

Aus dem Zentrum für Zahnmedizin
Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin
Medizinische Fakultät der Charité – Universitätsmedizin Berlin

Dissertation

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

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von
Zahnarzt Björn Claessen
aus Berlin

Gutachter: 1. Prof. Dr. J.-F. Roulet
2. Priv.-Doz. Dr. R. Haak
3. Priv.-Doz. Dr. H. Meyer-Lückel

Datum der Promotion: 29. Januar 2010

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	4
2. Literaturübersicht	7
2.1 Kompositmaterialien	7
2.1.1 Organische Matrix	7
2.1.2 Füllstoffe	8
2.1.2.1 Makrofüller-Komposite	11
2.1.2.2 Mikrofüller-Komposite	11
2.1.2.3 Hybridkomposite	13
2.1.2.4 Einteilung nach der Konsistenz	13
2.1.3 Verbundphase	14
2.1.4 Weiterentwicklung moderner Komposite	14
2.1.4.1 Nanofüllerkomposite	14
2.1.4.2 Silorane	15
2.2 Werkstoffkundliche Materialeigenschaften	17
2.2.1 Ablauf und Initiation der Polymerisation	17
2.2.2 Polymerisationsschrumpfung	18
2.2.3 Wasseraufnahme und Löslichkeit	20
2.2.4 Thermischer Ausdehnungskoeffizient	20
2.2.5 Festigkeit	21
2.2.5.1 Härte	21
2.2.5.2 Biegefestigkeit	22
2.2.5.3 Elastizitätsmodul	23

2.3	Adhäsivtechnik	24
2.3.1	Aufbau und Struktur des Zahnschmelz	24
2.3.2	Haftungsmechanismen am Schmelz	26
2.3.3	Aufbau und Struktur des Dentins	28
2.3.4	Haftungsmechanismen am Dentin	30
2.3.5	Primer	33
2.3.6	Adhäsiv	35
2.3.7	Etch&Rinse-Systeme	36
2.3.8	Non-Rinse-Systeme	37
2.3.9	Untersuchungsmethoden	38
3.	Ziel der Arbeit	40
4.	Material und Methode	41
4.1	Übersicht	41
4.2	Kriterien der klinischen Untersuchung	42
4.3	Replikaherstellung	45
4.4	Kriterien der quantitativen Randanalyse unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM)	45
4.5	Statistische Auswertung	50
5.	Ergebnisse	51
5.1	Ergebnisse der klinischen Untersuchung	51
5.2	Ergebnisse der quantitativen Randanalyse	60
6.	Diskussion	65
6.1	Material und Methode	65
6.1.1	Morphologische Untersuchungsmethoden	65
6.1.2	Replikaherstellung	66
6.1.3	Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop	66

6.1.4	Statistische Auswertung	67
6.1.5	Auswahl der Patienten	69
6.2	Ergebnisse	69
6.2.1	Klinische Ergebnisse	69
6.2.1.1	Chipping und Teilverlust	70
6.2.1.2	Verfärbung der Oberfläche	70
6.2.1.3	Verfärbung des Füllungsrandes	71
6.2.1.4	API und PBI	72
6.2.2	Ergebnisse der Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop	72
6.2.2.1	Randkriterium Spalt	73
6.2.2.2	Trockenlegung	73
6.2.2.3	Kavitätenbegrenzung	73
6.2.2.4	Verfärbung des Füllungsrandes im Vergleich mit Randqualitäten unter dem REM	75
7.	Schlussfolgerungen	76
8.	Zusammenfassung	77
9.	Summary	78
10.	Danksagung	81
11.	Lebenslauf	82
12.	Literaturverzeichnis	83
13.	Anhang	100

1. Einleitung

Kunststoffbasierte Materialien wurden bereits in den 30er Jahren in die Zahnmedizin eingeführt, jedoch machten die ersten selbsthärtenden Materialien in den 40er Jahren die Kunststoffe für die direkte Versorgung von Zähnen erst interessant. Als Meilenstein in der Kompositentwicklung gilt die Vereinigung von Kunststoffen und Füllstoffen durch BOWEN (*Bowen* 1962a).

Komposit wird in der heutigen Zeit routinemäßig als Füllungswerkstoff in der Zahnheilkunde eingesetzt. Im Frontzahnggebiet wird es bereits über lange Jahre hinweg als plastisches Füllungsmaterial zur Rehabilitation von kariös oder traumatisch zerstörten Frontzähnen verwendet. Hier wird es für die Kavitätenklassen III und IV sowie V nach BLACK (1914) angewandt. Auch der Aufbau von Zapfenzähnen und der Diastemata-Schluss kann mittels Komposit geleistet werden (*Hugo* 2008). Um den Zahn naturgetreu nachbilden zu können, kann man heute auf verschiedene Kompositmaterialien zurückgreifen, die aus Schmelz- und Dentinmassen bestehen. Durch ihre unterschiedliche Transluzenz können alle Zahntypen und deren individuelle Besonderheiten nachempfunden werden. Dem Anspruch der Patienten hinsichtlich der Ästhetik nachkommend, eignet sich Komposit durch die große Farbenvielfalt und gute Polierbarkeit hervorragend für diese Aufgabe.

Da sich in den vergangenen Jahren vor allem bei Primärversorgungen die restauratorischen Maßnahmen von den *Blackschen* Regeln losgelöst haben (*Lutz* 1976, *Hugo* 1996b, *Hugo* 1996a, *Hugo et al.* 1996), um Defekt bezogen therapieren zu können, mussten andere Wege der Verankerungen an der restlichen Zahnhartsubstanz gefunden werden. Abgehend von der makromechanischen Verankerung werden Kompositfüllungen mit der sogenannten Adhäsiv-Technik appliziert. Die dieser Technik zugrunde liegende Schmelz-Ätzung wurde von Buonocore 1955 in die Zahnmedizin eingeführt (*Buonocore* 1955). Die heute durch einige Modifikationen vorgenommene Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) führt zu einer fast 100-%igen Randdichtigkeit der Kompositfüllungen im Schmelzbereich. Dies konnte in

In-vivo- und In-vitro-Tests nachgewiesen werden (*Roulet 1976, Meißner et al. 1992, Retief 1992*). Weitaus schwieriger lässt sich der randdichte Verbund zwischen dem einerseits hydrophoben Komposit und dem hydrophilen Dentin herstellen. Hierzu wird heutzutage auch das Dentin mit Säuren konditioniert. Für die Konditionierung des Dentins wird entweder die Etch&Rinse-Technik oder die Non-Rinse-Technik mittels selbst-ätzender Systeme verwendet, um in Kombination mit Monomerlösungen einen engen Verbund mit dem Komposit eingehen zu können (*Van Meerbeek et al. 2003*).

Im Dentin haben daher Haftvermittler einen positiven Einfluss auf die Randabdichtung, egal ob es sich dabei um Wurzel- oder Kronendentin handelt (*Meißner et al. 1992, Van Meerbeek et al. 2003*).

Ein wesentliches Kriterium für die Beurteilung einer zahnärztlichen Restauration aus Komposit ist die Qualität des Randschlusses zu der angrenzenden Zahnhartsubstanz (*Roulet 1987b, Rueggeberg 1991*). Durch den engen Verbund von Füllungsmaterial und Zahn soll ein Eindringen von Mikroorganismen zwischen diese beiden verhindert werden, ebenso wie von deren Stoffwechselprodukten, Speichel oder Pigmenten, um postoperative Sensibilitäten (*Brännström 1986*), Sekundärkaries und Randverfärbungen zu verhindern. Ein weiterer wichtiger Faktor für den Erfolg ist die Oberflächenqualität einer Restauration. Eine glatte Oberfläche kann die Langlebigkeit und Ästhetik optimieren, indem sie eine Plaqueansammlung verhindert bzw. verringert (*Barsotti et al. 1989, Lu et al. 2005*).

Trotz der häufigen Anwendung dieses Werkstoffes zur Rehabilitation zerstörter Frontzähne wurden in der Vergangenheit überwiegend Kompositrestaurationen im Seitenzahngebiet untersucht. Bei Betrachtung der wissenschaftlichen Literatur der letzten 10 Jahre fällt auf, dass nur wenige Publikationen zu Frontzahnrestaurationen existieren.

Vor diesem Hintergrund sollte in dieser retrospektiven In-vivo-Studie geklärt werden, wie sich Kompositfüllungen der Black-Klassen III und IV nach 6

Jahren klinisch und mikroskopisch bewähren. Es sollte eine Aussage über das Abnutzungsverhalten und Randverhalten gemacht werden und zugleich dem praktizierenden Zahnarzt wissenschaftliche Daten an die Hand geben, um Kompositfüllungen im Mund besser beurteilen zu können. Hierzu wurden klinische Parameter, wie die visuelle Einschätzung mit bloßem Auge unter zu Hilfenahme eines Spiegels und die taktile Beurteilung unter zu Hilfenahme einer Sonde, herangezogen. Weiterhin wurden die Ergebnisse einer rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung von Füllungsrandern der nachuntersuchten Füllungen herangezogen, um einen möglichen Zusammenhang zu den klinischen Ergebnissen herstellen zu können.

2. Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

Komposit leitet sich aus dem Lateinischen (*componere* = zusammensetzen) ab und beschreibt einen Werkstoff, der aus mindestens zwei verschiedenen Stoffen mit unterschiedlichen Eigenschaften zusammengesetzt ist. Die prinzipielle Zusammensetzung der kunststoffbasierten Restaurationsmaterialien hat sich in den letzten Jahren nicht wesentlich geändert, jedoch gab es einige wichtige Veränderungen im Hinblick auf die Zusammensetzung der Komposite, die die Eigenschaften der Komposite entscheidend beeinflussten.

Grundsätzlich bestehen Kompositmaterialien aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllstoffen und einer Verbundphase, die die beiden ersten miteinander vereint (*Bowen 1962b, Lutz et al. 1983*).

2.1.1 Organische Matrix

Die organische Matrix besteht bei den heute verwendeten Kompositmaterialien aus Estern der Methacrylsäure mit ein- oder mehrwertigen Alkoholen. Überwiegend handelt es sich hierbei um Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (BisGMA) (s. Abb. 1) und dessen Modifikationen (*Bowen 1962b, Janda 1988a, Janda 1988b, Janda 1988c*). BisGMA ist das so genannte Bowenharz, das als Verbindung zwischen einem Methacrylat und einem Epoxydharz entstanden ist. Durch seine beiden Phenolringe gilt es als ein starres Molekül und hat in einem Polymernetzwerk ein höheres Elastizitätsmodul (E-Modul) (s. Kap. 2.2.5.3) zur Folge. Ein solches E-Modul korreliert in der Regel auch mit besseren mechanischen Eigenschaften. Die beiden Hydroxylgruppen in den Seitenketten ermöglichen Wasserstoffbrückenbindungen bei den Monomeren untereinander, was das Monomer sehr zäh macht und deshalb mit nicht so zähen Monomeren wie z.B. TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat) verdünnt wird (*Roulet 1987c, Peutzfeldt 1997*). Damit wird die Viskosität verringert. Da die organische Matrix das Bindemittel für die Füllstoffpartikel darstellt, die durch Oberflächensilanisierung einen

chemischen Verbund mit der organischen Matrix eingehen (*Pluddemann* 1970), können die Füllstoffe besser in ein niedrigvisköses Monomer eingebettet werden.

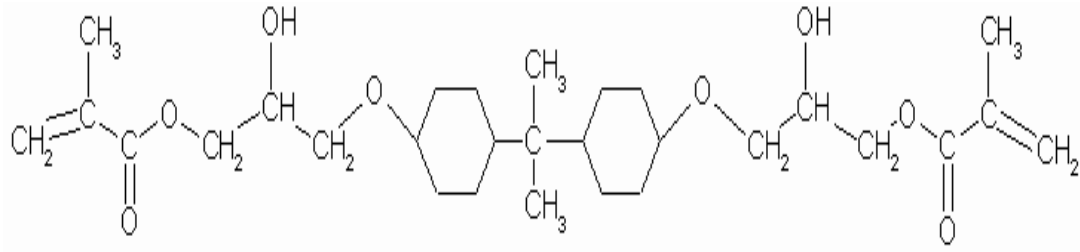


Abb. 1: BisGMA

2.1.2 Füllstoffe

Erst der Zusatz von anorganischen Füllstoffen verleiht den Produkten verglichen mit nicht gefüllten Kompositen überlegene mechanische und ästhetische Materialeigenschaften (*Bowen* 1979). Bei den Füllstoffen handelt es sich um konventionelle Makrofüller. Sie werden durch Mahl- und Brechprozesse hergestellt. Dabei handelt es sich neben Quarzpulver (SiO_2) vor allem um verschiedene Silikate unterschiedlicher Mengen und Formen wie Splitter oder Kugeln, sowie um Glaskeramiken oder Metalloxide (*Oysaed und Ruyter* 1986). Die Teilchengröße der Füllkörper der ersten Jahre liegt zwischen 10 und 100 μm , der Trend zu immer kleiner werdenden Teilchen hat mikrofeine oder kolloidale hervorgebracht, die leicht aggregieren und bei weniger als 50 nm liegen.

So kann nun eine Einteilung der Komposite nach Art und Größe der enthaltenen Füllkörper vorgenommen werden. Diese Einteilung der Kompositmaterialien geht zurück auf Veröffentlichungen von ROULET (1982) sowie von LUTZ et al. (1983) (siehe Abb. 2).

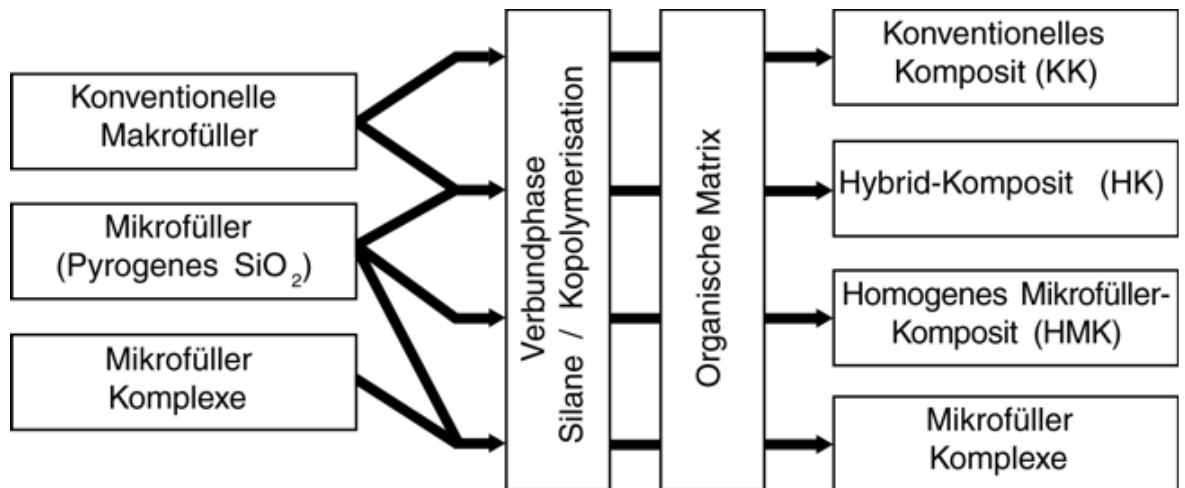


Abb. 2: Komposit-Klassifikation nach LUTZ 1983

Obwohl diese Klassifikation heute noch sehr häufig erwähnt wird, ist sie nicht mehr zeitgemäß, da sie die weitere Entwicklung der Dentalkomposite nicht mehr widerspiegelt. Diese zielt darauf ab, durch immer neue Mischungsverhältnisse an Füllkörpern unterschiedlicher Größen die Polymerisationsschrumpfung und Polierbarkeit zu verbessern, denn eine Kombination von verschiedenen Füllkörpergrößen und -arten beeinflusst die Eigenschaften der Komposite stark. Diesen Veränderungen wollte WILLEMS 1992 mit Einbeziehung des Füllstoffgehalts (mittelgefüllt = Füllergehalt <60 Vol.-%, hochgefüllt = Füllergehalt >60 Vol.-%) in seiner Klassifikation Rechnung tragen. BAYNE (1994) hat eine Einteilung auf Grundlage der Partikelgrößen vorgenommen. Durch Kombination verschiedener Füllkörpergrößen kann eine weitere Einteilung aufgrund des verwendeten Füllkörpersystems wie von KUNZELMANN und HICKEL 2001 beschrieben vorgenommen werden (siehe Tab. 1).

Der Füllgrad solcher Komposite liegt heute bei 65 bis 70 Vol.-%. Da bei den Kompositen das Verschleißverhalten wichtig ist, wurde es in der Vergangenheit hinsichtlich des Füllgrades untersucht. So scheint das Abrasionsverhalten an den Anteil der Füllkörper pro Volumeneinheit und damit an die Füllkörpergröße gekoppelt zu sein. Filtek Z100 (3M Espe) z. B. zeigt im Vergleich zu anderen Kompositen einen hohen Füllkörperanteil von

66 Vol.-% und das niedrigste, dem Amalgam ähnliche Verschleißverhalten im Gegensatz zu anderen, niedriger gefüllten Kompositen (Sindel 1998).

Tab. 1: Einteilung der Komposite auf Grundlage des Füllkörpersystems nach KUNZELMANN und HICKEL (2001)

Füllkörpersystem	Beispiele Produkt (Hersteller)
SiO ₂ (singuläre Primärpartikel u Agglomerate)	Isosit (Vivadent)
SiO ₂ (singuläre Primärpartikel u Agglomerate) + Präpolymerisate (aus SiO ₂ in Form singulärer Primärpartikel u Agglomerate)	Durafill (Heraeus Kulzer), Silux Plus (3M)
Quarz + SiO ₂	Pertac II (Espe)
Kompakte Glaskeramikfüllkörper + SiO ₂ + sphärische, gesinterte Mischoxide	Charisma (Heraeus Kulzer)
Poröse Gläser + kompakte Glaskeramikfüllkörper + SiO ₂	Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent)
Fasern + kompakte Glaskeramikfüllkörper + SiO ₂	Solitaire u. Solitaire 2 (Heraeus Kulzer)
Ionenfreisetzende Füllkörper + kompakte Glaskeramikfüllkörper + SiO ₂	Ariston (Ivoclar Vivadent)
Kompakte Glaskeramikfüllkörper + SiO ₂ + sphärische, gesinterte Mischoxide + Präpolymerisate (aus kompakten Glaskeramikfüllkörpern + SiO ₂ + sphärischen, gesinterten Mischoxiden)	Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent)
Multimodale, sphärische Füllkörper nach dem Sol-Gel-Verfahren hergestellt	Palfique Estelite (Tokuyama), Filtek P60, Filtek Z100 u. Filtek Z250 (3M Espe)
Nanofiller-Primärpartikel + calcinierte Nanofüller-Agglomerate	Filtek Supreme (XT) (3M-Espe)
Nanofiller-Primärpartikel + kompakte Glaskeramikfüllkörper	Grandio (Voco)

2.1.2.1 Makrofüller-Komposite

Die Makrofüllerkomposite haben eine mittlere Korngröße von 5 bis 10 μm . Partikel mit einer Größe von mehr als 100 μm wurden nicht verwendet, da sie mit bloßem Auge zu erkennen sind und die Oberfläche eines Komposits dadurch so rau geworden wäre, dass sie den ästhetischen Ansprüchen nicht genügen würde.

Die physikalischen Eigenschaften der Füllpartikel in Bezug auf Härte sind sehr gut. Trotzdem führen sie eingebettet in die organische Matrix bei den Makrofüller-Kompositen zu höheren Abrasionswerten. Das Verschleißverhalten dieser Komposite ist also schlecht. Die Abrasion betrifft hierbei nicht direkt die Füllkörper, sondern einzelne Füllkörper lösen sich unter Mastikationsbewegungen aus der organischen Matrix heraus. Zurück bleibt ein „Schlagloch“ und benachbarte Füllkörper liegen frei, die wiederum bei der nächsten Mastikationsbewegung herausgerissen werden. Dies ist vergleichbar mit einer Felssteinküste, an der immer wieder größere Felssteinbrocken abgetragen werden. Im Mund stellt sich dies als Abrasion der Füllung dar. Außerdem weist sich die Größe der Füllkörper negativ auf die Polierbarkeit der Kompositfüllung aus. Diese können nahezu nicht poliert werden, sondern nur die an der Oberfläche befindliche organische Matrix (*Farah und Dougherty 1981, Ernst und Willershausen 2003*).

Aus den zuvor genannten weniger guten Eigenschaften zielt die Entwicklung der neuen Komposite daher darauf ab, Füllkörper mit möglichst geringen Korngrößen der organischen Matrix beizumengen. Dabei sind diesem Ansatz Grenzen gesetzt durch die immer größer werdende Summe der Oberflächen dieser kleinen Teilchen (*Kunzelmann 2007, Kunzelmann 2008*).

2.1.2.2 Mikrofüller-Komposite

Um die im vorangehenden Abschnitt beschriebenen Nachteile der Makrofüllerkomposite zu verringern oder gar ganz aufheben zu können, wurden die Füllkörper nun in der Folge immer weiter verkleinert. Da der konventionellen Methode der Zerkleinerung durch Mühlen Grenzen gesetzt sind, stieg man auf flammenpyrolytische Herstellung der Füllkörper mit einer

durchschnittlichen Größe von 0,04 μm um daher der Begriff Mikrokomposit. (Gross 1979, Craig 1980, Ernst und Willershausen 2003). Dabei verwendet man pyrogene Kieselsäure (Siliziumdioxid), die aus dem Siliziumtetrachlorid in Gegenwart von Wasserstoff und Sauerstoff bei 750 - 2000 $^{\circ}\text{C}$ hergestellt wird. Dies gelang erstmals in der Geschichte Harry Kloepfer im Jahr 1942 und wird seit 1943 unter dem Namen Aerosil vermarktet ([www. degussa-history.com](http://www.degussa-history.com)). Hierbei handelt es sich um ein lockeres Pulver mit einer geringen Schüttdichte von nur 0,03 bis 0,06 g/cm^3 (Keller 2005).

Die Polierbarkeit dieser Mikrofüllerkomposite ist ausgesprochen gut und es kommt zu keinem Füllkörperverlust durch Mastikationsbewegungen aufgrund der geringen Retentionsfläche, die diese kleinen Füllkörper bieten. Während jedoch der Füllgrad der grob gefüllten Komposite bei 70-80 Gew.-% liegt, weist der Füllgrad der Mikrofüllerkomposite lediglich 35 Gew.-% auf. Dies liegt an der ziemlich großen spezifischen Oberfläche der Füllkörper.

Das Verhältnis von Oberfläche zu Volumen eines Füllkörpers bezeichnet man als spezifische Oberfläche. Diese ist umgekehrt proportional zum Teilchenradius, d.h., je kleiner ein Teilchen, desto größer ist die spezifische Oberfläche. Ergo passen weniger Füllpartikel eines Mikrofüllers in das gleiche Monomervolumen im Vergleich zu Makrofüllern.

Durch den geringeren Anteil an Füllkörpern sind aber zum einen die physikalischen Eigenschaften verschlechtert, zum anderen steigt die Polymerisationsschrumpfung (s. Kapitel 2.2.1). Einen Ausweg, die Polymerisationsschrumpfung gering zu halten, wurde in der Beimengung von so genannten Vor- oder Präpolymerisaten gefunden, die eine Größe von 10 bis 30 μm hatten. Dabei wurde aus einem homogenen, nur aus Mikrofüllern bestehenden, Mikrofüllerkomposit ein inhomogenes Mikrofüllerkomposit. Durch die Beimengung der Präpolymerisate konnte der Grad an Füllkörpern und damit auch die Verbesserung der physikalischen Eigenschaften erreicht werden. Dennoch zeichnen sich die Mikrofüllerkomposite durch ihre hohe Eigenelastizität negativ aus.

2.1.2.3 Hybridkomposite

In dem Streben nach weiterer Verbesserung der Komposite wurden in den 80iger Jahren des 20. Jahrhunderts die Hybridkomposite entwickelt. Der Begriff Hybrid stammt von dem lateinischen Fremdwort griechischen Ursprungs hybridea ab und beschreibt etwas Gemischtes. Diese Mischung besteht aus Makrofüllern (Gläser) aufgrund ihrer hervorragenden physikalischen Eigenschaften, und aus Mikrofüllern (pyrogene Kieselsäure) wegen ihrer guten Polierbarkeit.

Die „Hybridkomposite“ kann nun aber auch nach der mittleren Füllkörpergröße der Makrofüller unterschieden. So unterscheidet man:

- Hybridkomposit >10 µm Füllkörpergröße
- Feinpartikelhybridkomposit >5 µm Füllkörpergröße
- Feinstpartikelhybridkomposit >3 µm Füllkörpergröße
- Submikrometerhybridkomposit <1 µm Füllkörpergröße

Die letzten drei erwähnten Komposite werden heute als in Form von universell einsetzbaren Produkten in der Restaurationstherapie der Zahnheilkunde verwendet.

2.1.2.4 Einteilung nach der Konsistenz

Eine andere Einteilung der Komposite erfolgt über die Konsistenz des Komposits. So werden fließfähige, so genannte Flowkomposite („flowables“), aber auch stopfbare, besonders feste Komposite angeboten. Die Tatsache, die über ein Flow- oder Universalkomposit entscheidet, ist das Verhältnis von Mikro- zu Makrofüllern, ohne den Gesamtanteil an Füllkörpern stark zu ändern (*Ernst und Willershausen 2003*). Die Standfestigkeit von Hybridkompositen wird allerdings durch Erhöhung des Füllkörpergehalts erreicht, gleichzeitig kann dadurch ein weniger klebriges Komposit angeboten werden.

Das Flowkomposit wird zum Beispiel für Fissurenversiegelungen oder schlecht zugängliche Bereiche ohne visuelle Kontrolle angewendet, aber auch als erste Schicht bei der Mehrschichttechnik in Verbindung mit einem Universalkomposit.

2.1.3 Verbundphase

Um eine Verbindung zwischen der organischen Phase und Füllkörpern zu erreichen, muss die organische Phase die Füllkörper umschließen und eine chemische und mechanische Verbindung mit ihnen eingehen. Dieser Verbund stellt die Grundlage für die klinische Tauglichkeit der Komposite dar, ist aber zugleich auch ihr Schwachpunkt (*Roulet 1987a*).

Die Stärke der mechanischen Bindung ist von der Oberflächenstruktur und -größe der Füllpartikel abhängig. Kugelförmige Füllstoffe bieten eine kleinere Retentionsfläche als beispielsweise splitterförmige Teilchen.

Eine chemische Verbindung zwischen Matrix und Füllstoffen stellt die Verbundphase her, die zu der Gruppe der Silane gehört. Hierbei handelt es sich um bifunktionelle Moleküle, die einen organischen und anorganischen Anteil aufweisen (*Pluddemann 1970*). Die Beschichtung der anorganischen Füllstoffe mit Silanen bewirkt deren Hydrophobierung, wodurch die chemische Bindung mit der ebenfalls hydrophoben Kunststoffmatrix, der organischen Phase, möglich wird.

2.1.4 Weiterentwicklung moderner Komposite

2.1.4.1 Nanofüllerkomposite

Der Ehrgeiz zur Verbesserung und die Konkurrenz der Herstellerfirmen untereinander brachte immer neue Komposite auf den Markt. In den Jahren 2002/2003 erfolgte dann die Vorstellung der so genannten Nanotechnologie (*Ure und Harris 2003*). Bei dieser Technologie werden Nanopartikel, Nanomere, hergestellt, die als Füllkörper in die organische Phase eingebettet werden. Gemeinhin bezeichnet man Nanopartikel als Teilchen mit einem Durchmesser von 10 - 100 nm (*Holleman 1995*). Tatsächlich sind die verwendeten Partikel 20 nm groß. Per definitionem gehört diese Teilchengröße zu der Gruppe der Mikrofüller. Im Gegensatz zu den eigentlichen Mikrofüllern ist es aber gelungen, die große spezifische Oberfläche solch kleiner Füllkörper, die ein sofortiges Verklumpen zu gewöhnlichen Mikrofüllern verursachen würde, durch Silanisierung (3M Espe, Seefeld) chemisch zu inaktivieren. Dadurch nimmt die Viskosität bei

steigendem Füllergehalt nicht zu. Nun liegen einzelne gleichmäßig verteilte Nanopartikel und mehrere zu „Nanoclustern“ (3M Espe, Seefeld) vereinte Partikel in einer Kunststoffmatrix gebunden vor, zusätzlich können noch Glasfüller beigemischt werden. Durch diese Maßnahmen lässt sich ein Füllstoffgehalt von bis zu 71,4 Vol.-% (Grandio, VOCO) realisieren. Dieser hohe Gehalt korreliert mit guten physikalischen Eigenschaften. Erste In-vitro- und In-vivo-Studien zeigen leichte Verbesserungen im Verschleißverhalten (*Schultz 2003, Cha et al. 2004*) sowie bei den mechanischen Eigenschaften wie Biegefestigkeit und Zugfestigkeit (*Mitra et al. 2003*), bei der Polierbarkeit und der Oberflächenbeschaffenheit sind die Nanofüllerkomposite wie Mikrofüllerkomposite einzuschätzen (*Wu 2002*). Klinische Studien über einen längeren Zeitraum bleiben abzuwarten.

2.1.4.2 Silorane

Das übergeordnete Ziel aller Weiterentwicklungen der Komposite ist die Verringerung der Polymerisationsschrumpfung (s. Kap. 2.2.2). Bisher wurde die Optimierung des Füllkörperanteils bei unveränderter Monomerlösung weiterentwickelt. Hier sind jedoch Grenzen in Bezug auf Gehalt an Füllkörpern gesetzt, da sonst Verarbeitung und Werkstoffeigenschaften sich verschlechtern würden. Bei den Siloranen ist man deshalb den Weg der Veränderung des Monomers gegangen. Der Grundgedanke dabei war, ein Monomer zu verwenden, das beim Ablauf der Polymerisation (s. Kap. 2.2.1) seine Form verändert und so einen Teil der Polymerisationsschrumpfung wieder ausgleicht. Für diese Art von Monomeren prägten bereits 1972 BAILY und SUN den Begriff „expanding monomers“ (*Bailey 1972*). Nur wenige solcher Monomere sind für den Einsatz in Füllungswerkstoffen geeignet. Für diesen Gebrauch eignen sich so genannte Silorane. Sie bestehen aus einem Siloxan und einem Oxiran. Ein Oxiran, synonym auch als Epoxid bekannt, ist ein zyklisches organisches Molekül. Das einfachste ist das Ethylenoxid. Das Siloxan ist eine Sauerstoff-Silizium-Verbindung, zusammengefügt ergeben beide ein Siloran (s. Abb. 3).

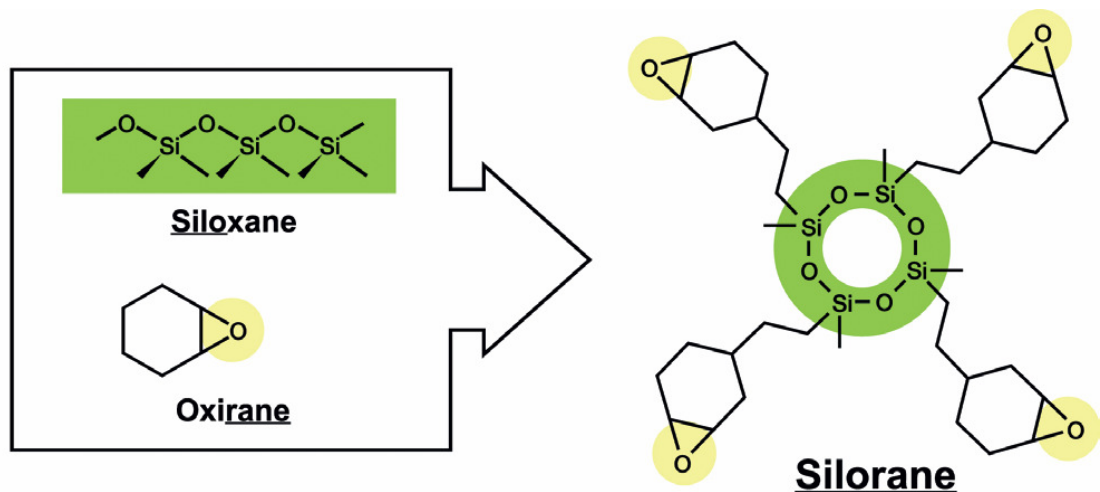


Abb. 3: Abbildung eines Silorans (3M Espe, Seefeldt)

Dieses nun ringförmige Molekül öffnet den Ring bei der Polymerisation und soll der Volumenschrumpfung anders als bei Methacrylat-basierten Kompositen entgegenwirken. Die ersten Studien hierzu zeigen bei Verwendung dieser Monomerlösung eine Volumenschrumpfung von unter 1 Vol.-% (Weinmann *et al.* 2005).

Durch die Veränderung des Monomers ist eine Verwendung der herkömmlichen Adhäsivsysteme (s. Kap. 2.3) nicht mehr möglich. Ein eigens hierfür hergestelltes Adhäsivsystem (Silorane Adhesive System) kommt zum Einsatz. Es besteht aus zwei Komponenten, einer selbstätzenden hydrophilen zur Verbindung mit dem Dentin und einer zweiten sehr viel hydrophoberen als bei herkömmlichen Adhäsivsystemen, da das Siloran stark hydrophob ist. Beide Komponenten müssen lichtgehärtet werden, damit es nicht zur Durchmischung bei der Applikation kommt.

Insgesamt sind erste Studien (Ernst *et al.* 2004, Eick *et al.* 2007, Furuse *et al.* 2008, Buegers *et al.* 2009) viel versprechend, Langzeitstudien und die klinische Bewährung bleiben jedoch abzuwarten.

2.2. Werkstoffkundliche Materialeigenschaften

2.2.1 Ablauf und Initiation der Polymerisation

Komposite werden als rein chemisch härtende, dual härtende oder rein lichthärtende Materialien angeboten. Bei dem Vorgang der Aushärtung werden die Monomere zu langkettigen Polymeren umgewandelt. Dabei läuft die Polymerisation immer nach dem gleichen Prinzip ab. In Anwesenheit eines Akzelerators zerfällt der Initiator in zwei gleiche Radikale. Diese führen zum Aufspalten der Doppelbindungen des Monomers, wodurch das Monomer selbst zum Radikal wird. Nun läuft die Kettenreaktion so lange ab, bis alle Monomermoleküle aufgebracht worden sind oder zwei Radikale aufeinander treffen und wieder ein Elektronenpaar bilden (*Viohl* 1981). Bei der lichthärtenden Variante wird als Photoinitiator am häufigsten Kampferchinon verwendet. Dabei wirkt als Akzelerator Licht mit der Wellenlänge von 468 nm, welches das Kampferchinon in Radikale zerlegt und die Kettenreaktion ablaufen lässt.

Kampferchinon hat sich gegenüber UV-Initiatoren (z.B. Benzoinalkylether) als Photoinitiator durchgesetzt, weil die Zahnhartsubstanz besser von sichtbarem Licht durchdrungen wird, das Komposit tiefer auszuhärten vermag und für das menschliche Auge weniger gefährlich ist als UV-Licht (*Shintani* 1985, *Baharav et al.* 1988, *Janda* 1988a, *Janda* 1988b, *Janda* 1988c).

Der Vorteil bei der Verwendung von heute fast ausschließlich rein lichthärtenden Kompositen bei der Füllungstherapie im Frontzahnbereich liegt in der durch den Behandler bestimmten Zeitpunkt des Beginns der Kettenreaktion zur Aushärtung des Füllungsmaterials. Da das Licht allerdings nur bestimmte Schichtstärken mit genügender Intensität durchdringen kann, müssen lichthärtende Komposite in Schichten appliziert werden, um eine sichere Aushärtung zu gewährleisten. Durch die Anwendung der Schichttechnik bei lichthärtenden Kompositen, wird zusätzlich eine signifikant höhere Festigkeit des Komposits im Vergleich zu kompakt hergestellten Monoblöcken aus lichthärtendem Kunststoff erreicht sowie ein verringerter Randspalt durch Reduzierung der

Polymerisationsschrumpfung (S. Kapitel 2.2.2) (*Sindel und Petschelt* 1996). Dies beruht zum Teil auf der dann vollständigen Aushärtung der einzelnen Inkrementeschichten.

Bei rein chemisch-initiiert härtenden Kompositen liegt eine höhere Fehlerquote bei der Anmischung vor. Hierbei können Lufteinschlüsse und Porositäten entstehen, die die physikalischen Eigenschaften der Komposite beeinträchtigen (*Janda* 1988a, *Janda* 1988b, *Janda* 1988c).

2.2.2 Polymerisationsschrumpfung

Die bei der Polymerisation auftretende Schrumpfung ist eine Volumenabnahme bei Aushärtung der Komposite. Diese liegt heute bei um oder unter 2 Vol.-%. Ältere Komposite zeigten noch Volumenschrumpfungen von 2,5 Vol.-% bis 3,5 Vol.-%, fließfähige sogar 4 Vol.-% (*Soltész und Koplín* 2004).

Die Polymerisationsschrumpfung wird durch die Anzahl der reagierenden Doppelbindungen (Umsatzrate) pro Volumeneinheit des verwendeten Monomergemischs im Komposit bestimmt. Ist die Anzahl hoch, erfolgt eine größere Schrumpfung als bei einer niedrigeren Anzahl (*Matschinske et al.* 1989, *Peutzfeldt* 1997). BisGMA ist im Verhältnis zu den Verdünnermonomeren ein relativ großes Monomer, was zur Folge hat, dass weniger Doppelbindungen pro Volumeneinheit reagieren als bei kleineren Monomeren. Die Schrumpfung nimmt mit steigendem Anteil an Verdünnermonomeren zu. Um die Anzahl an reagierenden Doppelbindungen zu reduzieren, werden Füllstoffe (s. Kap. 2.1.2) dem Monomergemisch beigefügt, dadurch verringert sich die Umsatzrate pro Volumeneinheit wieder, so dass sich die Polymerisationsschrumpfung vermindert.

Während des Polymerisationsverlaufs bildet sich aus den beweglichen Monomermolekülen ein zunehmend dichteres Netzwerk aus. Dabei werden Spannungen im Komposit aufgebaut. Diese Spannungen können zu einer plastischen Verformung des Komposits führen. Die Fähigkeit, einen

geringen Anteil der Spannungen im Material selbst auszugleichen, wird als „Flow“ bezeichnet. Initial kann das Material die Volumenschrumpfung durch Fließvorgänge ausgleichen (Prä-Gel-Zustand), sobald das Netzwerk jedoch so dicht wird, dass der Gelpunkt überschritten ist, kann der Spannungsausgleich durch Nachfließen, dem „Flow“, innerhalb des Materials nicht mehr erfolgen (Post-Gel-Zustand) (*Davidson und De Gee* 1984). Die Viskosität nimmt zu und die Verformungsfähigkeit des aushärtenden Komposits nimmt ab. Es entstehen Spannungen innerhalb des Komposits. Übersteigen die Spannungskäfte die Haftwerte zum Schmelz und Dentin, so kommt es zum teilweisen Abriss von der Kavitätenwand und es entsteht ein Randspalt (*Feilzer et al.* 1990, *Van Meerbeek et al.* 1992b). Ein Abziehen des Füllungsmaterials von der Kavitätenwand kann nur durch eine ausreichend hohe Verankerung an der Zahnhartsubstanz verhindert werden (s. Kap. 2.3 Adhäsivtechnik).

Das Komposit schrumpft zur Kavitätenwand hin und somit beeinflussen Kavitätenform und Schichttechnik die Polymerisationsschrumpfung (*Versluis et al.* 1998).

Außerdem hängt die Auswirkung der Polymerisationsschrumpfung und der damit einhergehende Schrumpfstress auch vom so genannten C-Faktor (engl.: configuration factor) ab, der das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Fläche beschreibt (*Feilzer et al.* 1987, *Haller* 2003). Besteht nur eine Haftfläche, kann das Material auf diese Fläche hin schrumpfen, bei mehreren Flächen ergeben sich Spannungen innerhalb des Materials.

Allerdings kann der Wert der Schrumpfung nicht allein betrachtet werden, sondern muss immer im Zusammenhang mit den gesamten mechanischen Eigenschaften, insbesondere des E-Moduls, betrachtet werden. Ein kleines E-Modul beschreibt eine große elastische Verformungsfähigkeit eines Komposits.

2.2.3 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Bei der Polymerisation zahnärztlicher Kompositwerkstoffe entsteht ein dreidimensional verknüpftes Netzwerk. Die Größe der Wassermoleküle erlaubt jedoch, dass diese in die Zwischenräume nach dem Fickschen Diffusionsgesetz diffundieren können, bevorzugt an Hydroxyl- und Carboxylgruppen, wo sie schwache polare Bindungen ausbilden (*Kalachandra 1989, Bastioli et al. 1990*).

Durch die Wasseraufnahme des Komposits nach der Aushärtung, die nach etwa 4 Wochen abgeschlossen ist (*Rzanny und Welker 2000*), kommt es zu einer Quellung (Hygroskopische Expansion). Diese liegt bei älteren Kompositen etwa in dem Bereich zwischen 1 und 5 Vol.-%, bei neueren nur noch bei 0,2 bis 0,6 % (InTen-S, Ivoclar Vivadent). Damit kann der Auswirkung der Polymerisationsschrumpfung wieder entgegengewirkt und die innere Spannung abgebaut werden (*Viohl 1981*), allerdings nur zum Teil und zu einem viel späteren Zeitpunkt als eigentlich gewünscht. Die Wasseraufnahme und Löslichkeit wird von der Sorgfalt der Verarbeitung, bei photopolymerisierbaren Kompositen insbesondere von den richtigen Bestrahlungszeiten, bestimmt (*Viohl und Eickhoff 1979*). Die Wasseraufnahme führt des Weiteren zu einer Veränderung der mechanischen Eigenschaften, so kann die Festigkeit teilweise vermindert sein (*Valiaho und Forsten 1971*). Im Hinblick auf ästhetische Gesichtspunkte einer Füllung führt die Wassereinlagerung zu substantiellen Farbveränderungen einer Kompositfüllung (*Ruyter und Oysaed 1982, Cook und Chong 1985*). Es wird angenommen, dass Wasser als polares Reaktionsmedium die zu Verfärbungen führenden oxidativen Reaktionen begünstigt (*Asmussen 1983*) und mit freien Polymerenden und unverbrauchten Initiatoren interagiert.

2.2.4 Thermischer Ausdehnungskoeffizient

Die thermische Wechselbelastung im Mund bei der Nahrungsaufnahme wirkt sich auch auf Zahn und Füllung aus. Dabei dehnen sich Zahnhartsubstanz und Komposit unterschiedlich aus. Zur Beschreibung

dieses Prozesses bei thermischer Belastung gibt es den thermischen Expansionskoeffizienten α , der die relative Längenänderung eines Materials bei einer Temperaturänderung um 1 °K angibt. Für Kompositmaterialien wird ein Wert zwischen $17,4$ und $83,5 \times 10^{-6} / ^\circ\text{K}$ angegeben (*Kullmann und Pötters 1984, Yamaguchi et al. 1989*), ein 2 bis 8-fach höherer Wert als für die Zahnhartsubstanz. Dieser Umstand führt dazu, dass bei einer Temperaturwechselbelastung Spannungen entstehen, die auf den Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial einwirken und im ungünstigsten Fall zum Randspalt führen. Nach einem Abriss des Komposits von der Kavitätenwand kann es dann durch die thermische und mechanische Belastung zum Pumpeffekt oder zur Perkolation kommen, die für die Entstehung von Sekundärkaries verantwortlich gemacht werden. (*Brännström und Johnson 1970, Brännström und Nyborg 1971, Lutz 1976, Lüscher et al. 1978, Staninec et al. 1986*)

2.2.5 Festigkeit

Von jedem plastischen Füllungsmaterial muss gefordert werden, dass es in ausreichendem Maß den im Munde auftretenden Kaukräften widersteht. Durch die zuvor genannten Eigenschaften von Komposit treten Kräfte unterschiedlichster Art auf. Deshalb werden Oberflächenhärte, Druck-, Zug- und Biegefestigkeit sowie das Elastizitätsmodul bestimmt, um ein Komposit beurteilen und vergleichen zu können.

2.2.5.1 Härte

Die Härte eines Materials ist beschrieben als der Widerstand eines Körpers, der dem Eindringen eines anderen harten Körpers entgegengesetzt wird.

Um die Härte von Kompositen bestimmen zu können, werden an Proben verschiedene Messungen am Rand oder der Mitte der Füllung durchgeführt. So kann man Unterschiede in der Festigkeit eines Komposits feststellen (*Reinhardt und Vahl 1977a, Reinhardt und Vahl 1977b, Cook 1980*). Die Härtemessungen (Brinell, Vickers, Rockwell) sind eigentlich für die Härtemessung bei Metallen entwickelt worden. So sind diese nicht so ohne

weiteres für die Härtemessung bei Kompositen geeignet, da sich bei der Härtemessung der Eindruck teilweise auf Grund der Elastizität des Kompoits wieder zurückstellt und daraus höhere Härtezahlen resultieren. Also muss man unter Last entweder die Eindringtiefe, wie beim Rockwell-Verfahren, oder die Größe des Eindrucks durch einen Vickers-Diamanten hindurch messen (Marx und Müller 1971). Im Gegensatz zum Vickers-Diamanten mit einer quadratischen Spitze wird oft auch der Knoop-Diamant verwendet, der eine rhombische Form besitzt, bei dem dann nur die lange Diagonale der Impression im geprüften Material gemessen wird (s. Abb. 3). Bei so genannten Kleinlast-Härteprüfungen an Kompositen tritt eine große Streuung auf, weil die Spitze des Prüfgerätes wechselnd mehr auf die Füllkörper oder auf die Matrix treffen kann (Cook 1980).

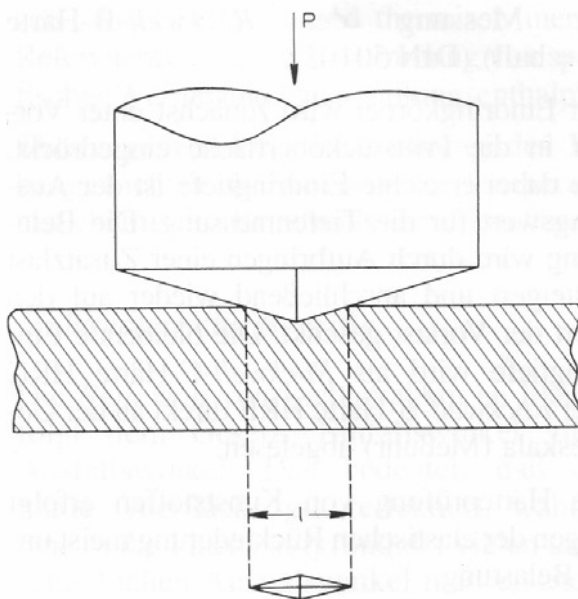


Abb. 3: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Knoop, P=Prüflast, l=Länge

2.2.5.2 Biegefestigkeit

Bei der Biegefestigkeit wird ein stabförmiger Gegenstand an den Enden aufliegend in der Mitte mit einer Kraft F belastet. Dabei biegt sich der Gegenstand um den Betrag f durch. Wird die Kraft F zu groß, bricht der

Gegenstand durch. Aus folgender Formel lässt sich die Biegefestigkeit berechnen:

$$\sigma = \frac{3F \cdot l}{2h^2 \cdot b}$$

(F: Kraft, l: Länge, h: Höhe, b: Breite der Probe).

Die Bruchfestigkeit von Kompositen wird durch die schwächste Komponente bestimmt, daher erhöht die Zugabe von Füllstoffen allein nicht die Biegefestigkeit, sondern nur, wenn diese auch vollständig silanisiert sind (Verbundphase) (*Bowen 1962b, Viohl 1981*).

2.2.5.3 Elastizitätsmodul

Nicht allein die Biegefestigkeit ist von klinischer Bedeutung, sondern die vorher auftretende Verformung. Der Grad der Durchbiegung oder die Steifigkeit lässt sich mit dem Elastizitätsmodul, kurz E-Modul genannt, angeben. Seine Angabe erfolgt in PASCAL (N/m²). Dabei beschreibt ein hoher Wert eine geringe Verformung. Die Werte für Komposite liegen zwischen 5 und 27 GPa (*Roulet 1988, Willems et al. 1993, Rzanny und Welker 2000*). Bei einem geringen E-Modul können innere Spannungen besser kompensiert werden, vorteilhaft in Klasse-V-Kavitäten (*Kemp-Scholte und Davidson 1990*). Allerdings ist eine allzu starke Verformung im Kaudruck belasteten Bereich kritisch zu betrachten, da die marginale Integrität gefährdet werden könnte (*Schwickerath 1982*). Also ist ein E-Modul von Vorteil, welcher sowohl innere Spannungen kompensieren kann als auch Verformungen bei Kaubelastung nur soweit zulässt, dass kein Integritätsverlust auftritt.

2.3 Adhäsivtechnik

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, ist die Rehabilitation kariös oder traumatisch zerstörter Zähne heute stärker darauf gerichtet, nur den Defekt zu versorgen und möglichst viel Zahnhartsubstanz zu erhalten (*Lutz 1976, Hugo 1996b, Hugo 1996a, Hugo et al. 1996*). Dies bedeutet, dass die makromechanische Verankerung immer weiter in den Hintergrund rückt und die mikromechanische oder chemische Verankerung an der Zahnhartsubstanz an Bedeutung gewonnen hat unter konsequenter Nutzung aller zur Verfügung stehender Adhäsionsareale. Die Haftung eines Komposits an der Zahnhartsubstanz findet über die Adhäsion statt. Unter Adhäsion versteht man das Haften zweier Körper aneinander durch mechanische und/oder chemische Kräfte, die bei enger Berührung wirksam werden. Damit eine solche Adhäsion zustande kommen kann, müssen als Voraussetzungen eine große, retentive und benetzbare Oberfläche sowie ein dünnfließendes Adhäsiv vorliegen.

Zum Verständnis der Verankerung am Schmelz und Dentin ist der jeweilige unterschiedliche Aufbau von großer Bedeutung.

2.3.1 Aufbau und Struktur des Zahnschmelz

Der Zahnschmelz ist ein sehr hartes durchscheinendes und zellfreies Gewebe. Dieses besteht zu 86 Vol.-% aus mineralischen Substanzen, zu 2 Vol.-% aus organischen Substanzen und zu 12 Vol.-% aus Wasser (*Buddecke 1981, Lutz et al. 1993, Schroeder 2000*). Bei den organischen Bestandteilen handelt es sich bei ausgereiftem Zahnschmelz um lösliche oder unlösliche Proteine und Kohlenhydrat-Proteinverbindungen, die gleichzeitig die Matrize für das abgelagerte Zahnmineral darstellen.

Bei den mineralischen Substanzen im Zahnschmelz handelt es sich um Apatite, die sich durch die allgemeine Summenformel $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{X}_2$ beschreiben lassen, wobei X entweder ein Fluoridion (Fluorapatit) oder ein Hydroxylion (Hydroxylapatit) sein kann. Die Konzentration des Schmelzminerals schwankt in Abhängigkeit von der Lokalisation des Schmelzes und nimmt von der Oberfläche zur Schmelz-Dentin-Grenze ab.

Im Hartgewebe des Schmelzes ist eine zusätzliche Anzahl von Ionen enthalten, die dem reinen Hydroxylapatit fehlen. Dazu gehören CO_3^{2-} , Fluorid, Natrium, Spurenelemente sowie einige Prozent Wasser. Neben den Hauptmineralien Calcium und Phosphat sind weitere Ionen am Aufbau des Schmelzminerals beteiligt (s. Tab. 2).

Tab. 2: Anorganische Bestandteile des Zahnschmelzes

Element	Schmelz (g/100 g Trockensubstanz)
Calcium	32-39
Phosphat	16-18
Carbonat	1,9-3,6
Natrium	0,25-0,90
Magnesium	0,25-0,56
Chlorid	0,19-0,30
Kalium	0,05-0,30
Fluorid	bis 0,5

Unter den anorganischen Bestandteilen des Zahnschmelzes zeigt Fluorid die größten Konzentrationsunterschiede. Der Gehalt kann an der Oberfläche bis zu 5 g/kg betragen bei einem exponentiellen Abfall der Fluoridkonzentration in den tieferen Schichten (*Buddecke* 1981).

Im ausgereiften Schmelz bilden die Apatitkristalle lange Bänder und Platten und erscheinen als eine aus Stäbchen bzw. prismenförmigen Einheiten bestehende Struktur. Dies führt zu einer Zusammenfassung der Schmelzkristallite in die so genannten Schmelzprismen, die dem Zahnschmelz ein charakteristisches Strukturgefüge verleihen. Diese Schmelzprismen sind in radiärer Anordnung im gesamten Schmelz vorhanden und sind in eine gelartige strukturlose organische Matrix eingebettet, die 1 bis 2 Vol.-% einnimmt.

Man kann nach dem Strukturmuster der Schmelzprismen einen „Schlüssellochtyp“ und einen „Pferdehuftyp“ unterscheiden. Dies kommt durch die Beteiligung von 3 bis 4 Ameloblasten an der Entstehung eines

Schmelzprismas zustande. Benachbarte Prismen sind dabei parallel zueinander angeordnet (s. Abb. 4). Im Querschnitt weisen diese Prismen einen Durchmesser von 5 bis 9 µm auf (*Lutz et al.* 1993, *Schroeder* 2000).

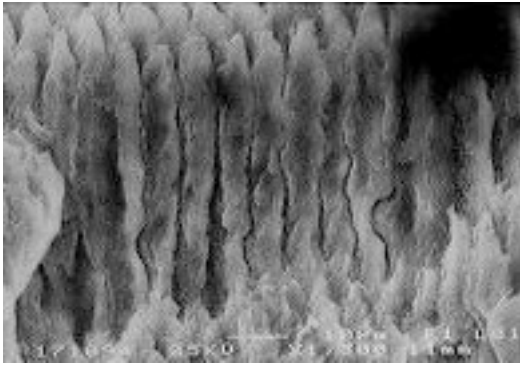


Abb. 4: REM-Aufnahme einer typischen Anordnung von Schmelzprismen (ZM-Online, Fortbildungsteil 1/2001, S. Busch, Grundlagenforschung auf dem Weg zur "natürlichen Füllung")

Prismenfreier Schmelz findet sich bei Milch- und bleibenden Zähnen vor allem im Fissurenbereich und zervikal.

2.3.2 Haftungsmechanismen am Schmelz

Die Einführung der Adhäsivtechnik in die Zahnmedizin durch die Schmelz-Ätz-Technik geht auf BUONOCORE (1955) zurück, der die Retention von Acrylatfüllungen durch Anätzen des Zahnschmelzes steigern konnte. Die Idee dabei war eine größere und besser benetzbare Oberfläche zu schaffen, an der dann die Acrylatfüllung besser haften kann.

Eine solche Oberfläche wird beim Schmelz, der mit einem Diamantschleifer angeschrägt wurde, mittels einer Ätzung mit einer meist 30- bis 40-%igen Phosphorsäure erzeugt. Hierbei kommt es zu einem irreversiblen Schmelzverlust und dabei löst sich bei den durch die Anschrägung quer getroffenen Schmelzprismen Hydroxylapatit heraus, wodurch eine Vergrößerung der Oberfläche mit besserer Benetzbarkeit und eine mikromechanische Oberfläche entsteht (*Retief* 1973, *Gwinnett* 1981, *Jendresen und Glantz* 1981, *Ruyter* 1995), ein so genanntes Ätzmuster. In diese konditionierte Oberfläche können niedrig visköse Monomere

einfließen, so dass die Haftung über mechanische Retention und physikalische Adhäsion durch den engen Kontakt zweier Körper erfolgt. Jegliche Verunreinigung des geätzten Schmelzes mit Blut, Speichel oder ähnlichem führt zu einer statistisch signifikanten Verschlechterung der Haftwerte (*Hormati et al.* 1980, *Stoll et al.* 1999). Die Zughaftwerte von Komposit werden am Schmelz mit 16 bis 21 MPa angegeben (*Lutz et al.* 1993). Die Ätzzeit des Schmelzes beträgt 15 besser jedoch 30 bis 60 Sekunden (*Brännström und Nordenvall* 1977, *Gottlieb et al.* 1982, *Barkmeier et al.* 1985, *Barkmeier et al.* 1986, *Crim und Shay* 1987) und wird durch das Absprühen mit Wasser für mindestens 15 Sekunden (*Schulein et al.* 1986) beendet. Dabei werden die Säure und Präzipitate vollständig entfernt (*Lutz et al.* 1993). Danach weist die Tiefenausdehnung der angeätzten Oberfläche im Mittel 25 µm auf (*Retief* 1973).

Im Zuge der Weiterentwicklung der Bondingsysteme entstanden so genannte selbstkonditionierende Systeme, bei den eine selektive Ätzung des Schmelzes mit Phosphorsäure nicht mehr notwendig ist. Das Ziel dieser Entwicklung sollte die Vereinfachung und Verkürzung des Arbeitsschrittes sein.

Bei den selbstkonditionierenden Systemen kann man wieder in Ein-Schritt und Zwei-Schritt-Systeme unterscheiden, wobei bei Zwei-Schritt-Systemen zuerst ein Primer (S. Kap. 2.3.5) aufgetragen wird, der für die Ätzung des Schmelzes mit sauren Monomeren ausgestattet ist. Diese Monomere enthalten Phosphat- oder Carboxylatgruppen. Danach erfolgt die Applikation des Adhäsivs (s. Kap. 2.3.6). Die Ein-Schritt-Systeme oder All-in-one-Adhäsive vermögen nun alle drei Arbeitsschritte (Ätzen, Primern und Adhäsiv) in einem Schritt zu vereinen. Hier ist die Abstimmung der einzelnen Bestandteile aber besonders schwierig, da nun hydrophile und hydrophobe Anteile in einer Lösung nebeneinander gelöst sein müssen und ihre Wirkung in ausreichendem Maß vorhanden sein muss.

Einiges bleibt aber in Langzeituntersuchungen abzuwarten wie etwa eingebettete Schmierschichtpartikel oder ausgefällte Kaliumsalze sich auf den langfristigen Verbund zur Zahnhartsubstanz auswirken.

2.3.3 Aufbau und Struktur des Dentins

Im Gegensatz zum Schmelz bildet Dentin den größten Anteil aller Zahnhartgewebe und entspricht in Aussehen und Eigenschaften dem Elfenbein. Es ist weniger hart als der Schmelz, hochgradig elastisch sowie verformbar und besitzt eine gelbliche Farbe. Die Zusammensetzung des Dentins besteht zu 45 Vol.-% aus mineralischer Substanz, zu 30 Vol.-% aus organischer Substanz und zu 25 Vol.-% aus Wasser (*Buddecke 1981, Lutz et al. 1993, Schäfer 1999*). Dabei macht Kollagen vom Typ I (*Lutz et al. 1993*) den größten Anteil der organischen Substanzen aus, gefolgt mit großem Abstand von Glykosaminoglykanen, Proteinen und Citrat (*Buddecke 1981*). Bei den mineralischen Substanzen stehen Calcium und Phosphat an erster Stelle, aber auch im Dentin sind weitere Ionen Bestandteil der mineralischen Substanzen (s. Tab. 3).

Tab.3: Anorganische Bestandteile des Dentins

	Dentin (g/100 g Trockensubstanz)
Calcium	26-28
Phosphat	12-13
Carbonat	3,0-3,5
Natrium	0,6-08
Magnesium	0,8-1,0
Chlorid	0,03-0,5
Kalium	0,02-0,04
Fluorid	bis 0,1

Die äußerste, 10 bis 30 µm dicke Schicht, die parallel zur Schmelz-Dentin-Grenze verläuft, wird Manteldentin genannt. Es ist gekennzeichnet durch die so genannten Korff'schen Fasern, die mit 0,1 bis 0,2 µm Stärke die Kollagenfibrillen des restlichen Dentins übersteigen. Außerdem ist der Mineralisationsgrad nicht so hoch (*Buddecke 1981*).

Im Gegensatz zum Schmelz ist die Dentinbildung nach dem Zahndurchbruch nicht abgeschlossen, so unterteilt man Dentin in Primär-

und Sekundärdentin. Letzteres wird gebildet, wenn das Wurzelwachstum abgeschlossen ist.

Weiterhin kann man eine Unterteilung in verschiedene Dentinarten vornehmen (*Goldberg und Lasfargues* 1995):

So unterscheidet man Prädentin, das direkt oberhalb der Pulpa anzutreffen ist, 15 µm stark und nicht mineralisiert ist. Der Hauptvertreter des Dentins ist das intertubuläre Dentin, welches in Richtung Pulpa wegen höherer Tubulidichte abnimmt.

Die Tubuli, in denen sich die Odontoblastenfortsätze (Tomes'schen Fasern) befinden, werden von peritubulärem Dentin, welches hypermineralisiert ist und wenig organische Matrix aufweist, ausgekleidet. Die Synthese erfolgt lebenslang von den Odontoblasten und wird über ihre Fortsätze in den Tubuli an der Kanalwand abgelagert, was zu einem langsamen Verschluss der Tubuli führt. So genanntes Interglobulardentin findet man als unmineralisierte Inseln im Dentin vor.

Das Dentin wird von Dentintubuli durchzogen, in denen sich die Odontoblastenfortsätze befinden. Dabei nehmen diese das innere Drittel der Tubuli ein und die äußeren zwei Drittel werden von Extrazellularflüssigkeit eingenommen. Die Größe der Dentintubuli beträgt in Pulpanähe etwa 2,5 - 3 µm bei ca. 65.000 Tubuli pro mm², in der Peripherie 0,8 - 1 µm bei 15.000 Tubuli pro mm² (*Ketterl* 1965, *Lutz et al.* 1993, *Goldberg und Lasfargues* 1995, *Schäfer* 1999, *Schroeder* 2000).

Dentin besitzt auch die Möglichkeit, irreguläres Dentin zu bilden, z.B. aufgrund einer kariösen Läsion. Dieses als Tertiärdentin, Reizdentin oder Reparaturdentin bezeichnete Dentin ist gekennzeichnet durch das Fehlen von Dentintubuli. Es wird nämlich von Odontoblasten gebildet, die neu differenziert aus der Pulparandzone gebildet wurden, da sie keine Zellteilung durchführen können, und die keine Odontoblastenfortsätze besitzen (*Buddecke* 1981, *Magloire et al.* 1992).

2.3.4 Haftmechanismen am Dentin

Das Ziel der Dentinhaftung ist, das Dentin für die zusätzliche Verankerung von Komposit zu nutzen. Dabei gab es in der Vergangenheit verschiedene Ansätze, sich das Dentin als Haftareal zu Nutze zu machen. Die oben erwähnten Grundprinzipien der Adhäsion gelten dabei auch für das Dentin.

Die bei der mechanischen Exkavation von Karies durch Zermahlung entstehenden Zelltrümmer und restliche Mikroorganismen bleiben als Schmierschicht (smear layer) auf dem Dentin zurück. Diese Schmierschicht verschließt die Dentintubuli und sorgt so für einen Verschluss der Dentinwunde. Anfangs wollte man über chemische oder mikromechanische Verankerung an dieser Schmierschicht einen Verbund zum Komposit aufbauen, denn man befürchtete eine Schädigung des vitalen Pulpa-Dentin-Komplexes (*Retief et al. 1974, Stanley et al. 1975*). Man wollte über funktionelle Gruppen eine Chelatkomplexbildung mit den Kalziumionen des Dentinhydroxylapatits eingehen (*Jedrychowski et al. 1981, Bowen et al. 1987, Eick et al. 1992*). Ein weiterer Versuch wurde unternommen, um über endständige funktionelle Gruppen wie etwa Hydroxyl- oder Carboxylgruppen eine Kopplung zu erreichen (*Asmussen und Uno 1992*).

Es wurden aber nur sehr geringe Haftfestigkeitswerte von 6 bis 13 MPa erreicht (*Asmussen und Uno 1992, Ruyter 1995*) und damit zu wenig für einen dauerhaften Verbund des Komposits mit dem Dentin. Schnell kam man zu der Einsicht, dass die Schmierschicht ein limitierender Faktor in der Verbundfestigkeit darstellt und deshalb wurde deren Auflösung vorgeschlagen (*Retief und Denys 1989*). Durch die vollständige Entfernung der Schmierschicht erhöhen sich die Haftwerte gegenüber einer unvollständigen oder fehlenden Entfernung statistisch signifikant (*Haller et al. 1993*).

Die Auflösung der Schmierschicht erfolgte in der Anfangszeit mit weniger aggressiven Mitteln wie zum Beispiel EDTA aus Angst vor einer Schädigung der Pulpa. Da aber klinisch eine selektive Schmelzätzung mit Phosphorsäure selten gewährleistet ist, lag es nahe, Schmelz und Dentin in einem Arbeitsgang zu ätzen (ursprünglich Total-Ätz-Technik genannt).

Dabei wird mit der so genannten Etch&Rinse-Technik mittels einer 35- bis 40-%igen Phosphorsäure das Dentin ebenfalls konditioniert (*Fusayama et al.* 1979, *Nakabayashi et al.* 1982). Diese Konditionierung führt bei 15 s Ätzzeit zu einer ca. 2,5 µm, bei längerer Ätzzeit bis zu ca. 7,5 µm tiefen Demineralisierung des Dentins (*Nakabayashi et al.* 1982, *Friedl et al.* 1995, *Rathke* 2002), welche für einen Verbund von Dentin und Haftmittel ausschlaggebend ist (*Frankenberger et al.* 1996). Die Abbildung 7 zeigt eine solche retentive Oberfläche.

Die Konditionierung löst im intertubulären und peritubulären Dentin Hydroxylapatitkristalle heraus und legt das Kollagennetzwerk frei. Durch die zusätzlich erfolgte Eröffnung der Dentintubuli mit dem darin befindlichen Dentinliquor macht das Dentin allerdings hydrophil. Um nun eine Verbindung zum hydrophoben Komposit herstellen zu können, bedarf es eines Agens, welches sich an dem hydrophilen Dentin verankert. Diese Verankerung wird durch Penetration eines hydrophilen Monomers in das konditionierte Dentin erreicht (*Nakabayashi et al.* 1982, *Van Meerbeek et al.* 1992a). Dabei durchdringt das hydrophile Monomer (auch Primer genannt, s. Kap. 2.3.5) das freigelegte Kollagennetzwerk und fließt in die eröffneten Dentintubuli ein. Damit diese Durchdringung stattfinden kann, darf das Kollagennetzwerk nicht kollabieren oder verkleben. Dies kann jedoch durch übermäßige Trocknung mit dem Luftbläser nach Absprühen der Säure passieren.

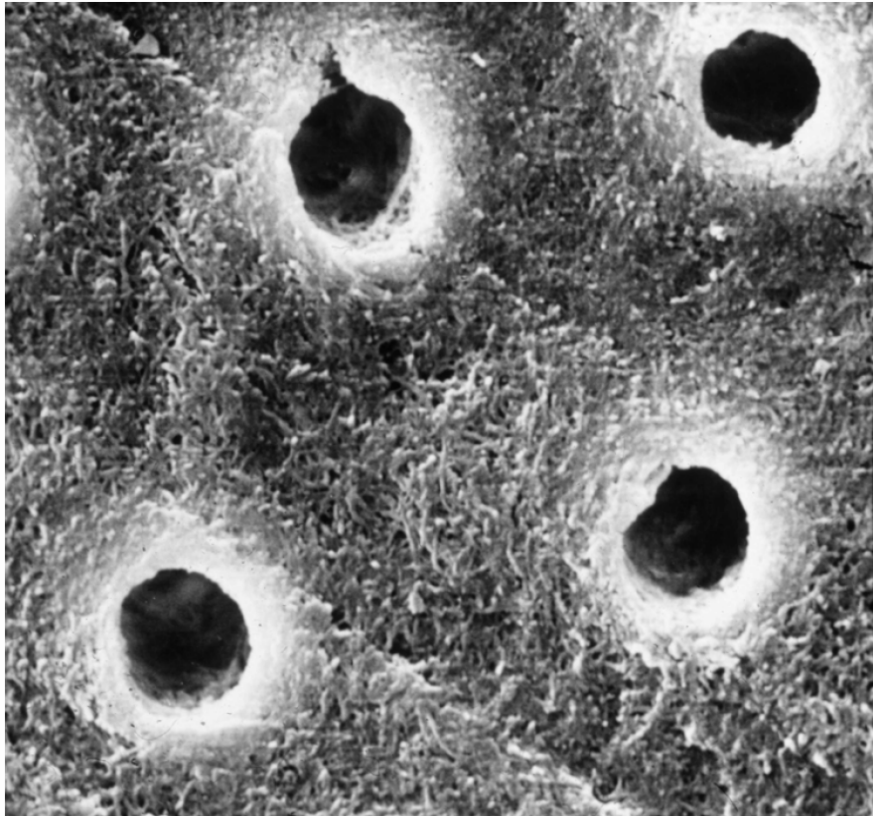


Abb. 7: Rem-Aufnahme einer angeätzten Dentin Oberfläche, 20.000-fache Vergrößerung (ZM-Online Fortbildungsteil 1/2003, Bernd Haller, Uwe Blunck, Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme)

Um einen solchen Kollaps des Kollagennetzwerkes zu verhindern, wird ein „Wet bonding“ durchgeführt. Dies bedeutet, dass der Primer auf das nicht völlig ausgetrocknete Dentin aufgetragen und für ca. 30 s eingerieben wird. So wird gewährleistet, dass die höchsten Haftwerte im Dentin erreicht werden können (*Frankenberger et al. 1996*). Ist aber das Dentin während der Applikation des Primers zu feucht, verringern sich die Haftwerte statistisch signifikant, weil dann eine vollständige Penetration des Dentins nicht erfolgen kann (*Friedl et al. 1995*). Die Dauer der Dentinkonditionierung sollte wie beschrieben 15 bis 20 s nicht überschreiten (*Rathke 2002, Haller 2003*). In dieser Zeit wird die Schmierschicht sicher entfernt und die Haftwerte sind sowohl initial als auch nach einem Jahr gut. Im Gegensatz dazu fallen bei gleichguten Anfangswerten bei 30 s Ätzzeit des Dentins die Haftwerte nach einem Jahr auf teilweise sogar unter 10 MPa ab

(*Frankenberger et al.* 1998). Dies ist darauf zurückzuführen, dass bei längeren Ätzzeiten im Dentin das Kollagennetzwerk tiefer freigelegt wird (*Wang und Spencer* 2004) und der Primer daher schwieriger in die tiefen Bereiche vordringen kann.

Nachdem der Primer das Kollagennetzwerk durchdrungen hat, wird der eigentliche Haftvermittler, das sogenannte Adhäsiv (s. Kap. 2.3.6), appliziert. Die Penetration des Haftvermittlers in das mit Primer vorbehandelte demineralisierte Dentin führt zur Bildung der Hybridschicht (*Nakabayashi et al.* 1982, *Nakabayashi et al.* 1991, *Van Meerbeek et al.* 1992a, *Pashley et al.* 1993, *Van Meerbeek et al.* 1993). Gleichzeitig fließt es auch in die eröffneten Dentintubuli ein und es bilden sich Kunststoffzapfen (Tags) aus (*Nakabayashi et al.* 1982, *Nakabayashi et al.* 1991, *Van Meerbeek et al.* 1992a, *Pashley et al.* 1993, *Van Meerbeek et al.* 1993). Hierdurch wird eine Versiegelung des Dentins erreicht. Damit das Adhäsiv möglichst vollständig in das demineralisierte Dentin eindringen kann, muss es mit ausreichend Zeit, in der Regel etwa 10 s, aufgetragen werden. Danach erfolgt vor der Einbringung des Komposits eine Lichthärtung des Bondingsystems, um den Polymerisationsschrumpungskräften besser widerstehen zu können.

2.3.5 Primer

Der Primer ist eine Monomerlösung, die einen hydrophilen und einen hydrophoben Anteil aufweist. Damit ist der Primer befähigt, das konditionierte, hydrophile Dentin zu benetzen und eine Verbindung zum Adhäsiv aufzubauen, um so die Dentinhaftung des hydrophoben Komposits zu ermöglichen (*Lutz et al.* 1993, *Haller* 1994, *Van Meerbeek et al.* 1994). Für diese Aufgabe verwendet man in den meisten Fällen das hydrophile Monomer 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), weitere Monomere sind Biphenyldimethacrylat (BPDM), N-Tolylglycin-glycidylmethacrylate (NTG-GMA) und N-Phenylglycin (NPG) sowie Methacrylatphosphate (*Douglas* 1989, *Johnson et al.* 1991, *Schäfer* 1999). Die Verbesserung der Penetration des Dentins steigt mit der Hydrophilie des Monomers an. HEMA

zeigt eine hohe Polarität der Verbindung, die auf die OH-Gruppe, die Estergruppe und die Carbonylgruppe zurückzuführen ist (Abb. 8).

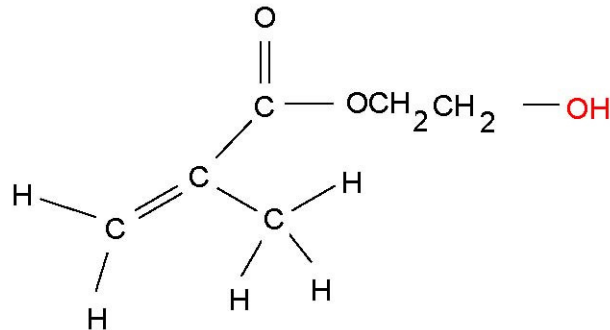


Abb. 8: Strukturformel HEMA

HEMA gehört zu der Gruppe der amphiphilen Substanzen und kann große Mengen Wasser binden. Es ist klar, farblos bis gelblich und weist einen esterartigen Geruch auf.

Dieses Monomer kann in Wasser, Alkohol oder Aceton gelöst vorliegen. Die organischen Lösungsmittel Alkohol und Aceton können bei feuchtem Dentin besser in das Dentin penetrieren, weil sie die Oberflächenspannung des Wassers herabsetzen und es verdrängen. Die in ihnen gelösten Monomere gelangen tiefer ins konditionierte Dentin. Dagegen hat Wasser als Lösungsmittel den Vorteil ein zu stark ausgetrocknetes Dentin wieder anzufeuchten und ein kollabiertes Kollagenetzwerk wieder aufzurichten, ähnlich dem „Wet bonding“. Hierzu muss der Primer aber möglichst 30 s eingerieben werden.

Das Lösungsmittel des Primers muss nach Aufbringung vollständig durch Verblasen entfernt werden, da es sonst zu einer Verminderung des Haftverbundes kommt (*Tay et al.* 1995). Bei allen Primern sollte die Einwirkungszeit der Hersteller beachtet werden, gegebenenfalls bei Wasser als Lösungsmittel sogar überschritten werden (*Jacobsen und Söderholm* 1995) oder mehrmals angewendet werden (*Titely et al.* 1994), um einen besseren Haftverbund zu erzielen.

2.3.6 Adhäsiv

Unter dem Begriff Adhäsiv versteht man eine dünnfließende, benetzende Flüssigkeit, die zwei Oberflächen miteinander verbindet, wobei zwischen Adhäsiv und den Oberflächen enger Kontakt besteht (*Haller 2003*). Nun wird als letztes Verbindungsglied zwischen dem Komposit und dem Dentin ein Adhäsiv (Bonding) aufgetragen. Dieses vermischt sich mit dem Primer und bildet mit dem Kollagengeflecht des Dentins die so genannte Hybridschicht (Hybrid-Layer) (*Nakabayashi et al. 1982, Nakabayashi et al. 1991, Rathke 2002*). Diese dient wiederum als Bindeglied für das später darauf applizierte Komposit. Die Hybridschicht sollte 15 µm nicht unterschreiten, da solche Schichtdicken eine totale Inhibition der Polymerisation zeigten (*Schäfer 1999, Rathke 2002*), bedingt durch die Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht (SIS), einer Zone, in der der Luftsauerstoff die Polymerisation verhindert. Allerdings kann die Empfehlung, diese Schichtstärke nicht zu unterschreiten, heute nicht mehr als Ziel angesehen werden, da bereits moderne Adhäsive wie Excite (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) nur noch 5 µm Stärke einer SIS ausbilden (*Meyer-Lueckel et al. 2005*).

Die Adhäsive enthalten auch Monomere, wie sie in Kompositen zu finden sind - unter ihnen sind Bis-GMA, 4-Meta und Triethylen-glycol-dimethacrylat (TEGDMA) oder UDMA (Urethan-dimethacrylat)-Komposite (*Schäfer 1999*) und besitzen ebenfalls niedrigvisköse amphiphile Moleküle, um eine Verbindung zwischen den hydrophilen Monomeren des Primers und dem hydrophoben Komposit herzustellen. HEMA wird als Zusatzstoff beigemischt, um eine höhere Benetzbarkeit des Primers zu erreichen. Fast alle Adhäsive härten nach dem Auftragen durch Licht initiiert aus. Nur einige sind dual- oder rein chemisch initiiert aushärtend. Diese eignen sich dann für die Verankerung von adhäsiven Wurzelstiften.

Die Einteilung der Adhäsivsysteme erfolgte lange Zeit in Generationen. Mit jeder neuen Entwicklung und Markteinführung wurde eine neue Generation von Adhäsivsystemen erzeugt. Durch die Entwicklung von

selbstkonditionierenden Adhäsivsystemen (Non-Rinse-Systeme) erscheint diese Einteilung heute obsolet. Denn so existieren Etch&Rinse- sowie Non-Rinse-Systeme nebeneinander. Eine Einteilung anhand der Anzahl der verwendeten Komponenten und der Anzahl der notwendigen Arbeitsschritte scheint zweckmäßiger (*Van Meerbeek et al.* 2001). Die folgende Tabelle soll einen Überblick verschaffen (s. Tab. 4).

Tab. 4: Übersicht der Adhäsivsysteme

Anzahl der Komponenten	3	2	2	1	1
Komponenten	- Ätzelgel - Primer - Adhäsiv	- Ätzelgel - 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

2.3.7 Etch&Rinse-Systeme

Bei den Etch&Rinse-Systemen wird in einem separaten Arbeitsschritt die komplette Zahnhartsubstanz zuerst mit einer Säure konditioniert. Danach wird dann entweder der Primer und das Adhäsiv getrennt voneinander appliziert, oder ein Primer-Adhäsiv in einem Arbeitsschritt kommt zur Anwendung. Bei einem 3-Komponenten-System besteht im Gegensatz zu den 2-Komponenten-Systemen eine größere Sicherheit, dass der Primer möglichst alle Bereiche des demineralisierten Dentins durchdringen und benetzen kann. Hingegen muss bei den 2-Komponenten-Systemen ein sauer eingestelltes Gemisch aus Primer und Adhäsiv in einem Arbeitsschritt eine ausreichende Durchdringung des Dentins erreichen. Ergebnisse von Studien im Hinblick auf Scherhaftwerte, Zugfestigkeitsuntersuchungen und Randanalysen stellten dabei immer wieder heraus, dass 2-Komponenten-Systeme höheren Schwankungen unterworfen sind (*Miyazaki et al.* 1998, *Blunck und Roulet* 2002, *Frankenberger* 2002) und die Prognose für das

Randverhalten sowie die Haftwerte insgesamt schlechter sind (*Miyazaki et al. 1998, Frankenberger 2002*). Die Ursache dafür lässt sich wohl in der unzureichenden Durchdringung, also Hybridisierung, des konditionierten Dentins finden (*Van Meerbeek et al. 1992a, Van Meerbeek et al. 1999*).

So hat sich vor allem das 3-Komponenten-System OptiBond FL (Fa. Kerr) durch seine geringe Schwankungsbreite und hohe Zuverlässigkeit bei der Dentinhaftung einen Namen gemacht und wird oft als Goldstandard in weiteren Studien herangezogen (*Tjan et al. 1996, Frankenberger et al. 1999, Inoue et al. 2001a, Inoue et al. 2001b, Moll et al. 2002*).

2.3.8 Non-Rinse-Systeme

Die Vereinfachung der Systeme legte nahe, auch die Konditionierung von Schmelz und Dentin den Adhäsivsystemen zu überlassen und nicht mehr vorher eine Phosphorsäure-Ätzung durchführen zu müssen. Dadurch sollte Zeit in der Anwendung eingespart werden und bei weniger Arbeitsschritten auch die Fehleranfälligkeit der Systeme beseitigen. Bei dieser Art der Konditionierung des Dentins wird die Schmierschicht nicht mehr entfernt, sondern liegt zum Teil im Primer-Adhäsivsystem gelöst vor.

Am Anfang mussten bei diesen Systemen noch die Primer aus zwei Substanzen gemischt werden, da eine ungenügende Lagerstabilität der Monomere im sauren Milieu bestand. Später jedoch konnten auch gebrauchsfertige selbstkonditionierende Primer angeboten werden. Weiterentwicklungen führten dann zu den so genannten All-in-One-Adhäsiven, bei denen nur noch eine Lösung appliziert wird. Hier müssen die Bestandteile alle Funktionen des Ätzmittels, des Primers und des Adhäsivs übernehmen. Dies ist eine nicht ganz leichte Aufgabe, da die Einstellung des Verhältnisses von hydrophoben und hydrophilen Monomeren schwierig ist. All-in-One-Adhäsive sollten möglichst lange genug einwirken, damit die sauren Bestandteile nicht zu frühzeitig neutralisiert werden und eine ausreichende Konditionierung des Dentins stattfinden kann.

Erste Studien zu der Wirksamkeit der Dentinhaftung dieser Non-Rinse-Systeme zeigten, dass selbstkonditionierende Systeme mit separater

Applikation von Primer und Adhäsiv zwischen den 2- und 3-Komponenten-Systemen der Etch&Rinse-Technik einzuordnen sind (*Inoue et al.* 2001b, *Moll et al.* 2002, *Nikaido et al.* 2002). All-in-One-Adhäsive waren dagegen oftmals weniger wirksam als alle anderen Systeme (*Frankenberger et al.* 2001, *Inoue et al.* 2001b, *Spohr et al.* 2001, *Kaaden et al.* 2002, *Moll et al.* 2002). In Bezug auf die Schmelzhaftung konnten bei In-vitro-Studien von einigen Autoren keine Unterschiede zwischen selbstkonditionierenden Systemen und Etch&Rinse-Systemen nachgewiesen werden (*Hannig et al.* 1999, *Perdigão et al.* 2000, *Toledano et al.* 2001, *Ibarra et al.* 2002), andere teilen diese Meinung jedoch nicht und finden schlechtere Haftwerte bei selbstkonditionierenden Systemen (*Kanemura et al.* 1999, *Sadek et al.* 2005, *Perdigao et al.* 2006, *Semeraro et al.* 2006, *Knobloch et al.* 2007, *Van Landuyt* 2009). Weiterhin sollten All-in-One-Adhäsive in Verbindung mit chemisch- oder dualhärtenden Kompositen nicht verwendet werden, da zurückbleibende saure Monomere dieser Adhäsive an der Kontaktfläche zum Komposit eine Hemmung der Radikalbildung von chemisch-initiiert aushärtenden Produkten bewirkt.

Trotz einiger viel versprechender Ergebnisse bleibt abzuwarten, ob All-in-One-Adhäsive in Zukunft allen Anforderungen an ein Adhäsiv gut und dauerhaft gerecht werden können und welchen Einfluss gelöste Schmierschichtpartikel auf den Haftverbund haben werden.

2.3.9 Untersuchungsmethoden

Zur Erforschung und Nachuntersuchung von zahnärztlichen Werkstoffen stehen der Wissenschaft zwei Untersuchungsmethoden zur Verfügung. Einerseits werden In-vitro-Studien (lat. = im Glas) durchgeführt, bei denen Werkstoffe unter Simulation eines Mundmilieus einzelnen Überprüfungen standhalten müssen. Andererseits erfolgen In-vivo-Studien (lat. = im Lebendigen), bei denen Werkstoffe im Patientenmund nachuntersucht werden.

In-vitro-Untersuchungen können erste Hinweise auf die Tauglichkeit einzelner Werkstoffe geben. Hier sind die Parameter, die die Ergebnisse

beeinflussen können, begrenzter und überschaubarer. Die Daten sind deswegen aber nur limitiert auf das klinische Verhalten übertragbar (*Roulet* 1994). Versagen hier bereits dentale Werkstoffe, ist ein Einsatz am Menschen überflüssig. Werden allerdings brauchbare Ergebnisse erzielt, müssen diese unter realen Bedingungen (pH-Wert des Speichels, Ernährungsverhalten, Mundhygieneverhalten, Kaukraft, Mundflora, Parafunktionen etc.) bestätigt werden, um einen dauerhaften Erfolg bei dem Einsatz solcher Werkstoffe zu gewährleisten.

3. Ziel der Arbeit

Mit dieser In-vivo-Studie sollte ein Überblick über die Bewährung von Kompositfüllungen im Frontzahnbereich nach 6 Jahren gegeben werden. Dazu sollten Restaurationen, die von vielen verschiedenen Studenten der Zahnmedizin in den klinischen Kursen gelegt wurden, nachuntersucht werden.

Dabei sollten folgende Fragen geklärt werden.

- Wie hoch ist die Überlebensrate von Kompositfüllungen nach 6 Jahren?
- Welche Ausgangsparameter haben einen Einfluss auf die Überlebensrate und Güte einer Füllung?
- Welche Randqualitäten bei Untersuchungen im Raster-Elektronen-Mikroskop (REM) sind zu finden.
- In welchem Zusammenhang stehen die ermittelten Randqualitäten mit den klinischen Erscheinungsbildern?

4. Material und Methode

4.1 Übersicht

Für diese Studie wurden Patienten aus dem Pool der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin herangezogen. Grundlage der zufällig auszuwählenden Patienten war ein durch die Abteilung entwickelter Auswertungsbogen, auf dem die Ausgangskriterien bei jeder in den klinischen Kursen der Studenten des ersten und zweiten klinischen Ausbildungsjahres gelegten Kompositfüllung festgehalten wurden (Abb. 9). Dieser Auswertungsbogen wurde seit 1996 bei Füllungslegung in den klinischen Kursen verwendet.

Ungefähr 6 Jahre nach Füllungslegung sollte jeweils eine Füllung eines Patienten nachuntersucht werden. Angestrebt wurde, eine Anzahl von 100 nachuntersuchten Kompositfüllungen zu erreichen. Hierzu wurden die Patienten anhand nur vollständig ausgefüllter Auswertungsbögen zufällig ausgewählt und telefonisch kontaktiert, um zu einem Nachuntersuchungstermin in das Zentrum der Zahnmedizin einbestellt zu werden. Nicht erschienene Patienten wurden nicht berücksichtigt. Letztendlich konnten 102 Patienten in diese Studie einfließen. Ursache dafür war, dass viele Patienten zu ihrem Termin nicht erschienen und deshalb auch am letzten Tag so viele wie möglich einbestellt wurden, so dass sich als Gesamtzahl der an der Nachuntersuchung beteiligten Patienten 102 ergab.

Bei der Nachuntersuchung wurden Spiegel, Sonde und Luftbläser verwendet. Zur Beurteilung der Füllung wurden bestimmte Kriterien auf Grundlage von RYGE (RYGE 1980) erstellt, anhand deren jede einzelne Füllung bewertet worden ist (siehe Kap. 4.2.). Danach erfolgte bei den Patienten eine Doppelmischabformung. Wenn nötig erfolgte während der klinischen Nachuntersuchung die Reinigung des Zahnes, danach wurde auf die getrocknete Zahnoberfläche 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. Diese Abformungen wurden mit einem Epoxidharz ausgegossen und nach weiterer Bearbeitung der Replika (s. Kap. 4.3) konnten letztendlich 67 Füllungen unter dem Rasterelektronenmikroskop (s. Kap. 4.4) ausgewertet werden.

Auswertungsbogen für adhäsiv befestigte Restaurationen

Pat.-Name: Malolepszy, Danuta
 Pat.-Nummer: N-570284b
 Geburtsdatum: 8.4.53 784 37 19

Applikationsdatum	Zahn	Sensibilität	Flächen (mid/bil usw.)	Black-Klasse (I-V)	Grund der Maßnahme											Zervik. Kavitätenrand		Trockenlegung	Unterfüllung	Material					
					Primärkaries	Sekundärkaries	Trauma	Füllungsersatz	Füllungsweiterung	Füllungsverlust	Ästhetik	Zahnhalsdefekt	viel Schmelz	Schmelz dünner als 0,5 mm	teilweise	komplett	relativ (Weiterrollen)			absolut (Kofferdiam)	ja	nein	Adhäsiv	Füllungsmaterial	
																									Schmelz-begrenzung
16.7.17	11	+	iv,vi,Fi	F4				x						x							x	x	Oplibond	Herculite Cy	
16.7.17	12	+	iv,vi,Fi	F2				x						x								x	x	Oplibond	- - -

Behandlername: MEIER Kurs (I/II): Bemerkungen:

Abb. 9: Beispiel eines Auswertungsbogens

4.2 Kriterien der klinischen Untersuchung

Die klinische Nachuntersuchung ist von zwei approbierten Zahnärzten mittels Spiegel und Sonde visuell und taktil nach einer Kalibrierung durch OA Dr. Uwe Blunck durchgeführt worden. Die Kriterien wurden wie folgt eingeteilt:

- Erster Eindruck: ersetzen oder nicht
- Retention: ja/nein

- Sichtbare Randunregelmäßigkeiten: keine, <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche
- Verfärbung des Randes: <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche
- Abtastung mit der Sonde unterteilt in Über- und Unterschuss mit folgender Einteilung: <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche
- Füllungsrandkaries: ja/nein
- Verfärbung der Füllungsoberfläche : keine, gering, stark
- Kontur: komplett, leichter Verlust, starker Verlust (Ersatz angezeigt), chipping
- Ästhetik Behandler: als Füllung auffällig/unauffällig
- Ästhetik Patient: zufrieden/unzufrieden
- Vitalität zur Nachuntersuchung: ja/nein
- Sensibilität taktil: ja/nein
- Sensibilität Luft: ja/nein
- Papillenblutungsindex: keine Blutung, punktuelle Blutung, dünne Blutlinie, interdentes Dreieck, starke Blutung
- Plaque Index: keine Plaque, nur mit Sonde erkennbar, Plaquesaum am Sulcus, Plaque deutlich interdental
- Laterotrusionskontakte: keine, auf Zahn, auf Füllung, beide
- Schliffacetten: ja/nein
- Endgültige Entscheidung

Bei den klinischen Untersuchungskriterien „Sichtbare Randunregelmäßigkeiten“, „Verfärbung des Randes“ und „Abtastung mit der Sonde“ wurde noch der im Dentin liegende Anteil in den Schritten <25 %, 25 %-50 %, 50 %-75 %, >75 % und nicht beurteilbar vorgenommen.

Der API nach Silness und Løe (1964) beruht einerseits auf der visuellen Beurteilung und andererseits auf der Beurteilung mittels der Sonde der Plaque im Interdentalraum. Dabei werden vier Grade unterschieden. Bewertungsgrad 0 bedeutet keine Plaque, Bewertungsgrad 1 bedeutet, dass sich die Plaque nur mit der Sonde darstellt, Bewertungsgrad 2 sagt aus, dass sich ein geschlossener Plaquesaum, der aber noch nicht das Interdentaldreieck ausfüllt, am Sulcus gingivae befindet und Bewertungsgrad 3 beschreibt eine deutlich ausgeprägte Plaque, die das interdental Dreieck ausfüllt.

Der PBI nach Saxer und Mühlemann (1975) wird nach Trockenblasen mit einer Parodontalsonde erhoben. Dabei wird im Winkel von 45° mit der Sonde in einer Tiefe von 0,5 mm zuerst nach distal, dann nach mesial der Sulkus ausgewischt. Die dann so provozierte Blutung wird in folgende Grade eingeteilt:

Grad 0 = keine Blutung

Grad 1 = Auftreten isolierter Blutpunkte

Grad 2 = Auftreten einer dünnen Blutlinie

Grad 3 = das interdental Dreieck füllt sich mit Blut

Grad 4 = starke Blutung beim Sondieren, Blut fließt sofort in den marginalen Sulkus.

4.3 Replikaherstellung

Nach der zuvor beschriebenen Abformung der Zähne erfolgte eine Reinigung der Abformung mit 70%igem Alkohol, der dann verblasen wurde. Die Abformungen wurden nun mit einem Epoxydharz (Stycast 1266) ausgegossen und vor der Abbindung mit jeweils einem Objektträger zur späteren Positionierung im Rasterelektronenmikroskop (REM) versehen. Nach 24stündiger Abbindezeit wurden die so entstandenen Replika aus den Abformungen entfernt und von groben Überschüssen befreit. Danach erfolgte in der Sputteranlage (Sputter Coaster SCD 030 von Detax aus Ettlingen) bei einem Druck von 0,05 mbar und einer Stromstärke von 40 mA eine Beschichtung der Replika mit Gold. Der etwa zweiminütige Vorgang führte zu einer etwa 20 nm starken Goldbeschichtung. Die Replika wurden nun auf REM-Objektträger geklebt und für die Untersuchung unter dem Rasterelektronenmikroskop staubfrei aufbewahrt.

4.4 Kriterien der quantitativen Randanalyse unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die quantitative Erfassung verschiedener Randqualitäten erfolgte nach der von ROULET (*Roulet et al.* 1989) beschriebenen und von HENISCH (*Henisch* 1989) modifizierten Methode der quantitativen Randanalyse im REM. Die Objektträger wurden auf einen Objektträgerhalter im REM befestigt und in die Vakuumkammer des REM eingebracht. Nach Herstellung des Vakuums wurde mittels des von BLUNCK (1987) aufgestellten Kriterienkataloges bei 67 Proben der Füllungsrand in Segmenten abgefahren und den einzelnen Füllungsrandkriterien zugeordnet. Dies wurde bei 200facher Vergrößerung mit 10 KV Spannung vollzogen. Die Kriterien wurden vorher wie folgt festgelegt:

- Randqualität 1: Perfekter und sichtbarer Rand ohne Randunregelmäßigkeiten und ohne Randspalt
- Randqualität 2: Unterschuss der Füllung mit glattem Übergang
- Randqualität 3: Überschuss der Füllung mit glattem Übergang
- Randqualität 4: Unterschuss der Füllung mit Randunregelmäßigkeiten
- Randqualität 5: Überschuss der Füllung mit Randunregelmäßigkeiten
- Randqualität 6: Haarriss

- Randqualität 7: Randspalt > 2 µm Spaltbreite

Die einzelnen Bilder des REM wurden digitalisiert und auf einen PC übertragen, mit dem dann mittels einer speziellen Software (Win Mes für MS-Windows 3.1, Version 2.3, 1994 Stefan Küppers, Med. Softwarelösungen Erlangen) einzelne beliebige Randabschnitte einer Randqualität zugeordnet werden konnte. Die Länge der einzelnen Strecke für eine Randqualität wurde addiert und für jede einzelne Randqualität im prozentualen Verhältnis zur Gesamtrandlänge errechnet. Um eine möglichst identische Beurteilung der Randqualitäten zu erhalten, erfolgte eine Kalibrierung zwischen OA Dr. Uwe Blunck und den Untersuchenden (Abbildungen 10 bis 16 bei 200facher Vergrößerung).

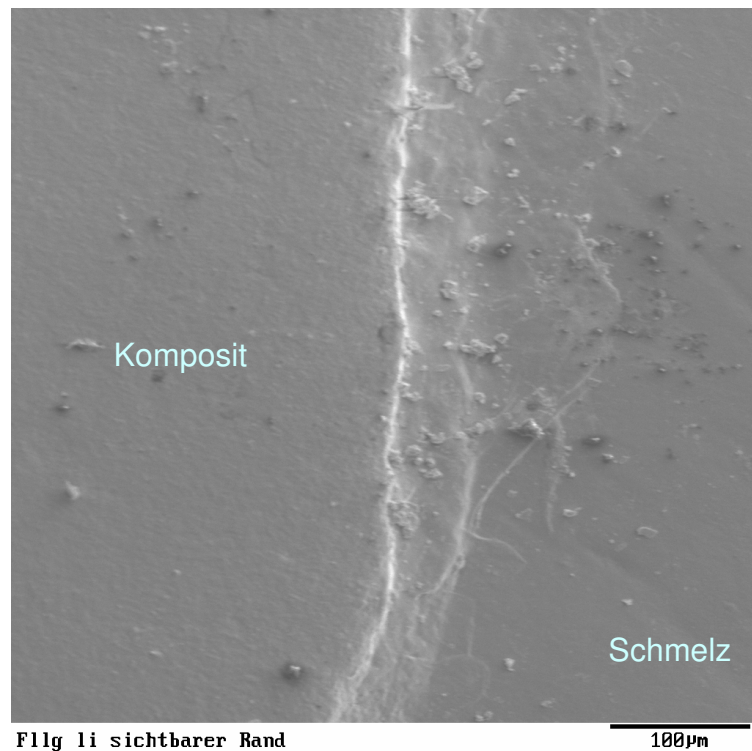


Abb. 10: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 1

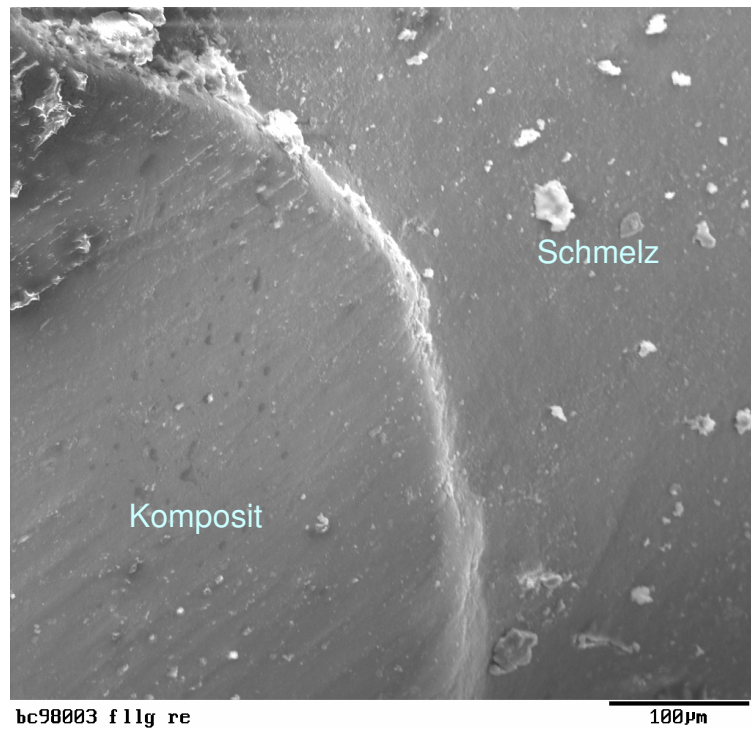


Abb. 11: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 2

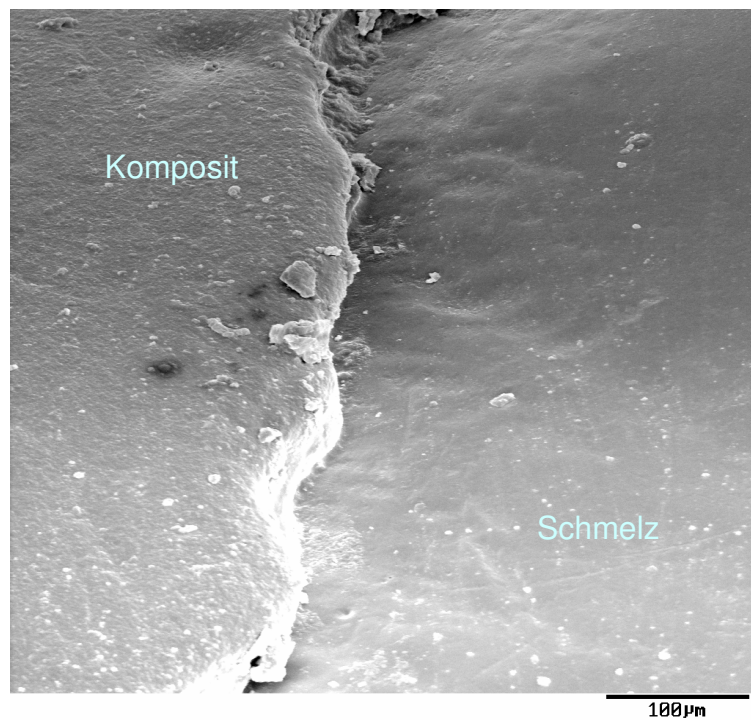


Abb. 12: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 3

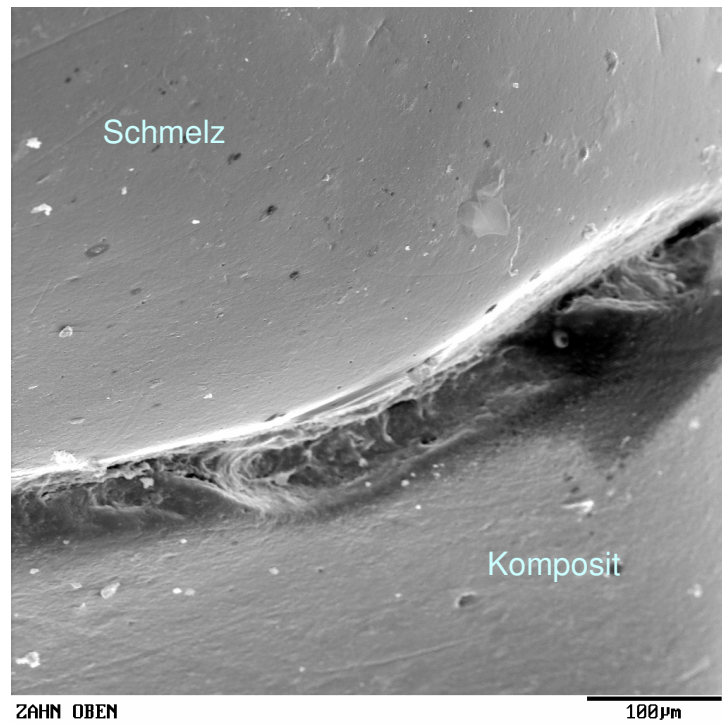


Abb. 13: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 4

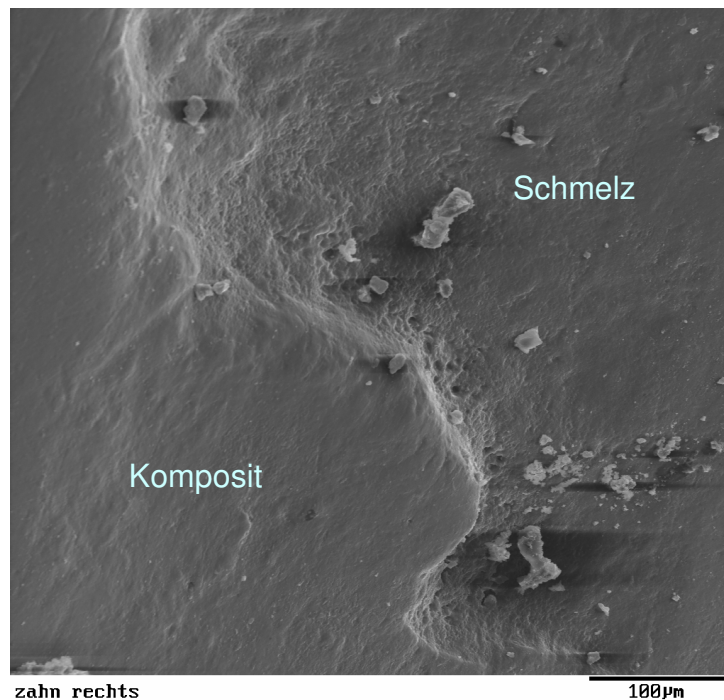


Abb. 14: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 5

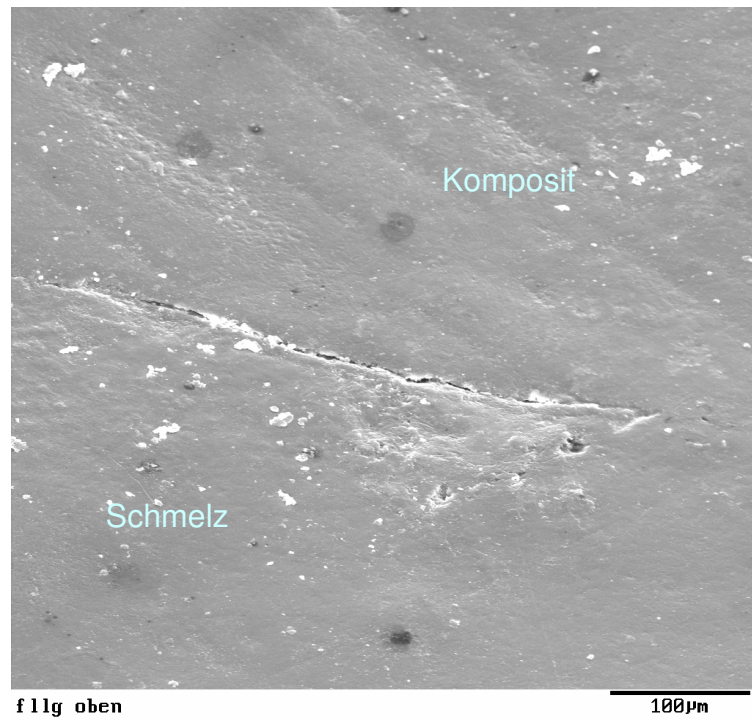


Abb. 15: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 6

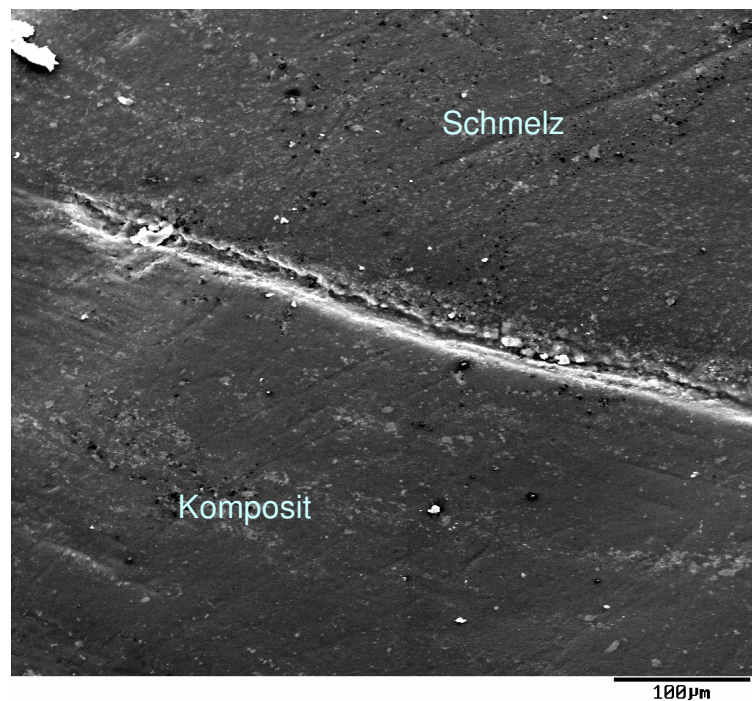


Abb. 16: REM-Aufnahme eines Füllungsrandabschnittes bei 200facher Originalvergrößerung, Beispiel für Randqualität 7

4.5 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurden die Daten in das Statistikprogramm SPSS-PC 12.0 (SPSS-GmbH, 81699 München) übertragen. Um die klinischen Parameter untereinander auf statistische Signifikanz zu untersuchen, wurde der Chi-Quadrat-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde bei 5 % ($p=0,05$) festgelegt. In einem ersten Schritt wurde untersucht, ob zwischen den Ergebnissen für die Black-Klassen statistisch signifikante Unterschiede bestehen, bei Nichtbestehen wurden alle Kriterien Klassen übergreifend auf Signifikanz hin untersucht. Die Unterteilung der klinischen Parameter in Prozentangaben wurden für die Statistikberechnung in „ja“ oder „nein“ zusammengefasst.

Die Randqualitäten wurden mit den klinischen Daten mittels des Kruskal-Wallis-Tests auf statistisch signifikante Zusammenhänge verglichen. Dabei liefert dieser Test eine Aussage über den monotonen Zusammenhang. Es liegt ein monotoner Zusammenhang vor, wenn mit steigender Ausprägung des einen Merkmals X die Ausprägung des Merkmals Y ebenfalls steigt (positiv monotoner Zusammenhang) oder fällt (negativ monotoner Zusammenhang). Diese Berechnung eignet sich, wenn ein Merkmal ordinal (klinische Kriterien) und ein anderes metrisch (REM-Werte) ist. Bei der statistischen Auswertung der Randqualitäten wurden die Randqualitäten 2 bis 5 zur Randqualität „Randunregelmäßigkeit“ und die Randqualitäten 6 und 7 zur Randqualität „Spalt“ zusammengefasst.

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der klinischen Untersuchung

Bei dieser retrospektiven klinischen Studie wurden insgesamt 102 Patienten mit jeweils einer Füllung der Black-Klassen III oder IV nachuntersucht. Die durchschnittliche Liegezeit der Füllungen im Mund betrug zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung $6,2 \pm 1$ Jahre.

Von den 102 mit Füllungen versehenen Zähnen sind innerhalb der 6 Jahre 10 Zähne prothetisch versorgt worden. Zwei Zähne sind aufgrund parodontaler Lockerung extrahiert worden. Drei Füllungen sind in der Zeit von 6 Jahren erneuert worden und eine ging verloren. 86 Zähne wurden daher einer klinischen Nachuntersuchung nach den bereits beschriebenen Kriterien zugeführt. Letztendlich konnten 80 Füllungen zur statistischen Auswertung herangezogen werden, da nur bei diesen immer OptiBond FL (Fa. Kerr) als Adhäsiv und Herculite XR (Fa. Kerr) als Füllungsmaterial verwendet wurden.

Diese Füllungen teilten sich auf in 54 Füllungen der Black-Klasse III und 26 Füllungen der Black-Klasse IV. Von diesen 80 Füllungen waren noch alle nach 6 Jahren in situ und bis auf 5 Patienten waren alle mit ihrer jeweiligen Füllung zufrieden. Die Unzufriedenheit der Patienten mit ihrer Frontzahnfüllung korrelierte mit einer Verfärbung des Randes oder der Oberfläche der Füllung. Von den 80 in die Statistik gelangten Füllungen wurden 43 Füllungen als durch die Untersuchenden erkennbar eingestuft. Dies bedeutet, dass die Füllung mit bloßem Auge aus einer kurzen Entfernung mit zu Hilfenahme der OP-Lampe auffiel (s. Abb. 17). Lediglich an einer Füllung war eine Füllungsrandkaries erkennbar (s. Abb. 18).



Abb. 17: Distaler Eckenaufbau mit bloßem Auge zu erkennen



Abb. 18: Füllungsrandkaries an 12 (zervikaler Füllungsrand)

Bei der statistischen Auswertung von möglichen Abhängigkeiten einzelner Kriterien wurde nach folgendem Prinzip vorgegangen. Zuerst wurden alle Ausgangskriterien mit den klinischen Nachuntersuchungsparametern verglichen, dann mit den Ergebnissen der Randanalyse im

Rasterelektronenmikroskop für die einzelnen ermittelten Randqualitäten und zum Schluss wurden die klinischen Parameter mit den Anteilen der Randqualitäten aus der Randanalyse verglichen.

Nur hinsichtlich dreier klinischer Beurteilungskriterien war zwischen den Black-Klassen III und IV ein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar gewesen. Und zwar bei der Kontur der Füllung ($p=0,034$), bei den Laterotrusionskontakten ($p=0,037$) und bei der endgültigen Entscheidung ($p=0,035$) durch die Untersuchenden hinsichtlich des Austausches der Füllung. So war festzustellen, dass Chipping (Herausplatzen von Füllungsteilen) nur an Klasse-IV-Füllungen auftrat ebenso wie starker Verlust (s. Abb. 19 und 20), was einem Ersetzen der Füllung in der Beurteilung der Untersuchenden gleichkam. Ebenso waren Laterotrusionskontakte vermehrt an Klasse-IV-Füllungen erkennbar.

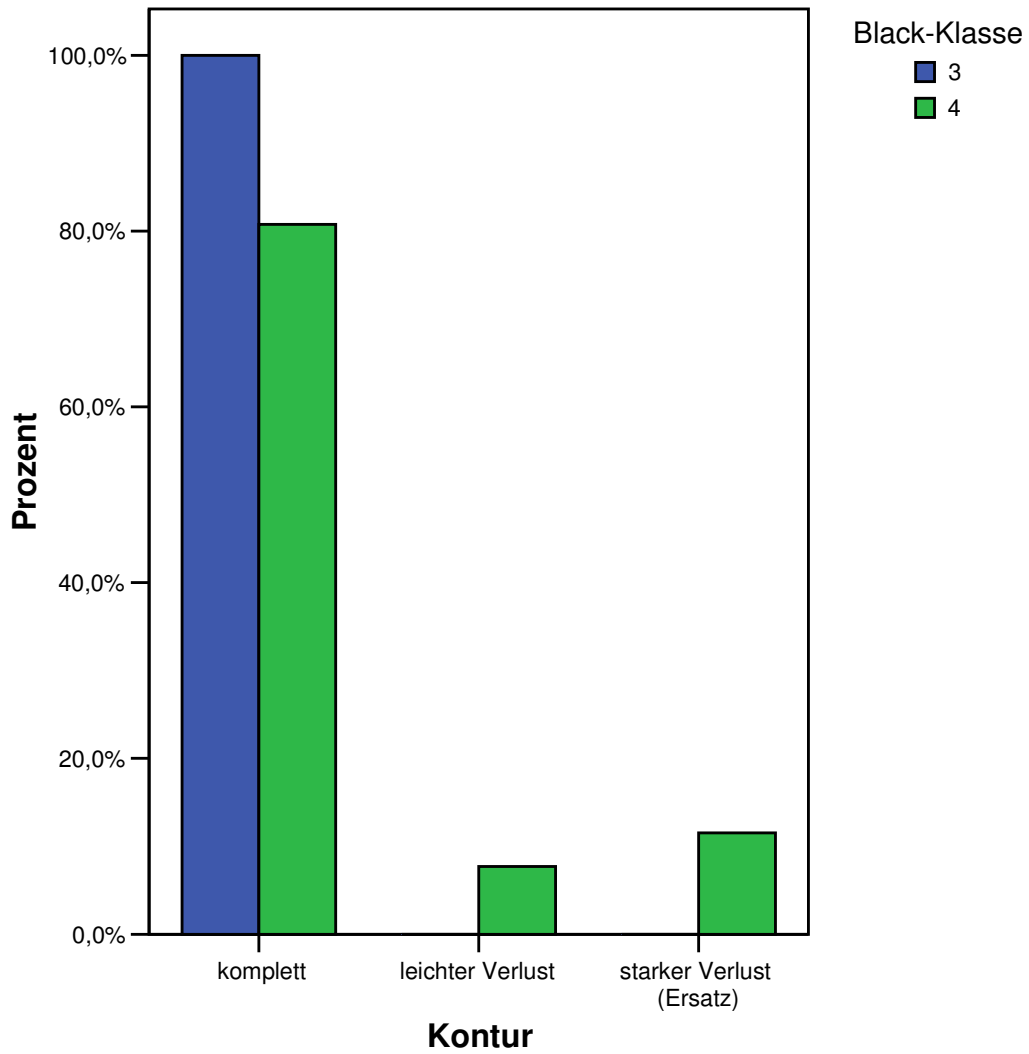


Abb. 19: Verteilung der Konturanteile in Prozent der Gesamtrandlänge auf die Black-Klassen III und IV



Abb. 20: Verlust eines Füllungsfragmentes 11

Bei der Auswertung der klinischen Nachuntersuchungsparameter wurde festgestellt, dass bei 45 Füllungen beider Black-Klassen keine sichtbaren Randunregelmäßigkeiten, bei 26 Füllungen weniger als 25 %, bei 8 Füllungen zwischen 25 und 50 % und bei einer Füllung 50-75 % des gesamten Füllungsrandes sichtbare Randunregelmäßigkeiten erkennbar gewesen sind (Abb. 21).

Mit der Sonde waren bei 36 % keine Randunregelmäßigkeiten, bei 55 % ein Über - oder Unterschuss bis 25 % der Gesamtfüllungsrandlänge, bei 6 % 25 bis 50 % und bei jeweils 1 % für 50 bis 75 % und über 75 % der Gesamtfüllungsrandlänge tastbar (Abb. 22).

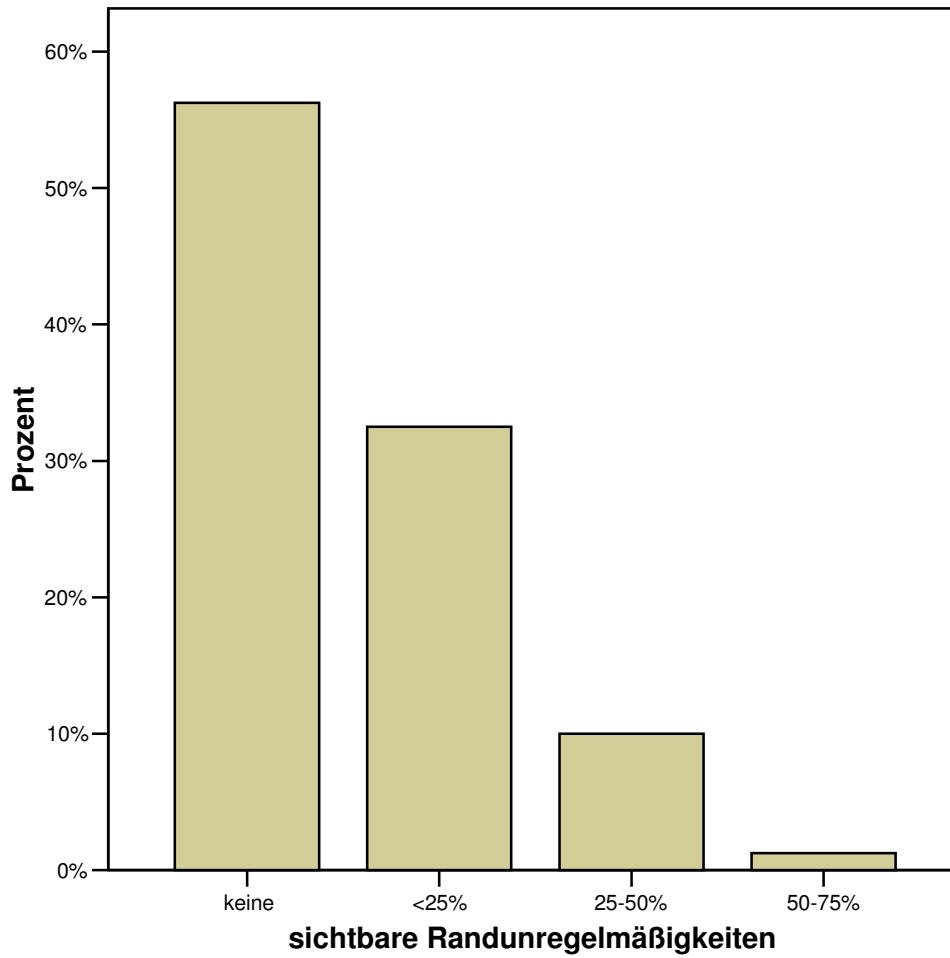


Abb. 21: Verteilung der Randunregelmäßigkeiten in Prozent des gesamten Füllungsrandes (visuell unter Beleuchtung mit OP-Lampe)

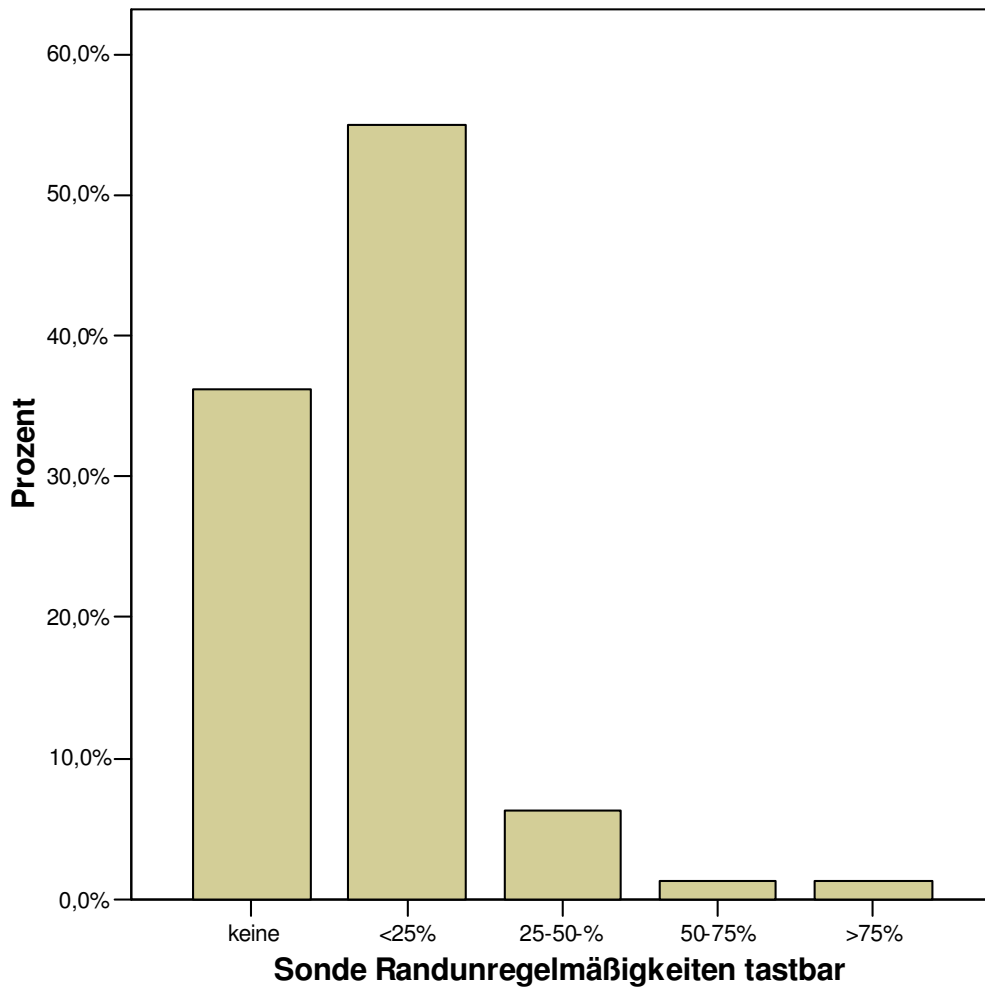


Abb. 22: Verteilung der Randunregelmäßigkeiten tastbar mit der Sonde in Prozent des gesamten Füllungsrandes

Eine Verfärbung der Füllungsoberfläche konnte nur bei 4 Füllungen in geringem Maß und bei 3 Füllungen in starker Ausprägung festgestellt werden. Weiterhin wurde bei 42 Füllungen keine Verfärbung des Randes festgestellt, bei 32 Füllungen lag die Verfärbung des gesamten Füllungsrandes unter 25 %, bei 4 Füllungen zwischen 25 und 50 %, bei einer Füllung zwischen 50 und 75 % und bei einer weiteren Füllung sogar über 75 % (Abb. 23).

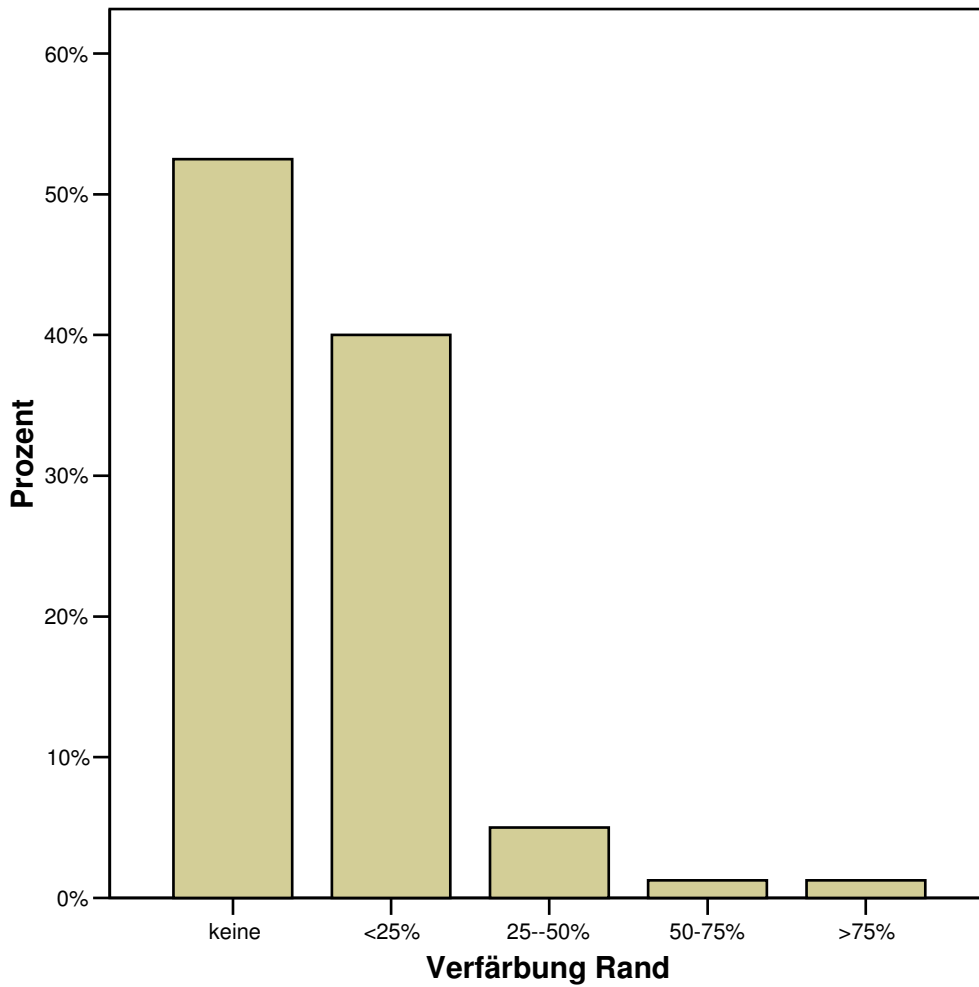


Abb. 23: Verteilung der Verfärbung des Randes in Prozent des gesamten Füllungsrandes

Hinsichtlich der klinischen Parameter API (Approximaler Plaque Index) und PBI (Papillenblutungsindex) ergaben sich folgende Verteilungen (Abb. 24 und 25).

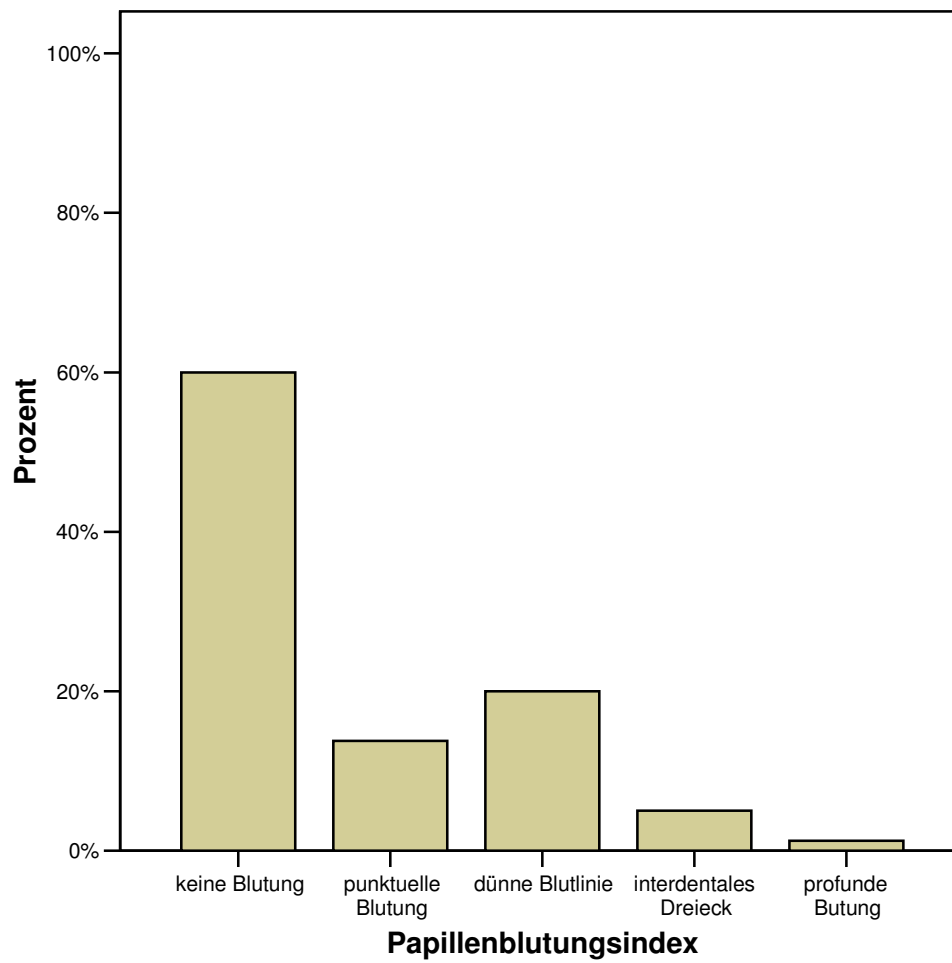


Abb. 24: Verteilung des Papillenblutungsindex (PBI)

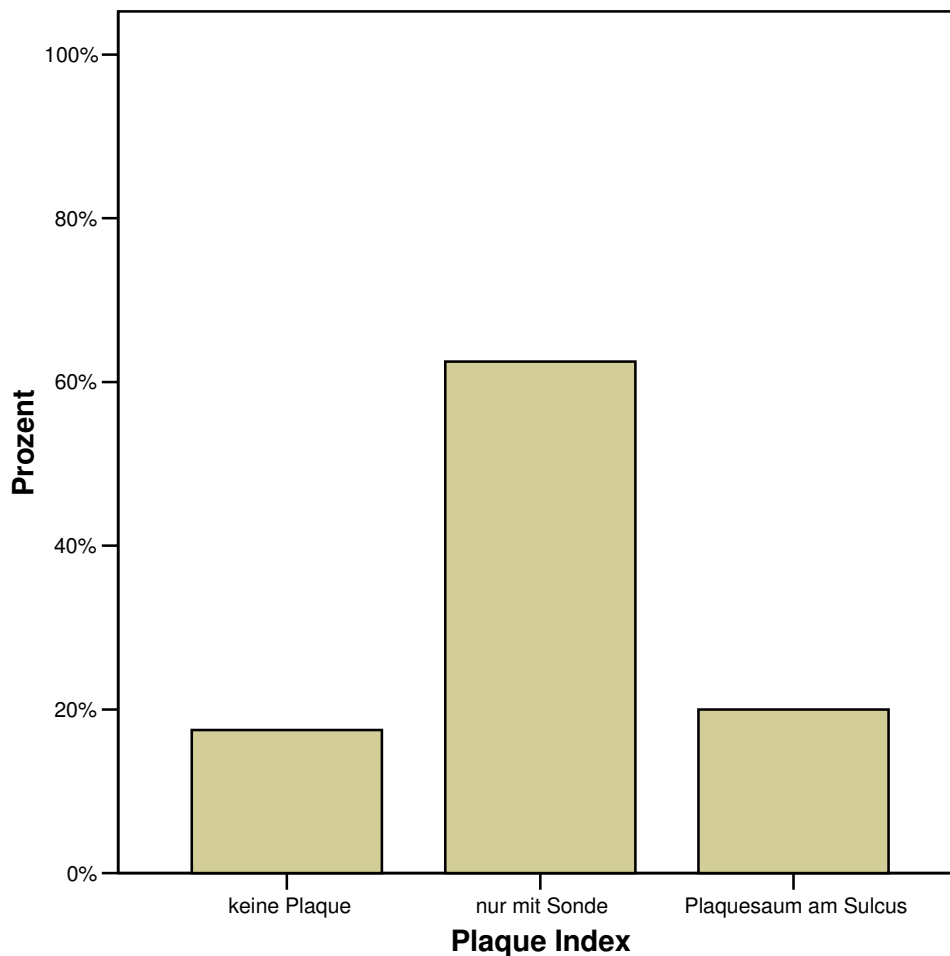


Abb. 25: Verteilung des API

5.2 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse

67 der insgesamt 80 in die Statistik gelangten Füllungen konnten mit der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop nachuntersucht werden. Bei der Auswertung gab es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Black-Klassen III und IV.

Vergleicht man den Anteil des Füllungsrandspaltes am Gesamtrand des untersuchten Füllungsrandes unter dem REM in Bezug zu den einzelnen Black-Klassen III und IV, so fällt ein statistisch signifikant höherer Anteil ($p=0,031$) der Randqualität „Spalt“ bei Füllungen der Klasse IV auf (Abb. 26). Insgesamt liegt der Anteil bei Füllungen der Black-Klasse III bei maximal 8,3 % und bei Füllungen der Black-Klasse IV bei maximal 21 %.

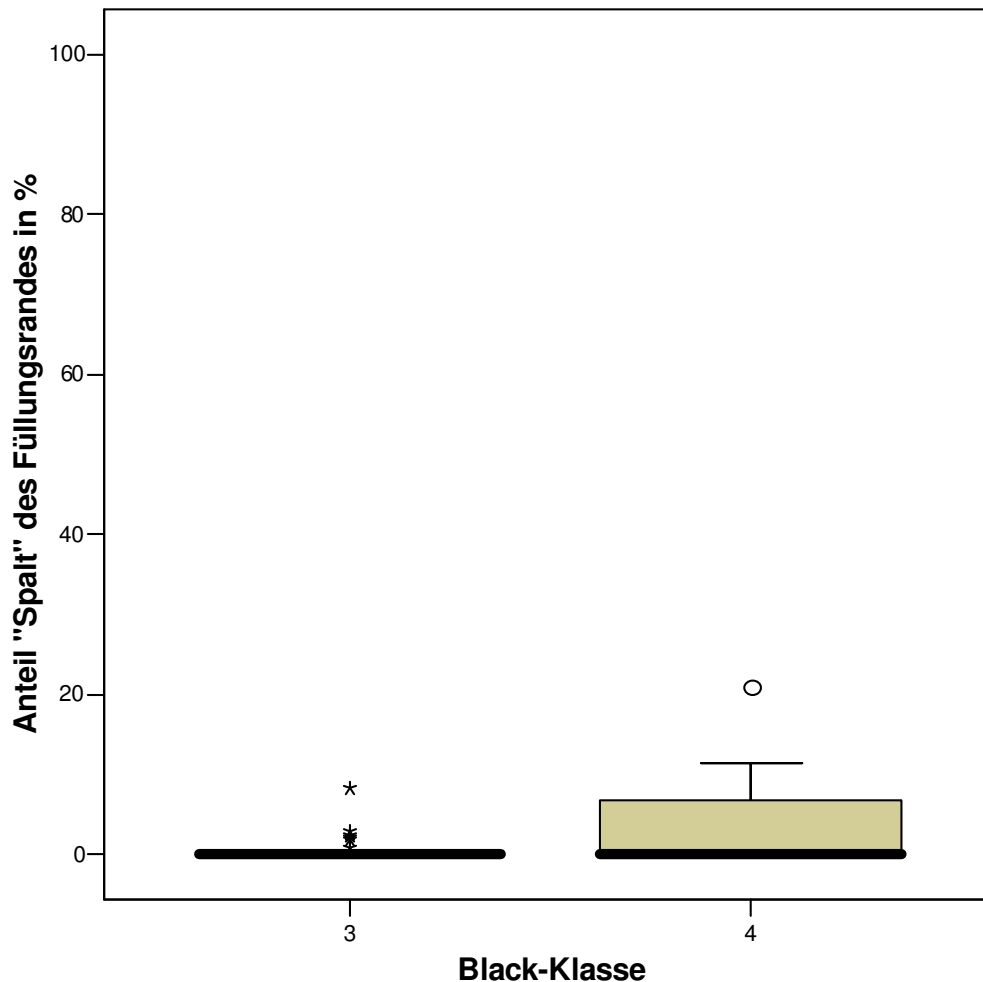


Abb. 26: Anteil der Randqualität „Spalt“ am Gesamtfüllungsrand nach Black-Klassen unterteilt

Bei den nun folgenden Kriterien konnte bei der statistischen Auswertung kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Black-Klassen III und IV festgestellt werden, so dass alle weiteren Statistikberechnungen gepoolt erfolgten, also für Klasse III und IV zusammen. Dabei ergab der Kruskal-Wallis-Test folgende statistisch signifikante Unterschiede.

Vergleicht man das Ausgangskriterium Trockenlegung (Kofferdam oder Watterolle) mit der Randqualität 1 (RQ1=perfekter und sichtbarer Rand im REM), kann eine statistisch signifikante Abhängigkeit ($p=0,029$) errechnet werden. Dabei sind die Anteile des perfekten und sichtbaren, aber spaltfreien

Randes statistisch signifikant ($p=0,029$) höher bei Einsatz von Kofferdam als bei Füllungen, die unter relativer Trockenlegung gelegt wurden. (Abb. 27)

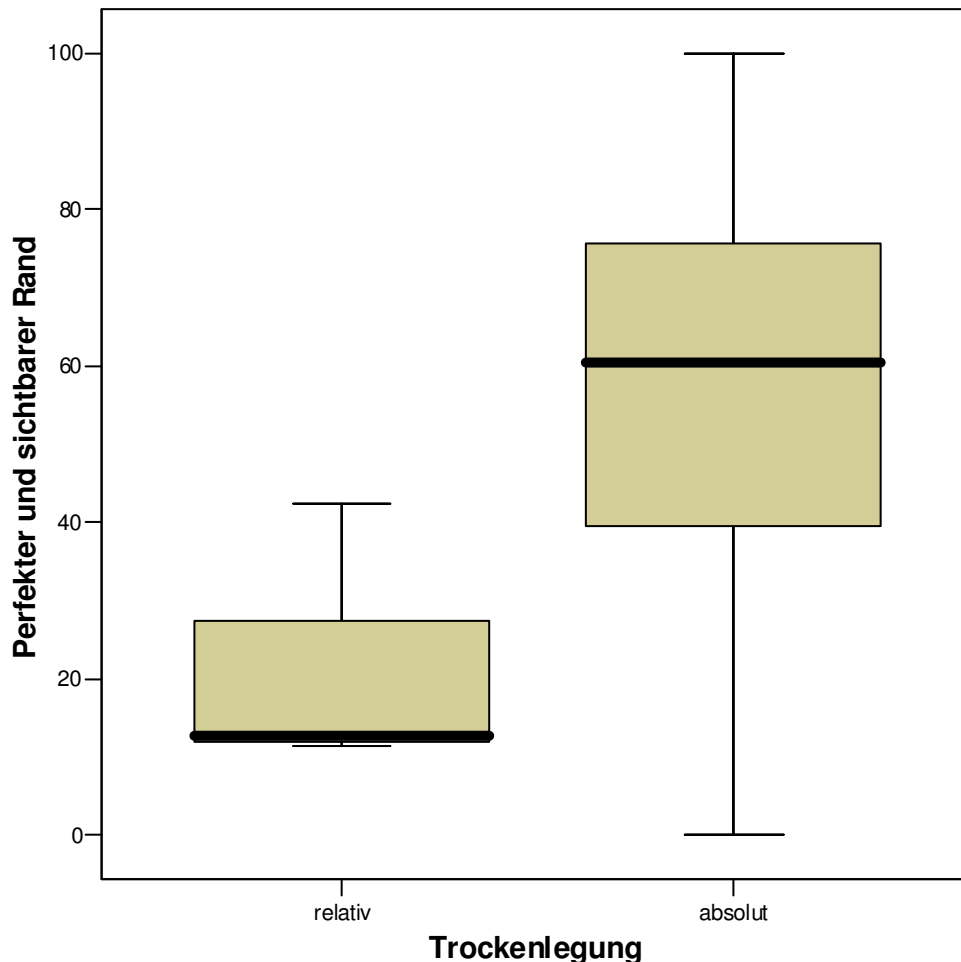


Abb. 27: Verteilung der RQ1 bei mit (absolut) und ohne (relativ) Kofferdam gelegten Füllungen in Prozent der gesamten Füllungsrandlänge.

Ebenso ergab sich bei der Betrachtung des Ausgangskriteriums „Zervikaler Kavitätenrand“ im Vergleich mit den Randqualitäten aus der Randanalyse im REM ein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen der Randqualität „Spalt“ und der Beschaffenheit des zervikalen Füllungsrandes. So war der Anteil „Spalt“ am untersuchten Füllungsrand bei zervikalen Füllungsrandern mit weniger als 0,5 mm Schmelzbeteiligung oder teilweiser Dentinbeteiligung statistisch signifikant höher ($p=0,001$) als bei Füllungen mit reiner Schmelzbegrenzung des Kavitätenrandes (Abb. 28).

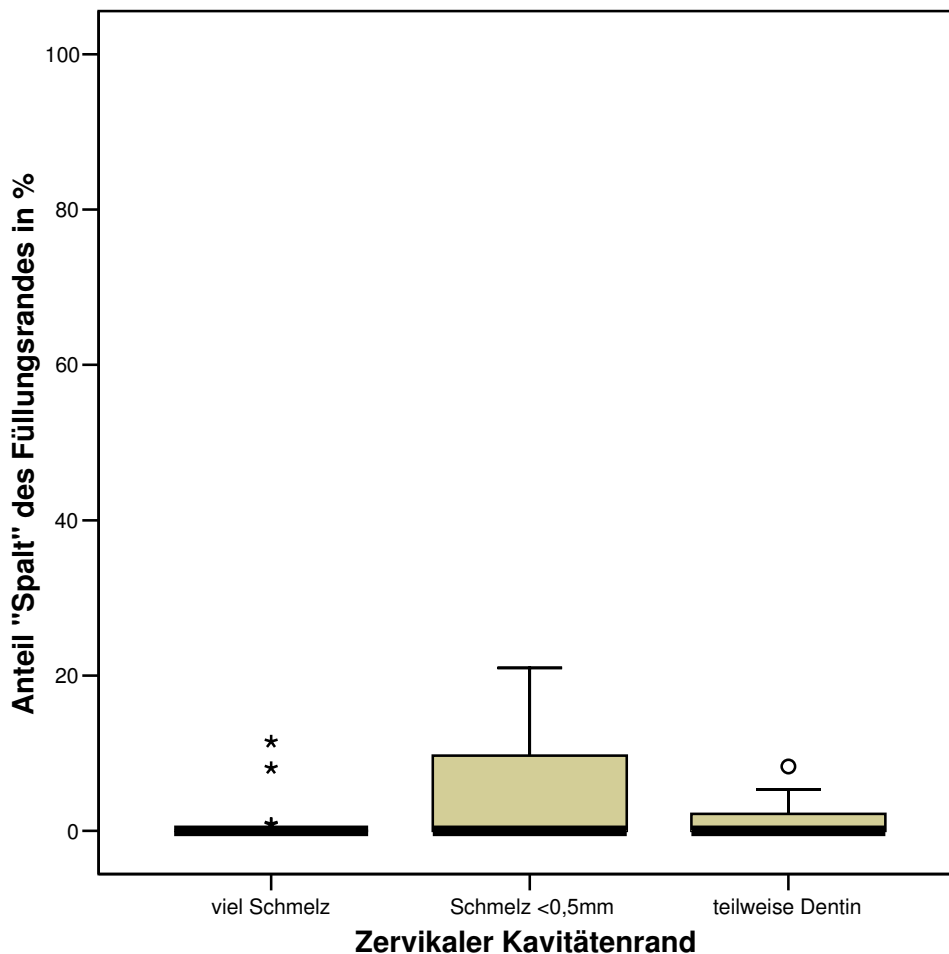


Abb. 28: Anteil des Spaltes am Füllungsrand bei unterschiedlicher Schmelz- bzw. Dentinbegrenzung des zervikalen Kavitätenrandes in Prozent der gesamten Füllungsrandlänge.

Beim Vergleich des Kriteriums „Verfärbung des Füllungsrandes“ der klinischen Untersuchung mit den einzelnen Kriterien der Randanalyse im REM konnte kein statistisch signifikanter Zusammenhang zwischen „Verfärbung des Randes“ und einer Spaltbildung bei der Auswertung im REM festgestellt werden. Nur für den Vergleich des Kriteriums „Verfärbung des Füllungsrandes und der Randqualität 1 („perfekter und sichtbarer Rand“) ($p=0,025$) und der Randqualität „Randunregelmäßigkeiten“ ($p=0,037$) konnte ein statistisch signifikanter Zusammenhang gefunden werden. Daraus kann geschlossen werden, dass sowohl bei perfektem und sichtbarem Rand wie auch bei Randunregelmäßigkeiten sichtbare Randverfärbungen auftraten.

Zusammenfassend kann folgendes festgehalten werden. Von 80 im Patientenmund nachuntersuchten Füllungen waren alle Füllungen nach $6,2 \pm 1$ Jahren noch in situ. Lediglich eine Füllung wies eine Füllungsrandkaries auf. Alle Füllungen der Black-Klasse III waren komplett, bei 20% der Füllungen der Black-Klasse IV trat ein Teilverlust der Füllung auf, 36 % aller Füllungen wiesen keine Randunregelmäßigkeiten auf und bei 52,5% der Füllungen wurde keine Verfärbung des Füllungsrandes beobachtet.

Bei der quantitativen Randanalyse ist festzuhalten, dass Füllungen, die unter Kofferdam gelegt wurden, einen signifikant höheren Anteil ($p=0,029$) an perfekten Rändern aufwiesen. Haarrisse und Spalten zusammen konnten bei bis zu 8 % des Füllungsrandes der Black-Klasse III und bis zu 21% des Füllungsrandes der Black-Klasse IV nachgewiesen werden.

6. Diskussion

6.1 Material und Methode

Um eine Beurteilung von Kompositrestaurationen nach einer gewissen Liegedauer im Mund vornehmen zu können, ist eine retrospektive In-vivo-Studie das geeignete Verfahren, um die klinisch relevanten Parameter zu erfassen und mit Ergebnissen anderer Studien zu vergleichen. Um die erhaltenen Werte besser interpretieren und werten zu können, wurden sie mit den Werten einer Rasterelektronenmikroskopuntersuchung verglichen (*Roulet 1994*). Zur Beurteilung von Füllungsmaterialien werden als Standardverfahren In-vitro-Untersuchungen durchgeführt (*Dietrich et al. 1999, Krejci et al. 1999, Gudde 2001, Kleber 2003*), bei denen sich allerdings die im Mund herrschenden Bedingungen nur simulieren lassen und so die Ergebnisse immer nur einen Ausblick auf die tatsächliche Situation geben können, die durch zusätzliche klinische Studien zur endgültigen Beurteilung ergänzt werden sollten (*Roulet 1994, Swift et al. 1996*).

6.1.1 Morphologische Untersuchungsmethoden

Die einfachste Untersuchung einer Füllung und deren Randschluss ist die Untersuchung mittels Spiegel und Sonde. Diese Art der Untersuchung wurde auch in dieser Studie gewählt, da jedem Zahnarzt zur Beurteilung einer Füllung im Mund erst einmal diese Mittel zur Verfügung stehen. Sicherlich ist bei dieser Art der Untersuchung die Objektivierbarkeit und Standardisierung kritisch zu sehen und besitzt deswegen eine nur eingeschränkte Aussagekraft (*Dunninger et al. 1991*), ebenso ist die fehlende Archivierbarkeit kritisch einzustufen. Dies bedeutet, dass die am Tag der Nachuntersuchung erhobenen klinischen Parameter in der gleichen Form nie wieder zu einem späteren Zeitpunkt nachprüfbar sind oder neu erhoben werden können.

Um die vorher benannten Probleme zu lösen, wurde zur Untersuchung mit Spiegel und Sonde eine Kalibrierung durch BLUNCK vorgenommen und zwei Untersuchende pro Füllung eingesetzt, die anhand von modifizierten Kriterien von RYGE (1966) eine jeweilige Einschätzung der Füllung vornahmen. Mit einer

anschließenden Abformung zur Replikaherstellung für die quantitative Randanalyse unter dem Rasterelektronenmikroskop folgte dann eine genaue und bewährte Methode zur Beurteilung von Füllungsändern (*Blunck* 1988, *Roulet et al.* 1989).

6.1.2 Replikaherstellung

Die Herstellung von Replika der nachuntersuchten Füllungen aus Epoxidharz lässt die quantitative Untersuchung unter dem Rasterelektronenmikroskop zu. Diese Untersuchung kann durch die Archivierbarkeit der Proben zeitlich unabhängig von der klinischen Untersuchung der Füllung erfolgen. Die Verwendung von Epoxydharzen in Verbindung mit additionsvernetzten Silikonen erlaubt, Oberflächenstrukturen bis zu einer 5000fachen Vergrößerung detailgenau wiederzugeben (*Roulet* 1987b). Allerdings konnten nur 67 der 80 nachuntersuchten Füllungen im REM nachuntersucht werden, da als Fehlerquellen ein Verziehen der Abformung und nicht auswertbare Replika durch Lufteinschlüsse an den entscheidenden Stellen auftraten.

6.1.3 Quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop

Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop ist eine gängige morphologische Untersuchungsmethode, die eine Beurteilung der Randqualität zulässt (*Roulet* 1978, *Blunck* 1988, *Noack* 1988, *Roulet et al.* 1989). Leider kann im Gegensatz zu einer In-vitro-Untersuchung die Randqualität einer Füllung im Approximalraum durch das Zerreißen der Abformung bei Entnahme nicht beurteilt werden. So lassen sich nur Messungen für die vestibulären, palatinalen und inzisalen Abschnitte der Füllung durchführen und können nicht Aufschluss über das Randverhalten approximal geben. Jedoch besteht auch die Möglichkeit eine Abformung mit speziell hergestellten Segmentabformlöffeln vorzunehmen, die aufgeklappt werden können und dadurch die abgerissenen Approximal-Interdental-Septen nach Entnahme wieder reponiert werden können (*Herder und Roulet* 1988).

Bei einer 200fachen Vergrößerung wird der Rand abgefahren und den einzelnen Randqualitäten 1 bis 7 zugeordnet. Nach einer Kalibrierung der Untersuchenden mit BLUNCK wurden zufällig ausgewählte Randabschnitte von den Untersuchenden und BLUNCK der gleichen Randqualität zugeordnet. Somit ist die Objektivierbarkeit der Ergebnisse unter dem REM sichergestellt. Allerdings weist KOSTKA (1997) darauf hin, dass trotz 200facher Vergrößerung erhebliche Anteile an Randspalten übersehen werden können (*Kostka* 1997). So kann beim Abziehen der Abformung Reste dieser in einem möglichen Spalt hängen bleiben und sich im REM nicht als Randspalt darstellen.

6.1.4 Statistische Auswertung

Im Hinblick auf die Aussagekraft, Gültigkeit und Zulässigkeit einer klinischen Forschung hat das Studiendesign einen großen Einfluss auf die Kausalschlüsse. Um die Güte und die praktische Relevanz einer Studie zu bewerten, stehen zwei Kriterien zur Verfügung, erstens die interne und zweitens die externe Validität.

Eine Studie ist intern valide, wenn deren Ergebnisse für die an der Studie teilgenommenen Patienten korrekt sind. Ausschlaggebend ist hierfür, dass die abgenommenen Parameter bei allen an der Studie teilgenommenen Patienten auf die gleiche Weise erhoben werden. Da die Untersuchung der Patienten immer durch zwei Untersuchende, die vorher durch Blunck kalibriert worden sind, erfolgte, ist von einer internen Validität der Studie auszugehen.

Eine Studie ist extern valide, wenn sie verallgemeinbar ist. Es ist wichtig zu wissen, dass eine Studie zwar intern valide sein kann, aber die Ergebnisse auf die falschen Patienten übertragen werden und sie somit nicht extern valide ist, also nicht verallgemeinbar. Dem konnte beim Design dieser Studie entgegengewirkt werden, indem nur zufällig ausgesuchte Patienten aus dem Pool der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin verwendet worden sind und die Patienten keiner vorherigen Selektion unterworfen worden sind.

Der Grundgedanke, möglichst viele Parameter bei der klinischen Nachuntersuchung und bei der quantitativen Randanalyse unter dem REM zu

erfassen, konnte in der statistischen Auswertung zu keinen besseren oder detaillierteren Ergebnissen gereichen, da die Aussagekraft der vielen einzelnen Ergebnisse für die klinische Relevanz keinen Einfluss hat. So ist es zwar im Einzelnen durchaus interessant zu wissen, dass z. B. nur 25 % des gesamten Füllungsrandes oder in einem anderen Fall 50 bis 75 % des Randbereiches verfärbt sind. Eine statistische Berechnung der Korrelation zu den Ergebnissen der REM-Untersuchung wird aber enorm erschwert. So wurden die klinischen Kriterien

- „Sichtbare Randunregelmäßigkeiten“: keine, <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche,
- „Verfärbung des Randes“: <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche sowie
- „Abtastung mit der Sonde“ unterteilt in Über- und Unterschuss mit folgender Einteilung: <25 %, 25-50 %, 50-75 %, >75 %, nicht beurteilbar gesamt und jeweils unterteilt für den Approximalbereich und die Labial- sowie Palatinalfläche

zusammengefasst zu

- „Sichtbare Randunregelmäßigkeiten“: nein, ja
- „Verfärbung des Randes“: nein, ja
- „Abtastung mit der Sonde“ unterteilt in Über- und Unterschuss mit folgender Einteilung: nein, ja.

Die Einteilung der Randqualitäten unter dem REM wurde wie folgt zusammengefasst und neu eingeteilt:

- Randqualität 1: Perfekter und sichtbarer Rand bleibt bestehen. Die folgenden Randqualitäten
- Randqualität 2: Unterschuss der Füllung mit glattem Übergang,
- Randqualität 3: Überschuss der Füllung mit glattem Übergang,
- Randqualität 4: Unterschuss der Füllung mit Randunregelmäßigkeiten und
- Randqualität 5: Überschuss der Füllung mit Randunregelmäßigkeiten werden zu der Randqualität „Randunregelmäßigkeiten“ zusammengefasst und

- Randqualität 6: Haarriss sowie
 - Randqualität 7: Randspalt
- zu der Randqualität „Spalt“.

6.1.5 Auswahl der Patienten

Die Auswahl der Patienten erfolgte mit Hilfe des bereits in Kapitel 4.1 beschriebenen Auswertungsbogens. Diese Gruppe an Patienten bildet durch den großen Einzugsbereich des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Berlin eine sehr breite Gruppe an Patienten hinsichtlich Mundhygiene und Compliance ab, so dass nicht nur instruierte und motivierte Patienten in diese Studie eingeflossen sind.

6.2 Ergebnisse

Da es eine Vielzahl an Ergebnissen gibt, macht es Sinn diese unterteilt nach einzelnen Kriterien zu betrachten und zu diskutieren.

6.2.1 Klinische Ergebnisse

Bei den klinischen Ergebnissen fällt positiv auf, dass nach einer durchschnittlichen Tragezeit von $6,2 \pm 1$ Jahren alle Füllungen, die in die statistische Untersuchung gelangt sind, noch in situ waren. Weiterhin ist darauf hinzuweisen, dass lediglich eine Füllungsrandkaries aufgetreten ist, was sich mit anderen Langzeitstudien, die über ein bis zwei Füllungsrandkariesfälle bei allen nachuntersuchten Füllungen berichten (*Lingström und Birkhed 1996, Van Dijken 1996, Raskin et al. 1999, Van Dijken et al. 1999, Lucena-Martin et al. 2001, Demirci et al. 2002, Geitel et al. 2004*), deckt.

6.2.1.1 Chipping und Teilverlust

Die bei der Klasse IV statistisch signifikant höhere Verlustrate von Teilen der Kompositfüllung und Chipping zusammen gegenüber der Black-Klasse III lässt sich durch die höhere Belastung der Kompositfüllung bei der Mastikation sowie auch bei parafunktionellen Habits erklären (*Reusens et al. 1999, Van Dijken et al. 1999*). Diese höhere Beanspruchung der Kompositfüllungen der Black-

Klasse IV wird auch eindeutig durch die höhere Anzahl an Klasse-IV-Füllungen mit Okklusionskontakten gegenüber Klasse-III-Füllungen mit Okklusionskontakten belegt. Deshalb sollte beim Eckenaufbau durch Komposit immer ein Hybridkomposit zum Einsatz gelangen vielleicht in Verbindung mit einem inhomogenen Mikrofüllerkomposit als äußere Deckschicht zur besseren Politur, da die mechanischen Eigenschaften eines Hybridkomposits besser sind als die eines Mikrofüllerkomposits. Die Mikrofüllerkompositschicht sollte dann nicht mehr als 1 mm betragen (*Lösche et al.* 1996).

6.2.1.2 Verfärbung der Oberfläche

Nur bei 2,4 % der Füllungen konnte eine starke Verfärbung der Oberfläche festgestellt werden. Diese Verfärbungen traten bei den nachuntersuchten Patienten entweder bei exzessivem Verzehr von schwarzem Tee oder starkem Abusus von Tabak auf. Die geringe Anzahl an Verfärbungen der Oberfläche kann auf die Anwendung von Hybridkomposit (*Reusens et al.* 1999, *Geitel et al.* 2004) und die gute Erreichbarkeit der Füllungsoberflächen im palatinalen und vestibulären Anteil zur Politur mit Polierscheiben zurückzuführen seien. Denn REUSENS et al. (1999) stellte bei Hybridkompositfüllungen der Black-Klasse III innerhalb der ersten 12 Monate nach Legung der Füllung eine statistisch signifikant bessere Oberflächenfarbe im Gegensatz zu Mikrofüllerkompositen fest. Auch wurde dort das in dieser Studie nachuntersuchte Komposit Herculite XRV verwendet. Durch die gute Politur der Füllungsoberfläche entstehen kaum Porositäten, so dass ein Eindringen von Farbpigmenten aus der Nahrung kaum möglich ist.

6.2.1.3 Verfärbung des Füllungsrandes

Bei der Nachuntersuchung des Füllungsrandes konnte bei 47,5 % aller nachuntersuchten Füllungen eine Verfärbung festgestellt werden. Diese Verfärbungen des Füllungsrandes waren aber nicht so stark, dass von den Nachuntersuchenden die Füllungen als „auszutauschen“ eingestuft wurden. Bei Einsatz eines Mikrofüllerkomposits im Frontzahnggebiet wurde sogar bei 52 %

der nachuntersuchten Füllungen eine Verfärbung des Füllungsrandes beschrieben (*Reusens et al.* 1999), allerdings nur bei 32 % bei Verwendung eines Hybridkomposits. Die höhere Anzahl an Verfärbungen des Füllungsrandes ist wahrscheinlich auf die längere Verweildauer von 6 Jahren im Gegensatz zu 2 Jahren im Mund zurückzuführen und auf die damit verbundene längere Aussetzung des Mundmilieus.

Bei der Auswertung der sichtbaren Füllungsråder zeigten nur ca. 56 % der Füllungen keine Randunregelmäßigkeiten, während mit der Sonde dann bei sogar ca. 64 % ein Über- oder Unterschuss mit der Sonde tastbar war.

Im Gegenteil dazu wird bei der Bewertung des Randverhaltens von Kompositfüllungen in der Literatur sehr oft von akzeptablem bis gutem Randverhalten gesprochen, wobei Werte von 95 % und höher keine Seltenheit darstellt (*Van Dijken* 1996, *Reusens et al.* 1999, *Van Dijken et al.* 1999, *Demirci und Üçok* 2001, *Demirci et al.* 2002). Dabei ist das Kriterium für diese Einschätzung sehr breit angelegt. Für ein solches Ergebnis darf der Untersuchende mit der Sonde nicht im Rand zwischen Zahnhartsubstanz und Füllung hängen bleiben (modifizierte RYGE-Kriterien 1980), aber Über – oder Unterschüsse werden nicht bewertet im Gegensatz zur Beurteilung in dieser Studie. Allerdings ist bei Ergebnissen immer die Frage nach der Verwertung für weiterführende Studien oder für den Einsatz unter klinischen Bedingungen zu stellen. Im Hinblick auf alle erlangten Ergebnisse kommt man zu dem Schluss, dass offensichtlich die schlechteren Ergebnisse des Randverhaltens keine Auswirkung auf die Langlebigkeit der nachuntersuchten Füllungen hatten, da keine Füllung aufgrund dieses Kriteriums ausgetauscht werden musste.

6.2.1.4 API und PBI

In den ersten vier Lebensjahrzenten gehen vorwiegend die Zähne aufgrund kariöser Destruktion und erst später bedingt durch parodontale Erkrankungen verloren. Hierfür ist primär bei beiden Formen der Erkrankungen die orale Plaque ursächlich verantwortlich (*Rateitschak* 1975, *Rateitschak* 1980, *Loe* 1983, *Jeffcoat* 1994). Um eine Einschätzung der Beschaffenheit des Füllungsrandes und der Oberfläche der Füllung auf eine möglicherweise

bestehende Entzündung der Gingiva oder eine vermehrte Plaqueakkumulation vornehmen zu können, wurden in dieser Studie der API (Approximaler Plaque Index) und der PBI (Papillenblutungsindex) erhoben. Aus anderen Studien ist bekannt, dass sich an Kunststofffüllungen vermehrt Plaque anlagert und eine höhere Tendenz zur Entzündung der Gingiva besteht (*Willershausen et al. 1999, Badzio 2001, Köttgen 2001*). Auch konnte in dieser Studie nachgewiesen werden, dass bei über 80 % der nachuntersuchten Füllungen Plaque an den Zähnen mit Kunststoffrestaurationen auftrat, sich aber bei über 60 % der Zähne keine Entzündung der Gingiva zeigten. Dies lässt sich sicherlich so erklären, dass eine Plaqueakkumulation an den Zähnen zwar stattfindet, aber infolge der guten Erreichbarkeit mit der Zahnbürste diese orale Plaque frühzeitig entfernt wird und die Zeit nicht ausreicht, um eine Entzündung der Gingiva auszulösen.

6.2.2 Ergebnisse der Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop

Um die Ergebnisse in ihrer Gewichtung richtig einschätzen zu können, ist bei der Untersuchung der Füllungsänder unter dem Rasterelektronenmikroskop als wichtig zu erwähnen, dass aufgrund der gegebenen Situation nur gewisse Anteile des Füllungsrandes beurteilt werden konnten. Dabei handelt es sich um die palatinalen und vestibulären Abschnitte einer Füllung. Die Bereiche des approximalen Anteils können bei einer In-vivo-Studie nicht oder nur sehr schwer ausgewertet werden. Diese Bereiche stellen aber oft auch einen großen Anteil des Füllungsrandes dar. Sollte sich aber ein statistisch signifikantes Ergebnis für den Anteil der zu untersuchenden Anteile ergeben, so kann man doch dies auch zum Teil auf den approximalen Anteil der Füllung übertragen. Sicherlich wäre eine Untersuchung eines gesamten Füllungsrandes anzustreben.

6.2.2.1 Randkriterium Spalt

Dass bei den Füllungen der Black-Klasse IV ein statistisch signifikant höherer Anteil an Rändern mit dem Kriterium „Spalt“ vorliegt, ist sicherlich wieder mit der erhöhten Belastung bei Mastikation und Habits verbunden (*Reusens et al. 1999, Van Dijken et al. 1999*). So scheint bei übermäßiger Belastung nicht immer gleich ein Teil der Füllung verloren zu gehen, sondern es kommt

offensichtlich bei auftretenden Scherkräften beim Abbeißen zu einem teilweisen Versagen des Haftverbundes mit dann folgender Spaltbildung. Dieser Spalt hat aber offensichtlich im Hinblick auf die Langlebigkeit der Füllung nur einen geringen Einfluss, da es bei keiner der nachuntersuchten Füllungen zu einem Totalverlust gekommen war und auch kein höherer Anteil an Randkaries an Füllungen der Black-Klasse IV auftrat. Der maximale Anteil „Spalt“ (Harriss und Spalt zusammengefasst) in Höhe von 21 % der Füllungsrandlänge liegt deutlich niedriger als bei ähnlichen Studien, in denen oft der Anteil Spalt alleine betrachtet bis zu über 40 % der Gesamtfüllungsrandlänge beträgt (*Schott 2004, Selinka 2005, Fasold 2006*). Jedoch muss man hinzufügen, dass eine Bewertung des Approximalraumes der Füllungen aus bereits genannten Gründen nicht erfolgen konnte, so dass möglicherweise der Anteil des Kriteriums „Spalt“ höher liegt und sich so in die Ergebnisse anderer Studien einreicht.

6.2.2.2 Trockenlegung

Eine in der Literatur beschriebene *conditio sine qua non* bei der Füllungslegung von direkten Kompositfüllungen ist die Verwendung von Kofferdam. Diese Forderung findet auch in dieser Studie wieder einmal Unterstützung, indem bei der Nachuntersuchung der Randbeschaffenheit unter dem REM eindeutig statistisch signifikant höhere Anteile an perfekten und sichtbaren Rändern im Gegensatz zu der relativen Trockenlegung mittels Watterollen gefunden worden sind. Möchte man jedoch die Auswirkung auf die Langlebigkeit einer Kompositfüllung untersuchen, so ergab sich kein Unterschied zwischen der absoluten, also mit Kofferdam, und der relativen Trockenlegung. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in der Literatur über einen Betrachtungszeitraum von 10 und 15 Jahren beschrieben (*Smales 1993, Raskin et al. 1999*). Jedoch ist die Gewissheit, bessere Randqualitäten unter Kofferdam zu erhalten, ein Grund genug, immer Kofferdam bei der Füllungslegung zu verwenden, da durch Verwendung von Kofferdam auch zusätzlich das Arbeitsfeld gut begrenzt wird und übersichtlich ist.

6.2.2.3 Kavitätenbegrenzung

Die Untersuchung der Abhängigkeit zwischen der Art der zervikalen Kavitätenbegrenzung und der Randqualität unter dem Rasterelektronenmikroskop zeigte statistisch signifikante Unterschiede. So wurde unterschieden zwischen zervikalen Kavitätenrändern, die deutlich im Schmelz liegen, solchen mit nur geringen Anteilen von Schmelz mit einer Stärke unter 0,5 mm und einem Kavitätenrand im Dentin. Die statistische Auswertung ergab signifikant höhere Anteile an der Randqualität „Spalt“ bei Dentinbeteiligung oder wenig starker Schmelzbegrenzung des Kavitätenrandes im Vergleich zu den Füllungsrandern mit reiner und deutlicher Schmelzbegrenzung. Ähnliche Ergebnisse sind auch in der Literatur zu finden (*Schuckar und Geurtsen 1995, Kleber 2003*). Dies lässt den Schluss zu, dass trotz erfolgreicher Weiterentwicklung die Adhäsivsysteme in der Langzeitbetrachtung die Haftung im Dentin den reinen schmelzbasierten Verankerungen an der Zahnhartsubstanz unterlegen sind. Allerdings ist anzumerken, dass weniger als 5% der Füllungen mit Dentinbegrenzung einen Spalt aufweisen, lediglich bei den Füllungen mit Schmelzanteilen von unter 0,5mm ca. 20% Spalten vorzufinden sind. Dies deckt sich auch mit Farbstoffpenetrationstests bei Adhäsivsystemen im Dentin und Schmelz, bei denen im Schmelz keine, im Dentin aber deutliche Farbstoffpenetration stattfand (*Lucena-Martin et al. 2001*). Allerdings zeigte eine In-vitro-Studie mit dem auch in dieser Studie verwendeten OptiBond FL als Adhäsivsystem und Herculite XRV als Komposit, dass kein Randspalt nach 6 Monaten nachgewiesen werden konnte (*Haller und Jakob 1998*). Jedoch wies diese Arbeit auch darauf hin, dass in der Studie keine Belastung durch Kaukräfte festgestellt wurde. Außerdem ist der Beobachtungszeitraum von 6 Monaten noch relativ kurz und daher kritisch zu betrachten.

6.2.2.4 Verfärbung des Füllungsrandes im Vergleich mit Randqualitäten unter dem REM

Bei der klinischen Betrachtung einer Füllung kann der Untersuchende das Kriterium „Randverfärbung“ gut beurteilen. Deshalb war es in dieser Studie auch von Interesse, ob eine Randverfärbung mit einer bestimmten Randqualität

unter dem Rasterelektronenmikroskop statistisch signifikant in Korrelation steht. So zeigten bereits andere Studien, dass nach 1 bis 3 Jahren die Randverfärbung statistisch signifikant zunimmt (*Demirci und Üçok 2001, Demirci et al. 2002*). In der vorliegenden Studie bestand dagegen bei der Randqualität „Spalt“ kein statistisch signifikanter Zusammenhang mit einer Verfärbung des Füllungsrandes, aber ein Zusammenhang mit „Randunregelmäßigkeiten“ und mit der Randqualität „perfekter und sichtbarer Rand“ (RQ1). Bei den Randunregelmäßigkeiten sind auch die Überschüsse mit einbezogen. Diese sind aber bei der Bewertung des Füllungsrandes immer etwas schwieriger einzuschätzen, da sich unter einem Überschuss auch ein Harriss oder Spalt verbergen könnte (*Fasold 2006*). Im Vergleich mit anderen Studien ist daher immer ein hoher Anteil an Überschüssen vorhanden (*Illgen 2006*). Diese bergen aber die Gefahr, dass aufgrund schlechterer Selbstreinigung und Rauigkeiten eine erneute Plaqueanlagerung stattfindet (*Jung 2001*), die die Bildung einer Füllungsrandkaries begünstigen. Die Kontrolle bei der Ausarbeitung nach Füllungslegung durch den Behandler ist dabei durch die Schwierigkeit des Erkennens von Überschüssen erschwert.

7. Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie kann der Schluss gezogen werden, dass Kompositfüllungen im Frontzahnggebiet eine lange Überlebensrate haben und auch nach 6 Jahren fast keine Füllungsrandkaries aufweisen.

Mit der Ästhetik sind viele Patienten zufrieden, solange die Randverfärbung oder die Verfärbung der Oberfläche gering sind.

Ziel der Studie war es, dem Behandler bei der täglichen Untersuchung einer alten Kunststofffüllung im Mund eines Patienten geeignete Mittel zur Hand zu geben, mit denen er eine klare Einschätzung dieser Füllung vornehmen kann.

So ist die Beurteilung des Füllungsrandes ein Kriterium zur Einschätzung der Füllung insgesamt, aber im Gegenschluss kann eine Verfärbung des Randes nicht immer auf einen bestehenden Spalt schließen lassen. Entscheidend für den Behandler ist es, dass bei Füllungslegung unter Kofferdam der Anteil an perfekten und sichtbaren Rändern statistisch signifikant höher ist gegenüber Füllungen, die unter relativer Trockenlegung mittels Watterollen gelegt wurden. Daher sollte zur Vermeidung von Spaltbildungen bei Füllungslegung auf die Verwendung von Kofferdam nicht verzichtet werden. Auch im Hinblick darauf, dass der Anteil „Spalt“ bei Füllungen, bei denen nur sehr wenig (<0,5 mm Schmelz) oder gar kein Schmelz am Kavitätenrand bei Füllungslegung zur Verfügung steht, relativ hoch ist, muss die Anwendung der Adhäsivsysteme genau nach Anleitung unter vollständiger Trockenlegung erfolgen, um einen dauerhaften Haftverbund zu erhalten.

Da bis zum heutigen Tage keine klinischen Studien zum Thema Spaltbildung an Kompositfüllungen in Verbindung mit der Entstehung einer Füllungsrandkaries vorliegen, sollte auf diesem Gebiet weitergeforscht werden, um eine Langzeitprognose bestehender Füllungen besser vornehmen zu können.

8. Zusammenfassung

Bei 102 zufällig ausgesuchten Patienten aus dem Patientengut des Zentrums für Zahnmedizin der Charité Zahnklinik Nord erfolgte durch zwei von BLUNCK kalibrierte Behandler eine Nachuntersuchung jeweils einer Kompositfüllung im Frontzahnggebiet nach durchschnittlich 6 Jahren.

Von den 102 mit Füllungen versehenen Zähnen sind innerhalb der 6 Jahre 10 Zähne (10,2 %) prothetisch versorgt worden. Zwei Zähne sind aufgrund parodontaler Lockerung extrahiert worden. Drei Füllungen (3 %) sind in der Zeit von 6 Jahren erneuert worden und eine ging verloren. 86 Zähne wurden daher einer klinischen Nachuntersuchung nach modifizierten RYGE-Kriterien zugeführt. Letztendlich konnten 80 Füllungen zur statistischen Auswertung herangezogen werden, da nur bei diesen OptiBond FL als Adhäsiv und Herculite XR als Füllungsmaterial verwendet wurden. Von diesen 80 Füllungen wurden 67 Füllungen der quantitativen Auswertung unter dem Rasterelektronenmikroskop zugeführt.

Die Ergebnisse zeigen, dass Hybridkompositfüllungen im Frontzahnggebiet der Black-Klasse III und IV zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung zu einem sehr großen Anteil (96 %) noch in situ sind. Weiterhin sind die Patienten abgesehen von einigen wenigen Ausnahmen (5 %) mit ihrer Frontzahnrestauration im Hinblick auf Ästhetik und Funktion auch nach 6 Jahren noch zufrieden.

Bei den Füllungen der Black-Klasse IV konnte ein statistisch signifikant höherer Anteil an Eckenverlusten und Chipping festgestellt werden.

Bei der Auswertung der quantitativen Randanalyse unter dem Rasterelektronenmikroskop zeigten sich bei Verwendung von Kofferdam statistisch signifikant höhere Anteile an perfekten Rändern als ohne Kofferdam. Eine Spaltbildung trat an Füllungen der Black-Klasse IV statistisch signifikant häufiger auf als an Füllungen der Black-Klasse III. Signifikant höhere Anteile von Füllungsrandspalten traten auch bei Füllungen beider Black-Klassen auf, die bei Begrenzung der Kavität zum Zeitpunkt der Füllungslegung teilweise

Dentin oder Schmelz mit weniger als 0,5 mm Stärke aufzeigten, was wohl auf ein teilweises Versagen des Adhäsivverbundes hindeutet.

Bei der klinischen Einschätzung einer Kompositfüllung durch den praktizierenden Zahnarzt mittels Sonde und Spiegel kann der Zustand einer Füllung in Bezug auf Randverfärbung oder Über- bzw. Unterschuss des Füllungsrandes keinen Rückschluss auf das Vorliegen eines Randspaltes liefern, da eine Randverfärbung bei Überschuss oder sogar perfektem Rand statistisch signifikant öfter vorkommt als bei einem Spalt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass Kofferdam eine *conditio sine qua non* ist, um den Anteil an perfekten Rändern zu erhöhen. Einen Füllungsrand in Bereiche mit sehr wenig Schmelz zu legen, birgt eine erhöhte Gefahr an Randspalten und Eckaufbauten weisen mehr Randspalten als Füllungen im Frontzahnbereich ohne inzisalen Anteil auf.

Füllungen mit Randverfärbungen sollten nicht gleich ausgetauscht werden, da eine Verfärbung nicht auf einen Randspalt der Füllung hinweist.

9. Summary

At 102 randomly chosen patients from the Charité-Universitätsmedizin Berlin Dental School, Campus Virchow-Klinikum, one anterior composite resin restoration each were evaluated after $6,2 \pm 1$ years by two dentists, who were calibrated by BLUNCK. From these 102 restored teeth, 10 teeth (10,2 %) received a prosthetic treatment within the 6 years. Two teeth were extracted because of periodontal reasons. Three fillings (3 %) were replaced within the time of 6 years and one was lost. Therefore, 86 teeth were evaluated by using modified RYGE-criteria. Finally, 80 restorations were included into the statistical evaluation, because only those were placed by using OptiBond FL in combination with Herculite XR as a restorative material. From these 80 restorations, 67 were also evaluated by the quantitative margin analysis in a scanning electron microscope (SEM).

The results showed that 96 % of the evaluated anterior restorations placed with a hybrid composite resin, were still in situ. With only few exceptions (5 %) the patients did still agree with the aesthetics of the restorations after 6 years. Class IV restorations showed a statistically significant higher loss of incisal edges and chipping. The quantitative margin analysis revealed statistically significant higher amounts of “continuous margins” at restorations placed under rubberdam compared to those restorations which were applied without using it.

A statistically significant higher percentage of gap formation was found at Class IV compared to Class III restorations. There was also a significantly higher amount of gap formation at both cavity classes when the cervical margin was located in dentin or in enamel with a thickness less than 0.5 mm.

The clinical inspection by a practicing dentist using probe and mirror can hardly detect gaps at the restoration’s margins. Marginal staining occurred statistically significantly more often at margins which have been categorised by the margin analysis as “overhangs” and even as “continuous margins”.

From the result of this study it can be concluded that rubberdam is mandatory in order to increase the amount of perfect margins. The cervical margin in dentin or in areas with rather thin remaining enamel increases the risk for gap

formation as well as reconstructions of incisal edges in comparison to anterior restorations without incisal extension.

Marginal staining is not necessarily a reason for replacing a restoration because it does not definitely mean gap formation.

10. Danksagung

Herrn Prof. Dr. J.-F. Roulet danke ich für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Meinem Betreuer Herrn Dr. Uwe Blunck danke ich aus tiefem Herzen für die gute Zusammenarbeit bei der Erstellung meiner Dissertation. Er war einem bei allen Fragen rund um die Arbeit jederzeit behilflich.

Frau Hundt danke ich für die Einweisung und Unterstützung bei der Arbeit im Labor und am Rasterelektronenmikroskop.

Meiner Frau Dr. Friderike Claessen danke ich für die stetige Unterstützung.

11. Lebenslauf

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

12. Literaturverzeichnis

1. Asmussen, E.: Factors affecting the color stability of restorative resins Acta Odontol Scand 41, 11-18 (1983).
2. Asmussen, E., Uno, S.: Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. Oper Dent 17, 68-74 (1992).
3. Badzio, H., Hahn, E.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung von Amalgam- und Kunststofffüllungen im Seitenzahnbereich. Zahnmed. Inaugural-Dissertation, Uni Greifswald (2001).
4. Baharav, H., Abraham, D., Cardash, H.S., Helft, M.: Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. J Oral Rehabil 15, 167-172 (1988).
5. Bailey, W.J., Sun, R.L.: Photopolymerization of an expanding monomer with an aromatic dioxirane. J Amer Chem Soc: Div Polym Chem Prepr 13, 281 (1972).
6. Barkmeier, W.W., Gwinnett, A.J., Shaffer, S.E.: Effects of enamel etching time on bond strength and morphology. J Clin Orthodont 19, 36-38 (1985).
7. Barkmeier, W.W., Shaffer, S.E., Gwinnett, A.J.: Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent 11, 111-116 (1986).
8. 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 (Paris) 18, 213-20 (1989).
9. Bastioli, C., Romano, G., Migliaresi, C.: Water sorption and mechanical properties of dental composites. Biomaterials 11, 219-223 (1990).
10. Blunck, U.: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 43, 939-943 (1988).
11. Blunck, U., Roulet, J.F.: Effect of one-year water-storage on the effectiveness of dentin adhesives in Class V composite resin restorations. J Dent Res (Spec Iss A) 81, :A139, Abstr.No. 0946 (2002).

12. Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinyl silane treated silica and a binder consisting of reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066 112 (1962a).
13. Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate US Patent 3066 112 (1962b).
14. Bowen, R.L.: Compatibility of various materials with oral tissues I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 58, 1493-1506 (1979).
15. Bowen, R.L., Tung, M.S., Blosser, R.L., Asmussen, E.: Dentine and enamel bonding agents. *Int Dent J* 37, 158-161 (1987).
16. Brännström, M., Johnson, G.: Movements of the dentine and pulp liquids on application of thermal stimuli. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 28, 59-70 (1970).
17. Brännström, M., Nyborg, H.: The presence of bacteria in cavities filled with silicate cement and composite resin materials. *Swed Dent J* 64, 149-155 (1971).
18. Brännström, M., Nordenvall, K.J.: The effect of acid etching on enamel, dentine and the inner surface of restorations: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 56, 917-923 (1977).
19. Brännström, M.: The cause of postrestorative sensitivity and its prevention. *J Endod* 12, 475-481 (1986).
20. Buddecke, E.: *Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin*. Berlin ; New York : de Gruyter S. 5-72 (1981).
21. Buegers, R., Schneider-Brachert, W., Hahnel, S., Rosentritt, M., Handel, G.: Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative *Dent Mater* 25, 269-75 (2009).
22. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34, 849-853 (1955).
23. Cha, H.S., Lee, Y.K., Lim, B.S., Rhee, S.H., Yang, H.C.: Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 71, 414-420 (2004).

24. Cook, W.D.: Factors affecting the depth of cure of UV-polymerized composites. *J Dent Res* 59, 800-808 (1980).
25. Cook, W.D., Chong, M.P.: Colour stability and visual perception of dimethacrylate based dental composite resins *Biomaterials* 6, 257-264 (1985).
26. Craig, R.G.: *Restorative dental materials*; 6th ed. (Mosby, St. Louis) (1980).
27. Crim, G.A., Shay, J.S.: Effect of etchant time on microleakage. *J Dent Child* 54, 339-340 (1987).
28. Davidson, C.L., De Gee, A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63, 146-148 (1984).
29. Demirci, M., Üçok, M.: Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite in Class III cavities: one year results. *Oper Dent* 26, 115-120 (2001).
30. Demirci, M., Ersev, H., Üçok, M.: Clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract) in class III cavities: three-year results. *Oper Dent* 27, 223-230 (2002).
31. Dietrich, T., Lösche, A.C., Lösche, G.M., Roulet, J.F.: Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. *J Dent* 27, 119-128 (1999).
32. Douglas, W.H.: Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17, 209-215 (1989).
33. Dunninger, P., Einwag, J., Sitter, H.: Reproduzierbarkeit von Messungen zur Ergebnisqualität zahnärztlicher Füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 212-214 (1991).
34. Eick, J.D., Robinson, S.J., Cobb, C.M., Chappell, R.P., Spencer, P.: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part II. *Quintessence Int* 23, 43-51 (1992).
35. 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, 1011-7 (2007).

36. Ernst, C.P., Willershausen, B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztl Mitt 93, 790-800 (2003).
37. Ernst, C.P., G.R., M., Klöcker, K., Willershausen, B.: Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. Dent Mater 20, 313-321 (2004).
38. Farah, J.W., Dougherty, E.W.: Unfilled, filled, and microfilled composite resins Oper Dent 6, 95-99 (1981).
39. Fasold, A.: Untersuchung der marginalen Adaption von Klasse-I-Kompositrestaurationen unter Verwendung von unterschiedlichen Füllungsmaterialien. Zahnmed. Diss., LMU München (2006).
40. 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).
41. Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. Dent Mater 6, 167-171 (1990).
42. Frankenberger, R., Krämer, N., Sindel, J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. Dtsch Zahnärztl Z 51, 556-560 (1996).
43. Frankenberger, R., Sindel, J., Krämer, N., Oberschachtsiek, H., Petschelt, A.: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. Dtsch Zahnärztl Z 53, 697-700 (1998).
44. Frankenberger, R., Krämer, N., Petschelt, A.: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Invest 3, 11-17 (1999).
45. Frankenberger, R., Perdigão, J., Rosa, B.T., Lopes, M.: 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 17, 373-380 (2001).
46. Frankenberger, R.: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. Dtsch Zahnärztl Z 57, 154-171 (2002).
47. Friedl, K.H., Powers, J.M., Hiller, K.A., Schmalz, G.: Der Komposit-Dentinverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 577-581 (1995).

48. Furuse, A.Y., Gordon, K., Rodrigues, F.P., Silikas, N., Watts, D.C.: Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging J Dent 36, 945-952 (2008).
49. Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 58, 1364-1370 (1979).
50. Geitel, B., Kwiatkowski, R., Zimmer, S., Barthel, C.R., Roulet, J.F., Jahn, K.R.: Clinically controlled study on the quality of class III, IV and V composite restorations after two years. J Adhes Dent 6, 247-253 (2004).
51. Goldberg, M., Lasfargues, J.J.: Pulpo-dentinal complex revisited. J Dent 23, 15-20 (1995).
52. Gottlieb, E.W., Retief, D.H., Jamison, H.C.: An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: tensile bond strength studies. J Prosthet Dent 48, 48-51 (1982).
53. Gross, A.: Kunststoff in der Zahnmedizin. Chemie unserer Zeit 13, 142 (1979).
54. Gudde, M.: Der Einfluss von Verarbeitungsfehlern bei der Applikation des Adhäsivsystems Prime&Bond 2.1 auf die Randqualität von Kompositfüllungen im Dentin. Zahnmed. Diss., HU Berlin (2001).
55. Gwinnett, A.J.: Acid etching for composite resins. Dent Clin North Am 25, 271-289 (1981).
56. Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., Pfannkuch, A.: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 48, 100-104 (1993).
57. Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994).
58. Haller, B., Jakob, M.O.: Beständigkeit der Dentinhaftung von Komposit und Kompomer - eine In-vitro-Studie über sechs Monate. Acta Med Dent Helv 3, 15-22 (1998).
59. Haller, B., Blunck, U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 93: 808-818 (2003).

60. Hannig, M., Reinhardt, K.J., Bott, B.: Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 24, 172-180 (1999).
61. Henisch, G.: Ein computergestütztes System zur Erfassung und Verarbeitung von Messdaten im Rahmen der quantitativen Randalanalyse am Rasterelektronenmikroskop. *Med. Diss.*, Berlin (1989).
62. Herder, S.M., Roulet, J.F.: Marginale Adaptation von adhäsiv befestigten Dicor-Inlays in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 904-908 (1988).
63. Hollemann, A., Wiberg, E.: *Lehrbuch der Anorganischen Chemie I.*: Walter de Gruyter; 1995.
64. 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).
65. Hugo, B.: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (II). *Quintess Zahnärztl Lit* 47, 1051-1069 (1996a).
66. Hugo, B.: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (I) *Quintess Zahnärztl Lit* 47, 911-923 (1996b).
67. Hugo, B., Stassinakis, A., Hotz, P., Klaiber, B.: Die Entwicklung einer neuen Präparationsmethode zur defektbezogenen Erstversorgung approximaler kariöser Defekte. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 518-523 (1996).
68. Hugo, B.: *Ästhetik mit Komposit - Grundlagen und Techniken*.l. Berlin: Quintessenz; 2008.
69. Ibarra, G., Vargas, M.A., Armstrong, S.R., Cobb, D.S.: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 4, 115-124 (2002).
70. Illgen, M.: *Mikroskopische Verlaufskontrolle (REM) füllungstherapeutischer Maßnahmen*. Zahnmed. Diss., FSU Jena (2006).
71. Inoue, H., Inoue, S., Uno, S., Takahashi, A., Koase, K., Sano, H.: Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent* 3, 129-136 (2001a).

72. Inoue, S., Vargas, M.A., Abe, Y., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Sano, H., Van Meerbeek, B.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3, 237-245 (2001b).
73. Jacobsen, T., Söderholm, K.J.M.: Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995, 132-136 (1995).
74. Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). *Quintessenz* 39, 1067-1073 (1988a).
75. Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (II). *Quintessenz* 39, 1243-1253 (1988b).
76. Janda, R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (III). *Quintessenz* 39, 1393-1398 (1988c).
77. Jedrychowski, J.R., Caputo, A.A., Prola, J.: Influence of a ferric chloride mordant solution on resin-dentin retention. *J Dent Res* 60, 134-138 (1981).
78. Jeffcoat, M.K.: Prevention of periodontal diseases in adults: strategies for the future. *Prev Med* 23, 704-708 (1994).
79. Jendresen, M.D., Glantz, P.O.: Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand* 39, 47-53 (1981).
80. Johnson, G.H., Powell, L.V., Gordon, G.E.: Dentin bonding systems: a review of current products and techniques. *J Am Dent Assoc* 122, 34-41 (1991).
81. Jung, M.: Ausarbeitung und Politur von zahnfarbenen Füllungswerkstoffen aus Komposit und Keramik. *DGZ Rundschreiben* 4-6 (2001).
82. 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).
83. Kalachandra, S.: Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 5, 283-288 (1989).

84. Kanemura, N., Sano, H., Tagami, J.: Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 27, 523-530 (1999).
85. Keller, U.: Heterogenkatalysierte elektrophile Addition am Beispiel der Hydratisierung von Ethylen und Alkoxylierung / Acyloxylierung von Oliochemikalien. Tech.chem. Dissertation, RWTH Aachen (2005).
86. 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 (1990).
87. Ketterl, W.: Morphologische Grundlagen zur Behandlung defekter, vitaler Zähne. *Zahnärztl Prax* 16, 37 passim (1965).
88. Kleber, J.: Eine quantitative Randanalyse von fünf Adhäsivsystemen im Kreuzversuch mit drei Kompositmaterialien an Klasse-V-Kavitäten. Zahnmed. Diss., HU Berlin (2003).
89. Knobloch, L.A., Gailey, D., Azer, S., Johnston, W.M., Clelland, N., Kerby, R.E.: Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems *J Prosthet Dent* 97, 216-22 (2007).
90. Kostka, E.C.: Zusammenhang von Farbstoffpenetration und rasterelektronenmikroskopischer Randanalyse adhäsiv befestigter keramischer Inlays. Med Diss, Berlin (1997).
91. Köttgen, C., Ernst, Klaus-Peter, Willershausen, Brita: So wirken Füllungsmaterialien auf das Zahnfleisch. *Zahnärztl Mitt* 7, (2001).
92. Krejci, I., Schüpbach, P., Balmelli, F., Lutz, F.: The ultrastructure of a compomer adhesive interface in enamel and dentin, and its marginal adaptation under dentinal fluid as compared to that of a composite. *Dent Mater* 15, 349-358 (1999).
93. Kullmann, W., Pötters, G.: Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 39, 96-100 (1984).
94. Kunzelmann, K.-H.: Komposite - komplexe Wunder moderner Dentaltechnologie. Teil 1: Füllkörpertechnologie *Aesthetische Zahnmedizin* 10 (3), 14-24 (2007).

95. Kunzelmann, K.H.: Werkstoffkundliche Eigenschaften der Kompositmaterialien. In Eichner, K., Kappert (Hrsg.), Werkstoffkunde II, (2008).
96. Lingström, P., Birkhed, D.: Klinische Beurteilung eines neuen lighthärtenden Hybridkomposits in Klasse-III- und -V-Restorationen über einen Zeitraum von 3 Jahren. Quintess Zahnärztl Lit 47, 467-477 (1996).
97. Loe, H.: Principles of aetiology and pathogenesis governing the treatment of periodontal disease. Int Dent J 33, 119-126 (1983).
98. Lösche, G.M., Eisele, T., Roulet, J.F.: Einfluß der Zwei-Schicht-Füllungstechnik auf das Randverhalten von Klasse-IV-Füllungen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 51, 620-622 (1996).
99. 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; discussion 109 (2005).
100. Lucena-Martin, C., González-Rodríguez, M.P., Ferrer-Luque, C.M., Robles-Gijón, V., Navajas, J.M.: Influence of time and thermocycling on marginal sealing of several dentin adhesive systems. Oper Dent 26, 550-555 (2001).
101. Lüscher, B., Lutz, F., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R.: Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. J Prosthet Dent 39, 409-413 (1978).
102. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Imfeld, T.: Komposits - Klasifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk 93, 914-929 (1983).
103. Lutz, F., Krejci, I., Schüpbach, P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restorationen. Schweiz Mschr Zahnmed 103, 537-549 (1993).
104. Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. Zürich: Juris Druck; 1976.
105. Magloire, H., Bouvier, M., Joffre, A.: Odontoblast response under carious lesions. Proc Finn Dent Soc 88, 257-274 (1992).
106. Marx, H., Müller, K.: Ein neues Härtemessverfahren und seine Anwendung bei der Untersuchung dentaler Kunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 26, 758-763 (1971).

107. Matschinske, U., Tappe, A., Sandner, B.: Zur Polymerisationsschrumpfung von Kompositen. Zahn Mund Kieferheilkd 77, 783-789 (1989).
108. Meißner, M., Gatzler, M., Van Gogswaardt, D.C., Eichler, D., Micheel, T., Micheel, S.: In-vitro-Untersuchungen zur marginalen Adaptation von Kompositen bei Anwendung verschiedener Dentinhaftmittel. Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 80, 333-340 (1992).
109. Meyer-Lueckel, H., Mueller, J., Paris, S., Hummel, M., Kielbassa, A.M.: Penetration verschiedener Adhäsive in initiale Schmelzläsionen in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 115, 316-323 (2005).
110. Mitra, S.B., Wu, D., Holmes, B.N.: An application of nanotechnology in advanced dental materials J Am Dent Assoc 134, 1382-1390 (2003).
111. Miyazaki, M., Sato, M., Onose, H., Moore, B.K.: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 11, 118-122 (1998).
112. Moll, K., Park, H.J., Haller, B.: Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. J Adhes Dent 4, 171-180 (2002).
113. 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).
114. Nakabayashi, N., Nakamura, M., Yasuda, N.: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent 3, 133-138 (1991).
115. Nikaido, T., Kunzelmann, K.H., Ogata, M., Harada, N., Yamaguchi, S., Cox, C.F., Hickel, R., Tagami, J.: The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in Class I cavities of human molars. J Adhes Dent 4, 31-39 (2002).
116. Noack, M.J.: Randschluß von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. Dtsch Zahnärztl Z 43, 919-922 (1988).
117. Oysaed, H., Ruyter, I.E.: Water sorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. J Dent Res 65, 1315-1318 (1986).

118. Pashley, D.H., Ciucchi, B., Sano, H., Horner, J.A.: Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 24, 618-631 (1993).
119. 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).
120. Perdigão, J., Geraldeli, S., Heymann, H.O., Rosa, B.T.: Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strengths. *Am J Dent* 13, 88-92 (2000).
121. Peutzfeldt, A.: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105, 97-116 (1997).
122. Pluddemann, E.P.: Adhesion through silane-coupling agents *J Adhes Dent* 184-194 (1970).
123. 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).
124. Rateitschak, K.H.: Prophylaxe und Frühbehandlung der Gingivitis und Parodontitis. *Soz Präventivmed* 20, 309-313 (1975).
125. Rateitschak, K.H.: Ätiologie und Pathogenese der Gingivitis und Parodontitis. *Zahnärztl Prax* 31, 551-554 (1980).
126. Rathke, A.: Klinische Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. *Dental Praxis* 19, 195-233 (2002).
127. Reinhardt, K.J., Vahl, J.: Korrelation zwischen Harte und Abrieb photopolymerisierbarer Schmelzadhasive 1. Mitteilung. *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 625-626 (1977a).
128. Reinhardt, K.J., Vahl, J.: Aushärtung photopolymerisierbarer Versiegelungsmaterialien in verschieden tiefen Schmelzzonen (in vitro). *Dtsch Zahnärztl Z* 32, 848-852 (1977b).
129. Retief, D.H.: Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52, 333-341 (1973).
130. Retief, D.H., Austin, J.C., Fatti, L.P.: Pulpal response to phosphoric acid. *J Oral Pathol* 3, 114-122 (1974).

131. Retief, D.H., Denys, F.R.: Adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2, 133-144 (1989).
132. Retief, D.H.: Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent* 17, 44-49 (1992).
133. Reusens, B., D'Hoore, W., Vreven, J.: In vivo comparison of a microfilled and a hybrid minifilled composite resin in Class III restorations: 2-year follow-up. *Clin Oral Invest* 3, 62-69 (1999).
134. Roulet, J.-F.: Degradation of dental polymers. Karger, Basel 228 S. (1987a).
135. Roulet, J.F.: Untersuchung über den Randschluss von Komposits in vivo. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 86, 699-712 (1976).
136. Roulet, J.F.: Die Prüfung des Randschlusses sogenannter schnitzbarer Komposite. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 88, 345-364 (1978).
137. Roulet, J.F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 18, 543-552 (1987b).
138. Roulet, J.F.: Degradation of dental polymers.I. Basel: Karger; 1987c.
139. Roulet, J.F.: Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. *Dtsch Zahnärztl Z* 43, 887-892 (1988).
140. Roulet, J.F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M.: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3, 147-158 (1989).
141. Roulet, J.F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22 Suppl 1, 9-12 (1994).
142. Rueggeberg, F.A.: Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 7, 2-10 (1991).
143. Ruyter, I.E., Oysaed, H.: Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials. *Acta Odontol Scand* 40, 179-192 (1982).
144. Ruyter, I.E.: Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. *Phillip J* 12, 481-488 (1995).
145. Ryge, G.: Clinical criteria. *Int Dent J* 30, 347-58 (1980).

146. Rzanny, A., Welker, D.: Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe - eine werkstoffkundliche Standortbestimmung. Zahn Prax 3, 6-14 (2000).
147. Sadek, F.T., Goracci, C., Cardoso, P.E.C., Tay, F.R., Ferrari, M.: Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. J Adhes Dent 7, 297-302 (2005).
148. Schäfer, E.: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftmechanismen der Dentinadhäsive. Teil 1: Grundlagen der Dentinadhäsive und Adhäsive der 1. bis zur 3. Generation. Zahnärztl Welt 108, 218-225 (1999).
149. Schott, T.E.: Klinische Untersuchung eines ionenfreisetzendes Komposits in Klasse I+II Kavitäten zahnmed. Diss., LMU München (2004).
150. Schroeder, H.E.: Orale Strukturbiologie.I. Stuttgart: Thieme Verlag; 2000.
151. Schuckar, M., Geurtsen, W.: Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 50, 164-166 (1995).
152. Schulein, T.M., Chan, D.C., Reinhardt, J.W.: Rinsing times for a gel etchant related to enamel/composite bond strength. Gen Dent 34, 296-298 (1986).
153. Schultz, S., Rosentritt, M., Behr M., Handel, G., Universität Regensburg: Mechanical properties and wear restorative composites. IADR, Abstract 0381 (2003).
154. Schwickerath, H.N.R.: Der Einfluss des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung. Dtsch Zahnärztl Z 37, 442-444 (1982).
155. Selinka, A.I.: Randschluss von zahnfarbenen Klasse-II-Füllungen bei Anwendung zeitsparender Füllungs- und Bondingtechniken Zahnmed. Diss., Universität Ulm (2005).
156. Semeraro, S., Mezzanzanica, D., Spreafico, D., Gagliani, M., Re, D., Tanaka, T., Sidhu, S.K., Sano, H.: Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives Oper Dent 31, 317-23 (2006).

157. Shintani, H.Y., M.; Inoue, T.: Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. *Dent Mater* 1, 124-126 (1985).
158. Sindel, J., Petschelt, A.: Einfluß der Schichttechnik auf die biaxiale Biegefestigkeit lichtgehärteter Komposite. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 273-275 (1996).
159. Sindel, J.: Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. *Zahnärztl Mitt* 88, 514-516 (1998).
160. Smales, R.: Rubber dam usage related to restoration quality and survival. *British Dental Journal* 1993 174, 330-333 (1993).
161. Soltész, U., Koplín, C.: Polymerisationsschrumpfung neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Zahnärztl Mitt* 94, 982-988 (2004).
162. Spohr, A.M., Conceição, E.N., Pacheco, J.F.M.: Tensile bond strength of four adhesive systems to dentin. *Am J Dent* 14, 247-251 (2001).
163. Staninec, M., Mochizuki, A., Tanizaki, K., Fukuda, K., Yasuhiko, T.: Interfacial space, marginal leakage, and enamel cracks around composite resins. *Oper Dent* 11, 14-24 (1986).
164. Stanley, H.R., Going, R.E., Chauncey, H.H.: Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration. *J Am Dent Assoc* 91, 817-825 (1975).
165. Stoll, R., Butze, J., Stachniss, V.: Zur Auswirkung von Verunreinigungen auf die Haftung von Komposit am geätzten Schmelz. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 231-234 (1999).
166. Swift, E.J., Triolo, P.T., Barkmeier, W.W., Bird, J.L., Bounds, S.J.: Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent* 9, 100-104 (1996).
167. 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).
168. Titley, K., Chernecky, R., Maric, B., Smith, D.: Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am J Dent* 7, 190-194 (1994).
169. Tjan, A.H.L., Castelnovo, J., Liu, P.: Bond strength of multi-step and simplified-step systems. *Am J Dent* 9, 269-272 (1996).

170. Toledano, M., Osorio, R., de Leonardi, G., Rosales-Leal, J.I., Ceballos, L., Cabrerizo-Vilchez, M.A.: Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 14, 205-210 (2001).
171. Ure, D., Harris, J.: Nanotechnology in dentistry: reduction to practice *Dent Update* 30, 10-15 (2003).
172. Valiaho, M.L., Forsten, L.: Transverse strength and surface hardness of water-contaminated acrylic and composite resins. *Scand J Dent Res* 79, 540-544 (1971).
173. Van Dijken, J.W.V.: 3-year clinical evaluation of a compomer, a resin-modified glass ionomer and a resin composite in Class III restorations. *Am J Dent* 9, 195-198 (1996).
174. Van Dijken, J.W.V., Olofsson, A.L., Holm, C.: Five year evaluation of Class III composite resin restorations in cavities pre-treated with an oxalic- or a phosphoric acid conditioner. *J Oral Rehabil* 26, 364-371 (1999).
175. Van Landuyt, K.L., Mine, A., De Munck, J., Jaecques, S., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B.: Are One-step Adhesives Easier to Use and Better Performing? Multifactorial Assessment of Contemporary One-step Self-etching Adhesives. *J Adhes Dent* 11, 175-190 (2009).
176. 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 (1992a).
177. Van Meerbeek, B., Lambrechts, P., Inokoshi, S., Braem, M., Vanherle, G.: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 17, 111-124 (1992b).
178. Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P., VanHerle, G.: Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 72, 495-501 (1993).
179. Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 977-984 (1994).

180. Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Snauwaert, J., Hellemans, L., Lambrechts, P., Vanherle, G., Wakasa, K., Pashley, D.H.: Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent* 1, 7-23 (1999).
181. 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).
182. Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G.: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28, 215-235 (2003).
183. Versluis, A., Tantbirojn, D., Douglas, W.H.: Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77, 1335-1445 (1998).
184. Viohl, J., Eickhoff, A.: Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis bzw. von der Bestrahlungszeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 34, 687-690 (1979).
185. Viohl, J.: Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In Eichner, K. (Hrsg.), *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Hüthig; 125-158 (1981).
186. 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).
187. Weinmann, W., Thalacker, C., Guggenberger, R.: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 21, 68-74 (2005).
188. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vanherle, G.: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24, 641-658 (1993).
189. 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).
190. Wu, D., Mitra S.B., Johnson N., Holmes B.N.: Aesthetic properties of novel dental nanocomposites. *IADR, Abstract* 65 (2002).

191. Yamaguchi, R., Powers, J.M., Dennison, J.B.: Parameters affecting in vitro bond strength of composites to enamel and dentin. Dent Mater 5, 153-156 (1989).

13. Anhang

13.1 Ergebnisse

13.1.1 Ausgangsdatentabellen

Pat.Nr. neu	Applikationsdatum	Zahn	Sensibilität	Flächen	Black-Klasse	Grund der Maßnahme	Zervikaler Kavitätenrand	Trockenlegung	Unterfüllung	Material Adhäsiv	Material Füllung	Kurs	klinische Pat.- nachuntersuchung
96002	29.04.1996	11	1	8	3	4	1	1	1	1	1	2	
96007	13.06.1996	43	1	18	3	1	1	1	1	1	1	2	
96009	30.10.1996	23	1	16	4	6	2	1	1	1	1	2	
96017	26.04.1996	12	1	8	3	2	3	1	0	1	1	2	
96019	01.07.1996	11	1	12	3	7	3	1	0	1	1	2	
96023	01.07.1996	21	1	14	4	4	1	0	0	2	2	2	2
96026	19.06.1996	22	1	12	3	2	1	1	0	1	1	2	
96027	12.06.1996	21	1	7	3	4	1	1	0	1	1		
96029	20.06.1996	23	1	15	3	2	3	1	0	1	1	2	
96030	19.04.1996	41	1	11	3	2	3	0	1	1	1	2	
96031	08.05.1996	11	1	12	3	2	3	1	1	1	1	2	
96036	29.05.1996	23	1	7	3	2	1	1	0	1	1		6
96039	16.12.1996	33	1	10	3	1	1	1	0	1	1	2	5
96042	13.11.1996	13	1	7	3	1	1	1	0	1	1	2	5
96043	04.11.1996	12	1	8	3	4	3	1	0	1	1	2	
96044	11.12.1996	22	1	13	3	1	1	1	0	1	1	2	
96048	29.11.1996	12	0	20	3	2	3	1	0	1	1	2	5
96051	07.11.1996	11	1	15	4	6	2	1	1	1	1	2	
96056	11.11.1996	22	1	13	3	4	2	1	0	1	1	2	
96057	31.10.1996	21	1	15	4	3	1	1	0	1	1		
96060	25.11.1996	21	1	16	4	6	3	1	0	1	1	2	
96065	18.12.1996	12	1	8	3	6	3	1	0	1	1		5
96071	28.11.1996	42	1	15	4	2	1	1	0	1	1	2	
96074	14.11.1996	13	1	7	3	1	1	1	0	1	1	2	
96077	02.12.1996	43	1	7	3	1	2	1	0	2	1	2	5
96082	06.12.1996	41	1	15	4	7	1	1	0	1	1	2	
96083	06.06.1996	11	1	12	3	7	1	1	0	1	1	2	
96084	30.10.1996	11	1	8	3	4	3	1	0	1	1	2	
96090	29.11.1996	12	1	10	3	2	3	1	0	1	1	1	
96093	17.12.1996	11	1	13	3	2	3	1	0	1	1	1	
96094	11.11.1996	21	0	6	3	2	3	1	1	1	1	1	
96096	13.12.1996	12	1	8	3	2	3	1	1	1	1	1	
96100	25.11.1996	13	1	15	4	2	4	1	1	1	1	1	
96102	20.12.1996	13	1	16	3	4	1	1	1	1	1	2	
96103	19.11.1996	22	1	8	3	2		1	0	1	1	2	
96105	17.06.1996	12	1	12	3	4	1	1	0	1	1	1	
96107	11.06.1996	22	1	13	3	4	1	1	0	1	1	1	
96108	17.04.1996	21	1	7	3	2	1	1	0	1	1	2	
96150	11.11.1996	11	1	8	3	2	1	1	0	1	1	1	
96151	10.07.1996	22	1	7	4	1	3	1	0	1	1	1	6

Anhang

96153	22.05.1996	22	1	12	3	6	4	1	0	1	1	2	5
96154	17.05.1996	12	1	11	3	1	1	1	1	1	1	1	
97001	18.04.1997	41	1	11	3	4	1	1	0	1	1		
97002	19.02.1997	12	1	2	3	1	2	1	0	1	1		
97003	20.06.1997	11	1	16	4	4	1	1	0	1	1	2	
97004	30.05.1997	22	1	15	4	1	1	1	0	1	1		5
97005	24.04.1997	13	1	13	3	1		1	0	1	1	2	
97006	07.05.1997	11	1	15	3	2	3	1	0	1	1	2	
97007	15.07.1997	23	1	13	3	4	3	1	0	1	1	2	
97008	23.06.1997	13	1	7	3	4	2	1	0	1	1	2	
97009	23.05.1997	23	0	16	4	4	2	1	1	1	1	2	5
97010	16.07.1997	11	1	14	4	4		1	0	1	1	2	
97011	16.07.1997	22	1	12	3	2	4	1	1	1	1	2	
97012	07.07.1997	11	1	16	4	2	3	1	1	1	1	2	
97013	17.07.1997	33	1	12	3	1	3	1	0	1	1	2	
97015	07.01.1997	21	1	15	4	2	4	1	0	1	1	2	
97016	13.11.1997	21	1	14	4	7	1	1	0	1	1	2	
97018	08.12.1997	12	1	13	3	1	1	1	0	1	1	2	
97019	26.05.1997	11	1	13	3	1	2	1					
97020	08.07.1997	12	1	12	3	4	2	1	0	1	1	1	
97021	19.12.1997	13	1	7	3	2	1	0	1	1	1	2	
97022	09.06.1997	12	0	13	3	7		1	0	1	1	1	
97023	20.06.1997	11	1	8	3	1	1	1	0	1	1	2	
97024	06.06.1997	43	0	16	4	1	1	1	0	1	1	2	
97025	25.06.1997	32	1	12	3	2	1	1	0	1	1	2	
97026	26.06.1997	11	1	12	3	2	1	1	1	1	1	2	
97027	15.12.1997	11	1	14	4	4	1	1	0	1	1	1	
97028	16.07.1998	12	1	15	4	3	1	1	0	1	1		
97029	09.07.1997	11	1	7	3	4	1	1	0	1	1	2	
97030	19.11.1997	23	1	13	3	4	3	1	0	1	1	2	
97032	03.12.1997	21	1	15	4	2	2	1	0	1	1	2	
97033	23.06.1997	21	1	7	3	1	1	1	0	1	1	1	5
97034	28.11.1997	13	0	12	3	1	4	0	1	1	1	2	1
97036	07.05.1997	21	1	12	3	2	1	1	0	1	1		
97037	20.01.1997	11	1	15	4	7	1	1	0	1	1	2	
97038	10.11.1997	11	1	16	4	3	1	1	0	1	1	2	
97040	17.12.1997	11	1	15	4	4	1	1	0	1	1		6
97041	18.04.1997	11	1	13	3	4	1	1	1	1	1	2	
97042	19.05.1997	12	1	15	4	2	1	1	1	1	1		
97043	20.06.1997	13	1	13	3	1	1	1	0	1	1	2	
97044	06.11.1997	21	1	8	3	4	1	1	0	1	1	2	
97045	14.04.1997	12	1	7	3	1	1	1	0	1	1	2	
97046	18.12.1997	12	1	7	3	1	3	1	0	3	3		1
97047	06.01.1997	23	1	7	3	2	3	1	0	1	1	1	5
98001	23.07.1998	11	1	12	3	2	1	1	0	1	1	2	
98002	26.06.1998	23	1	12	3	2	2	1	1	1	1	2	
98003	10.06.1998	12	1	13	3	2	1	1	0	1	1	2	
98004	16.04.1998	12	1	3	3	4	3	1	0	1	1		
98005	10.07.1998	21	1	16	4	7	1	1	0	1	1	1	
98006	10.07.1998	21	1	15	4	4	3	1	0	1	1	2	
98107	08.07.1998	11	1	24	4	2	1	1	0	1	1	1	
98007	09.06.1998	32	1	16	4		1	1	0	1	1	1	
98008	11.05.1998	21	1	15	4	4	1	1	0	1	1	2	
98108	27.04.1998	13	1	7	3	4	1	1		1	1	2	
98109	03.11.1997	13	1	14	4	3	1	0	0	1	1	1	5

Anhang

98009	14.05.1998	13	1	16	4	4	1	1	0	1	1	2	
98010	07.05.1998	12	1	8	3	1	1	1	0	1	1	2	
98011	09.07.1998	11	1	10	3	4	1	1	0	1	1	1	
99001	20.06.1999	33	1	25	3	7	1	1	0	1	1	2	
99002	13.01.1999	22	1	12	3	2	1	0	0	1	1	2	
99003	15.06.1999	23	1	16	4	2	2	1	0	1	1	2	
99004	29.05.1999	12	1	15	4	5	1	1	0	1	1	2	

13.1.2 Legende der Ausgangsdaten

Die Ziffern in dieser Tabelle wurden von den Auswertungsbögen übernommen.

Sensibilität	0 nicht sensibel 1 sensibel	Zervikaler Kavitätenrand	0 kein zervikaler Kavitätenrand 1 viel Schmelz 2 Schmelz < 0,5mm 3 teilweise Dentin 4 komplett Dentin
Flächen	0 okklusal	Trockenlegung	0 relativ 1 absolut
	1 mo	Unterfüllung	0 nein 1 ja
	2 od		Material Adhäsiv
	3 mod	Material Füllung	
	4 okkl.oral		Kurs
	5 okkl.bucc.	Black-Klasse	
	6 oral		Grund der Maßnahme
	7 distoorale	klinisches Erscheinungsbild zur Nachuntersuchung	
	8 mesiooral		
	9 vestibulär		
	10 distovestibulär		
	11 mesiovestibulär		
	12 distovestibulooral		
	13 mesiovestibulooral		
	14 inzisal		
	15 mesioinzisal		
	16 distoinzisal		
	17 zervikozirkulär		
	18 distal		
	19 mesial		
20 zirkulär			

13.1.3 Tabelle der klinischen Nachuntersuchung

Nachuntersuchungsdatum	Erster Eindruck	Retention	Randbeteiligung	sichtbare Randunregelmäßigkeiten	app.	occl.	Verfärbung Rand	app.	occl.	Sonde	Uapp.	Uoccl.	Uapp.	Uoccl.	Füllungsrandkaries	Verfärbung Oberfläche app.	Verfärbung Oberfläche occl.	Kontur	Ästhetik Behandler	Ästhetik Patient	Vitalität zur Nachuntersuchung	Postoper. Sensibilität taktil	Postoper. Sensibilität Luft	Gingiva Index	Plaque Index	Laterotrusionskontakte	Schiffacetten	Endgültige Entscheidung	Alter in Tagen
27.02.2003	0	1	0	32	1	21	3	1	2	51	14	21	3	4	0	1	1	0	1	1	1	0	0	4	2	2	1	0	2458
30.01.2003	0	1	0	31	15	21	31	15	21	51	1	21	3	4	0	13	1	0	1	1	0	0	0	0	1	2	1	0	2387
11.10.2002	0	1	2	3	1	2	31	11	214	51	1	214	3	4	0	11	1	0	0	1	1	0	0	0	2	1	1	0	2141
24.10.2002	0	1	0	32	1	23	31	11	2	52	11	22	3	4	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	1	2	1	0	2338
28.11.2002	0	1	2	31	1	22	31	1	22	51	1	222	3	4	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	1	1	1	0	2307
01.11.2002																													2280
20.02.2003	0	1	0	3	1	2	3	1	2	5	1	2	3	4	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	2401
20.02.2003	0	1	0	3	1	2	3	1	2	51	11	2	3	4	0	1	1	0	0	1	1	0	1	2	2	0	0	0	2408
03.11.2003	0	1	0	3	1	2	3	1	2	5	1	2	3	4	0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	2653
24.10.2002	0	1	0	33	11	23	32	1	22	52	1	21	3	4	0	12	1	0	1	1	1	0	0	1	3	1	0	0	2345
25.10.2002	0	1	3	3	1	2	3	1	2	5	1	2	3	4	0	11	1	0	1	1	1	0	0	1	2	1	0	0	2327
01.11.2002	0	1	2	31	15	21	31	11	21	51	114	21	3	4	0	1	1	0	1	1	1	0	0	0	1	1	1	0	2157
28.11.2002	0	1	0	31	1	21	31	11	2	51	1	21	3	4	0	11	1	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	0	2147

13.1.4 Legende klinische Nachuntersuchung

Legende für die Ziffern der einzelnen Patienten ab Datum „Nachuntersuchung“

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

sichtbare Randunregel- mäßigkeiten approximal	0	keine
		< 25% der Approximalfläche ohne
	1	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 Randunregel- mäßigkeiten 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 %

Verfärbung Rand approximal	0 keine < 25% der Approximalfläche ohne Dentinbeteiligung
	1 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 < 25% der Approximalfläche ohne 1 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 %
---------------------	---

Unterschuss approximal	0 keine < 25% der Approximalfläche ohne 1 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

Postoperative Sensibilität taktil	0	nicht sensibel
	1	sensibel

Postoperative Sensibilität Luft	0	nicht sensibel
	1	sensibel

Gingivaindex	0	keine Blutung
	1	punktueller Blutung
	2	dünne Blutlinie
	3	interdentales 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

13.1.5 Ergebnisse der quantitativen Randanalyse unter dem REM

Randqualitäten in Prozent der Gesamtfüllungsrandlänge

Pat.nr	RQ 1	RQ 2	RQ 3	RQ 4	RQ 5	RQ 6	RQ 7
96002	35,2	0,0	23,7	0,0	41,1	0,0	0,0
96007	75,7	0,0	24,3	0,0	0,0	0,0	0,0
96009	27,9	0,0	51,2	0,0	20,9	0,0	0,0
96017	78,5	0,0	21,5	0,0	0,0	0,0	0,0
96019	20,6	0,0	12,5	0,0	64,7	0,0	2,2
96023							
96026	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96027							
96029	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96030	12,6	0,0	52,0	0,0	35,5	0,0	0,0
96031	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96036							
96039							
96042							
96043	35,1	0,0	37,4	0,0	24,7	2,9	0,0
96044	75,5	0,0	18,4	0,0	6,2	0,0	0,0
96048							
96051	49,1	0,0	40,5	0,0	0,0	10,5	0,0
96056	49,4	0,0	50,7	0,0	0,0	0,0	0,0
96057	39,4	0,0	41,1	19,6	0,0	0,0	0,0
96060							
96065							
96071	82,9	11,0	3,6	2,6	0,0	0,0	0,0
96074	52,8	27,8	19,4	0,0	0,0	0,0	0,0
96077							
96082	48,0	6,1	34,4	0,0	3,4	8,1	0,0
96083							
96084	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96090	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96093	56,2	16,6	9,5	0,0	15,8	1,9	0,0
96094	1,5	0,0	61,7	9,6	27,2	0,0	0,0
96096	31,1	6,7	16,3	13,1	24,6	8,3	0,0
96100							
96102	71,5	0,0	28,5	0,0	0,0	0,0	0,0
96103	40,4	0,0	38,3	21,3	0,0	0,0	0,0
96105							
96107	66,3	20,7	13,0	0,0	0,0	0,0	0,0
96108	67,1	0,0	32,9	0,0	0,0	0,0	0,0
96150							
96151							
96153							
Pat.nr	RQ 1	RQ 2	RQ 3	RQ 4	RQ 5	RQ 6	RQ 7

96154	48,7	0,0	37,4	0,0	13,9	0,0	0,0
97001	62,2	0,0	37,8	0,0	0,0	0,0	0,0
97002							
97003	21,1	22,1	28,3	0,0	28,5	0,0	0,0
97004							
97005	72,6	0,0	15,4	12,0	0,0	0,0	0,0
97006	26,9	14,6	36,9	1,5	17,6	2,5	0,0
97007	60,8	15,2	19,7	0,0	4,4	0,0	0,0
97008							
97009							
97010							
97011							
97012	37,2	16,9	46,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97013	58,9	0,0	41,1	0,0	0,0	0,0	0,0
97015							
97016							
97018	7,2	26,5	0,0	0,0	66,4	0,0	0,0
97019	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97020	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97021	42,4	0,0	52,2	0,0	5,4	0,0	0,0
97022							
97023	79,2	0,0	20,8	0,0	0,0	0,0	0,0
97024							
97025	74,9	7,0	18,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97026	61,4	2,9	17,5	0,0	18,2	0,0	0,0
97027	63,5	0,0	27,2	0,0	9,3	0,0	0,0
97028	90,0	0,0	10,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97029	31,6	0,0	32,4	24,7	11,4	0,0	0,0
97030	100,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
97032	36,8	13,6	14,3	14,3	0,0	0,0	21,0
97033							
97034							
97036	59,1	12,6	28,3	0,0	0,0	0,0	0,0
97037	52,8	0,0	22,8	24,5	0,0	0,0	0,0
97038	60,1	19,1	20,8	0,0	0,0	0,0	0,0
97040							
97041							
97042	47,9	0,0	39,6	0,0	12,6	0,0	0,0
97043	73,6	0,0	26,4	0,0	0,0	0,0	0,0
97044	39,5	0,0	42,2	0,0	18,3	0,0	0,0
97045	0,0	0,0	40,8	0,0	59,2	0,0	0,0
97046							
97047							
98001	35,0	0,0	56,5	0,0	8,5	0,0	0,0
98002	70,7	0,0	29,3	0,0	0,0	0,0	0,0
Pat.nr	RQ 1	RQ 2	RQ 3	RQ 4	RQ 5	RQ 6	RQ 7

98003	64,8	20,7	8,7	5,8	0,0	0,0	0,0
98004	24,7	11,3	29,0	0,0	34,6	0,4	0,0
98005	87,5	0,0	12,5	0,0	0,0	0,0	0,0
98006	63,2	9,6	18,0	0,0	4,0	0,0	5,3
98007	53,2	16,8	0,0	26,4	3,6	0,0	0,0
98008	44,8	0,0	43,7	0,0	0,0	11,5	0,0
98009	99,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	0,0
98010	86,9	13,2	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
98011							
98107	72,6	15,5	12,0	0,0	0,0	0,0	0,0
98108	69,4	0,0	25,0	0,0	4,8	0,8	0,0
98109							
99001	88,2	0,0	11,8	0,0	0,0	0,0	0,0
99002	11,5	88,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
99003	55,9	2,6	25,0	0,0	7,6	8,9	0,0
99004							

13.2 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 AMRAY 1810, Amray Inc., Bedford Ma 01730, USA
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)

13.3 Erläuterung der im Text erwähnten chemischen Abkürzungen

Bis-GMA	Bisphenol-A-glycidylmethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
EGDMA	Ethylenglykol-Dimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglykol-Dimethacrylat
SiO ₂	Siliziumdioxid
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
HEMA	2-Hydroxymethylacrylat
BPMD	Biphenyl-Dimethacrylat
NPG-GMA	N-Phenyl-glycin-glycidyl-methacrylat
NTG-GMA	N-Tolyglycin-glycin-glycidyl-methacrylat

Erklärung

„Ich, Björn Claessen, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: **Klinische Nachuntersuchung und Quantitative Randanalyse von im Studentenkurs gelegten Kompositfüllungen im Frontzahnggebiet - Eine 6-Jahres-Studie** selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift