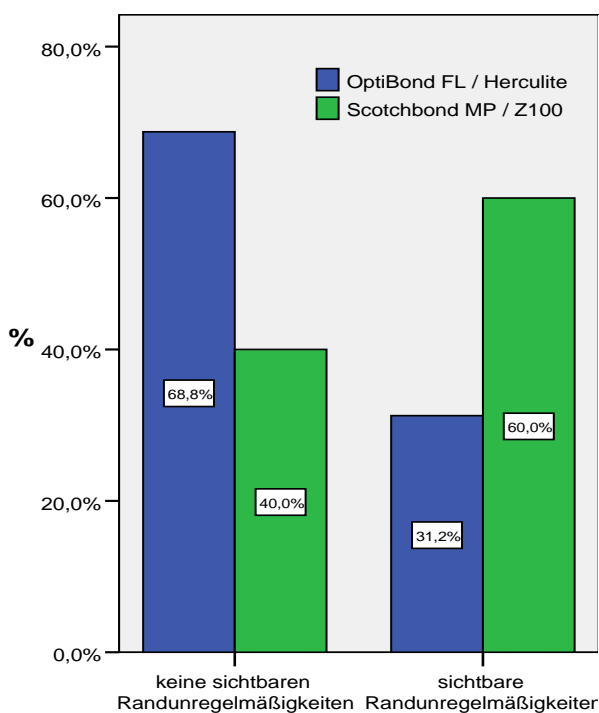


Abbildung 5-19 Insgesamt sichtbare Randunregelmäßigkeiten bei den beiden Materialgruppen

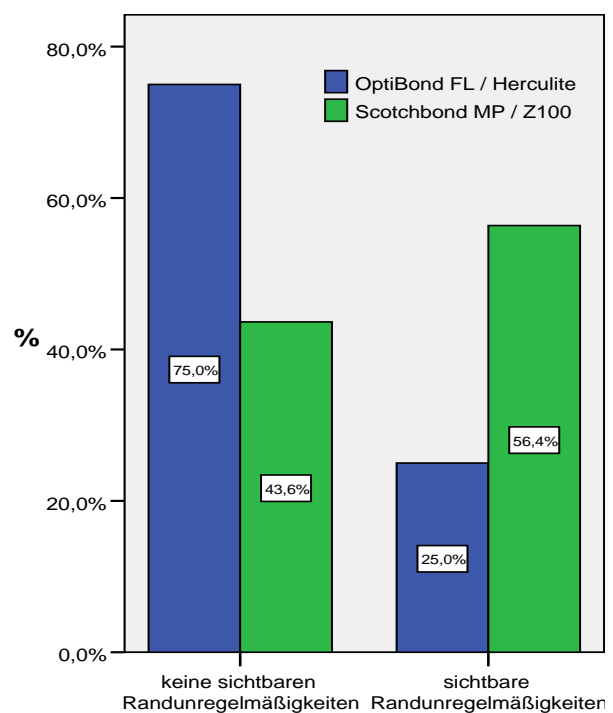


Abbildung 5-20 Okklusal sichtbare Randunregelmäßigkeiten bei den beiden Materialgruppen

Ergebnisse

Auch die tastbaren Füllungsrandkriterien zeigen bessere Werte für die Kombination OptiBond FL / Herculite (Abbildungen 5-21 und 5-22). Sowohl bei Betrachtung des gesamten sichtbaren Füllungsrandes ($p=0,000$) als auch rein okklusal ($p=0,042$) zeigen diese statistische Signifikanz.

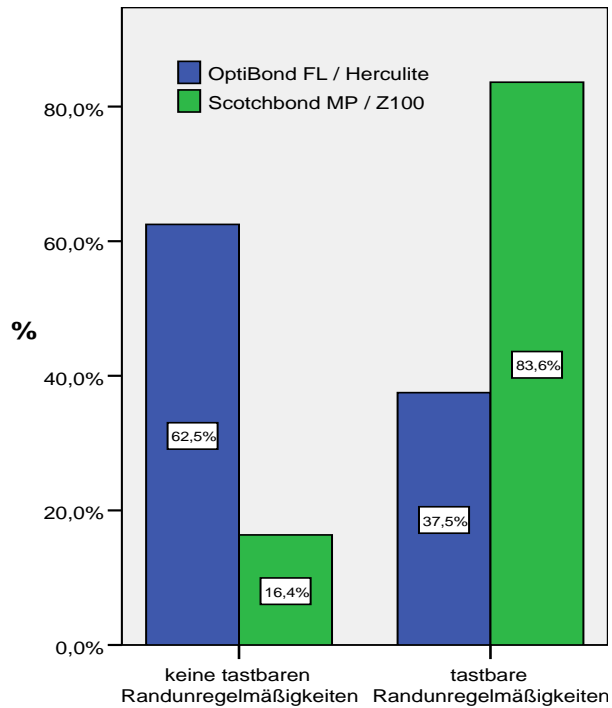


Abbildung 5-21 Insgesamt tastbare Randunregelmäßigkeiten bei beiden Materialgruppen

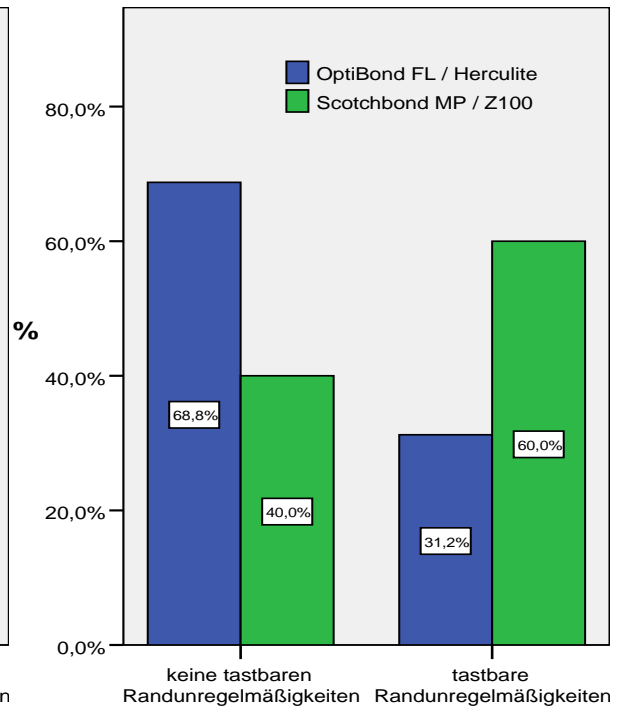


Abbildung 5-22 Okklusal tastbare Randunregelmäßigkeiten bei beiden Materialgruppen

Ergebnisse

Dies wird auch bei Betrachtung der relativen Länge des mit der Sonde tastbaren Über- oder Unterschusses zum sichtbaren Gesamfüllungsrand deutlich (Abbildung 5-23).

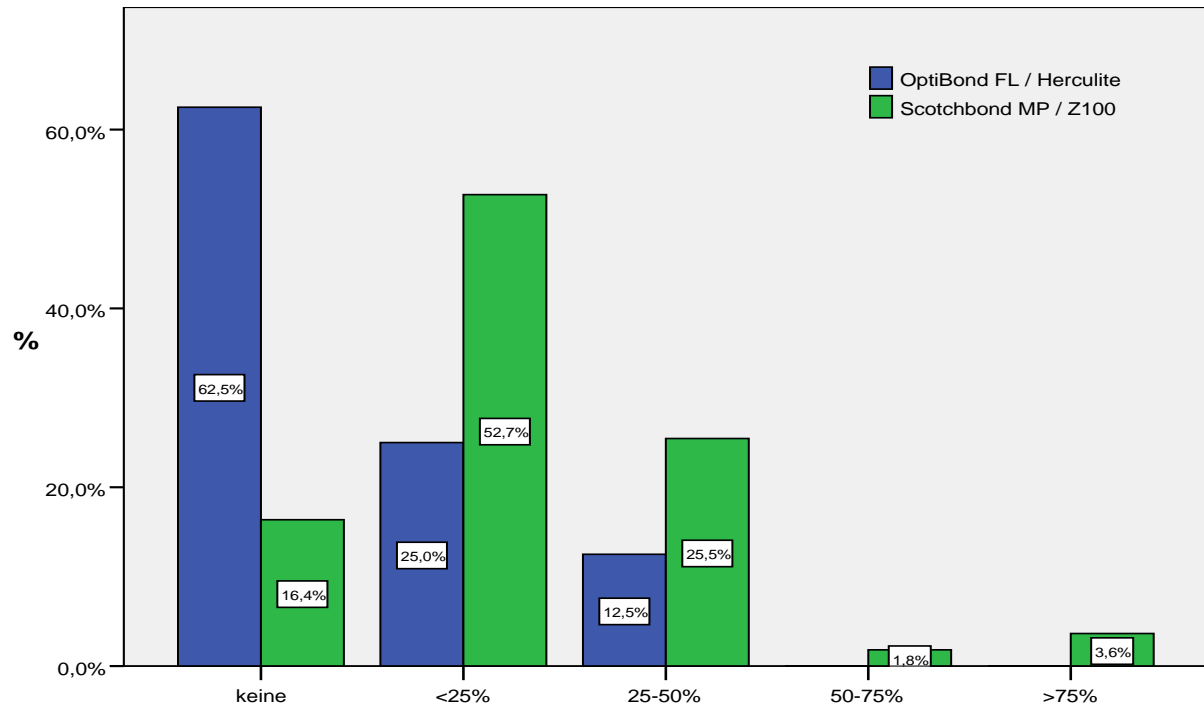


Abbildung 5-23 Insgesamt tastbare Randunregelmäßigkeiten bei den beiden Materialgruppen in Prozent der Gesamtrandlänge

Alle vier Füllungsrandkaries traten bei der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 auf.

5.1.9 Einfluss der Ausgangsparameter auf den klinischen Erfolg

Da drei der vier Füllungsrandkaries an Kavitäten der Black-Klasse I diagnostiziert wurden, errechnet sich hier eine statistische Signifikanz ($p=0,000$). Bei keinen weiteren Ausgangsparametern, außer den bereits erwähnten, konnte der Chi-Quadrat-Test einen signifikanten Zusammenhang mit einem für den Erfolg oder für das klinische Erscheinungsbild der Restauration relevanten Untersuchungsergebnis nachweisen.

5.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Vergleicht man die Mittelwerte der sieben Randkriterien miteinander, kommt man zu den in Tabelle 5-2 gezeigten Werten. Durchschnittlich 25,5 % der bewertbaren Füllungsänder wurden als perfekt bezeichnet. Bei 3 % war mikroskopisch ein Haarriss zu erkennen und 1,5 % des gesamten Füllungsrandes zeigte bei 200facher Vergrößerung Spaltbildung.

Tabelle 5-2 Deskriptive Statistik bei sieben Randqualitäten

	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
perfekter und sichtbarer Rand	25,51	19,23	,00	81,00	22,36
Unterschuss mit glattem Rand	18,99	18,02	,00	88,71	12,96
Überschuss mit glattem Rand	21,55	17,77	,00	71,46	20,09
Unterschuss mit unregelmäßigem Rand	14,99	21,18	,00	89,77	7,20
Überschuss mit unregelmäßigem Rand	14,48	18,91	,00	76,10	5,91
Haarriss	2,96	6,70	,00	27,88	,00
Spalt	1,52	4,44	,00	23,94	,00

Die Ergebnisse aus Tabelle 5-2 sind wegen der besseren Anschaulichkeit in Abbildung 5-24 in Form von Boxplots dargestellt.

Fasst man die Randqualitäten 1 bis 3, 4 und 5, sowie 6 und 7 zusammen, so ergeben sich drei Randqualitäten von klinischer Relevanz. Die erste bezeichnet perfekten Rand und regelmäßig verlaufenden Rand mit Über- oder Unterschuss. Hier handelt es sich um ein Randmerkmal, das einen klinisch suffizienten, da bakteriendichten Verbund erwarten lässt. Die zweite Randqualität fasst alle Randabschnitte mit unregelmäßig verlaufendem Rand der Füllung zusammen. Eine Unterbrechung der Kontinuität zwischen Zahn und Füllung bedeutet unabhängig von deren Größe einen klinischen Misserfolg. Darum sind schließlich die Randqualitäten „Haarriss“ und „Spalt“ zusammengefasst, da sich hier ein insuffizienter, da undichter Verbund zwischen Zahn und Füllung zeigt.

Ergebnisse

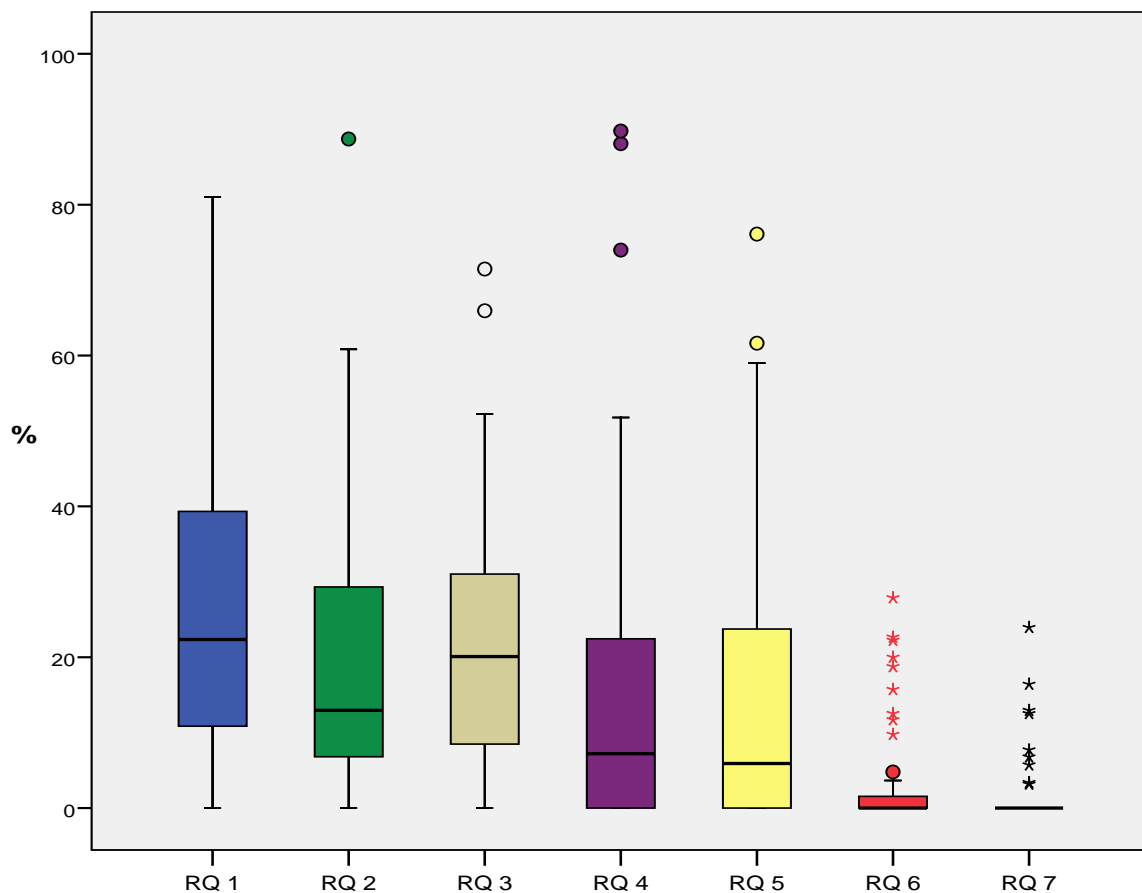


Abbildung 5-24 Randlängenanteile der sieben Randqualitäten in Prozent der Gesamtrandlänge

Es ergeben sich somit die in Tabelle 5-3 dargestellten Werte. 4,5 % des mikroskopierbaren Füllungsrandes zeigten eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Füllung, sind somit als Misserfolg zu werten. Insgesamt trat diese Unterbrechung an 22 der 61 mikroskopierten Zähne auf (36,1 %).

Tabelle 5-3 Deskriptive Statistik bei drei Randqualitäten

	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Median
perfekter oder regelmäßiger Rand	66,05	25,39	,00	100,00	67,81
unregelmäßiger Rand	29,47	24,89	,00	89,77	22,45
Haarriss oder Spalt	4,48	8,06	,00	27,88	,00

5.2.1 Einfluss der Füllungslokalisierung auf die Randqualität

Die Abbildungen 5-25 und 5-26 zeigen die Randqualitäten in Abhängigkeit der Füllungslokalisierung. Die Medianwerte für den perfekten Rand liegen bei 59,6 % im Oberkiefer, 77,5 % im Unterkiefer, 67,6 % bei Prämolaren und 71,7 % bei Molaren. An 12 von 25 Füllungen im Oberkiefer traten entweder ein Haarriss oder ein Randspalt auf. Dies entspricht einem Anteil von 48 %. Im Unterkiefer lag dieser nur bei 27,8 % (10 von 36 Restaurationen). 15 von 43 Prämolaren, also 34,9 %, zeigten eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Füllung. Bei Molaren lag dieser Wert mit 7 von 18 Füllungen bei 38,9 %.

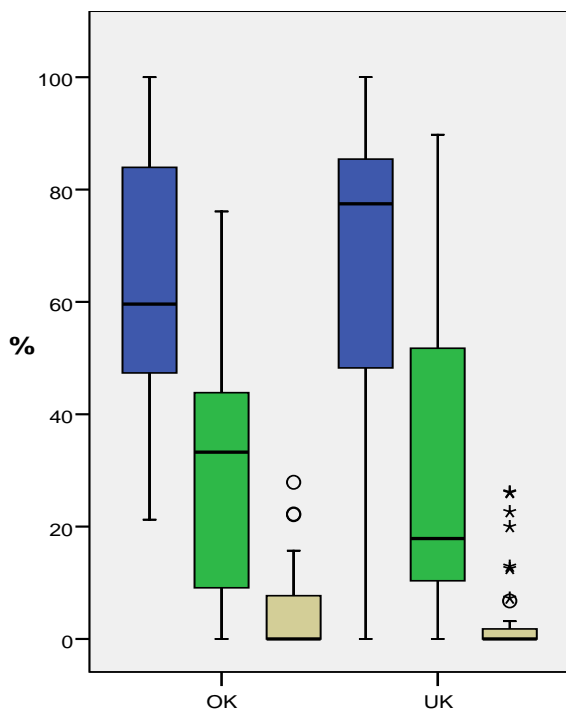


Abbildung 5-25 Graphische Darstellung der Randqualitäten im Ober- und im Unterkiefer in Prozent der Gesamtrandlänge

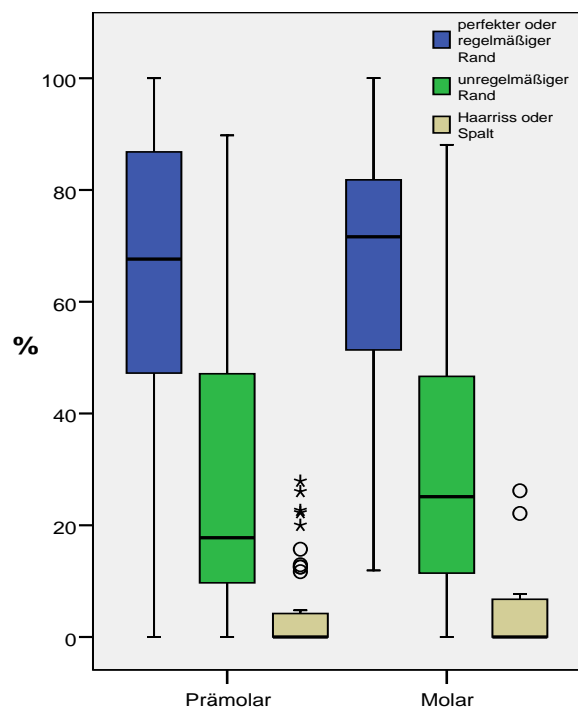


Abbildung 5-26 Graphische Darstellung der Randqualitäten der verschiedenen Zahngruppen in Prozent der Gesamtrandlänge

5.2.2 Einfluss des Füllungsmaterials auf die Randqualität

Die graphische Auswertung zeigt ein etwas besseres Bild für die Materialkombination OptiBond FL / Herculite (Abbildung 5-27). Die Medianwerte für den perfekten Rand liegen mit 88,4 % für die Materialkombination OptiBond FL / Herculite über dem Wert von 65,8 % für Scotchbond MP / Filtek™ Z100. Drei der 12 ausgewerteten Replika der Materialkombination OptiBond FL / Herculite zeigten eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Füllung. Dies entspricht einem Anteil von 25 %. Dieser Anteil liegt bei der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 mit 38,8 % bei 19 von 49 Restaurationen deutlich höher.

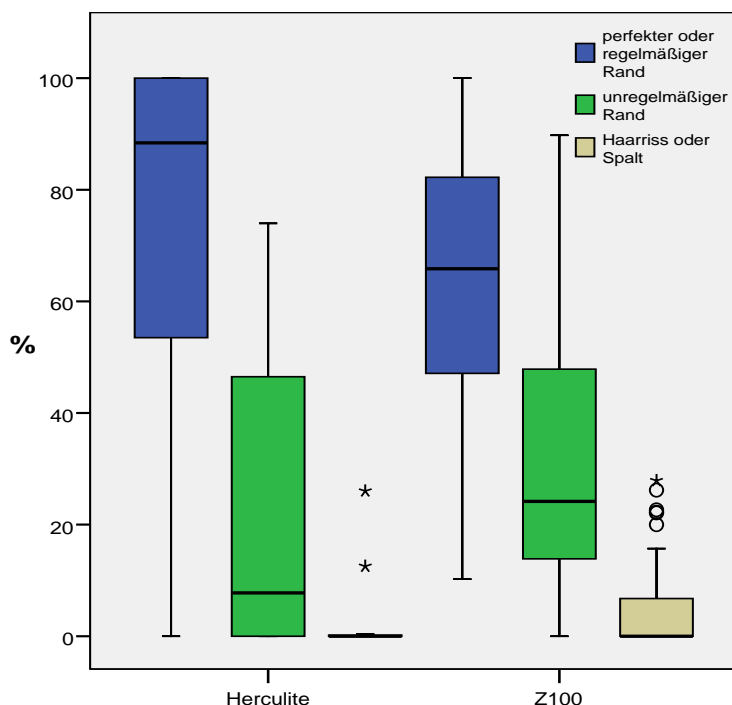


Abbildung 5-27 Graphische Darstellung der Randqualitäten in Abhängigkeit des Füllungsmaterials in Prozent der Gesamtrandlänge

5.2.3 Korrelation zwischen den klinischen Parametern und der Randqualität

Um einen möglichen Zusammenhang zwischen den bei der Nachuntersuchung aufgenommenen klinischen Parametern und den Randanalysekriterien zu erkennen, wurde der Korrelationskoeffizient berechnet.

Hier ergaben sich nur wenige auffällige Werte. So beträgt der Wert für den bei der klinischen Untersuchung sondierbaren Über- oder Unterschuss und dem später mikroskopisch erkennbaren „perfekten Rand“ $-0,397$. Für den im Mikroskop erkennbaren „Über- oder Unterschuss“ beträgt der Korrelationskoeffizient $r=0,305$ mit dem bei der klinischen Untersuchung sondierbaren Über- oder Unterschuss. Ein klinisch sondierter okklusaler Überschuss korreliert mit dem Randanalysekriterium „Überschuss mit unregelmäßigem Rand“ mit einem Wert von $0,520$. Für die taktile Sensibilität der Füllung und einem mikroskopierbaren „Spalt“ errechnet sich ein Korrelationskoeffizient von $0,466$.

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

6.1.1 Auswahl der Patienten

Die Auswahl der Patienten erfolgte randomisiert anhand der Erhebungsbögen. Wenn kein Nachuntersuchungstermin vereinbart werden konnte oder der Patient nicht zum vereinbarten Termin erschien, wurde dieser Patient nicht in der Studie berücksichtigt. Bei den Kompositfüllungen handelte es sich um Restaurationen der Klassen I oder II an Prämolaren und Molaren der zweiten Dentition. Das Geburtsdatum der Patienten spielte bei der Patientenauswahl keine Rolle, da das Alter der Zähne keinen Einfluss auf das Randspaltverhalten einer Kompositfüllung hat (*Mixson et al.* 1993). Auch die anderen Ausgangsparameter des Erhebungsbogens (siehe Abbildung 4-2) wurden bei der Auswahl der Patienten nicht berücksichtigt. Eine Vorauswahl des Patientengutes wurde also vermieden. Zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung sollte die Füllung vor ungefähr sechs Jahre appliziert worden sein.

Die Freiwilligkeit und eine insgesamt geringe Bereitschaft zur Teilnahme an der Studie sind der Grund für den langen Zeitraum, über den sich die klinische Untersuchung erstreckte. Ursprünglich war geplant, nur Patienten in die Studie aufzunehmen, die über den Zeitraum seit der Füllungslegung regelmäßig zum Recall im Studentenkurs erschienen sind. Dieser Vorsatz musste allerdings aufgegeben werden, um die angestrebte Zahl von 100 nachuntersuchten Kompositrestaurationen und eine damit für statistische Aussagen ausreichend große Patientengruppe, zu erreichen. So sind die Ergebnisse allerdings auch eher auf den alltäglichen Praxisbetrieb übertragbar, da keine Vorauswahl der Patienten nach ihrer Compliance oder ihrer Mundhygienefähigkeit erfolgte.

6.1.2 Klinische Untersuchung

Die visuell-taktile Untersuchung der Kompositfüllungen mit Spiegel und Sonde gehört zu den morphologisch direkten Untersuchungsmethoden. Die Beurteilung des Randverhaltens auf diesem Wege ist ein Mittel, das auch dem frei praktizierenden Zahnarzt zur Verfügung steht. Allerdings ist die Spezifität und Objektivität dieser Untersuchungsmethode kritisch zu beurteilen. Ein nicht sichtbarer Füllungsrand ist durch Sondieren mit einer Untersuchungssonde nicht genau zu beurteilen, da ein Randspalt abhängig von seiner Größe und vom Zustand der Sonde schwer als solcher zu erkennen ist (*Dedmon 1985*).

Um die Objektivität der klinischen Untersuchung zu erhöhen, erfolgte die Beurteilung der klinischen Parameter durch den Untersuchenden und einen weiteren Zahnarzt. Nach sorgfältiger Kalibrierung der Untersuchungsmaßstäbe im Vorfeld der klinischen Untersuchung einigte man sich auf eine gemeinsame Beurteilung. Bei jedem Patienten wurde nur ein Zahn untersucht, um eine Gleichverteilung patientenabhängiger Einflüsse auf die Qualität der Füllung, wie Mundhygiene, parafunktionale Habits, Zusammensetzung und pH-Wert des Speichels oder Ernährungsgewohnheiten, zu erreichen.

Da die Kavitätengröße aus den Erhebungsbögen nicht hervorgeht, variierte sie bei den nachuntersuchten Kompositfüllungen erwartungsgemäß. Sie hat Einfluss auf den klinischen Langzeiterfolg einer Kompositfüllung (*Lutz et al. 1984*). Die zum Teil subgingivale Ausdehnung und schlechte proximale Zugänglichkeit erschwerte die visuelle Beurteilung der Füllung und des Füllungsrandes in diesem Bereich.

Um ein Verfälschen der Ergebnisse zu vermeiden, wurde bei Uneindeutigkeit das Kriterium „nicht beurteilbar“ vergeben. Eine große Schwierigkeit bei einem so langen Zeitraum der klinischen Untersuchung ist die gleichmäßige Objektivität. So sind Kriterien wie Farbe und Form schwierig objektiv zu bewerten. Systematische oder zufällige Fehler können hier nicht ausgeschlossen werden. Die Füllungslegung erfolgte durch verschiedene Behandler im Studentenkurs. Auch wenn hier behandlerabhängige Individualitäten berücksichtigt werden müssen, ist doch durch vorgeschriebene Behandlungsabläufe eine Standardisierung der Arbeitsschritte garantiert.

6.1.3 Replikatechnik und quantitative Randanalyse

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung von Kompositfüllungen ist eine indirekte Methode zur morphologischen Beurteilung des Füllungsrandes. Hier hat sich die Replikatechnik mit anschließender Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop bewährt (*Grundy 1971*). Die Modellherstellung mit einem dünnfließenden Epoxidharz liefert dabei die originalgetreueste Darstellung (*Seichter und Herforth 1980*). Durch die spätere Archivierbarkeit der Proben werden genaue und reproduzierbare Untersuchungsergebnisse erzielt. So sind auch bei geringer Probenzahl relevante Aussagen möglich (*Blunck 1988*). Nach sorgfältiger Kalibrierung der Untersuchungsmaßstäbe ist eine hohe Sensibilität und Objektivität zu erwarten.

Als nachteilig ist anzusehen, dass die Analyse der Randspalten oberflächlich bleibt. Da im Rasterelektronenmikroskop ein zweidimensionales Bild entsteht, kann keine Aussage über die Tiefenausdehnung eines Randspaltes gemacht werden. Auch gibt nur eine genau senkrechte Aufsicht den Füllungsrand genau maßstabsgetreu wieder. Da dies nicht immer zu garantieren oder überhaupt möglich ist, kann es hier zu qualitativen und quantitativen Fehlbeurteilungen des Füllungsrandes kommen. *KOSTKA* konnte 1997 zeigen, dass bei der quantitativen Randanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop Abschnitte, die sich beim Farbstoffpenetrationstest als Randspalt darstellen, übersehen werden (*Kostka 1997*). Die Testergebnisse bleiben jedoch jederzeit reproduzierbar und sind für die Auswertung der vorliegenden In-vivo-Studie geeignet (*Roulet et al. 1989*).

Ein weiteres Problem stellt die Auswertung des Füllungsrandes im approximalen Bereich dar. Approximal gelegene Füllungsrande können meist gar nicht ausgewertet werden, da diese von der Abformung nicht erfasst werden oder die approximalen Anteile bei Entnahme aus dem Patientenmund zerreißen und nur bei Verwendung spezieller Segmentabformhilfen wieder zusammengesetzt werden können (*Herder und Roulet 1988*). Allerdings ist schlechtes Randschlussverhalten bei Kompositrestaurationen genau dort zu suchen (*Roulet und Lösche 1994*). Gleiches gilt für subgingival gelegene Kavitätenränder. Auch hier ist häufig keine auswertbare Abformung zu erwarten. Nicht beurteilbare Füllungsrandsegmente wurden in der Auswertung nicht berücksichtigt. Zehn der 71 nachuntersuchten Kompositrestaurationen konnten nicht ausgewertet werden, da untersuchungsrelevante Füllungsrandabschnitte nicht korrekt abgeformt waren.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Viele Studien bewerten das klinische Erscheinungsbild von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich. Nur wenige allerdings ergänzen dies durch mikromorphologische Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop (*Tyas und Wassenaar 1991, Nordbo et al. 1998, Spreafico et al. 2005*).

6.2.1 Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung

6.2.1.1 Retention

Auch wenn für die spätere statistische Auswertung aus den in Kapitel 4.1 dargelegten Gründen nur 71 Restaurationen herangezogen wurden, so kann man dennoch feststellen, dass sich aus dem Ausgangspool von 102 Restaurationen nach 6 Jahren noch 73 (71,6 %) klinisch unauffällig im Patientenmund befanden. Dieses Ergebnis ist mit Resultaten von NORDBO ET AL. vergleichbar. Hier wurden nach einem durchschnittlichen Untersuchungszeitraum von 7,2 Jahren noch 70 % von ursprünglich 51 Kompositrestaurationen als klinisch akzeptabel angesehen (*Nordbo et al. 1998*).

Die resultierende mittlere jährliche Verlustrate der vorliegenden Studie von 6,4 % ist ebenfalls mit anderen prospektiven und retrospektiven Studien vereinbar. Hier sind Werte zwischen 0 und 9 % festgestellt worden (*Hickel und Manhart 2001, Bernardo et al. 2007*). Häufig lagen diese allerdings weit unter dem in dieser Studie errechneten Wert. MANHART ET AL. bewerteten die Literatur seit 1990. Direkte Kompositrestaurationen zeigten hier eine mittlere jährliche Verlustrate von 2,2 %. Auch OPDAM et al. errechneten in einer der vorliegenden Studie ähnelnden Untersuchung einen Wert von nur 2,8 % (*Manhart et al. 2004, Opdam et al. 2004*). Allerdings gilt es hier zu bedenken, dass OPDAM einen nachträglich prothetisch versorgten Zahn als „funktionell präsent“ und damit als Erfolg wertete. Außerdem erfolgt die Füllungslegung und Nachuntersuchung in den meisten klinischen Studien von einem erfahrenen Behandler an einem nach Compliance und Mundhygienefähigkeit ausgewählten Patientenstamm. Dies erklärt die etwas höhere Verlustrate in der vorliegenden Studie, lässt aber auch erwarten, dass sich diese Ergebnisse eher auf die freie Praxis übertragen lassen.

War die Kompositfüllung nicht mehr im Patientenmund, so lieferte eine nach der ursprünglichen Restauration erfolgte prothetische Versorgung den Hauptgrund (13,7 %). Da diese, wie auch ein Teil der bereits ausgetauschten Füllungen (4,9 %), zum Teil alio loco erfolgte, lässt sich der Grund hierfür leider nicht mehr nachvollziehen. So kann man nur vermuten, dass auch bei dieser Studie, übereinstimmend mit anderen Untersuchungen (*Hickel und Manhart 2001, Brunthaler et al. 2003, Manhart et al. 2004, Opdam et al. 2004, Bernardo et al. 2007*), der Hauptgrund für den Misserfolg die Sekundärkaries oder Füllungsrandkaries ist.

Es ist weiterhin bemerkenswert, dass Frakturen, sonst ein Hauptgrund für den Misserfolg einer Restauration (*Brunthaler et al. 2003*), gar nicht beobachtet wurden. Dies spricht für eine geringere Frakturgefahr durch die Adhäsivtechnik (*Mannocci et al. 2005, Sagsen und Aslan 2006, Camacho et al. 2007*) und die verbesserten mechanischen Eigenschaften moderner Komposite. Auch wurden mit Herculite und Filtek™ Z100 nur klinisch bewährte Hybridkomposite eingesetzt. Der Grund der drei erfolgten Extraktionen ist allerdings nicht bekannt.

6.2.1.2 Sensibilität zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung

Sensibilität auf Luftstoß trat zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung bei drei der 71 statistisch ausgewerteten Restaurationen (4,2 %) auf. Nur zwei Zähne reagierten auch auf Sondenberührung empfindlich.

Postoperative Sensibilitäten entstehen durch Flüssigkeitsbewegungen in den Dentintubuli. Diese werden nach der hydrodynamischen Theorie von BRÄNNSTRÖM durch thermische oder mechanische Reize ausgelöst (*Brännström et al. 1967, Brännström und Aström 1972*) und sind ein Hinweis auf das Versagen der Versiegelung des Pulpa-Dentin-Komplexes. Postoperative Sensibilitäten sind ein häufiger Grund für den Misserfolg einer Kompositrestauration (*Hickel und Manhart 2001, Manhart et al. 2004*). Alle Zähne mit Sensibilität auf Luftstoß hatten eine Restauration der Black-Klasse II erhalten. Größere Kavitäten entwickeln einen höheren, dem Verbund von Zahn und Füllungsmaterial direkt entgegenwirkenden Schrumpfstress (*Davidson et al. 1984, Feilzer et al. 1987*). Dies könnte eine Erklärung hierfür liefern. So konnten BRISO ET AL. zeigen, dass das Auftreten von postoperativen Sensibilitäten mit der Größe der Restauration korreliert (*Briso et al. 2007*).

Keiner der vier Patienten, deren restaurierte Zähne auf Luftstoß oder taktil sensibel reagierten, wünschte einen Austausch der Restauration. Dass postoperative Sensibilitäten in der vorliegenden Untersuchung keine Rolle spielten spricht für eine erfolgreiche Versiegelung des Pulpa-Dentin-Komplexes durch die verwendeten Adhäsivsysteme. Es bleibt allerdings kritisch anzumerken, dass postoperative Sensibilitäten hauptsächlich direkt nach Füllungslegung auftreten (*Briso et al.* 2007). Es ist somit fraglich, ob man sechs Jahre nach der Behandlung noch Rückschlüsse auf das Auftreten postoperativer Sensibilitäten ziehen kann.

6.2.1.3 Marginale Adaptation

Verglichen mit Amalgamrestorationen besteht bei Kompositen noch immer ein höheres Risiko, eine Sekundärkaries zu entwickeln (*Bernardo et al.* 2007). Dies hat auch mikrobiologische Gründe. So konnten an den Kavitätenrändern von Kompositfüllungen signifikant mehr Streptokokken nachgewiesen werden als bei anderen Füllungsmaterialien (*Mjör und Jokstad* 1993). An vier Kompositrestorationen wurde eine Füllungsrandkaries diagnostiziert (5,6 %), die jeweils in schmelzbegrenzten Bereichen lag.

BRUNTHALER ET AL. werteten 24 prospektive, klinische Studien eines Veröffentlichungszeitraumes von 1996 bis 2002 aus. Die Untersuchungsdauer variierte von bis zu 17 Jahren. Bei Studien mit einem Untersuchungszeitraum von über fünf Jahren lieferte Sekundärkaries den Hauptgrund für einen Misserfolg. Ihre Häufigkeit variierte zwischen 3 und 16 % und stieg mit der Dauer des Untersuchungszeitraumes (*Brunthaler et al.* 2003). Übereinstimmend mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie konnten BRUNTHALER ET AL. keinen Einfluss der Erfahrung des Behandlers oder der Art der Trockenlegung auf den klinischen Erfolg von Kompositrestorationen nachweisen.

Allerdings ist die Bewertung eines verfärbten Füllungsrandes hinsichtlich einer möglicherweise entstandenen Füllungsrandkaries ohne Röntgenkontrolle oder invasive Maßnahmen schwierig. So bleibt die visuelle Unterscheidung von Füllungsrandverfärbung, Füllungsrandspalt und Sekundärkaries schwierig (*Sakaguchi* 2005). Auch entziehen sich subgingival oder approximal gelegene Füllungsrande der visuellen Inspektion. Die rein taktile Diagnostik lässt hier eine eingeschränkte Spezifität und Sensitivität erwarten. Dies könnte erklären, warum drei der vier Füllungsrandkaries

an Kavitäten der Klasse I diagnostiziert wurden. Im Gegensatz dazu trat in einer Studie von GAENGLER ET AL. Sekundärkaries nur an Klasse II-Kavitäten auf (*Gaengler et al. 2001*).

52 der 71 Kompositfüllungen (73,2 %) zeigten einen positiven Befund beim Sondentest. Hier ist zu berücksichtigen, dass nur bei 42,3 % der Restaurationen eine Primärkaries versorgt wurde. Es wurden also hauptsächlich bereits vorhandene Füllungen ausgetauscht, was in entsprechend umfangreichen Restaurationen resultierte. Aufgrund der höheren Schrumpfkraft ist hier eher mit der Ausbildung einer Sekundärkaries zu rechnen (*Gaengler et al. 2001*). 53,5 % der Kompositrestaurationen zeigten visuelle Randunregelmäßigkeiten. Unter Zuhilfenahme einer Sonde stieg dieser Wert sogar auf 73,2 %.

Bei 63,4 % der Kompositrestaurationen war der Füllungsrand verfärbt. Diese Verfärbungen entstehen durch die Ansammlung und den Abbau organischer Substanzen im Zahn-Komposit-Verbund. Sie führen nicht zwangsläufig zur Ausbildung einer Sekundärkaries (*Rathke 2002*). Füllungsrandverfärbungen werden hauptsächlich bei Kompositrestaurationen diskutiert. Generell treten sie bei allen Materialien auf, fallen jedoch bei zahnfarbenen Restaurationen eher auf.

Sicht- und tastbare Randunregelmäßigkeiten traten häufiger an den hinteren Zahngruppen auf. Hier zeigten sich auch deutlich mehr Verfärbungen des Füllungsrandes. Ein Grund hierfür sind die eingeschränkten Sicht- und Platzverhältnisse in den distalen Bereichen der Mundhöhle bei der Applikation der Kompositfüllung. Die Ausarbeitung und Politur der Füllung ist hier ebenfalls schwerer zu erreichen.

Drei der vier Füllungen mit Sekundärkaries wurden an Molaren gefunden. In anderen Studien konnte kein Einfluss der Stellung des Zahnes im Zahnbogen auf die marginale Adaptation nachgewiesen werden (*Drake 1988, Köhler et al. 2000, Fagundes et al. 2006, Bernardo et al. 2007*). BERNARDO ET AL. stellten sogar häufiger Sekundärkaries an Prämolaren als an Molaren fest. Allerdings war dieser Unterschied statistisch nicht signifikant. Auch das Ergebnis in der vorliegenden Studie ist aufgrund der geringen Fallzahl kritisch zu betrachten.

6.2.1.4 Ästhetik

Nach sechs Jahren waren mehr als die Hälfte der Füllungen (62 %) aus einem Meter Abstand vom Behandler als solche zu erkennen. Acht Patienten (11,3 %) gaben an, mit der Ästhetik der Restauration nicht zufrieden zu sein. Eine Patientin äußerte gar den Wunsch nach Austausch der Restauration. Hier stellte sich an einem Prämolaren ein deutlich verfärbter Randspalt dar. Obwohl hier keine Füllungsrandkaries diagnostiziert werden konnte, wurde das ästhetische Erscheinungsbild auch vom Behandler als ungenügend eingeschätzt und ein Austausch empfohlen.

Die Verfärbung der Oberfläche der Füllungen wurde bei Restaurationen mit Herculite zu 12,5 % als gering eingeschätzt. Filtek™ Z100-Füllungen zeigten mit 18,2 % eine geringe Verfärbung der Füllungsoberfläche. Starke Verfärbungen wurden weder okklusal noch approximal diagnostiziert. Insgesamt ist dieses Ergebnis als gut zu bewerten. Sicherlich ist die Kompositrestauration der Amalgamfüllung in ästhetischer Hinsicht überlegen. Allerdings sind die Erwartungen der Patienten an ein zahnfarbenedes Füllungsmaterial auch höher. Es ist deshalb zu erwarten, dass die Patienten die Ästhetik ihrer Restauration kritischer beurteilen.

Die frühen Komposite enthielten Amine, die die Füllungsoberfläche mit der Zeit dunkel färbten (*Sarrett 2005*). Bei heutigen Kompositen besteht dieses Problem nicht. Verfärbungen der Oberfläche entstehen hier in Mikroporositäten oder Rauigkeiten auf dem gleichen chemischen Weg, wie bei der Verfärbung des Füllungsrandes. Eine gute Politur der Füllungsoberfläche verhindert das Eindringen von organischen Substanzen und damit ihre Verfärbung (*Lu et al. 2005*).

6.2.1.5 Papillenblutungsindex und Plaque-Index

Bei drei Vierteln der untersuchten Kompositfüllungen wurde eine Plaqueanlagerung diagnostiziert. WILLERSHAUSEN ET AL. konnten nachweisen, dass die Plaqueanlagerung bei Kompositrestaurationen im Vergleich zu anderen Füllungsmaterialien erhöht ist (*Willershausen et al. 1999*). Orale Streptokokken haften an den Füllpartikeln des Komposits (*Yamamoto et al. 1996*).

Die individuelle Mundhygiene des Patienten spielt also eine wesentliche Rolle für den Langzeiterfolg von Kompositrestaurationen (*Köhler et al. 2000*). Die Patienten des

Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin werden im Rahmen des Recalls regelmäßig in ihrer Mundhygiene geschult. Aus den bereits dargelegten Gründen wurden auch Patienten untersucht, die nicht mehr zum Patientenstamm der Universitätsklinik gehören (siehe Kapitel 6.1.1). Dies lässt einen repräsentativen Querschnitt der Bevölkerung erwarten. Bei keinem der untersuchten Patienten wurden bei den Mundhygieneindizes der höchste Wert vergeben. Dieses gute Ergebnis lässt eine gute Politur der Füllungsoberfläche mit entsprechend geringer Plaqueanhaftung vermuten (*Barsotti et al.* 1989). In verschiedenen anderen Studien konnte allerdings kein Zusammenhang zwischen der Rauigkeit der Füllungsoberfläche und der Bakterienanhaftung nachgewiesen werden (*Yamauchi et al.* 1990, *Yamamoto et al.* 1996, *Kagermeier-Callaway et al.* 2000).

6.2.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

Bei keinem der klinischen Ausgangsparameter oder der Ergebnisse der klinischen Nachuntersuchung konnte ein Einfluss auf die Ergebnisse der quantitativen Randanalyse nachgewiesen werden. Auch ist es schwierig, die Ergebnisse mit den Resultaten anderer Studien zu vergleichen, da die Bewertungskriterien und Laufzeiten häufig differieren.

Entscheidendes Kriterium bei der quantitativen Beurteilung der Füllungsänder ist, ob eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Füllung vorliegt oder nicht. Amalgamrestorationen füllen auftretende Randspalten mit Korrosionsprodukten und erhalten so eine bakteriendichte Randversiegelung (*Grossmann et al.* 1986). Bei Kompositrestorationen kann das Auftreten von Kontinuitätsunterbrechungen verschiedene klinische Konsequenzen wie Hypersensibilität, pulpale Reaktionen und Sekundärkaries haben. Dies war bei 22 der 61 mikroskopisch untersuchten Zähne (36,1 %) der Fall. Der Anteil der Randkriterien „Haarriss“ oder „Spalt“ liegt bei 3,5 % des gesamten mikroskopierbaren Füllungsrandes. Allerdings führt ein solcher Randspalt nicht zwangsläufig zur Ausbildung einer Sekundärkaries (*Raskin et al.* 1999, *Rezwan-Kaminski et al.* 2002, *Gaengler et al.* 2004), was auch die Ergebnisse dieser Studie zeigen.

SPREAFICO ET AL. untersuchten Kompositrestorationen der Black-Klassen I und II mit dem Rasterelektronenmikroskop. Der Randspaltanteil lag hier nach nur zwei Jahren bei

3,8 bis 5,3 %. Auch der Anteil „perfekter Rand“ wurde im Vergleich zur vorliegenden Studie etwas geringer eingeschätzt (*Spreafico et al.* 2005). Unterschiede der Ergebnisse der quantitativen Randanalyse im Vergleich zu anderen Studien können in unterschiedlichen Untersuchungszeiträumen, unterschiedlichen Kavitätengrößen durch den Austausch unterminierender Amalgamrestorationen, Dentinbeteiligung des Füllungsrandes oder erfolgter Patientenvorauswahl begründet sein.

GAENGLER ET AL. konnten zeigen, dass ein anfänglich zirkumferenter „perfekter Rand“ innerhalb eines Jahres verschwindet (*Gaengler et al.* 2004). Die in dieser Studie nach sieben Jahren gefundenen Werte für den „perfekten Rand“ und Kontinuitätsunterbrechungen zwischen Zahn und Füllung sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vereinbar. Man muss bedenken, dass das Bewertungskriterium „unregelmäßiger Rand“ keine Aussage darüber zulässt, ob hier ein Randspalt vorliegt oder nicht.

Es ist davon auszugehen, dass trotz der Weiterentwicklungen der Komposite und Adhäsivsysteme und des großen zeitlichen Aufwandes der Adhäsivtechnik ein mikroskopisch sichtbarer Randspalt bei Kompositrestaurationen entsteht.

6.2.3 Einfluss des Füllungsmaterials auf den klinischen Erfolg und die Ergebnisse der Randanalyse

Die sicht- und tastbaren Randkriterien zeigten signifikant bessere Ergebnisse für die Materialkombination OptiBond FL / Herculite. So waren hier beim Großteil der Restaurationen keine Randunregelmäßigkeiten visuell zu erkennen oder mit der Sonde zu ertasten. Bei der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 war dies bei deutlich weniger als der Hälfte der Kompositfüllungen der Fall. Drei der vier diagnostizierten Sekundärkaries traten an Restaurationen der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 auf. Auch bei der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung der Füllungsråder ergaben sich etwas bessere Werte für OptiBond FL / Herculite - Füllungen.

Herculite und Filtek™ Z100 gehören in die Gruppe der Hybridkomposite, die als Universalkomposite zur Anwendung in Restaurationen aller Black-Klassen empfohlen werden. Die durchschnittliche Partikelgröße der anorganischen Füllstoffe beträgt 0,6

µm. Der anorganische Füllstoffanteil liegt bei 79 Gewichtsprozent für Herculite und bei 84,5 Gewichtsprozent für Filtek™ Z100 (Herstellerangaben). Zur Markteinführung des Nachfolgeproduktes Filtek™ Z250 veröffentlichte 3M ESPE firmeninterne Untersuchungen zu Materialeigenschaften verschiedener Universalkomposite. Hieraus geht hervor, dass der Elastizitätsmodul von Filtek™ Z100 mit ca. 14 GPa über dem von Herculite, mit ca. 9,5 GPa, liegt (ESPE 1998). KIM ET AL. kamen bei ihrer Untersuchung der mechanischen Eigenschaften von 14 Kompositmaterialien zu ähnlichen Werten. Herculite zeigte hier einen Elastizitätsmodul von 10,4 GPa, während der Wert für Filtek™ Z100 bei 15,0 GPa lag (Kim et al. 2002).

Die Polymerisationsschrumpfung beider Komposite liegt bei ca. 3 %. Allerdings ist der auftretende Schrumpfstress in der „Post-gel“-Phase bei Filtek™ Z100 deutlich höher (ESPE 1998). In dieser Phase kann der auftretende Schrumpfstress nicht mehr durch den „Flow“ kompensiert werden (Davidson und De Gee 1984), was auch eine Erklärung für die bessere marginale Adaptation von Restaurationen der Materialkombination OptiBond FL / Herculite sein könnte. 1997 fanden BLUNCK und ROULET bei ihrer Untersuchung des Einflusses von Wasserlagerung auf verschiedene Adhäsivsysteme die besten Randqualitäten bei Restaurationen mit dem Adhäsiv OptiBond FL (Blunck und Roulet 1997). Sie vermuteten, dass dieses gefüllte Adhäsiv eine dickere Schicht bildet, die ebenfalls als „Stressbrecher“ wirkt.

6.3 Statistische Auswertung

Die ursprünglich sehr ambitionierte weil sehr hohe Anzahl der klinischen Nachuntersuchungsparameter hat sich für diese Studie als ungeeignet erwiesen. So wurden bei 71 nachuntersuchten Kompositrestaurationen viele Untersuchungskriterien zu selten vergeben, um signifikante Aussagen über mögliche Zusammenhänge zuzulassen. Diese Tatsache machte ein Zusammenführen der Kriterien notwendig. Da dies bereits bei der Vorbereitung der klinischen Untersuchung bedacht wurde, war dies problemlos möglich. So beschränkte man sich bei einigen Kriterien auf reine Ja/Nein-Entscheidungen.

7 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen folgende Schlussfolgerungen zu:

- Okklusionstragende Kompositfüllungen zeigen akzeptable mittlere jährliche Verlustraten und sind somit für die Restauration im Seitenzahnbereich geeignet.
- Das Auftreten von mikroskopischen Kontinuitätsunterbrechungen zwischen Füllungsmaterial und Zahn kann nicht ausgeschlossen werden, führt aber nicht zwangsläufig zur Ausbildung einer Sekundärkaries.
- Sicht- und tastbare Randunregelmäßigkeiten treten häufiger an den hinteren Zahngruppen auf, führen aber nicht zwangsläufig zur Ausbildung einer Sekundärkaries.
- Bei Restaurationen im Seitenzahnbereich ist die Materialkombination OptiBond FL / Herculite der Materialkombination Scotchbond MP / Filtek™ Z100 vorzuziehen.
- Das ästhetische Erscheinungsbild der verwendeten Kompositmaterialien ist als gut zu bezeichnen.

8 Zusammenfassung

Das gesteigerte ästhetische Bewusstsein der Patienten und der zunehmende Wunsch nach zahnfarbenen Füllungsmaterialien sind der Grund für die rasant gestiegene Bedeutung der Adhäsivtechnik seit ihrer Einführung durch BUONOCORE (*Buonocore* 1955). Kompositfüllungen kommen heute als direktes Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich routinemäßig zur Anwendung. Ihr Indikationsbereich wurde dabei stetig erweitert. Allerdings ist das Problem der Polymerisationsschrumpfung und der daraus resultierenden Randspaltbildung bis zum heutigen Tag nicht gelöst.

Die vorliegende Studie hatte das Ziel, die Eignung der modernen Komposite zur Rekonstruktion okklusionstragender Defekte der Klassen I und II in-vivo zu untersuchen. Hierfür wurde die marginale Adaptationsfähigkeit der Kompositrestaurationen klinisch und unter dem Rasterelektronenmikroskop bewertet und der Einfluss verschiedener Ausgangsparameter untersucht.

Es wurden 102 Patienten nachuntersucht, die vor etwa sechs Jahren in den klinischen Studentenkursen der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des Zentrums für Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät Charité-Universitätsmedizin Berlin eine Kompositfüllung im Seitenzahnbereich erhalten hatten. Jeder Student hatte zum Zeitpunkt der Füllungslegung die verschiedenen Ausgangsparameter festgehalten. Zur Beurteilung der Kompositrestauration wurden die bewährten USPHS-Kriterien stark modifiziert. Während der klinischen Untersuchung der Füllungen wurden diese abgeformt. Nach Herstellung von 61 mit Gold besputterten Replika erfolgte die Beurteilung des Füllungsrandes bei 200facher Vergrößerung unter einem Rasterelektronenmikroskop. Hierfür erfolgte die Definition von sieben Randqualitäten. Anschließend wurden die Ergebnisse der klinischen Untersuchung und der quantitativen Randanalyse statistisch ausgewertet. Dabei wurden nur Restaurationen der Materialkombinationen OptiBond FL / Herculite und Scotchbond MP / Filtek™ Z100 berücksichtigt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass Komposite für den Einsatz als direktes Restaurationsmaterial im Seitenzahnbereich geeignet sind. Sie zeigen akzeptable mittlere jährliche Verlustraten, die mit den Ergebnissen von anderen Studien

mit vergleichbaren Untersuchungszeiträumen und vergleichbarem Versuchsaufbau vereinbar sind. Es ist zu vermuten, dass das Auftreten einer Füllungsrandkaries der Hauptgrund für den Misserfolg einer direkten adhäsiven Restauration ist. Sicht- und tastbare Randunregelmäßigkeiten treten häufiger an Molaren als an Prämolaren auf.

Die Resultate der quantitativen Randanalyse zeigen, dass es trotz der Weiterentwicklungen der Komposite und Adhäsivsysteme häufig zu einer Kontinuitätsunterbrechung zwischen Zahn und Kompositrestaurationen kommt. Es wurde allerdings auch deutlich, dass dieser Randspalt nicht zwangsläufig zur Ausbildung einer Füllungsrandkaries führt. Das grundlegende Problem der Polymerisationsschrumpfung ist also noch nicht zufrieden stellend gelöst. Dies sollte der praktizierende Zahnarzt bei der Auswahl der Restaurationsmethode bedenken.

9 Summary

The growing demands of patients for esthetic, tooth colored restorations resulted in a rapidly increased acceptance of adhesive techniques since its introduction by BUONOCORE (*BUONOCORE* 1955). Nowadays composite resins are routinely used as a direct filling material in posterior restorations. Despite their expanding use major concerns regarding polymerization shrinkage and marginal integrity remains unsolved.

The purpose of this study was to evaluate the clinical acceptance of modern composite resins in Class I and Class II cavities in vivo. The clinical and micromorphological evaluation of marginal adaptation and the influence of different parameters were of special interest.

Therefore 102 randomly selected patients were examined. All of them did receive a posterior composite restoration by students of the Dental School at Charité Berlin about six years ago, and several initial parameters were documented by the students. For assessing the quality of the restorations, the USPHS-criteria have been modified. During clinical evaluation an impression of the restorations has been taken. A quantitative margin analysis in the SEM was performed at a magnification of 200x using seven defined criteria. Afterwards the results of the clinical and micromorphological evaluation were statistically analyzed. Only restorations using the composite-adhesive-combination OptiBond FL / Herculite and Scotchbond MP / Filtek Z100 were included.

The results of this study confirm the clinical acceptance of direct posterior composite resin restorations. They show acceptable mean annual failure rates, which are in accordance with the findings of other studies with comparable observation periods and study designs. It can be assumed that secondary caries is the main reason for failure of direct adhesively applied restorations. Visible and detectable margin irregularities were found more often at premolars than at molars.

The results of the margin analysis in the SEM indicate that although composite resins and adhesive systems have been approved substantially, marginal gap formation at the tooth/restoration interface cannot be totally prevented. But it can also be concluded that this marginal leakage does not necessarily result in secondary caries. Polymerization

Summary

shrinkage still remains to be a fundamental problem, which should be considered by the dentist when choosing a restorative technique.

10 Literatur

1. Abdalla, A.I., Davidson, C.L.: Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent* 6, 295-298 (1993a).
2. Abdalla, A.I., Davidson, C.L.: Comparison of the marginal and axial wall integrity of in vivo and in vitro made adhesive class V restorations. *J Oral Rehabil* 20, 257-269 (1993b).
3. Armstrong, S.R., Vargas, M.A., Fang, Q., Laffoon, J.E.: Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-etch, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 5, 47-56 (2003).
4. Asmussen, E., Uno, S.: Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent* 17, 68-74 (1992).
5. Asmussen, E., Hansen, E.K. (1993) Dentine bonding systems. In Vanherle, G., Degrange, M., Willems, G. (Eds.), *State of the art on direct posterior filling materials and dentin bonding*. 33-47, Van der Poorten, Leuven.
6. Asmussen, E., Peutzfeldt, A.: Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive. *J Adhes Dent* 5, 41-45 (2003).
7. Bagheri, J., Denehy, G.E.: Effect of restoration thickness at the cavosurface bevel on the class IV acid-etched retained composite resin restoration. *J Prosthet Dent* 54, 175-177 (1985).
8. Baier, R.E.: Principles of adhesion. *Oper Dent* 17, 1-9 (1992).
9. Barsotti, O., Morrier, J.J., Rocca, J.P., Duprez, J.P., Dumont, J.: Initial colonization of composite resins by *Streptococcus mutans*: the influence of polishing. *Rev Odontostomatol* 18, 213-220 (1989).
10. Bernardo, M., Luis, H., Martin, M.D., Leroux, B.G., Rue, T., Leitão, J., DeRouen, T.A.: Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 138, 775-783 (2007).
11. Blunck, U.: Rastermikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 939-943 (1988).
12. Blunck, U. (2000) Adhesives: principles and state of the art. In Roulet, J.F., Degrange, M. (Eds.), *Adhesion : the silent revolution in dentistry*. 29-44, Quintessenz, Chicago.
13. Blunck, U., Roulet, J.F.: Einfluß der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 806-808 (1997).

14. Blunck, U., Haller, B.: Klassifikation von Bondingsystemen. Quintessenz 50, 1021-1033 (1999).
15. Bouillaguet, S., Gysi, P., Wataha, J.C., Ciucchi, B., Cattani, M., Godin, C., Meyer, J.M.: Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. J Dent 29, 55-61 (2001).
16. Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. Am J Dent 10, 88-96 (1997).
17. Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066112 (1962).
18. Bowen, R.L.: Compatibility of various materials with oral tissues I: The components in composite restorations. J Dent Res 58, 1493-1506 (1979).
19. Brackett, W.W., Covey, D.A., Germain, H.A.S.: One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. Oper Dent 27, 218-222 (2002).
20. Brännström, M.: The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. J Endodont 12, 475-481 (1986).
21. Brännström, M., Aström, A.: The hydrodynamics of the dentine: its possible relationship to dentinal pain. Int Dent J 22, 219-227 (1972).
22. Brännström, M., Linden, L.A., Aström, A.: The hydrodynamics of the dental tubule and of pulp fluid. Caries Res 1, 310-317 (1967).
23. Briso, A.L., Mestreneur, S.R., Delício, G., Sundfeld, R.H., Bedran-Russo, A.K., de Alexandre, R.S., Ambrosano, G.M.: Clinical assessment of postoperative sensitivity in posterior composite restorations. Oper Dent 32, 421-426 (2007).
24. Brudevold, F., Steadman, L.T., Smith, F.A.: Inorganic and organic components of tooth structure. Ann N Y Acad Sci 85, 110-132 (1960).
25. Brunthaler, A., König, F., Lucas, T., Sperr, W., Schedle, A.: Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. Clin Oral Investig 7, 63-70 (2003).
26. Bullard, R.H., Leinfelder, K.F., Russell, C.M.: Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. J Am Dent Assoc 116, 871-874 (1988).
27. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34, 849-853 (1955).

28. Buonocore, M.G., Manly, R.S. (1970) Bonding to hard dental tissues. In systems., A.i.b. (Eds.), 225-289, Academic Press,
29. Buonocore, M.G., Wileman, W., Brudevold, F.A.: A report on a resin composite capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 35, 846-851 (1956).
30. Buonocore, M.G., Matsui, A., Gwinnett, A.J.: Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Archs Oral Biol* 13, 61-70 (1968).
31. Butler, W.T.: Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. *Oper Dent* 17, 18-23 (1992).
32. Caldwell, R.C., Muntz, M.L., Gilmore, R.W., Pigman, W.: Microhardness studies of intact surface enamel. *J Dent Res* 36, 732-738 (1957).
33. Camacho, G.B., Gonçalves, M., Nonaka, T., Osório, A.B.: Fracture strength of restored premolars. *Am J Dent* 20, 121-124 (2007).
34. Carlström, D., Glas, J.-E., Anhmar, B.: Studies on the ultrastructure of dental enamel. V. The state of water in human enamel. *J Ultrastructure Res* 8, 24-29 (1963).
35. Carvalho, R.M., Yoshiyama, M., Brewer, P.D., Pashley, D.H.: Dimensional changes of demineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. *Archs Oral Biol* 41, 379-386 (1996a).
36. Carvalho, R.M., Yoshiyama, M., Pashley, E.L., Pashley, D.H.: In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization *Archs Oral Biol* 41, 369-377 (1996b).
37. Castagnola, L., Wirz, J., Garberoglio, R.: Die Schmelzätzung für die konservierende Zahnbehandlung. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 85, 975-1011 (1975).
38. Castelnovo, J., Tjan, A.H.L., Liu, P.: Microleakage of multi-step and simplified-step bonding systems. *Am J Dent* 9, 245-248 (1996).
39. Cheung, G.S.P.: Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J Prosthet Dent* 63, 286-288 (1990).
40. Chow, L.C., Brown, W.E.: Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *J Dent Res* 52, 1158 (1973).
41. Ciucchi, B., Bouillaguet, S., Holz, J., Pashley, D.: Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo *J Endod.* 21, 191-194 (1995).
42. Cox, C.F.: Effects of adhesive resins and various dental cements on the pulp. *Oper Dent* 17, 165-176 (1992).

43. Craig, R.G.: Chemistry, composition and properties of composite resin. *Dent Clin North Amer* 25, 219-223 (1981).
44. Crawford, P.J.M., Whittaker, D.K., Owen, G.M.: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil* 14, 283-289 (1987).
45. Dart, E.C., Nemcek, J.: Photopolymerizable composition. *Brit Patent B* 1408265 (1975).
46. Davidson, C.L., De Gee, A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63, 146-148 (1984).
47. Davidson, C.L., Feilzer, A.J.: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25, 435-440 (1997).
48. Davidson, C.L., De Gee, A.J., Feilzer, A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984).
49. Dawes, C., Jenkins, G.N., Tonge, C.H.: The nomenclature of the integuments of the enamel surface of teeth. *Br Dent J* 115, 65-68 (1963).
50. De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., Van Meerbeek, B.: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84, 118-132 (2004).
51. De Munck, J., Van Meerbeek, B., Satoshi, I., Vargas, M., Yoshida, Y., Armstrong, S., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 16, 414-420 (2003).
52. Dedmon, H.W.: Ability to evaluate nonvisible margins with an explorer. *Oper Dent* 10, 6-11 (1985).
53. Douglas, W.H.: Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17, 209-215 (1989).
54. Drake, C.W.: A comparison of restoration longevity in maxillary and mandibular teeth. *J Am Dent Assoc* 116, 651-654 (1988).
55. Dresch, W., Volpato, S., Gomes, J.C., Ribeiro, N.R., Reis, A., Loguercio, A.D.: Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Oper Dent* 31-4, 409-417 (2006).
56. Driessens, F.C.M.: Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 27, 317-323 (1977).

57. Eakle, W.S.: Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent Mater* 2, 114-117 (1986).
58. Eastoe, J.: The amino acid composition of proteins from the oral tissues. The matrix proteins in dentine and enamel from developing human deciduous teeth. *Arch Oral Biol* 8, 633-652 (1963).
59. Eick, J.D., Wilko, R.A., Anderson, C.H.: Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 49, 1359-1368 (1970).
60. Eick, J.D., Robinson, S.J., Byerley, T.J., Chappelow, C.C.: Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 24, 632-640 (1993).
61. Eick, J.D., Johnson, L.N., Fromer, J.R., Good, R.J., Neumann, A.W.: Surface topography: its influence on wetting and adhesion in a dental adhesive system. *J Dent Res* 51, 780-788 (1972).
62. Eick, J.D., Kotha, S.P., Chappelow, C.C., Kilway, K.V., Giese, G.J., Glaros, A.G., Pinzino, C.S.: Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer *Dent Mater* 23, 1011-1017 (2007).
63. El Kalla, I.H., Garcia-Godoy, F.: Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. *J Dent Child* 65, 169-176 (1998).
64. Eliades, G., Palaghias, G., Vougiouklakis, G.: Surface reactions of adhesives on dentin. *Dent Mater* 6, 208-216 (1990).
65. Erickson, R.L.: Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. *Phillip J* 11, 149-158 (1994).
66. Ernest, C.P., Holzmeier, M., Willershausen, B.: In vitro shear bond strength of self-etching adhesives in comparison to 4th and 5th generation adhesives. *J Adhes Dent* 6, 293-299 (2004).
67. Ernst, C.P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 93, 790-800 (2003).
68. Ernst, C.P., Galler, P., Willershausen, B., Haller, B.: Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. *Dent Mater* 24, 19-27 (2008).
69. Ernst, C.P., Brandenbusch, M., Meyer, G., Canbek, K., Gottschalk, F., Willershausen, B.: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Invest* 10, 119-125 (2006).

70. ESPE, M.: Filtek™ Z250 Universal Restorative System Technical Product File 1-32 (1998).
71. Fagundes, T.C., Barata, T.J., Bresciani, E., Cefaly, D.F., Jorge, M.F., Navarro, M.F.: Clinical evaluation of two packable posterior composites: 2-year follow-up. *Clin Oral Investig* 10, 197-203 (2006).
72. Fanning, D.E., Wakefield, C.W., Robbins, J.W., Bagley, A.L.: Effect of a filled adhesive on bond strength in three dentinal bonding systems. *Gen Dent* 43, 256-261 (1995).
73. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoratives. *J Dent Res* 66, 1636-1639 (1987).
74. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 69, 36-39 (1990).
75. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9, 2-5 (1993).
76. Feilzer, A.J., Dooren, L.H., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103, 322-326 (1995).
77. Ferrari, M., Yamamoto, K., Vichi, A., Finger, W.J.: Clinical and laboratory evaluation of adhesive restorative systems. *Am J Dent* 7, 217-219 (1994).
78. Finger, W.J., Uno, S.: Bond strength of Gluma CPS using the moist dentin bonding technique. *Am J Dent* 9, 27-30 (1996).
79. Fogel, H.M., Marshall, F.J., Pashley, D.H.: Effects of distance from the pulp and thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin. *J Dent Res* 67, 1381-1385 (1988).
80. Fortin, D., Vargas, M.A.: The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 131, 26-30 (2000).
81. Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N.: Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikation die Schmelzhaftung? *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 202-205 (1997).
82. Frankenberger, R., Schmidt, G., Krämer, N., Petschelt, A.: Fließfähige Komposite (Flowables). *Quintessenz* 50, 1145-1154 (1999).
83. Frankenberger, R., Strobel, W.O., Taschner, M., Krämer, N., Petschelt, A.: Total Etch vs. Self-etch - Evaluation of Characteristic Parameters of Different Adhesive Systems *ZWR* 113, 188-196 (2004).

84. Fukushima, T., Horibe, T.: A scanning electron microscopic investigation of bonding of methacryloyloxyalkyl hydrogen maleate to etched dentin. *J Dent Res* 69, 46-50 (1990).
85. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 58, 1364-1370 (1979).
86. Gaengler, P., Hoyer, I., Montag, R.: Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent* 3, 185-194 (2001).
87. Gaengler, P., Hoyer, I., Montag, R., Gaebler, P.: Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report. *J Oral Rehabil* 31, 991-1000 (2004).
88. Garberoglio, R., Brännström, M.: Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archs Oral Biol* 21, 355-362 (1976).
89. Gärtner, A.: Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen aus Kompositmaterialien in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. *Zahnmed Diss Homburg* (2006).
90. Geurtsen, W. (1988) *Die zelluläre Verträglichkeit zahnärztlicher Komposite : Untersuchung am Modell transformierter und nicht transformierter Zellen*, Hanser, München
91. Geurtsen, W. (1989) *Klinik der Kompositfüllung*, Hanser, München
92. Geurtsen, W., Schmahl, V., Hilgers, R.: Untersuchungen über den Verbund zweier Komposittypen mit angeätztem Schmelz *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 299-302 (1990).
93. Grossmann, E.S., Witcomb, M.J., Jodaikin, A.: Elements in Marginal Seals at Amalgam-Tooth Interfaces. *J Dent Res* 65, 998-1000 (1986).
94. Grundy, J.R.: An intra-oral replica technique for use with the scanning electron microscope. *Br Dent J* 130, 113-117 (1971).
95. Gustafson, G.: The structure of human dental enamel. A histological study by means of incident light, polarized light, phase contrast microscopy, fluorescence microscopy and microhardness tests. *Odontol Tidskr (Supplement)* 53, 1-150 (1945).
96. Gwinnett, A.J.: Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archs Oral Biol* 16, 731-738 (1971).
97. Gwinnett, A.J.: Acid etching for composite resin. *Dent Clin North Amer* 25, 271-289 (1981).

98. Gwinnett, A.J.: Smear layer: morphological considerations. Oper Dent 9, 3-12 (1984).
99. Gwinnett, A.J.: Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. Am J Dent 5, 127-129 (1992a).
100. Gwinnett, A.J.: Structure and composition of enamel. Oper Dent 17, 10-17 (1992b).
101. Gwinnett, A.J.: Altered tissue contribution to interfacial bond strength with acid conditioned dentin. Am J Dent 7, 243-246 (1994a).
102. Gwinnett, A.J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 7, 144-148 (1994b).
103. Gwinnett, A.J.: Zahnschmelz - Struktur und Zusammensetzung. Phillip J 12, 545-550 (1995).
104. Gwinnett, A.J., Matsui, A.: A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Archs Oral Biol 12, 1615-1620 (1967).
105. Gwinnett, A.J., Tay, F.R., Wei, S.H.Y. (1996) Bridging the gap between the overdry and overwet bonding phenomenon - optimization of dentin hybridization and tubular seal. In Shimono, M., Maeder, T., Suda, H., Takahashi, K. (Eds.), Proceedings of the international conference on dentin/pulp complex 1995 and the international meeting on clinical topics of dentin/pulp complex., 359-363, Quintessence Publishing Co. Inc, Osaka.
106. Haller, B., Blunck, U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme Zahnärztl Mitt 7, 48 (2003).
107. Hallström, U.: Adverse reaction to a fissure sealant: report of case J Dent Child 143-146 (1993).
108. Hansen, A.: In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam
Endod Dent Traumatol. 1990 Oct;6(5):218-25.
(1990).
109. Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. (1999) *Einführung in die Zahnerhaltung*, Urban und Fischer, München
110. Hensten-Pettersen, A.: Skin and mucosal reactions associated with dental materials. Eur J Oral Sci 106, 707-712 (1998).
111. Herder, S.M., Roulet, J.F.: Marginal adaptation of bonded Dicor inlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 43, 904-908 (1988).

112. Hickel, R., Manhart, J.: Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3, 45-64 (2001).
113. Hickel, R., Heidemann, D., Staehle, H.J., Minnig, P., Wilson, N.H.F.: Direct composite restorations. *Clin Oral Invest* 8, 43-44 (2004).
114. Hickel, R., Ernst, C.P., Haller, B., Hugo, B., Kunzelmann, K.H., Merte, K., Ott, K., Schmalz, G., Staehle, H.J.: Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich - Indikation und Lebensdauer. *Zahnärztl Mitt* 95, 2898-2900 (2005).
115. Hilton, T.J. (1996) Direct posterior composite restorations. In Schwartz, R.S., Summitt, J.B., Robbins, J.W. (Eds.), *Fundamentals of operative dentistry - a contemporary approach.*, Quintessence, Chicago.
116. Hilton, T.J., Ferracane, J.L.: Cavity preparation factors and microleakage of Class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent* 12, 123-130 (1999).
117. Holderegger, C., Paul, S., Lüthy, H., Schärer, P.: Bond strength of one-bottle dentin bonding agents on human dentin. *Am J Dent* 10, 71-76 (1997).
118. Hormati, A.A., Fuller, J.L., Denehy, G.E.: Effects of contamination and mechanical disturbance on the quality of acid-etched enamel. *J Am Dent Assoc* 100, 34-38 (1980).
119. Ikeda, T., Uno, S., Tanaka, T., Kawakami, S., Komatsu, H., Sano, H.: Relation of enamel prism orientation to microtensile bond strength. *Am J Dent* 15, 109-113 (2002).
120. Jacobsen, T., Söderholm, K.J.M.: Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995, 132-136 (1995).
121. Jendresen, M.D., Glantz, P.O.: Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand* 39, 47-53 (1981).
122. Jordan, R.E. (1989) *Ästhetik mit Komposits: Materialien und Techniken*, Deutscher Ärzte-Verlag, Köln
123. Jörgensen, K.D., Asmussen, E., Shimokobe, H.: Enamel damages caused by contracting restorative resins *Scand J of Dent Res* 83, 120-122 (1975).
124. Kaaden, C., Powers, J.M., Friedl, K.-H., Schmalz, G.: Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Invest* 6, 155-160 (2002).
125. Kagermeier-Callaway, A.S., Willershausen, B., Frank, T., Stender, E.: In vitro colonisation of acrylic resin denture base materials by *Streptococcus oralis* and *Actinomyces viscosus*. *Int Dent J* 50, 79-85 (2000).

126. Kanca, J.: Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 23, 39-41 (1992).
127. Kanca, J.: One step bond strength to enamel and dentin. *Am J Dent* 10, 5-8 (1997).
128. Kanca, J., Sandrik, J.: Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. *Am J Dent* 11, 154-159 (1998).
129. Kanca, J., Suh, B.I.: Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 12, 107-112 (1999).
130. Kemp-Scholte, C.M., Davidson, C.L.: Overhang of class V composite resin restorations from hygroscopic expansion. *Quintessence Int* 20, 551-553 (1989).
131. 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 (1990a).
132. Kemp-Scholte, C.M., Davidson, C.L.: Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 64, 658-664 (1990b).
133. Kenshima, S., Reis, A., Uceda-Gomez, N., Tancredo Lde, L., Filho, L.E., Nogueira, F.N., Loguercio, A.D.: Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent* 7, 117-126 (2005).
134. Kim, K.H., Ong, J.L., Okuno, O.: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 87, 642-649 (2002).
135. Kloepfer, H.: Verfahren zum Verdicken von Flüssigkeiten. *DE PS* 870 242 (1941).
136. Köhler, B., Rasmusson, C.G., Ödman, P.: A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent* 28, 111-116 (2000).
137. Koike, T., Hasegawa, T., Manabe, A., Itoh, K., Wakumoto, S.: Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. *Dent Mater* 6, 178-180 (1990).
138. Kostka, E.C.: Zusammenhang von Farbstoffpenetration und rasterelektronenmikroskopischer Randanalyse adhäsiv befestigter keramischer Inlays. *Zahnmed Diss Berlin* (1997).
139. Krejci, J., Lutz, F., Möhrmann, W. (1998) *Zahnfarbene Adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich*, Zürich; PPK, Zürich

140. Kullmann, W. (1990) *Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen*, Hanser, München; Wien
141. Lambrechts, P., Van Meerbeek, M., Perdigao, J., Vanherle, G. (2000) Adhesives: Dos and Don'ts. In Roulet, J.F., Degrange, M. (Eds.), *Adhesion : the silent revolution in dentistry*. Quintessenz, Chicago.
142. Lee, B.D., Phillips, R.W., Swartz, M.L.: The influence of phosphoric acid etching on retention of acrylic resin to bovine enamel. *J Am Dent Assoc* 82, 1381-1386 (1971).
143. Legler, L.R., Retief, D.H., Bradley, E.L.: Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98, 154-160 (1990).
144. Loe, H., Silness, J.: Periodontal Disease in pregnancy. I. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand* 21, 533-551 (1963).
145. Loguercio, A.D., Reis, A., Bortoli, G., Patzlaft, R., Kenshima, S., Rodrigues Filho, L.E., Accorinte Mde, L., van Dijken, J.W.: Influence of adhesive systems on interfacial dentin gap formation in vitro. *Oper Dent* 31, 431-441 (2006).
146. Lopes, G., Baratieri, L., Monteiro, S.J., Vieira, L.: Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo *Quintessence Int* 35, 156-161 (2004).
147. Lu, H., Roeder, L.B., Lei, L., Powers, J.M.: Effect of surface roughness on stain resistance of dental resin composites. *J Esthet Restor Dent* 17, 102-108 (2005).
148. Lutz, F., Krejci, I., Oldenburg, T.R.: Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int* 17, 777-784 (1986).
149. Lutz, F., Krejci, I., Schüpbach, P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Mschr Zahnmed* 103, 537-549 (1993).
150. Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R. (1976) *Adhäsive Zahnheilkunde*, Juris Druck Zürich,
151. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Imfeld, T.: Komposits - Klasifikation und Wertung. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 93, 914-929 (1983).
152. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63, 914-920 (1984).
153. Lynch, C.D., McConnell, R.J., Wilson, N.H.: Trends in the placement of posterior composites in dental schools. *J Dent Educ* 71, 430-434 (2007).

154. Maior, J.R., Da Figueira, M.A., Netto, A.B., de Souza, F.B., da Silva, C.H., Tredwin, C.J.: The importance of dentin collagen fibrils on the marginal sealing of adhesive restorations. *Oper Dent* 32, 261-265 (2007).
155. Manhart, J., Chen, H., Hamm, G., Hickel, R.: Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 29, 481-508 (2004).
156. Mannocci, F., Qualtrough, A.J., Worthington, H.V., Watson, T.F., Pitt Ford, T.R.: Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent* 30, 9-15 (2005).
157. Manson-Rahemtulla, B., Retief, D.H., Jamison, H.C.: Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 51, 495-498 (1984).
158. Marshall, G.W.: Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence Int* 24, 606-617 (1993).
159. Mayhall, C.W.: Concerning the composition and source of the acquired enamel pellicle of human teeth. *Arch Oral Biol* 15, 1327-1341 (1970).
160. Meckel, A.H.: The formation and properties of organic films on teeth. *Arch Oral Biol* 10, 585-598 (1965).
161. Mehl, A., Sobotta, M., Hickel, R.: Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten *Dtsch Zahnärztl Z* 52, (1997a).
162. Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25, 321-330 (1997b).
163. Meryon, S.D., Tobias, R.S., Jakeman, K.J.: Smear removal agents: a quantitative study in vivo and in vitro. *J Prosthet Dent* 57, 174-179 (1987).
164. Miller, W., Eick, J., Neiders, M.: Inorganic components of the peritubular dentin in young human permanent teeth *Caries Res.* 5, 264-278 (1971).
165. 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).
166. Mjör, I.A., Fejerskov, O. (1979) *Histology of the human tooth.*, 2nd, Munksgaard, Kopenhagen
167. Mjör, I.A., Jokstad, A.: Five-year study of Class II restorations in permanent teeth using amalgam, glass polyalkenoate (ionomer) cermet and resin-based composite materials. *J Dent* 21, 338-343 (1993).
168. Momoi, Y., McCabe, J.F.: Hygroscopic Expansion of resin based composite during 6 months of water storage. *Br Dent J* 176, 91-96 (1994).

169. Munechika, T., Suzuki, K., Nishiyama, M., Ohashi, M., Horie, K.: A comparison of the tensile bond strengths of composite resins to longitudinal and transverse sections of enamel prisms in human teeth. *J Dent Res* 63, 1079-1082 (1984).
170. Munksgaard, E.C., Hansen, E.K., Kato, H.: Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 95, 526-531 (1987).
171. Murdoch-Kinch, C.A., McLean, M.E.: Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* 134, 87-95 (2003).
172. Nakabayashi, N.: Bonding of restorative materials to dentine: the present status in Japan. *Int Dent J* 35, 145-154 (1985).
173. Nakabayashi, N.: Adhäsiv-Bonding mit 4-META. *Phillip J* 11, 159-162 (1994).
174. Nakabayashi, N., Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8, 125-130 (1992).
175. Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E.: The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 16, 265-273 (1982).
176. Nakabayashi, N., Ashizawa, M., Nakamura, M.: Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23, 135-141 (1992).
177. Nordbo, H., Leirskar, J., von der Fehr, F.R.: Saucer-shaped cavity preparations for posterior approximal resin composite restorations: observations up to 10 years. *Quintessence Int* 29, 5-11 (1998).
178. Oberländer, H., Friedl, K.H., Schmalz, G., Hiller, K.A., Kopp, A.: Clinical performance of polyacid-modified resin restorations using "softstart-polymerization". *Clin Oral Invest* 3, 55-61 (1999).
179. Opdam, N.J.M., Loomans, B.A.C., Roeters, F.J.M., Bronkhorst, E.M.: Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent* 32, 379-383 (2004).
180. Örtengren, U., Andreasson, H., Karlsson, S., Meding, B., Barregård, L.: Prevalence of self-reported hand eczema and skin symptoms associated with dental materials among Swedish dentists. *Eur J Oral Sci* 107, 496-505 (1999).
181. Osborn, C.L., Trecker, D.J.: Photopolymerization process using combinations of organic carboxylic acids and amines. *US Patent* 3759807 (1973).

182. Osborn, J.W.: The nature of the Hunter-Schreger bands in enamel. *Arch Oral Biol* 10, 929-933 (1965).
183. Palin, W., Flemming, G., Nathwani, H., Burke, F., Randall, R.: In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites *Dent Mater* 21, 324-335 (2005).
184. Pashley, D.: Dentin: a dynamic substrate - a review *Scanning Microsc* 3, 161-176 (1989).
185. Pashley, D., Matthews, W.: The effects of outward forced convective flow on inward diffusion in human dentine in vitro *Arch Oral Biol.* 38, 577-582 (1993).
186. Pashley, D.H.: Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent* 9, 13-29 (1984).
187. Pashley, D.H.: The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 17, 229-242 (1992).
188. Pashley, D.H., Michelich, V., Kehl, T.: Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent* 46, 531-537 (1981).
189. Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H., Horner, J.A.: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24, 618-631 (1993).
190. Pashley, D.H., Andringa, H.J., Derkson, G.D., Derkson, M.E., Kalathoor, S.R.: Regional variability in the permeability of human dentine. *Archs Oral Biol* 32, 519-523 (1987).
191. Perdigao, J., Lopes, M.: Dentin bonding - questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1, 191-209 (1999).
192. Perdigao, J., Van Meerbeek, B., Lopes, M.M., Ambrose, W.W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15, 282-295 (1999).
193. Perdigao, J., Gomes, G., Gondo, R., Fundingsland, J.W.: In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. *J Adhes Dent* 8, 367-373 (2006).
194. Perdigão, J., Lopes, M., Geraldeli, S., Lopes, G.C., Garcia-Godoy, F.: Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater* 16, 311-323 (2000).
195. Phillips, R.W.: Past, present and future composite resin systems. *Dent Clin North Amer* 25, 209-213 (1981).
196. Plüddemann, E.P.: Adhesion through silane-coupling agents. *J Adhes Dent* 2, 184-194 (1970).

197. Prati, C., Pashley, D.H.: Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. *Am J Dent* 5, 33-38 (1992).
198. Prati, C., Pashley, D.H., Montanari, G.: Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems. *Dent Mater* 7, 54-58 (1991).
199. Prati, C., Chersoni, S., Pashley, D.H.: Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater* 15, 323-331 (1999).
200. Price, R.B.T., Hall, G.C.: In vitro comparison of 10-minute versus 24-hour shear bond strengths of six dentin bonding systems. *Quintessence Int* 30, 122-134 (1999).
201. Raskin, A., Michotte-Theall, B., Vreven, J., Wilson, N.H.F.: Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report. *J Dent* 27, 13-19 (1999).
202. Rathke, A.: Klinische Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *Dental Praxis* 19, 195-233 (2002).
203. Retief, D.H.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52, 333-341 (1973).
204. Retief, D.H., Austin, J.C., Fatti, L.P.: Pulpal response to phosphoric acid. *J Oral Pathol* 3, 114-122 (1974).
205. Retief, D.H., Mandras, R.S., Russell, C.M.: Shear bond strength required to prevent microleakage at the dentin/restoration interface. *Am J Dent* 7, 43-46 (1994).
206. Retzius, A.A.: Retzius A: Bemerkungen über den inneren Bau der Zähne mit besonderer Berücksichtigung auf den im Zahnknochen vorkommenden Röhrenbau. *Arch Anat Physiol U wiss Med* 486-571 (1837).
207. Rezwani-Kaminski, T., Kamann, W., Gaengler, P.: Secondary caries susceptibility of teeth with long-term performing composite restorations. *J Oral Rehabil* 29, 1131-1138 (2002).
208. Roeters, F.J.M., Opdam, N.J.M., Loomans, B.A.C.: The amalgam-free dental school *J Dent* 32, 371-377 (2004).
209. Roulet, J.F.: Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. *Der Freie Zahnarzt* 26, 79-90 (1982).
210. Roulet, J.F. (1987) *Degradation of dental polymers*, Karger, Basel; München
211. Roulet, J.F.: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 25, 459-473 (1997).

212. Roulet, J.F., Reng, R.: Das Problem des Randschlusses bei Kunststofffüllungen. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 85, 1039-1053 (1975).
213. Roulet, J.F., Lösche, G.M. (1994) Long term performance of aesthetic posterior restorations. In Hunt, P.R. (Eds.), *Glass ionomers: the next generation. Proceedings 2nd international Symposium on glass ionomers*, Philadelphia. 181-192, Philadelphia.
214. Roulet, J.F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M.J.: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3, 147-159 (1989).
215. Ruyter, I.E.: Composites - characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 2, 122-129 (1988).
216. Ryge, G.: Clinical criteria. *Int Dent J* 30, 347-358 (1980).
217. Sagsen, B., Aslan, B.: Effect of bonded restorations on the fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J* 39, 900-904 (2006).
218. Sakaguchi, R.L.: Review of the current status and challenges for dental posterior restorative composites: clinical, chemistry, and physical behavior considerations. Summary of discussion from the Portland Composites Symposium (POCOS) June 17-19, 2004, Oregon Health and Science University, Portland, Oregon. *Dent Mater* 21, 3-6 (2005).
219. Sanares, A.M.E., Itthagarun, A., King, N.M., Tay, F.R., Pashley, D.H.: Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 17, 542-556 (2001).
220. Sano, H., Shono, T., Takatsu, T., Hosoda, H.: Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 19, 59-64 (1994).
221. Sano, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Horner, J.A., Matthews, W.G., Pashley, D.H.: Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 20, 18-25 (1995).
222. Sano, H., Yoshikawa, T., Pereira, P.N.R., Kanemura, N., Morigami, M., Tagami, J., Pashley, D.H.: Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res* 78, 906-911 (1999).
223. Sarrett, D.C.: Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 21, 9-20 (2005).
224. Saxer, U.P., Mühlemann, H.R.: Motivation und Aufklärung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 85, 905-919 (1975).
225. Schneider, P.M., Messer, L.B., Douglas, W.H.: The effect of enamel surface reduction in vitro on the bonding of composite resin to permanent human enamel. *J Dent Res* 60, 895-900 (1981).

226. Schroeder, H.E. (1992) *Orale Strukturbiologie*, 5. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart
227. Schwickerath, H., Nolden, R.: Der Einfluß des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung. *Dtsch Zahnärztl Z* 37, 442-444 (1982).
228. Seichter, U., Herforth, A.: Vergleichende REM-Untersuchungen über die Randspaltbreite verschiedener Composites und über die diesbezügliche Wiedergabegenauigkeit unterschiedlicher Replicas. *Dtsch Zahnärztl Z* 35, 511-515 (1980).
229. Sen, D., Akgüngör, G.: Shear bond strengths of two composite core materials after using all-in-one and single-bottle dentin adhesives. *J Prosthodont.* 14, 97-103 (2005).
230. Shimada, Y., Tagami, J.: Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent* 28, 20-27 (2003).
231. Shinohara, M.S., Bedran-de-Castro, A.K.B., Amaral, C.M., Pimenta, L.A.F.: The effect of sodium hypochlorite on microleakage of composite resin restorations using three adhesive systems. *J Adhes Dent* 6, 123-127 (2004).
232. Silverstone, L.M., Saxton, C.A., Dogon, I.L., Fejerskov, O.: Variation in pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 9, 373-387 (1975).
233. Söderholm, K.J., Mariotti, A.: Bis-GMA-based resins in dentistry: are they safe ? *J Am Dent Assoc* 130, 201-209 (1999).
234. Spencer, P., Byerley, T.J., Eick, J.D., Witt, J.D.: Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by Fourier Transform Infrared Photoacoustic Spectroscopy. *Dent Mater* 8, 10-15 (1992).
235. Spreafico, R.C., Krejci, I., Dietschi, D.: Clinical performance and marginal adaptation of class II direct and semidirect composite restorations over 3.5 years in vivo. *J Dent* 33, 499-507 (2005).
236. Stanley, H., Going, R., Chauncey, H.: Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration *J Am Dent Assoc.* 91, 817-825 (1975).
237. Stettmaier, K., Kinder, J., Vahl, J., Reinhardt, K.J.: Untersuchungen des thermischen Verhaltens von Schmelz, Dentin und ausgewählten Dentalwerkstoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 474-476 (1978).
238. Sugizaki, J.: The effect of the various primers on the dentin adhesion of resin composites - SEM and TEM observations of the resin-impregnated layer and adhesion promoting effect of the primers. *Jpn J Conserv Dent* 34, 228-265 (1991).

239. Suzuki, T., Finger, W.J.: Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. *Dent Mater* 4, 379-383 (1988).
240. Swift, E.J., Perdigao, J., Heymann, H.O.: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 26, 95-110 (1995).
241. Takahashi, A., Inoue, S., Kawamoto, C., Ominato, R., Tanaka, T., Sato, Y., Pereira, P.N.R., Sano, H.: In vivo long-term durability of the bond to dentin using two adhesive systems. *J Adhes Dent* 4, 151-159 (2002).
242. 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).
243. Tay, F.R., Kwong, S.M., Itthagarun, A., King, N.M., Yip, H.K., Moulding, K.M., Pashley, D.H.: Bonding of a self-etching primer to non-cariou cervical sclerotic dentin: Interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2, 9-28 (2000).
244. Thalacker, C., Heumann, A., Weinmann, W., Guggenberger, R., Luchterhandt, T., Syrek, A.: Marginal integrity of class V silorane and methacrylate composite restorations *J Dent Res* 83, 936-940 (2004).
245. Thalacker, C., Heumann, A., Hampe, R., Weinmann, W., Guggenberger, R., Syrek, A.: Marginal integrity of silorane and methacrylate restorations after load cycle *J Dent Res* 84, 133-137 (2005).
246. Torstenson, B., Brännström, M.: Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 13, 24-31 (1988).
247. Touati, B., Miara, P., Nathanson, D., Schmalz, G. (2001) *Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration*, Urban und Fischer, München
248. Tyas, M.J., Wassenaar, P.: Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five-year results. *Aust Dent J* 36, 369-373 (1991).
249. Uno, S., Finger, W.J.: Effects of acidic conditioners on dentine demineralization and dimension of hybrid layers. *J Dent* 24, 211-216 (1996).
250. Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 977-984 (1994).
251. Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Lambrechts, P., Vanherle, G.: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26, 1-20 (1998).

252. Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inokoshi, S., Braem, M., Vanherle, G.: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 17, 111-124 (1992a).
253. Van Meerbeek, 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 (1992b).
254. Van Meerbeek, B., Perdigao, J., Gladys, S., Lambrechts, P., Vanherle, G. (1996) Enamel and dentin adhesion. In Schwartz, R.S., Summitt, J.B., Robbins, J.W. (Eds.), *Fundamentals of operative dentistry - a contemporary approach.*, 141-186, Quintessence, Chicago.
255. Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, Y., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent Supplement* 6, 119-144 (2001).
256. Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W.H.: Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77, 1335-1445 (1998).
257. Vongsavan, N., Matthews, B.: Fluid flow through cat dentine in vivo *Arch Oral Biol* 37, 175-185 (1992).
258. Wakabayashi, Y., Kondou, Y., Suzuki, K., Yatani, H., Yamashita, A.: Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int J Prosthodont* 7, 302-306 (1994).
259. Wakefield, C.W., Draughn, T.N., Sneed, W.D., Davis, T.N.: Shear Bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. *Oper Dent* 23, 69-76 (1998).
260. Wang, J.D., Hume, W.R.: Studies on diffusive interactions between acids and alkalis and dentin. *Int J Endodont* 21, 17-26 (1988).
261. Wang, Y., Spencer, P.: Effect of acid etching time and technique on interfacial characteristics of the adhesive-dentin bond using differential staining. *Eur J Oral Sci* 112, 293-299 (2004).
262. Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R.: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 21, 68-74 (2005).
263. Wilder, A.D., Swift, E.J., May, K.N., Waddell, S.L.: Bond strengths of conventional and simplified bonding systems. *Am J Dent* 11, 114-117 (1998).
264. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24, 641-658 (1993).
265. Willershausen, B., Callaway, A., Ernst, C.P., Stender, E.: The influence of oral bacteria on the surfaces of resin-based dental restorative materials-- an in vitro study. *Int Dent J* 49, 231-239 (1999).

266. Wilson, N.H.F., Mjör, I.A.: The teaching of Class I and Class II direct composite restorations in European dental schools. *J Dent* 28, 15-21 (2000).
267. Wilson, N.H.F., Wilson, M.A., Wastell, D.G., Smith, G.A.: Performance of Occlusin in butt-joint and bevel-edged preparations: five-year results. *Dent Mater* 7, 92-98 (1991).
268. Yamamoto, K., Ohashi, S., Taki, E., Hirata, K.: Adherence of oral streptococci to composite resin of varying surface roughness. *Dent Mater J* 15, 201-204 (1996).
269. Yamauchi, M., Yamamoto, K., Wakabayashi, M., Kawano, J.: In vitro adherence of microorganisms to denture base resin with different surface texture. *Dent Mater* 9, 19-24 (1990).
270. Yap, A.U., Ho, K.S., Wong, K.M.: Comparison of marginal sealing ability of new generation bonding systems. *J Oral Rehabil* 25, 666-671 (1998).
271. Yokota, K., Tomioka, H., Ono, T., Kuno, F.: Photopolymerization of methylmethacrylate in the presence of tertiary amines. *J Polym Sci* 10, 1335-1343 (1972).
272. Yoshida, Y., K., N., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B.: Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83, 454-458 (2004).
273. Yoshikawa, T., Burrow, M.F., Tagami, J.: A light curing method for improving marginal sealing and cavity wall adaptation of resin composite restorations. *Dent Mater* 17, 359-366 (2001).
274. Yoshiyama, M., Tay, F.R., Doi, J., Nishitani, Y., Yamada, T., Itou, K., Carvalho, R.M., Nakajima, M., Pashley, D.H.: Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81, 556-560 (2002).

11 Anhang

11.1 Ergebnisse

11.1.1 Erhebungsbögen

laufende Nummer	Patientennummer	Zahn	Zahngruppe	Oberkiefer / Unterkiefer	Sensibilität	Flächen	Black-Klasse	Grund der Maßnahme	Zervikaler Kavitätenrand	Trockenlegung	Unterfüllung	Material Adhäsiv	Material Füllung	Kurs	Klin. Erscheinungsbild
1	96003	24	1	1	1	19	2	1	1	1	1	2	2	2	6
2	96005	35	1	2	1	2	2	1	1	1	0	2	2	2	0
3	96006	15	1	1	1	3	2	2	2	1	0	6	4	2	0
4	96011	24	1	1	1	2	2	1	1	1	0	1	1	2	0
5	96018	24	1	1	1	1	2	1	3	1	0	2	2	2	0
6	96023	47	2	2	1	1	2	2	3	0	0	6	4	2	0
7	96024	27	2	1	1	0	1	1	0	1	0	2	2	2	6
8	96027	45	1	2	1	2	2	1	1	1	0	2	2	0	3
9	96028	45	1	2	1	1	2	1	1	1	0	1	1	2	0
10	96029	37	2	2	1	1	2	2	3	0	0	4	5	2	6
11	96033	48	3	2	1	5	1	1	1	1	0	2	2	2	0
12	96035	46	2	2	1	2	2	2	3	1	0	2	2	2	0
13	96041	47	2	2	1	0	1	2	0	1	0	2	2	2	0
14	96047	48	3	2	1	0	1	1	0	1	0	1	1	2	0
15	96060	45	1	2	1	18	2	1	3	1	1	1	1	1	6
16	96066	37	2	2	1	0	1	2	0	1	1	2	2	2	6
17	96068	45	1	2	1	2	2	2	1	1	0	2	2	2	0
18	96074	34	1	2	1	1	2	4	1	1	0	1	1	2	6
19	96076	17	2	1	0	0	1	4	0	0	0	4	5	1	6
20	96087	37	2	2	1	0	1	2	0	1	0	2	2	1	7
21	96091	37	2	2	1	1	2	2	1	1	1	2	2	2	6
22	96115	28	3	1	1	11	2	1	3	1	0	1	1	2	0
23	96128	38	3	2	1	0	1	4	0	1	0	1	2	1	0
24	96129	25	1	1	0	1	2	1	2	1	0	1	2	2	0
25	96137	38	3	2	1	2	2	2	1	0	0	2	2	2	7
26	96141	24	1	1	1	2	2	2	4	1	0	2	2	2	0
27	96145	25	1	1	1	1	2	1	1	1	0	1	1	2	0
28	96146	25	1	1	1	1	2	2	1	1	0	1	1	1	0
29	96147	26	2	1	1	1	2	2	1	1	1	2	2	2	6
30	96148	35	1	2	1	2	2	1	1	1	1	2	2	0	0
31	96150	24	1	1	1	2	2	1	2	1	1	2	2	1	0
32	96151	16	2	1	1	4	1	6	1	0	1	2	2	1	6
33	96152	46	2	2	1	2	2	2	2	1	0	2	2	2	0
34	96153	26	2	1	1	0	1	1	0	0	0	1	2	2	0

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	Zahn	Zahngruppe	Oberkiefer / Unterkiefer	Sensibilität	Flächen	Black-Klasse	Grund der Maßnahme	Zervikaler Kavitätenrand	Trockenlegung	Unterfüllung	Material Adhäsiv	Material Füllung	Kurs	Klin. Erscheinungsbild
35	97001	45	1	2	1	2	2	1	2	1	0	2	2	2	0
36	97002	48	3	2	1	1	2	2	1	1	0	2	2	0	0
37	97003	34	1	2	1	2	2	1	1	1	0	2	2	0	0
38	97004	24	1	1	1	2	2	1	1	1	0	1	1	0	0
39	97005	34	1	2	1	2	2	2	2	1	1	2	2	2	0
40	97006	25	1	1	1	1	2	4	1	1	0	2	2	2	0
41	97007	24	1	1	1	0	1	1	0	1	0	1	1	2	0
42	97008	48	3	2	1	0	1	6	0	1	0	2	2	2	0
43	97009	44	1	2	1	2	2	2	2	1	0	2	2	2	0
44	97010	47	2	2	1	1	2	1	2	1	0	2	2	2	0
45	97011	34	1	2	1	2	2	1	4	1	0	1	1	2	2
46	97012	26	2	1	1	1	2	6	1	1	0	2	2	2	0
47	97013	45	1	2	1	2	2	2	1	1	1	2	2	2	7
48	97014	44	1	2	1	2	2	4	1	1	0	2	2	2	0
49	97015	35	1	2	1	1	2	1	1	0	1	1	1	2	0
50	97016	46	2	2	1	3	2	6	3	1	0	2	2	2	4
51	97017	38	3	2	1	0	1	1	0	0	0	2	2	0	1
52	97018	38	3	2	1	1	2	4	1	0	0	2	2	0	0
53	97019	25	1	1	1	2	2	1	1	1	0	2	2	2	6
54	97020	28	3	1	1	2	2	1	1	1	1	2	2	2	0
55	97021	15	1	1	1	2	2	4	1	1	0	2	2	2	0
56	97022	14	1	1	0	3	2	4	4	1	0	2	2	1	4
57	97023	35	1	2	1	0	1	4	0	1	0	2	2	2	0
58	97024	46	2	2	1	2	2	1	1	0	0	1	1	2	0
59	97025	45	1	2	1	2	2	2	1	1	0	2	2	2	0
60	97026	37	2	2	1	0	1	2	0	1	0	2	2	2	1
61	97028	37	2	2	1	1	2	1	1	1	0	1	1	2	0
62	97029	35	1	2	1	2	2	1	3	1	0	2	2	2	0
63	97030	34	1	2	0	2	2	6	3	1	0	2	8	2	0
64	97031	35	1	2	1	2	2	2	2	0	0	2	2	2	0
65	97032	18	3	1	1	1	2	2	4	0	0	2	9	0	6
66	97033	25	1	1	1	3	2	2	1	1	0	2	2	2	0
67	97034	24	1	1	1	2	2	2	1	1	0	1	2	0	0
68	97035	25	1	1	1	3	2	2	3	1	1	2	8	2	7
69	97036	44	1	2	1	2	2	1	1	1	0	2	2	2	7
70	97037	45	1	2	1	2	2	6	1	1	0	2	2	2	2
71	97038	17	2	1	1	0	1	4	0	1	0	2	2	2	1
72	97039	25	1	1	1	2	2	1	1	1	1	2	2	1	0
73	98001	34	1	2	1	2	2	2	3	1	0	2	2	2	0
74	98002	44	1	2	1	1	2	4	1	1	0	1	1	1	0
75	98003	24	1	1	1	3	2	2	2	1	0	2	2	2	0

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	Zahn	Zahngruppe	Oberkiefer / Unterkiefer	Sensibilität	Flächen	Black-Klasse	Grund der Maßnahme	Zervikaler Kavitätenrand	Trockenlegung	Unterfüllung	Material Adhäsiv	Material Füllung	Kurs	Klin. Erscheinungsbild
76	98004	14	1	1	1	2	2	1	2	1	0	2	2	2	0
77	98005	24	1	1	1	21	2	3	2	1	0	1	2	2	0
78	98006	35	1	2	1	3	2	4	1	1	0	1	2	1	0
79	98007	34	1	2	1	2	2	2	2	1	0	2	2	1	0
80	98008	34	1	2	1	2	2	1	4	1	1	2	2	2	0
81	98009	37	2	2	1	1	2	2	1	1	0	2	2	2	0
82	98010	25	1	1	1	2	2	2	1	1	0	2	2	0	0
83	98011	47	2	2	1	22	2	6	1	1	0	2	2	2	0
84	98012	25	1	1	1	2	2	2	2	1	0	2	2	0	0
85	98013	25	1	1	1	2	2	6	1	1	1	2	2	1	0
86	98014	26	2	1	1	23	2	4	2	1	0	2	2	0	0
87	98015	24	1	1	1	2	2	2	1	1	0	2	2	1	0
88	98016	24	1	1	1	2	2	1	1	1	0	1	1	2	0
89	98017	45	1	2	1	2	2	1	1	1	1	2	2	2	0
90	98018	35	1	2	1	2	2	2	1	1	0	2	2	2	0
91	98019	36	2	2	1	2	2	4	1	1	0	2	2	2	0
92	98020	35	1	2	1	24	2	4	4	1	0	1	1	2	0
93	98021	37	2	2	1	1	2	4	2	1	0	2	2	1	6
94	98022	47	2	2	1	1	2	2	1	1	0	2	2	2	6
95	98023	24	1	1	1	1	2	1	1	1	1	2	2	2	0
96	98024	35	1	2	1	0	1	4	0	1	0	3	2	0	4
97	98060	14	1	1	1	1	2	2	2	1	0	2	2	2	0
98	99001	15	1	1	1	3	2	2	1	1	0	2	2	1	1
99	99002	44	1	2	0	2	2	4	1	1	0	1	1	2	0
100	99003	15	1	1	1	3	2	7	2	0	1	2	2	2	0
101	99004	37	2	2	1	2	2	1	2	1	0	2	2	2	0
102	99005	14	1	1	1	2	2	2	1	1	0	2	2	2	0

11.1.2 Legende Erhebungsbögen

Zahngruppe	1 Prämolare
	2 Molare
	3 Weisheitszahn

Oberkiefer /	1 Oberkiefer
Unterkiefer	2 Unterkiefer

Sensibilität	0 nicht sensibel
	1 sensibel

Flächen	0 okklusal
	1 mesial-okklusal
	2 okklusal-distal
	3 mesial-okklusal-distal
	4 okklusal-palatinal
	5 okklusal-bukkal
	mesial-okklusal-
	11 bukkal
	18 distal
	19 mesial
	21 mesial-okklusal-
	palatinal
	22 distal-okklusal-lingual
	23 mesial-okklusal-distal-
	bukkal
	24 okklusal-distal-bukkal

Black-Klasse	1 Klasse I
	2 Klasse II

Grund der	1 Primärkaries
Maßnahme	2 Sekundärkaries
	3 Trauma
	4 Füllungersatz
	5 Füllungserweiterung
	6 Füllungsverlust
	7 Ästhetik

Zervikaler	0 kein zervikaler
Kavitätenrand	Kavitätenrand
	1 viel Schmelz
	2 Schmelz < 0,5mm
	3 teilweise Dentin
	4 komplett Dentin

Trockenlegung	0 relativ
	1 absolut

Unterfüllung	0 nein
	1 ja

Material Adhäsiv	1 Optibond FL
	2 Scotchbond MP
	3 Prime & Bond NT
	4 Syntac Heliobond
	6 New Bond

Material Füllung	1 Herculite
	2 Z 100
	4 Clearfil
	5 Coradent
	8 Z100 + Viremer
	9 Dyract + Vitremer

Kurs	0 keine Angabe
	1 erstes klinisches Jahr
	zweites klinisches
	2 Jahr

klinisches	0 klinisch unauffällig
Erscheinungsbild	1 Sekundärkaries
zur	2 starker Konturverlust -
Nachuntersuchung	Ersatz angezeigt
	3 Austausch aus
	ästhetischen Gründen
	4 Extraktion
	5 Füllungsverlust
	6 Zahn prothetisch
	versorgt
	7 Füllungsaustausch

11.1.3 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

laufende Nummer	Patientennummer	Erster Eindruck	Retention	Randbeteiligung	sichtbare Randunregelmäßigkeiten gesamt	- approximal	- okklusal	Verfärbung Rand gesamt	- approximal	- okklusal	Sonde gesamt	Überschuss approximal	Überschuss okklusal	Unterschuss approximal	Unterschuss okklusal	Füllungsrandkaries	Verfärbung Oberfläche approximal
1	96005	0	1	0	1	0	1	0	0	0	1	1	0	0	1	0	0
2	96006	0	1	0	1	0	2	1	1	0	1	0	1	0	1	0	0
3	96011	0	1	0	1	5	2	1	5	1	1	0	1	0	0	0	3
4	96018	0	1	1	1	1	1	1	3	1	2	0	2	1	0	0	1
5	96023	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
6	96027	0	1	0	3	5	4	0	5	0	2	0	0	0	4	0	3
7	96028	0	1	0	1	0	2	1	2	0	2	1	1	0	0	0	0
8	96033	0	1	0	1	50	1	2	50	2	1	50	1	50	0	0	50
9	96035	0	1	1	1	5	3	3	5	3	1	0	1	0	0	0	3
10	96041	0	1	0	1	50	1	4	50	4	2	50	2	50	0	0	50
11	96047	0	1	0	2	50	2	2	50	2	1	50	1	50	0	0	50
12	96068	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	96115	0	1	1	0	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3
14	96128	0	1	0	3	50	3	3	50	3	3	50	3	50	0	0	50
15	96129	0	1	0	1	1	0	2	3	0	1	1	1	0	0	0	0
16	96141	0	1	0	1	0	1	1	3	0	2	1	2	0	0	0	0
17	96145	0	1	0	0	0	0	1	3	0	0	0	0	0	0	0	0
18	96146	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
19	96148	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
20	96150	0	1	1	1	0	1	1	0	1	2	21	2	0	0	0	0
21	96152	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
22	96153	0	1	0	0	50	0	0	50	0	1	50	1	50	0	0	50
23	97001	0	1	0	2	5	2	1	1	0	2	1	2	0	0	0	3
24	97002	0	1	3	0	0	0	3	4	4	2	1	3	0	0	0	1
25	97003	0	1	0	0	5	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	3
26	97004	0	1	0	0	0	0	4	0	4	0	0	0	0	0	0	0
27	97005	0	1	0	1	1	1	2	1	2	1	0	0	1	1	0	1
28	97006	0	1	0	0	0	0	1	2	0	0	0	0	0	0	0	0
29	97007	0	1	0	0	50	0	0	50	0	0	50	0	50	0	0	50
30	97008	0	1	0	2	50	2	2	50	2	2	50	2	50	0	0	50
31	97009	0	1	0	0	5	0	0	5	0	1	0	1	0	0	0	3
32	97010	0	1	0	1	0	2	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0
33	97011	1	1	0	3	4	0	3	4	1	2	3	0	0	0	0	0
34	97012	0	1	1	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
35	97014	0	1	0	0	0	0	4	4	4	1	1	0	0	0	0	0
36	97015	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
37	97017	1	1	0	2	50	2	2	50	2	1	50	1	50	0	1	50
38	97018	0	1	1	3	5	4	0	5	0	4	1	4	0	0	0	3
39	97020	0	1	0	2	2	2	2	2	2	2	2	1	0	0	0	1

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	Erster Eindruck	Retention	Randbeteiligung	sichtbare Rundunregelmäßigkeiten gesamt	- approximal	- okklusal	Verfärbung Rand gesamt	- approximal	- okklusal	Sonde gesamt	Überschuss approximal	Überschuss okklusal	Unterschuss approximal	Unterschuss okklusal	Füllungsrandkaries	Verfärbung Oberfläche approximal
40	97021	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1
41	97023	0	1	0	0	50	0	0	50	0	0	50	0	50	0	0	50
42	97024	0	1	0	0	5	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	3
43	97025	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0
44	97026	0	1	0	3	50	3	0	50	0	4	50	0	50	4	1	50
45	97028	0	1	0	0	0	0	2	2	0	0	0	0	0	0	0	0
46	97029	0	1	1	1	5	1	1	0	3	2	0	2	0	0	0	3
47	97030	0	1	1	1	0	1	2	44	1	1	1	1	0	0	0	1
48	97031	0	1	2	1	0	1	2	34	2	1	0	1	0	0	0	0
49	97033	1	1	0	1	0	2	1	1	1	2	0	3	0	0	0	0
50	97034	0	1	0	1	1	1	4	4	4	1	0	1	0	0	0	0
51	97037	1	1	0	1	5	1	2	5	2	1	0	0	0	1	0	3
52	97038	1	1	0	1	50	1	1	50	1	1	50	0	50	1	1	50
53	97039	0	1	0	0	0	0	2	2	1	0	0	0	0	0	0	0
54	98001	0	1	1	0	0	0	1	14	0	1	0	0	14	0	0	0
55	98002	0	1	0	1	0	1	1	4	0	1	0	1	0	0	0	0
56	98003	0	1	0	1	1	1	2	4	1	1	1	1	0	0	0	1
57	98004	0	1	1	1	1	0	1	21	0	1	1	1	0	0	0	0
58	98005	0	1	0	1	1	1	1	2	1	1	1	0	0	1	0	1
59	98006	0	1	0	1	0	2	1	1	0	2	0	3	0	0	0	0
60	98007	0	1	0	2	1	2	1	1	1	2	2	2	0	0	0	0
61	98008	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
62	98009	0	1	0	1	0	1	3	2	3	1	0	1	1	0	0	0
63	98010	0	1	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0
64	98011	0	1	0	1	0	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	0
65	98012	0	1	0	0	0	0	2	2	2	1	1	1	0	0	0	1
66	98013	0	1	0	0	0	0	1	2	0	1	0	1	0	0	0	0
67	98014	0	1	0	0	5	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0	3
68	98015	0	1	0	1	0	1	1	1	0	2	1	1	0	0	0	0
69	98016	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
70	98017	0	1	0	1	5	1	1	5	1	0	0	0	0	0	0	3
71	98018	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
72	98019	0	1	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
73	98020	0	1	2	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1
74	98023	0	1	0	1	0	1	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0
75	98060	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	0	0	0	0
76	99001	1	1	0	2	2	2	3	4	1	3	3	3	1	1	1	1
77	99002	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1	2	0	0	0
78	99003	0	1	1	0	0	0	1	0	1	1	0	1	0	0	0	0
79	99004	0	1	0	1	0	1	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0
80	99005	0	1	0	1	1	0	1	0	1	2	2	0	0	0	0	0

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	Verfärbung Oberfläche occlusal	Kontur	Ästhetik Behandler	Ästhetik Patient	Vitalität zur Nachuntersuchung	Postoperative Sensibilität taktil	Postoperative Sensibilität Luft	Gingiva Index	Plaque Index	Laterotrusionskontakte	Schliffacetten	Endgültige Entscheidung	Alter in Jahren
1	96005	0	0	0	1	1	0	1	0	1	2	1	0	6,69
2	96006	0	0	1	1	1	0	0	0	2	1	1	0	5,81
3	96011	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2	1	0	6,31
4	96018	1	0	1	0	1	0	0	0	0	2	1	0	6,41
5	96023	0	0	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	6,3
6	96027	0	0	1	1	1	0	0	0	1	2	0	1	6,61
7	96028	1	0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	6,29
8	96033	1	0	1	1	1	0	0	2	2	2	0	0	6,08
9	96035	1	0	1	1	1	0	0	0	2	1	1	0	5,86
10	96041	0	0	1	0	1	0	0	1	1	2	0	0	5,83
11	96047	0	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0	7,13
12	96068	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	5,84
13	96115	0	0	0	1	1	0	0	0	2	2	0	0	6,89
14	96128	1	0	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	6,42
15	96129	0	0	0	1	1	0	0	0	2	1	0	0	6,32
16	96141	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2	1	0	6,39
17	96145	0	0	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	5,9
18	96146	0	0	1	0	1	0	0	0	1	2	0	0	6,1
19	96148	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	1	0	6,43
20	96150	0	0	1	1	1	0	0	2	1	1	0	0	7,5
21	96152	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	1	0	7,9
22	96153	0	0	0	1	1	0	1	2	1	2	1	0	7,66
23	97001	1	0	1	1	1	0	0	1	0	2	1	0	5,93
24	97002	0	0	1	1	1	0	1	2	2	1	1	0	5,73
25	97003	0	0	0	1	1	0	0	0	2	2	0	0	5,92
26	97004	0	4	0	1	1	0	0	1	2	2	1	0	5,8
27	97005	0	0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5,67
28	97006	0	0	1	1	1	0	0	1	1	2	1	0	5,76
29	97007	0	0	0	1	1	0	0	1	1	2	1	0	5,99
30	97008	0	0	1	1	1	1	0	0	1	1	1	0	6
31	97009	0	0	1	1	1	0	0	0	2	1	1	0	5,92
32	97010	0	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	5,66
33	97011	0	2	1	1	1	0	0	0	2	1	0	1	5,62
34	97012	0	1	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	6,43
35	97014	0	1	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	6,45
36	97015	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	0	0	6,57
37	97017	1	0	1	1	1	0	0	0	1	2	0	1	6,61
38	97018	0	0	1	0	1	0	0	0	1	1	0	0	6,78
39	97020	0	0	1	1	1	0	0	1	2	2	1	0	6,42

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	Verfärbung Oberfläche occlusal	Kontur	Ästhetik Behandler	ästhetik Patient	Vitalität zur Nachuntersuchung	Postoperative Sensibilität faktill	Postoperative Sensibilität Luft	Gingiva Index	Plaque Index	Laterotrusionskontakte	Schliffacetten	Endgültige Entscheidung	Alter in Jahren
40	97021	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	0	0	6,39
41	97023	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2	1	0	6,38
42	97024	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	0	0	6,56
43	97025	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	0	0	6,54
44	97026	1	1	1	1	1	0	0	1	1	2	1	1	6,54
45	97028	0	0	1	0	1	0	0	1	2	2	0	0	6,27
46	97029	0	0	1	1	1	0	0	2	2	1	0	0	6,18
47	97030	0	0	1	1	0	0	0	2	1	1	1	0	6,19
48	97031	0	0	1	1	1	0	0	2	1	1	1	0	6,14
49	97033	0	0	1	1	1	0	0	0	2	1	1	0	6,63
50	97034	0	0	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	7,19
51	97037	0	2	1	1	1	0	0	0	1	1	1	1	6,68
52	97038	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	1	6,6
53	97039	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	6,91
54	98001	0	0	0	0	1	0	0	1	1	1	1	0	5,69
55	98002	1	0	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	5,79
56	98003	1	0	1	1	1	0	0	2	1	1	1	0	5,59
57	98004	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	1	0	5,55
58	98005	0	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	6,18
59	98006	0	0	0	1	1	0	0	1	0	2	1	0	5,96
60	98007	0	0	1	1	1	0	0	0	2	1	1	0	5,96
61	98008	1	0	1	1	0	0	0	1	2	2	1	0	6,22
62	98009	0	0	1	1	1	0	0	1	2	3	1	0	5,95
63	98010	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2	1	0	5,43
64	98011	0	0	1	1	1	0	0	1	2	1	1	0	5,53
65	98012	1	0	1	1	1	0	0	0	1	2	1	0	5,63
66	98013	0	0	1	1	1	0	0	0	0	2	0	0	6,14
67	98014	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	5,66
68	98015	0	0	1	1	1	0	0	0	0	2	0	0	5,62
69	98016	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	1	0	6,79
70	98017	1	0	1	1	1	0	0	0	0	1	1	0	7,15
71	98018	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	6,72
72	98019	0	0	0	1	1	0	0	1	1	1	1	0	6,56
73	98020	0	0	1	1	1	1	1	0	1	1	1	0	6,09
74	98023	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	6,78
75	98060	0	0	0	1	1	0	0	0	0	1	0	0	5,9
76	99001	0	1	1	0	1	0	0	1	0	3	0	1	5,65
77	99002	0	0	1	1	0	0	0	2	1	1	1	0	5,73
78	99003	0	0	1	1	1	0	0	0	1	2	0	0	5,9
79	99004	0	1	0	1	1	0	0	0	1	3	1	0	5,67
80	99005	0	0	0	1	1	0	0	0	1	2	1	0	5,67

11.1.4 Legende der Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Erster Eindruck	0	nicht ersetzen
	1	ersetzen

Retention	0	nein
	1	ja

Randbeteiligung	0	keine Dentinbeteiligung
	1	bis 10 % Dentin
	2	10 - 25 % Dentin
	3	25 - 50 % Dentin
	4	50 - 75 % Dentin

sichtbare Randunregelmäßigkeiten gesamt	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

sichtbare Randunregelmäßigkeiten approximal	0	keine
	1	< 25% der Approximalfläche ohne Dentinbeteiligung
	2	25 - 50 % ohne Dentinbeteiligung
	3	50 - 75 % ohne Dentinbeteiligung
	4	> 75% ohne Dentinbeteiligung
	5	nicht beurteilbar
	11	< 25% davon <25 % im Dentin
	12	< 25% davon 25 - 50 % im Dentin
	13	< 25% davon 50 - 75 % im Dentin
	14	< 25% davon > 75% im Dentin
	21	25 - 50% davon < 25% Dentin
	50	keine Approximalbeteiligung
		usw.

sichtbare Randunregelmäßigkeiten okklusal	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

Verfärbung Rand gesamt	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

Anhang

Verfärbung Rand approximal	0	keine
	1	< 25% der Approximalfläche ohne Dentinbeteiligung
	2	25 - 50 % ohne Dentinbeteiligung
	3	50 - 75 % ohne Dentinbeteiligung
	4	> 75% ohne Dentinbeteiligung
	5	nicht beurteilbar
	11	< 25% davon <25 % im Dentin
	12	< 25% davon 25 - 50 % im Dentin
	13	< 25% davon 50 - 75 % im Dentin
	14	< 25% davon > 75% im Dentin
	21	25 - 50% davon < 25% Dentin
	50	keine Approximalbeteiligung
		usw.

Verfärbung Rand okklusal	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

Sonde gesamt	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

Überschuss approximal	0	keine
	1	< 25% der Approximalfläche ohne Dentinbeteiligung
	2	25 - 50 % ohne Dentinbeteiligung
	3	50 - 75 % ohne Dentinbeteiligung
	4	> 75% ohne Dentinbeteiligung
	5	nicht beurteilbar
	11	< 25% davon <25 % im Dentin
	12	< 25% davon 25 - 50 % im Dentin
	13	< 25% davon 50 - 75 % im Dentin
	14	< 25% davon > 75% im Dentin
	21	25 - 50% davon < 25% Dentin
	50	keine Approximalbeteiligung
		usw.

Überschuss okklusal	0	keine
	1	< 25 %
	2	25 - 50 %
	3	50 - 75 %
	4	> 75 %

Anhang

Unterschuss approximal	0 keine 1 < 25% der Approximalfläche ohne Dentinbeteiligung 2 25 - 50 % ohne Dentinbeteiligung 3 50 - 75 % ohne Dentinbeteiligung 4 > 75% ohne Dentinbeteiligung 5 nicht beurteilbar 11 < 25% davon <25 % im Dentin 12 < 25% davon 25 - 50 % im Dentin 13 < 25% davon 50 - 75 % im Dentin 14 < 25% davon > 75% im Dentin 21 25 - 50% davon < 25% Dentin 50 keine Approximalbeteiligung usw.
Unterschuss okklusal	0 keine 1 < 25 % 2 25 - 50 % 3 50 - 75 % 4 > 75 %
Füllungsrandkaries	0 keine Karies 1 im Schmelz 2 im Dentin 3 in Schmelz und Dentin
Verfärbung Oberfläche approximal	0 keine 1 gering 2 stark 3 nicht beurteilbar 50 keine Approximalbeteiligung
Verfärbung Oberfläche okklusal	0 keine 1 gering 2 stark
Kontur	0 komplett 1 leichter Verlust 2 starker Verlust 3 Chipping 4 Füllung eingeschliffen
Ästhetik Behandler	0 unauffällig 1 als Füllung erkennbar
Ästhetik Patient	0 unzufrieden 1 zufrieden
Vitalität zur Nachuntersuchung	0 nicht sensibel 1 sensibel

Anhang

Postoperative Sensibilität taktil	0 nicht sensibel 1 sensibel
Postoperative Sensibilität Luft	0 nicht sensibel 1 sensibel
Gingivaindex	0 keine Blutung 1 punktuelle Blutung 2 dünne Blutlinie 3 interdentes Dreieck 4 profuse Blutung
Plaqueindex	0 keine Plaque 1 nur mit Sonde erkennbar 2 Plaquesaum am Sulkus 3 deutlich interdental
Laterotrusionskontakte	0 weder Zahn noch Füllung 1 Zahn und Füllung 2 nur Zahn 3 nur Füllung
Schliffacetten	0 keine Schliffacetten 1 Schliffacetten vorhanden
endgültige Entscheidung	0 nicht ersetzen 1 ersetzen

11.1.5 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

laufende Nummer	Patientennummer	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RQ5	RQ6	RQ7
1	96005	22,36	40,98	36,66	0	0	0	0
2	96006	10,67	6,16	49,32	11,78	19,95	0	2,13
3	96011	32,12	12,96	8,56	34,38	11,98	0	0
4	96018	16,92	20,01	10,43	30,6	17,26	4,78	0
5	96023	33,28	22,34	1,34	43,03	0	0	0
6	96027	45,65	36,36	0	17,99	0	0	0
7	96028	69,02	30,98	0	0	0	0	0
8	96033	28,95	30,53	19,63	0	20,9	0	0
9	96035	8,92	21,93	20,53	22,45	0	9,76	16,41
10	96041	18,38	4,47	51,09	2,31	23,74	0	0
11	96047	12,18	0	26,18	0	61,63	0	0
12	96068	44,98	11,93	29,22	13,88	0	0	0
13	96128	40,58	11,48	25,52	2,07	16,38	1,13	2,83
14	96129	25,01	17,67	15,12	0	42,19	0	0
15	96141	10,85	0	49,45	0	39,7	0	0
16	96145	11,29	88,71	0	0	0	0	0
17	96146	14,91	46,18	26,38	0	0	12,53	0
18	96148	39,33	10,9	31,02	2,17	4,06	0	12,52
19	96150	27,21	9,15	7,39	0	34,01	22,24	0
20	96152	72,14	6,81	21,06	0	0	0	0
21	96153	17,97	12,65	52,21	10,2	0	6,97	0
22	97001	40,29	9,92	0	32,24	17,55	0	0
23	97003	0	10,83	26,25	20,52	42,4	0	0
24	97006	41,21	29,45	13,29	14,05	0	2	0
25	97007	50,31	17,31	0	32,38	0	0	0
26	97008	20,04	60,33	1,44	5,53	5,91	0	6,76
27	97009	23,64	0	65,93	0	10,43	0	0
28	97010	17,47	13,49	23,51	33,95	4,33	1,55	5,71
29	97011	27,65	29,31	37,8	0	5,24	0	0
30	97012	32,95	6,73	35,1	0	3,11	18,74	3,37
31	97014	0	0	10,23	89,77	0	0	0
32	97015	51,62	23,5	24,88	0	0	0	0
33	97017	3,79	3,7	10,36	51,78	30,37	0	0
34	97018	0,72	10,46	26,99	6,6	52,07	0	3,16
35	97020	55,47	14,23	30,29	0	0	0	0
36	97021	33,88	5,94	4,54	22,5	33,14	0	0
37	97023	13	18,1	52,25	13,69	2,96	0	0
38	97024	34,68	7,54	11,14	46,64	0	0	0
39	97025	7,26	10,81	47,76	7,96	6,23	19,99	0
40	97026	0	11,92	0	88,08	0	0	0

Anhang

laufende Nummer	Patientennummer	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RQ5	RQ6	RQ7
41	97029	13,18	12,53	15,3	0	59	0	0
42	97030	9,47	4,58	0	7,58	70,11	8,25	0
43	97031	16,58	54,79	8,49	7,2	0	0	12,94
44	97033	25,86	18,95	27,45	13,52	2,51	11,7	0
45	97034	0	19,65	0	80,35	0	0	0
46	97037	11,16	22,95	12,18	47,45	6,26	0	0
47	97038	29,03	3,73	26,3	3,13	30,11	0	7,7
48	97039	46,48	4,8	16,53	23,24	8,94	0	0
49	98004	4,91	0	42,2	15,54	37,35	0	0
50	98005	20,18	23,61	21,92	4,63	0	17,8	11,86
51	98006	29	0	45,92	12,23	7,53	5,32	0
52	98007	24,38	30,16	30,17	8,02	7,28	0	0
53	98008	57,17	42,83	0	0	0	0	0
54	98009	17,27	7,62	44,41	15,36	15,34	0	0
55	98010	30,07	60,82	0	9,11	0	0	0
56	98011	29,68	12,22	42,78	0	15,32	0	0
57	98012	10,76	0	10,48	0	76,1	2,66	0
58	98013	2,52	3,74	40,74	0	53	0	0
59	98014	41,89	53,85	0	1,9	0	2,35	0
60	98015	19,16	17,53	21,63	7,31	34,37	0	0
61	98016	81	19	0	0	0	0	0
62	98017	50,67	20,1	11,47	14,26	3,5	0	0
63	98018	8,76	15,05	39,96	1,03	12,55	22,65	0
64	98019	42,02	29,77	4,04	0	24,17	0	0
65	98020	0	0	0	73,98	0	2,08	23,94
66	98023	8,82	11,53	20,09	30,06	13,79	15,71	0
67	99001	4,72	9,5	38,52	0	43,62	3,65	0
68	99002	17,87	0	71,46	0	10,28	0,39	0
69	99003	7,97	32,37	15,32	13,69	2,77	27,88	0
70	99005	24,85	19,26	15,5	40,39	0	0	0

11.2 Materialliste

1. planer oberflächenversiegelter Mundspiegel (Aesculap, Tuttlingen)
2. gerade zahnärztliche Sonde (Aesculap, Tuttlingen)
3. Parodontalsonde PCP 10 (Hu-Friedy, Leimen)
4. zahnärztlich Pinzette (Aesculap, Tuttlingen)
5. Sirodont S zahnärztliche Behandlungseinheit (Siemens AG, Bensheim)
6. Silagum[®] (Dental-Material Gesellschaft, Hamburg)
7. Honigum[®] (Dental-Material Gesellschaft, Hamburg)
8. Pentamix[®] - Anmischgerät (3M ESPE AG, Seefeld)
9. Mintray[®] - Abformlöffel (Hager und Werken GmbH, Duisburg)
10. ungewachste Zahnseide Elmex (Wybert GmbH, Lörrach)
11. Okklusionsfolie blau, 40µm (Bausch, Köln)
12. Kältespray (Unigloves GmbH, Troisdorf)
13. Stycast[®] 1266 Part A und B (Emmerson & Cuming, Westerlo, Belgien)
14. Handstück (Sirona Dental Systems, Bensheim)
15. Dualfräser (Komet Dental GmbH & Co. KG, Lemgo)
16. Sekundenkleber (UHU GmbH & Co. KG, Bühl/Baden)
17. Sputteranlage SCD 030 (BAL-TEC AG, Balzers, Liechtenstein)
18. Rasterelektronenmikroskop Stereoscan 100 (LEO Elektronenmikroskopie GmbH, Oberkochen)
19. Digital Image Scanning System (Point electronic GmbH, Halle/Saale)
20. Win-Mess, Version 1.03 (Stefan Küppers – med. Softwarelösungen, Erlangen)
21. SPSS (Superior Performing Software Systems) 14.0 und 15.0 für Windows, (SPSS GmbH, München)
22. Microsoft[®] Word 2002 für Windows (Microsoft Corporation, Redmond, USA)
23. Microsoft[®] Excel 2002 für Windows (Microsoft Corporation, Redmond, USA)

11.3 Erläuterung der im Text erwähnter chemischen Abkürzungen

Bis-GMA	Bisphenol-A-glycidylmethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
EGDMA	Ethylenglykol-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglykol-Dimethacrylat
DBO	Dibenzoylperoxid
DHEPT	N,N-bis-(2-hydroxyethyl)-p-toluidin
HQME	Hydrochinonmethylether
BHT	2,6-Di-Butyl-4-methyl-phenol
MPTMS	3-Methacryloxy-propyl-trimethoxy-silan
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
HEMA	2-Hydroxymethylacrylat
4-META	4-Methacryloxyethyl-Trimellitat-Anhydrid
BPMD	Biphenyl-Dimethacrylat
NPG-GMA	N-Phenyl-glycin-glycidyl-methacrylat
NTG-GMA	N-Tolyglycin-glycin-glycidyl-methacrylat
PMDM	Pyromellitin-diethyl-methacrylat
BPDM	Biphenyl-dimethacrylat
MEP	Mono-methacryloxyethyl-phtalat
PENTA	Dipentaerytritol-pentamethacryloyloxyphosphat
GPDM	Glycerinphosphat-dimethacrylat

11.4 Erklärung an Eides Statt

Ich, Thomas Große, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: "Klinische Nachuntersuchung und quantitative Randanalyse von im Studentenkurs gelegten Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich. Eine 6-Jahres-Studie." selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe. Die vorgelegte Arbeit wurde ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und stellt auch in Teilen keine Kopie anderer Arbeiten dar.

Datum:

Unterschrift:

11.5 Danksagung

An erster Stelle sei Herrn Prof. Dr. Jean-Francois Roulet gedankt für die Überlassung des Themas und die freundliche Unterstützung.

Besonders herzlich möchte ich meinem Betreuer Herrn Dr. Uwe Blunck für die ausdauernde Unterstützung danken. Er hatte immer ein offenes Ohr für meine Fragen, die er stets geduldig und kompetent beantwortet hat.

Ein großes Dankeschön geht auch an Frau Helga Grundt für die Unterstützung und Anleitung im Forschungslabor.

Für die kritische Durchsicht dieser Arbeit in Grammatik und Orthografie und die stetige Motivation danke ich ganz besonders meiner Freundin Katja Hefter.

Ebenso sei allen denen gedankt, die nicht namentlich erwähnt sind, aber dennoch zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

11.6 Curriculum vitae

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.