

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

DISSERTATION

Klinische Studie zur Prüfung der Wirksamkeit  
der selbststützenden Adhäsivsysteme iBond SE, G-Bond und Tri-S-Bond  
im Vergleich zum Etch&Rinse-Adhäsivsystem OptiBond FL  
in Kombination mit dem Komposit-Füllungsmaterial CeramX Duo  
zur Versorgung von nicht kariösen Zahnhalsdefekten.

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

vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Juliane Steidten  
aus Hennigsdorf

Datum der Promotion: 22. September 2017

Meinen Eltern Dr. Rosmarie und Dr. Wolfgang Wegner  
und meinem Mann Alexander

## Inhalt

1	Abstrakt.....	1
2	Abstract.....	2
3	Einleitung.....	3
4	Fragestellung.....	6
5	Literaturübersicht.....	7
5.1	Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanz.....	7
5.1.1	Schmelz – Zusammensetzung und histologische Struktur.....	7
5.1.2	Dentin – Zusammensetzung und histologische Struktur.....	8
5.2	Zahnalsdefekte.....	10
5.2.1	Ätiologie keilförmiger Defekte.....	10
5.2.2	Therapie von Zahnalsdefekten.....	12
5.3	Adhäsivtechnik.....	13
5.3.1	Schmelz – Schmelzconditionierung und Schmelzhaftung.....	14
5.3.2	Dentin – Dentinkoditionierung und Dentinhaftung.....	15
5.3.3	Adhäsivsysteme.....	17
5.3.3.1	Einteilung der Adhäsivsysteme.....	17
5.3.3.2	Vor- / Nachteile der Etch&Rinse-Drei-Schritt-Systeme.....	18
5.3.3.3	Vor- / Nachteile der All-in-one-Adhäsive.....	19
5.4	Komposite.....	20
5.4.1	Entwicklung.....	20
5.4.2	Aufbau.....	20
5.4.3	Einteilung.....	22
5.4.4	Polymerisation.....	24
6	Methodik.....	26
6.1	Studiendesign und Teilnehmer.....	26
6.2	Ein- und Ausschlusskriterien.....	26
6.3	Abbruchkriterien.....	27
6.4	Randomisierung.....	27
6.4.1	Zuordnung der Patienten.....	27
6.4.2	Zuordnung der Adhäsive.....	27
6.5	Behandlung.....	28

---

6.6	Nachuntersuchungen.....	30
6.7	Vorgehen bei den Nachuntersuchungen .....	31
6.8	Statistische Auswertung.....	32
7	Ergebnisse .....	33
7.1	Darstellung der Ergebnisse .....	33
7.2	Schlussfolgerung .....	45
8	Diskussion .....	46
8.1	Diskussion der Methode .....	46
8.2	Diskussion der Ergebnisse .....	48
9	Literaturverzeichnis.....	51
10	Anhang.....	67
10.1	Materialliste .....	67
10.2	Erläuterungen der im Text erwähnten diversen Abkürzungen .....	69
10.3	Randomisierungsliste.....	69
11	Eidesstattliche Erklärung .....	71
12	Lebenslauf.....	72
13	Danksagung.....	73

## 1 Abstrakt

In der vorliegenden Arbeit wurde die Wirksamkeit der selbstätzenden All-in-one-Adhäsive iBond Self Etch (Heraeus Dental), Clearfil Tri-S-Bond (Kuraray Dental) und G-Bond (GC) im Vergleich zum Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-System OptiBond FL (Kerr) untersucht. Die Nullhypothese besagte, dass zwischen den mit den oben genannten Adhäsiven gelegten Füllungen kein statistisch signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ) hinsichtlich der Retentionsraten besteht. Auch bei der Betrachtung des Randverhaltens im Schmelz und Dentin ist zwischen den Adhäsiven kein statistisch signifikanter Unterschied zu erwarten.

An 60 Patienten wurden an 240 vitalen Zähnen in entsprechender Anzahl Füllungen gelegt, d.h. vier pro Patient. Die zu versorgenden Defekte zeichneten sich durch Kariesfreiheit und eine möglichst gleich starke Ausprägung aus. Angestrebt und weitestgehend erreicht wurde eine Verteilung der Defekte an möglichst korrespondierenden Zahnpaaren. Jede der vier Füllungen wurde mit einem der vier Adhäsive gelegt. Die Auswahl und Zuordnung der Adhäsive wurde per Los entschieden. Die Patienten wurden randomisiert auf die beiden Behandlerinnen verteilt. Nach 12 (T1) bzw. 24 (T2) Monaten erfolgten die klinischen Nachuntersuchungen mittels Spiegel und Sonde. Zur besseren Objektivierbarkeit wurden diese von zwei unabhängigen Untersuchern durchgeführt. Ihnen war die Verteilung der Adhäsive und der Behandler unbekannt.

Zu den Nachuntersuchungen wurden 96,6% der Patienten vorstellig. Zum Zeitpunkt T1 konnten demnach 232 Zähne nachuntersucht werden. Es befanden sich noch 231 Füllungen *in situ*. Zum Zeitpunkt T2 wurden 229 Zähne mit 227 Füllungen kontrolliert. Somit waren zu T1 ein und zu T2 zwei Retentionsverluste zu verzeichnen. Bei der Betrachtung der Retentionsraten konnte bei den vier Adhäsiven zu keinem Untersuchungszeitpunkt ein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die Auswertung des Randverhaltens im Schmelz und Dentin ergab ebenfalls zu keinem Zeitpunkt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Adhäsiven.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Annahmen der Nullhypothese bestätigt wurden. Die All-in-one-Adhäsive zeigen gute Retentionsraten. Die in dieser Studie erreichten Ergebnisse zeigen zudem, dass bei den beiden Adhäsivgruppen annähernd ähnliche Randqualitäten im Schmelz und Dentin bei vorschriftsgemäßer Anwendung erreicht werden können.

## 2 Abstract

The purpose of the present study was to evaluate the efficacy of the self-etching all-in-one adhesives iBond Self Etch (Heraeus Dental), Clearfil Tri-S Bond (Kuraray Dental) and G-Bond (GC) compared to the etch-an-rinse system OptiBond FL (Kerr). The null-hypothesis assumed that there is no statistically significant difference ( $p > 0,05$ ) in retention rates between all the adhesives above. Considering the marginal adaption in enamel and dentin there is no statistically significant difference to be determined.

60 patients with all together 240 untreated class V lesions were selected. Each of them had to have at least four similar sized defects. They had to be located at vital, caries free teeth and had to fulfill ADA standards. Each of the four restorations was placed with one of the four adhesives. The selection and allocation of the adhesives was decided by drawing lots. The patients were evenly distributed into two groups (A/B), such as the two dentists (A and B) according to a computer-generated randomisation sequence. After 12 and 24 months, clinical follow-up examinations were performed under direct view using mirror and dental probe. To improve the objectivity, the examinations were executed by two dentists – different from the operators. They did not know the allocation of the adhesives and the dentists.

After 12 months (T1) 96.6 % of the patients showed up. 232 teeth were examined and 231 restorations were still *in situ*. One loss of retention was found. After 24 months (T2) 229 teeth with 227 restorations were evaluated. At that time two retention losses were noticed. Nevertheless, regarding failure rate no statistically significant difference was found. The evaluation of the marginal adaption in enamel and dentin also showed no statistically significant difference for any of the adhesives at any time.

In summary the assumptions of the null-hypothesis was confirmed. The all-in-one adhesives show good retention rates. The results obtained in this study also show that for the two adhesive-groups nearly comparable margin adaption in enamel and dentin can be achieved, especially in dentin-located areas. An important precondition is of course the correct use of the adhesives.

### 3 Einleitung

Eine allgemein erhöhte Lebenserwartung der Patienten und die Fortschritte der modernen Zahnerhaltung bedingen, dass es immer weniger Zahnlose gibt [Triadan 1985]. Die längere Verweildauer von Zähnen im Mund führt in Verbindung mit erosiven Agentien in Lebensmitteln zu einer verstärkten Abnutzung von Zähnen. Trotz eines gestiegenen Mundhygienebewusstseins bedingt diese längere Verweildauer das vermehrte Auftreten von kariösen und nicht kariösen Zahnhalsdefekten [Noack 1989], [Kamann 1997], [Noack et al. 1997], [Renggli 2000], [Wiegand et Attin 2007]. Die damit vergesellschaftete Symptomatik äußert sich bei einem Großteil der Patienten in Form von Hypersensibilität auf heiß und kalt, andere wiederum reagieren sensibel auf Luft und Berührung [Renggli 2000], [Hotz 1987]. Auch ästhetische Einschränkungen beklagen viele Betroffene [Hotz 1987].

Therapeutische Maßnahmen in Form von Zahnhalsfüllungen sollen die Sensibilität mindern, die Ästhetik verbessern und prophylaktisch einen weiteren Abbau von Zahnhartsubstanz verhindern. Für diese Klasse-V-Füllungen kommen heutzutage zahnfarbene Füllungswerkstoffe in Frage. In den letzten Jahren gab es viele neue Entwicklungen auf dem Markt der zahnfarbenen Restaurationsmaterialien und der adhäsiven Befestigung.

Zufriedenstellende Restaurationen waren zunächst nur bei im Schmelz gelegenen Füllungsrandern möglich [Lutz et al. 1984], [Roulet et al. 1987], [Mehl et al. 1994]. Probleme traten im hydrophilen Dentin auf, wo eine Komposithaftung auf Grund der Hydrophobie des Werkstoffes ohne Zuhilfenahme eines Haftvermittlers zunächst ausgeschlossen war [Krejci et al. 1993], [Blunck 1997]. Zudem kommt es bei den Kompositen während der Polymerisation zu Schrumpfungen von ca. 1-3 Vol-% [Herrero et al. 2005], [Soltész et Koplin 2004], was die Haftkraft zusätzlich beansprucht und sich damit auf den Randbereich einer Füllung negativ auswirken kann [Davidson et al. 1984], [Krejci et al. 1992], [Soltész et Koplin 2004]. Daraus resultierende Randundichtigkeiten liefern eine erhöhte Plaqueretentionsstelle [Tate et Powers 1996]. In der Plaque enthaltene Bakterien können eindringen und Stoffwechselprodukte führen zu Sekundärkaries, die sich im vorangeschrittenen Stadium zu einer Pulpitis entwickeln kann [Brännström et Nordenvall 1978], [Bergenholtz et al. 1982], [Buchmann et al. 1992], [Klimm et al. 1996]. Weiterhin können Randunregelmäßigkeiten zu ästhetischen Einschränkungen in Form von Füllungsrandverfärbungen führen. Die

Polymerisationsschrumpfung und die daraus resultierenden reduzierten Haftwerte können einen kompletten Füllungsverlust zur Folge haben.

Alternative Füllungswerkstoffe, wie Glasionomerezemente (GIZ) und Kompomere, weisen kaum ausreichendes Potential auf. So findet man bei Glasionomerezementen zwar positive Eigenschaften wie eine leichte Verarbeitung, eigenständige Haftkraft sowohl an Schmelz und Dentin [Powis et al. 1982] sowie die Fluoridabgabe an die umliegende Zahnhartsubstanz [Creanor et al. 1998], [Swartz et al. 1984], aber gemessen an ästhetischen Standards, sind die GIZ mit ihrem opaken Erscheinungsbild eher minderwertig. Zudem ist keine zufriedenstellende Polierbarkeit gegeben, was eine erhöhte Plaqueanlagerung mit sich bringt [Tate et Powers 1996], [Wilson et Kent 1972], [McLean 1988], [Sheth et al. 1989].

Als weitere Alternative findet man die Kompomere, durch Carboxyl-Gruppen modifizierte Komposite, die ebenso wie die o.g. GIZ in der Lage sind, Fluorid abzugeben [Creanor et al. 1998]. Sie vereinen die ansprechende Ästhetik von Kompositen mit den oben genannten gewünschten Eigenschaften der GIZ. Jedoch ist man auch hier auf Adhäsivsysteme angewiesen. Durch ihre Biegefestigkeit eignen sich die Kompomere hervorragend für Klasse-V-Füllungen [Hildebrand et al. 1995], [Maneenut et Tyas 1995], [Yap et al. 1995].

Fazit ist, dass eine Entwicklung von Adhäsivsystemen nötig war, die in ihren Eigenschaften perfekt auf den Füllungswerkstoff abgestimmt sind, gerade bei den Kompositen die Haftkraft verstärken und so die Auswirkung der Schrumpfung heruntersetzen, um so randdichte, ästhetische Füllungen legen zu können. Im Schmelz kann man unterstützend mittels Säure-Ätz-Technik (SÄT) und angeschrägten Präparationsrändern eine ausreichende Haftkraft erzielen [Buonocore 1955], [Asmussen 1976]. Im Dentin jedoch dauerte die Entwicklung länger, um mit Adhäsiven eine zufriedenstellende Haftkraft zu erreichen [Haller et Blunck 2003]. Diese müssen die Dentinoberfläche so konditionieren, d.h. hydrophobieren, dass sie zur Aufnahme des Füllungskunststoffes in der Lage ist. Amphiphile Monomere im Adhäsiv machen dies möglich [Haller et Blunck 2008].

In den letzten Jahrzehnten brachte der Dentalmarkt immer neue und verbesserte Adhäsivsysteme hervor. Dabei standen für die Industrie nicht nur die Perfektionierung der Füllungseigenschaften im Vordergrund, sondern auch oder vor allem eine Zeit- und damit Geldersparnis für den Behandler. Dabei ging es vorrangig darum, die Etch-and-Rinse-Technik zu vereinfachen, die bereits im Namen deutlich macht, dass es sich um



---

die Applikation einer Säure, nämlich Phosphorsäure, auf Schmelz und Dentin mit anschließendem Absprühen derselben handelt.

So entstammen den ursprünglichen Etch-and-Rinse-Systemen, bestehend aus drei Arbeitsschritten (Ätzen, Primern, Bonden), zunächst die Primer-Adhäsive, die lediglich zwei Arbeitsschritte benötigten. Hier wird nach dem Ätzen durch den sauren pH-Wert des Agens und den gleichermaßen enthaltenen hydrophilen und hydrophoben Monomeren, die Kavität in nur zwei Schritten vorbereitet [Frankenberger 2000a]. Bei den heute erhältlichen All-in-one-Adhäsiven entfällt zur Konditionierung sogar das Anätzen vor Füllungslegung.

Zahnärzte sind bei der Verarbeitung von Kompositen und Adhäsivsystemen, im Gegensatz zum Amalgam, mit einem modernen Füllungsmaterial konfrontiert, das kaum Freiraum für Fehler bietet. Eine immer aktuelle, fundierte Kenntnis von dem Material und eine besondere Sensibilität bei der Verarbeitung sind erfolgsentscheidend [Haller et Blunck 2003].

Diese Arbeit untersuchte die Wirksamkeit von drei All-in-one-Adhäsiven im Vergleich gegeneinander und gegen ein traditionelles Drei-Schritt-System. Als Grundlage diente eine klinische Studie an 60 Patienten.

## 4 Fragestellung

Wie bereits geschildert, ist der Verbund zwischen den Zahnhartsubstanzen und Kompositen auf Grund der unterschiedlichen Materialeigenschaften schwierig. Trotz intensiver Forschung und stetigen Verbesserungen der Adhäsivsysteme, bleibt die Adhäsivtechnik ein fehleranfälliger Arbeitsschritt. Die neueren Generationen von Adhäsiven zeichnen sich durch ihre schnellere und vereinfachte Verarbeitung aus. Aber resultieren auch qualitativ bessere Ergebnisse daraus?

In dieser klinischen Studie sollte die Wirksamkeit der selbstätzenden Ein-Schritt-Adhäsivsysteme iBond Self Etch (Heraeus Dental), Clearfil Tri-S-Bond (Kuraray Dental) und G-Bond (GC) im Vergleich zum Etch-and-Rinse-Adhäsivsystem OptiBond FL (Kerr) getestet werden.

Die Nullhypothese lautete:

Mit modernen All-in-one- und klassischen Etch-and-Rinse-Systemen gelegte Füllungen weisen bei der Betrachtung der Retentionsraten keinen statistisch signifikanten Unterschied auf. Auch die klinische Beurteilung des Randverhaltens an Schmelz und Dentin zeigt zwischen den Adhäsivgruppen keinen statistisch signifikanten Unterschied.

## 5 Literaturübersicht

### 5.1 Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanz

#### 5.1.1 Schmelz – Zusammensetzung und histologische Struktur

Gesunder, ausgereifter Zahnschmelz gilt als die härteste, aber auch sprödeste Verbindung des menschlichen Körpers. Er wird während der Zahnentwicklung von Ameloblasten gebildet. Diese sezernieren die sogenannte Schmelzmatrix. Kalzium- und Phosphat-Ionen führen noch präeruptiv zu einer Mineralisation der Matrix in Kristall-Form. [Schroeder 1992]

Der Zahnschmelz besteht zu 95 Gew.-% aus anorganischen Mineralien, 1 Gew.-% aus organischer Matrix und 4 Gew.-% Wasser [Schroeder 1992]: Der anorganische Bestandteil setzt sich aus 37,4 % Kalzium, 18,3 % Phosphor, 1,16 % Natrium, 0,36 % Magnesium, 0,65 % Chlor und Spuren von Kalium zusammen.

Die organische Matrix enthält 58 % Proteine, 40 % Lipide und Spuren von Kohlenhydraten, Zitrat und Laktat [Schroeder 1992]. Man findet sie vor allem im inneren Drittel des Schmelzmantels als Schmelzbüschel und Lamellen [Weatherell et al. 1968]. Das wenige im Schmelz enthaltene Wasser findet man zu  $\frac{3}{4}$  in kristalliner Struktur gebunden in der Hydratationsschale der Apatitkristalle und zu  $\frac{1}{4}$  frei als Bestandteil der organischen Matrix. [Schroeder 1992]

Das Schmelzmineral liegt hauptsächlich als Hydroxylapatit vor. Durch Substitutionsreaktionen mit Fluoridionen an den Hydroxylgruppen der Apatitkristalle kann fluoridiertes Hydroxylapatit entstehen. Dieses ist in seiner Struktur kompakter und säurestabiler [Radlanski 2011]. Ein Hydroxylapatitkristall des Zahnschmelzes lässt sich schematisch als hexagonaler Stab darstellen. Ihn umgibt die sogenannte Hydratationshülle, bestehend aus adsorbierten Ionen, Proteinen, Lipiden und Wasser [Nikiforuk 1985]. Die Schmelzkristalle ihrerseits ordnen sich dreidimensional zu Schmelzprismen an. Die Kristalle verlaufen im Prismenzentrum annähernd parallel und im Randbereich fächerförmig zur Prismenlängsachse. [Schroeder 1992]

Die Schmelzprismen verlaufen sowohl horizontal, wie vertikal wellenförmig und erstrecken sich von der Schmelz-Dentin-Grenze bis fast an die Schmelzoberfläche [Radlanski et al. 1988], [Radlanski 2011]. Die Prismen umgebene Materie wird als interprismatische Substanz bezeichnet. Sie setzt sich aus wenig geordneten

Schmelzprismen zusammen [Schroeder 1992]. Mikroskopisch lassen sich in Schnitten Retzius-Streifen, auch Wachstumslinien genannt, erkennen. Sie spiegeln die schichtweise Schmelzbildung wider und sind zumeist hypomineralisierte Bereiche [Radlanski 2011], [Schroeder 1992]. Zudem lassen sich in der inneren Schmelzhälfte von koronal nach zervikal helle und dunkle Zonen erkennen, die Hunter-Schreger-Streifen. Sie sind ein optisches Phänomen, das durch das Anschneiden der wellenförmig verflochtenen Prismen sichtbar wird [Radlanski 2011].

Der Zahnschmelz wird in der Mundhöhle durch ein erworbenes Schmelzoberhäutchen, dem Pellikel, überzogen. Hierbei handelt es sich um eine Schicht, die hauptsächlich durch die selektive Adsorption von Proteinen und anderen Makromolekülen aus dem Speichel an der Zahnoberfläche entsteht [Schroeder 1992].

### **5.1.2 Dentin – Zusammensetzung und histologische Struktur**

Das Dentin ist ein vitales Gewebe mesenchymalen Ursprungs. Es weist, im Gegensatz zum Zahnschmelz, einen eher heterogenen Aufbau auf. Seine Zusammensetzung teilt sich in 70 Gew.-% anorganische und 20 Gew.-% organische Bestandteile, sowie 10 Gew.-% Wasser auf [Schroeder 1992]: Bei dem anorganischen Material handelt es sich um kleine, plättchenförmige Hydroxylapatitkristalle. Der im Dentin enthaltene mineralische Anteil ist sehr viel weniger ausgeprägt als im Schmelz. [Schroeder 1992]

Die Apatitkristalle sind umgeben von einer organischen Matrix. Diese setzt sich aus 90% Kollagenfasern, hauptsächlich Typ I und 10% nichtkollagener Grundsubstanz zusammen [Radlanski 2011]. Die Kollagenfasern bedingen die hohe Elastizität und Verformbarkeit des Dentins [Hellwig et al. 2003]. Sie liegen einzeln und nicht als Bündel den Dentintubuli auf [Radlanski 2011].

Das Dentin nimmt den größten Anteil der Zahnhartsubstanz ein. Es wird nach innen durch die Pulpa und nach außen im koronalen Bereich durch Schmelz, sowie im Wurzelbereich durch Zement abgegrenzt. Ein Zahn ist ein Leben lang dazu in der Lage, Dentin zu bilden. In zeitlicher Hinsicht kann man das Dentin in Primärdentin, das bis zum Abschluss des Wurzelwachstums gebildet wird, in Sekundärdentin, das nach dem Wurzelwachstum gebildet wird, und Tertiärdentin einteilen. Letzteres wird auch Reiz-, Reparations- oder einfach irreguläres Sekundärdentin genannt [Schroeder 1992]. Seine

Bildung wird durch äußere Einflüsse, wie Attrition, Karies oder iatrogene Faktoren, in Gang gesetzt.

Das Dentin wird von Odontoblasten synthetisiert. In der Peripherie der Pulpa befindet sich eine einzellige Schicht von Odontoblastenkörpern. Sie sezernieren eine organische, nicht ausgereifte Grundsubstanz, das Prädentin. Es wird durch die Odontoblastenfortsätze transportiert und an der Kanalwand abgelagert [Schumacher et al. 1990]. In der dahinter liegenden Schicht, dem Zwischendentin, kommt es zur Reifung und Mineralisation. Danach folgen das zirkumpulpale Dentin und als Grenzschicht zum Schmelz, bzw. Zement, das weniger stark mineralisierte Manteldentin.

In allen Schichten finden sich flüssigkeitsgefüllte Dentinkanälchen. Die Zellfortsätze der Odontoblasten durchziehen in den Kanälchen das gesamte Dentin bis zur Schmelz-Dentin-Grenze, wo sie sich in viele Seitenäste, sogenannte Mikrovilli, aufteilen und vernetzen. Die Dentinkanälchen werden im Bereich des zirkumpulpalen und Manteldentins von dem kollagenfreien, stark mineralisierten peritubulären Dentin ausgekleidet. Als Trennung zwischen den einzelnen Dentinkanälchen fungiert das intertubuläre Dentin. Es ist nur wenig mineralisiert und besteht zur Hälfte aus Kollagenfasern, die quer zu den Odontoblastenfortsätzen verlaufen [Schroeder 1992].

In den Dentinkanälchen gelegen, die Odontoblastenfortsätze umgebend, findet sich der periodontoblastische Raum. Er ist mit Dentinliquor gefüllt. Bei dem Liquor handelt es sich um eine, von der Pulpa produzierte Flüssigkeit. Bei Eröffnung der Tubuli kommt es zum Austritt des enthaltenen Exsudates. Dies ist zusammen mit dem Kollagen für die Hydrophilie des Dentins verantwortlich. Andere typische Strukturmerkmale des Dentins sind die Ebner-Linien. Sie gleichen Wachstumslinien, die zwischenzeitliche Ruhephasen der Odontoblasten während der Dentinbildung widerspiegeln. Hierbei handelt es sich um hypomineralisierte Bereiche. Als Weiteres finden sich die Owen-Linien. Auch sie sind hypomineralisiert und stellen einen Zeitraum dar, in dem die Mineralisationsleistung der Odontoblasten durch Allgemeinerkrankungen im Kindesalter reduziert war [Schroeder 1992].

## 5.2 Zahnhalsdefekte

Der Zahnhals ist die Region am Zahn, an der die Zahnkrone in den Wurzelbereich übergeht. Hier treffen auf engem Raum alle Zahnhartsubstanzen aufeinander: Zahnschmelz, Wurzelzement und als gemeinsamer Untergrund das Dentin.

Bei den Zahnhalsdefekten unterscheidet man zwischen nicht kariösen Läsionen, wie Abrasion, Erosion, Attrition und dem keilförmigen Defekt einerseits und kariösen Läsionen, wie der Wurzelkaries andererseits sowie Mischformen [Mierau 1992]. In der vorliegenden Studie wurden vor allem keilförmige Defekte versorgt, weshalb in der folgenden Ausführung schwerpunktmäßig auf die Entstehung dieser eingegangen wird.

### 5.2.1 Ätiologie keilförmiger Defekte

Die Ätiologie der Zahnhalsdefekte ist noch nicht vollständig geklärt. In verschiedenen Theorien wird davon ausgegangen, dass mechanisch-abrasive Einflüsse, okklusale Fehlbelastungen, chemische Agentien und mikrobielle Einwirkungen verantwortlich sind für pathologische Veränderungen in der Zahnhalsregion. Oftmals ist aber nicht nur ein Faktor ausschlaggebend für die Ausbildung eines Defektes, sondern eine Kombination aus mehreren ursächlichen Gründen [Blunck 1997], [Noack et al. 1997], [Renggli 2000], [Wiegand et Attin 2007].

Bereits Anfang des vorigen Jahrhunderts beschäftigten sich Wissenschaftler und Zahnärzte mit der Entstehung von Zahnhalsdefekten. Als Hauptursache vermutete man starke, abrasive Irritationen, wie beispielsweise bei einem Putztrauma. Schon sehr früh wurden Zusammenhänge zwischen exzessivem Putzen und dem Auftreten von keilförmigen Defekten erkannt [Mierau 1992]. Die Defektform sollte dabei nicht nur durch die Beschaffenheit der Zahnbürste, sondern auch durch die Putztechnik, den Putzdruck und die Putzhäufigkeit bestimmt werden. Etliche Autoren betrachten die Putztechnik als relevanten Faktor [Björn et Lindhe 1966], [Bergström et Lavstedt 1979], [Hotz 1983], [Baehni et al. 1992], [Groß et al. 1996], andere wiederum sehen die Putzkraft als ursächlich [Hotz 1983], [Groß et al. 1996], [Mierau 1992]. Einigkeit darüber herrscht, dass Patienten mit keilförmigen Defekten oftmals eine besonders gute Mundhygiene betreiben.

Über den Einfluss der Abrasivität von Zahnpasten wird ebenfalls widersprüchlich diskutiert. So zeigten beispielsweise Studien, dass es bei der Verwendung von stark abrasiven Zahnpasten zu Abnutzungserscheinungen der Zahnhartsubstanz kam, im Gegensatz zur ausschließlichen Benutzung von Wasser und Zahnbürste, was keine Schäden mit sich brachte [Groß et al. 1996], [Hotz 1983]. Andere Studien hingegen deuten darauf hin, dass bei einer fachgerechten Nutzung der Mundhygienehilfsmittel mit geringem Putzdruck und der richtigen Putztechnik abrasive Zahnpasten keine Läsionen verursachten [Baehni et al. 1992].

Als weiterer ätiologischer Faktor wird das okklusale Trauma angesehen. So konnten in Studien bei Patienten mit keilförmigen Defekten auch Parafunktionen nachgewiesen werden [Lee et Eakle 1984]. Es wird davon ausgegangen, dass es bei einer Fehlbelastung der betroffenen Zähne in Form von Bruxismus, Frühkontakten oder Balancehindernissen, zu einer Biege- oder Zugbelastung im Zahnhalsbereich kommt. Dieser funktioniert wie ein Hypomochlion und überträgt die einwirkenden Kräfte. Folglich kommt es dort durch starke Überbelastungen zu mikroskopisch kleinen Aussprengungen [Meyer et al. 1991], [Wiegand et Attin 2007]. Ebenso sollen diese Effekte eine Veränderung der Kristallgitterstruktur des Zahnschmelzes zur Folge haben, was zu einer gesteigerten Löslichkeit des Schmelzes führt. Treffen nun andere Faktoren, wie Säuren, Bakterien oder exzessives Putzen auf die vorgeschädigte Region ein, wirken diese sehr viel effektiver destruierend auf die Zahnhartsubstanz.

Säuren gelten als chemische Ursache für Zahnhalsläsionen. Wirken Säuren auf eine plaquefreie Zahnoberfläche, kommt es auch ohne die Anwesenheit von Bakterien zunächst zur Demineralisation des betroffenen Gebietes und in der Folge zur Auflösung von Schmelzhydroxylapatit mit irreversiblen Schäden [Wiegand et Attin 2007]. Auch hier können, ähnlich wie beim Okklusaltrauma, Co-Faktoren wie Zähneputzen zusätzlich defektfördernd wirken.

Quellen für die Säuren werden in intrinsische und extrinsische Herkunft eingeteilt. Zu den intrinsischen Faktoren zählen die Bulimia nervosa und weitere Erkrankungen des oberen Verdauungstraktes, die mit Erbrechen vergesellschaftet sind, sowie der oesophageale Reflux. Die extrinsischen Faktoren begegnen einem im Alltag in Früchten, Säften, bestimmten Teesorten, kohlensäurehaltigen Getränken und sauren Medikamenten [Hotz 1987], [Mierau 1992], [Lussi et al. 1993], [Meurman et Ten Cate 1996], [Sorvari et al. 1996].

Die Zahnhalsregion ist bedingt durch ihre Verjüngung und den Gingivasulkus eine Prädilektionsstelle für weiche Beläge, an der nach bakterieller Besiedlung oftmals kariöse Läsionen entstehen. Dies kann der Ursprung eines keilförmigen Defektes sein, wenn auf die kariös erweichte Zahnhartsubstanz ein mechanischer Reiz einwirkt. Die Zahnhartsubstanz wird irreversibel weggebürstet und der Defekt bleibt zurück [Kockapan 1988].

### **5.2.2 Therapie von Zahnhalsdefekten**

Bei kleineren, karies- und beschwerdefreien Zahnhalsdefekten kann zunächst non-invasiv vorgegangen werden. Dafür muss man zunächst versuchen die ursächlichen Faktoren auszuschalten: Säurehaltige Lebensmittel sollten gemieden und Mundhygienehilfsmittel sachgemäß benutzt werden. Parafunktionen, wie Knirschen oder Pressen, sollte mit Stressreduzierung und dem Tragen einer Knirscherschiene entgegengewirkt werden. [Wiegand et Attin 2007]

Initialläsionen können durch die regelmäßige Anwendung von Fluoriden in Zahnpasten oder Lacken remineralisiert werden [Wiegand et Attin 2007]. Defekte größerer Ausdehnung mit auftretenden Hypersensibilitäten oder ästhetischen Einschränkungen oder sogar kariösem Befall werden heute restaurativ durch Komposite oder Kompomere mittels Adhäsivtechnik versorgt. Alternativ werden für die Defektversorgung heutzutage immer noch häufig Glasionomerzemente verwendet. Aus praktischer Erfahrung finden Goldhammerfüllungen sowie Einlagefüllungen aus Keramik oder Gold kaum oder gar keine Anwendung mehr.

Die folgende Tabelle stellt die Vor- und Nachteile der genannten restaurativen Versorgungsmöglichkeiten zusammen (Tab. 1).



Tab. 1 Übersicht restaurativer Versorgungsmöglichkeiten von Zahnhalsdefekten

Material	Vorteil	Nachteil
Goldhämmerfüllung	<ul style="list-style-type: none"> <li>- gute Randdichtigkeit</li> <li>- lange Haltbarkeit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- nur kleine Defekte können damit versorgt werden</li> <li>- schlechte Ästhetik</li> <li>- aufwendige Verarbeitung</li> <li>- hohe Kosten</li> </ul>
Einlagefüllungen aus Gold, Keramik, Komposit	<ul style="list-style-type: none"> <li>- gute Ästhetik bei Keramik und Komposit</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- schlechte Ästhetik bei Gold</li> <li>- dünnauslaufende Ränder stellen ein Materialproblem, bes. bei Keramik dar</li> <li>- hohe Kosten</li> <li>- hoher Zeitaufwand</li> </ul>
Amalgam	<ul style="list-style-type: none"> <li>- niedrige Kosten</li> <li>- geringer Zeitaufwand</li> <li>- weniger techniksensibel</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- unterminierende Präparation nötig mit zusätzlichem Substanzverlust</li> <li>- schlechte Ästhetik</li> <li>- Patientenangst vor Quecksilberfreisetzung</li> </ul>
Glasionomere-zemente	<ul style="list-style-type: none"> <li>- eigenständige Haftung an Schmelz und Dentin</li> <li>- Fluoridabgabe reduziert Sekundärkariesrisiko</li> <li>- bei relativer Trockenlegung anwendbar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- schlechte Ästhetik</li> <li>- raue Oberfläche durch schlechte Polierbarkeit begünstigt Plaqueanheftung</li> </ul>
Kompomere/ Komposite	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sehr gute Ästhetik (bei Kompositen besser als bei Kompomeren)</li> <li>- durch adhäsive Haftung an Schmelz und Dentin kein weiterer Substanzverlust nötig</li> <li>- gute Polierbarkeit (bei Kompositen besser als bei Kompomeren)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- sichere Kontaminationskontrolle nötig</li> </ul>

### 5.3 Adhäsivtechnik

„Unter Adhäsion versteht man allgemein das Haften von zwei Oberflächen aneinander durch mechanische und/ oder chemische Kräfte, die bei enger Berührung der Kontaktflächen wirksam werden.“ [Driessens 1977]

Das Prinzip der dentalen Adhäsivtechnik beruht auf der Schaffung einer rauen, benetzbaren Oberfläche, in deren Rauigkeiten ein Adhäsiv blasenfrei einfließen kann. In der Zahnmedizin ist ein Adhäsiv (Synonym: Bonding, Bonder, Haftvermittler) eine

dünnfließende Lösung relativ langkettiger Monomere zur Schaffung des Haftverbundes zwischen konditionierter Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial (Komposite, Kompomer). Desweiteren gibt es die sogenannten Primer, eher kurzkettige Monomere, die zur Erzielung und/ oder Erhöhung der Benetzbarkeit der Oberfläche beitragen [Frankenberger et Blunck 2013].

### **5.3.1 Schmelz – Schmelzkonditionierung und Schmelzhaftung**

Eine eigenständige Haftung oder eine chemische Verbindung zwischen Kompositmaterialien und unbehandeltem Schmelz kann nicht erreicht werden. Durch eine gezielte Vorbehandlung lässt sich die Schmelzoberfläche jedoch so vorbereiten, dass über das Prinzip der mikromechanischen Verankerung doch noch eine Haftung entstehen kann [Van Meerbeek et al. 2003]. Dieser Verbund wird nach heutigem Entwicklungsstand als positiv bewertet [Frankenberger et Blunck 2013].

Die Schmelzkonditionierung geht auf Buonocore zurück [Buonocore 1955]. Er begründete die Schmelz-Ätz-Technik. Studien haben gezeigt, dass die Konditionierung mit 30- bis 40-%iger Phosphorsäure für 30 - 60 Sekunden ein sicheres Ätzmuster ergibt [Barkmeier et al. 1986], [Blunck 1997], [Frankenberger et Tay 2005], [Van Meerbeek et al. 1998a], [Haller et Blunck 2008], [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Konzentrationen unter 30% bzw. über 40% hinterlassen schwerlösliche Präzipitate und die Adhäsionskraft für Komposite sinkt [Hellwig et al. 2003]. Im Idealfall wird der Schmelz für 30 Sekunden [Haller et Blunck 2003] mit 37%iger Phosphorsäure angeätzt [Gwinnett et Matsui 1967], anschließend gut mit Wasser abgesprüht und sorgfältig getrocknet.

Im Schmelz weisen die Kristallite in den Prismen und der interprismatische Substanz eine unterschiedliche räumliche Orientierung auf. Dies und die selektive Säurelöslichkeit dieser Schmelzstrukturen führen dazu, dass nach der Ätzung ein mikroretentives Relief zurück bleibt [Buonocore 1955], [Van Meerbeek et Yoshida 2012], d.h. der konditionierte Schmelz weist eine vergrößerte, retentive und benetzbare Oberfläche auf [Jendresen et Glantz 1981], [Baier 1992]. In die Mikroporositäten des Ätzmusters können nun auf Grund der hohen Oberflächenenergie niedrig-visköse Haftvermittler, sogenannte Bondings, leicht durch Kapillarwirkung einfließen [Gwinnett et Matsui 1967] und polymerisiert werden [Blunck 1997]. Beim Aushärten kommt es zur Fixierung der Adhäsivausläufer, sogenannter Tags, mit der Zahnhartsubstanz [Gwinnett

et Matsui 1967], [Buonocore 1963], [Buonocore et al. 1968], [Asmussen 1977], [Asmussen et Uno 1992], [Nakabayashi et al. 1982], [Haller et Blunck 2003] durch zwei Effekte: Erstens durch den geometrische Effekt, der zur mikromechanischen Anheftung führt und zweitens durch den rheologischen Effekt, der das Aufschrumpfen des Adhäsives auf die Schmelzzotten beschreibt [Lutz et al. 1976].

### **5.3.2 Dentin – Dentinkonditionierung und Dentinhaftung**

Im Gegensatz zum Schmelz ist der Verbund zwischen Dentin und Kompositen noch durch weitere Faktoren erschwert. Das auf Grund seiner strukturellen und chemischen Eigenschaften hydrophile Dentin steht einem hydrophoben Füllungswerkstoff gegenüber [Eick et al. 1991], [Eick et al. 1993], [Walshaw et Mc Comb 1996], [Tay et al. 1996], [Frankenberger et Blunck 2013]. Ein weiteres Problem stellt die durch die Bearbeitung des Dentins entstehende Schmierschicht dar [Frankenberger et Blunck 2013], [Pashley et al. 1988], [Ermis et al. 2008]. Bei der Schmierschicht (engl. smear-layer) handelt es sich um eine ca. 1-5 µm dicke, oberflächliche Ablagerung aus denaturiertem Kollagen, Zahnhartgewebsbruchstücken, Mikroorganismen, Blut und Speichel [Eick et al. 1991]. Sie verschließt mit sogenannten smear-plugs die Dentintubuli und verhindert einen direkten Kontakt mit dem kompakten Dentin [Gwinnett 1984], [Blunck 2000], [Pashley 1992a], [Haller et Blunck 2003].

Um eine adäquate Versorgung von im Dentin liegenden Kavitäten zu erreichen, muss die Dentinoberfläche zunächst vorbereitet werden. Hierbei ist das Ziel, die Schmierschicht zu entfernen und anschließend die zurückbleibende Oberfläche zu hydrophobieren. Das Prinzip der Dentinkonditionierung soll hier anhand der Etch-and-Rinse-Technik erklärt werden:

Dabei wird 30-40 %ige Phosphorsäure appliziert, welche ca. 30 µm in das Dentin eindringt [Frankenberger et Blunck 2013]. Die Säureätzung dient der Entfernung der Schmierschicht. Zudem wird das darunter liegende Dentin bis zu einer Tiefe von 3-5 µm demineralisiert [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Es kommt zu einem irreversiblen Zahnhartsubstanzverlust von ca. 10 µm [Pashley 1992b], [Frankenberger et Blunck 2013]. Auf Grund des vergleichbar hohen Mineralgehalts des peritubulären Dentins und durch den Kapillareffekt wirkt sich die Demineralisierung dort stärker aus [Pashley et al. 1993]. Die Folge ist eine trichterförmige Eröffnung der Dentintubuli.

Nach einer Einwirkzeit von ca. 15-20 Sekunden [Blunck 1997] werden die Säure und Präzipitate mit Wasser entfernt. Zurück bleibt das freigelegte, lockere Kollagennetzwerk im geätzten Bereich, das leicht kollabiert [Kanca 1996]. Durch das Herauslösen des Hydroxylapatits bilden sich Hohlräume im Kollagengeflecht [Pashley et al. 1994], [Uno et Finger 1995a], [Haller et Blunck 2003], die durch Wassereinlagerung stabilisiert werden. Um ein Kollabieren des freigelegten Kollagegeflechtes durch zu ausgiebiges Trocknen zu verhindern, sollte das Dentin vorsichtig mit wenigen Luftstößen oder mit Wattepellets getrocknet werden. Nach der Säurekonditionierung ist die Dentinoberfläche bereit zur Hydrophobierung. Dies geschieht durch das Auftragen eines Primers. Ein Primer hat die Funktion, das Wasser im Kollagennetzwerk zu verdrängen, das Geflecht weiter aufzurichten und eine für das Adhäsiv penetrierbare, hydrophobe Oberfläche zu schaffen [Haller 1992]. Primer setzen sich in der Regel aus amphiphilen, kurzkettigen Monomeren, wie HEMA oder BPDM, zusammen, die in organischen Lösungsmitteln, wie Wasser, Aceton oder Ethanol, vorliegen [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Die gelösten Monomere sind auf Grund ihrer niedrigviskösen Eigenschaften in der Lage, nach dem Auftragen bis tief in das konditionierte Dentin zu diffundieren [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Dort verdrängen sie enthaltenes Wasser und Dentinliquor [Frankenberger et al. 2001]. Die Monomere penetrieren in das Kollagengeflecht und umhüllen die einzelnen Kollagenfibrillen [Pashley et al. 1994], [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Nach Verdunstung des Lösungsmittels bleibt ein dünner Monomerfilm zurück. Dabei haben sich die aktiven Enden der Monomere so ausgerichtet, dass die hydrophilen Gruppen (Hydroxygruppen) zum Kollagen und die hydrophoben Gruppen (Methacrylate) zur Oberfläche zeigen [Jain et Stewart 2000], [Haller et Blunck 2008].

Der hydrophobe Zustand nach dem Primern hinterlässt eine Oberfläche, die aufnahmefähig für ein Bonding ist [Jain et Stewart 2000], [Van Meerbeek et al. 2001], welches, wie der Name sagt, das Bindungsstück zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungskomposit bildet. Die darin enthaltenen polymerisierbaren, größtenteils hydrophoben Monomere fließen in die Mikroporen des Kollagennetzwerkes, welches nach Polymerisation des Adhäsivs stabilisiert wird. Die dabei entstehende Schicht zwischen bearbeitetem Dentin und Adhäsiv wird auch als Hybridschicht bezeichnet. Sie weist, abhängig vom verwendeten Bonding, eine Dicke von ca. 2-10 µm auf [Finger et Fritz 1996]. Die bis in die Hohlräume der Dentintubuli reichenden Ausläufer des Adhäsivs werden als Kunststofftag (resin tag) bezeichnet. Diese Tags dienen der

Tiefenverankerung der Hybridschicht [Van Meerbeek et al. 1992], [Yoshiyama et al. 1995], [De Munck et al. 2003b]. Der spätere Erfolg der Füllungsretention korreliert eng mit der Qualität der Hybridschicht [Uno et Finger 1995b], nicht jedoch mit ihrer Stärke [Yoshiyama et al. 1995], [Haller et Blunck 2008].

### **5.3.3 Adhäsivsysteme**

Adhäsivsysteme dienen der Befestigung von plastischen, kunststoffbasierten Füllungsmaterialien, sowie der Verankerung von indirekten Keramikrestorationen. Sie sind in der Lage, bei einer ausreichenden Schichtdicke sowohl polymerisationsbedingte Schrumpfkraften, Quellung durch Wasseraufnahme, sowie Spannungen auf Grund von thermischen oder okklusalen Belastungen teilweise zu kompensieren [Van Meerbeek et al. 1993].

#### **5.3.3.1 Einteilung der Adhäsivsysteme**

Bereits vor mehr als 60 Jahren begann man mit der Entwicklung von Dentinhaftvermittlern. Die Vielzahl von stetig weiterentwickelten Adhäsivsystemen wird immer schwerer zu überschauen. Die bisher geführte Einteilung in Generationen ist inzwischen nicht mehr zeitgemäß. Vielmehr sind Einteilungen, die Wirkprinzip oder Verarbeitung beschreiben, hilfreicher für den Anwender [Frankenberger 2006].

Ein Ansatz ist die Einteilung anhand des Wirkprinzips auf den Smear-layer auf. Dabei werden schmierschichtmodifizierende, -entfernende und -auflösende Adhäsivsysteme unterschieden [Van Meerbeek et al. 1992].

Eine moderne und international anerkannte Klassifikation der Adhäsive ist die Einteilung in Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsive [Van Meerbeek et Yoshida 2012], [Frankenberger et Blunck 2013]. Bei den Etch-and-Rinse-Adhäsiven unterscheidet man die Drei- und Zwei-Schritt-Systeme. Im Anschluss an die Säurekonditionierung folgt entweder eine getrennte oder kombinierte Applikation von Primer und Adhäsiv.

Die Self-Etch-Adhäsive werden ihrerseits noch einmal in Ein- und Zwei-Schritt-Systeme unterteilt. Bei den Zwei-Schritt-Systemen wird zunächst ein selbstätzender Primer und danach das Adhäsiv aufgetragen. Die Gruppe der Ein-Schritt-Systeme ist weiter

unterteilt in die 2-Komponenten-Self-Etch-Adhäsive, welche vor dem Aufbringen zunächst angemischt werden müssen und die All-in-one-Adhäsive, die direkt aus der Flasche appliziert werden. Eine Übersicht dieser Einteilung bietet Tab. 2.

Die Self-Etch-Systeme können desweiteren entsprechend ihrer Azidität in Gruppen von milden ( $\approx$  pH 2), moderaten ( $\approx$  pH 1,5) und starken (pH < 1) Adhäsiven eingeteilt werden [Tay et Pashley 2001], [Frankenberger et Blunck 2013].

Tab. 2 Einteilung von Adhäsiven

Bezeichnung	Anzahl Arbeitsschritte	Arbeitsschritte
Etch-and-Rinse-Adhäsive	3	1) Säurekonditionierung mit Phosphorsäure von Schmelz und Dentin, Absprühen mit Wasser 2) Applikation eines Primers 3) Applikation eines Adhäsivs
	2	1) Säurekonditionierung von Schmelz und Dentin 2) Applikation eines Primer/ Adhäsivgemisches
Self-Etch-Adhäsive	2	1) Applikation eines selbstätzenden Primers 2) Applikation eines Adhäsivs
	1	1) Applikation eines anzumischenden 2-Komponenten-Self-Etch-Adhäsivs
	1	1) Applikation eines All-in-one-Adhäsivs

### 5.3.3.2 Vor- / Nachteile der Etch-and-Rinse-Drei-Schritt-Systeme

#### Vorteile

Als vorteilhaft erweisen sich die getrennte Applikation von Primer und Adhäsiv, denn hier können die einzelnen Bestandteile eines jeden Schrittes in ihrer ursprünglichen Funktion wirken. Besonders die Systeme mit Primern auf Wasserbasis zeigen eine geringere Empfindlichkeit auf ausgetrocknetes Dentin und zeigen sich damit weniger techniksensitiv bei Schwankungen in der Ausführung des Adhäsivverfahrens [Van Meerbeek et al. 1998b], [Tay et al. 1996]. Daraus resultieren bei korrekter Anwendung sehr gute Haftwerte, weswegen diese Systeme immer noch zum „Gold-Standard“ zählen [Van Meerbeek et al. 2003], [Van Meerbeek et Yoshida 2012].

## **Nachteile**

Die Industrie gibt als großen Nachteil für den Verwender den relativ hohen Zeitaufwand an. Auch besteht die Möglichkeit, auf Grund der Komplexität der einzelnen Arbeitsschritte die Flaschen zu vertauschen oder einen Schritt zu vergessen [Frankenberger 2000a]. Auf Grund der Techniksensitivität der einzelnen Schritte ist die Fehleranfälligkeit bei der Verwendung entsprechend hoch [Ferrari et Tay 2003]. Es besteht ebenso eine höhere Kontaminationsgefahr, da das Zeitfenster der Kontaminationskontrolle während der Dauer der Anwendung aller Schritte weitaus größer ist [Peschke et al. 1998]. Allgemein wird wahrgenommen, dass nach der Anwendung der techniksensitiven Etch-and-Rinse-Technik vermehrt Hypersensibilitäten beobachtet werden [Van Meerbeek et Yoshida 2012], [Haller 2009], [Unemori et al. 2004].

### **5.3.3.3 Vor-/ Nachteile selbstätzender All-in-one-Adhäsive**

#### **Vorteile**

Die Verarbeitungszeit von All-in-one-Adhäsivsystemen beträgt nur noch die Hälfte [Haller et Blunck 2003] im Vergleich mit Etch-and-Rinse-Systemen. Dies reduziert die Gefahr der Speichelkontamination deutlich. Durch das gleichzeitige Konditionieren und Infiltrieren mit Adhäsivflüssigkeit, ergibt sich eine identische Penetrations- und Demineralisationstiefe [Miyazaki et al. 2000]. Dadurch sinkt die Gefahr der Degradation [Peschke et al. 2000] sowie das Auftreten von Hypersensibilitäten [Van Meerbeek et Yoshida 2012].

#### **Nachteile**

Eine fehlerhafte Verwendung wirkt sich direkt auf alle Abschnitte der Anwendung aus. Somit steigt wiederum trotz Benutzerfreundlichkeit die Techniksensitivität [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Bei Nichteinhalten der vorgegebenen Anwendungszeiten kann die Wirksamkeit des Adhäsivs deutlich ineffizienter sein [Miyazaki et al. 1999], [Frankenberger 2000a]. Studien haben gezeigt, dass eine zuverlässige Haftung an

sklerosiertem Dentin nicht gegeben ist [Tay et al. 2000], [Kwong et al. 2002], [Yoshiyama et al. 2002].

## **5.4 Komposite**

### **5.4.1 Entwicklung**

Heutige dentale Komposite - zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien, die chemisch oder durch Lichtpolymerisation aushärten - lassen eine defektorientierte Therapie zu [Lenhard 2013]. Durch die deutlich verbesserten Materialeigenschaften, wie Ästhetik, Abrasionsstabilität, Randschluss und Bioverträglichkeit [Vanherle et al. 1985], sind heutzutage nicht mehr nur kleine Füllungen, sondern auch große Defekte bis hin zum Höckerersatz realisierbar [Deliperi et Bardwell 2006].

### **5.4.2 Aufbau**

Der Begriff Komposit leitet sich vom lateinischen compositio ab und bedeutet Zusammenstellung, Anordnung. Traditionell wird damit eine Mischung von Werkstoffen mit mindestens zwei Phasen stark unterschiedlicher Eigenschaften bezeichnet [Kunzelmann 2008]. Die dentalen Komposite setzen sich im Allgemeinen aus einer organischen Phase (= organische Matrix), einer dispersen Phase (= anorganische Füller), einer Verbundphase (= Haftvermittler) und verschiedenen Komonomeren und Additiven zusammen [Lutz et al. 1983], [Ruyter 1988], [Lenhard 2013]:

Hauptbestandteil der organischen Matrix sind Monomere, d.h. hochmolekulare Verbindungen unterschiedlicher Molekülstrukturen. Bei einem gewollt hohen Monomeranteil steigt die Viskosität, was die Verarbeitung deutlich erschwert. Um diesen Effekt auszugleichen werden sogenannte Komonomere, d.h. kurzkettige, niedermolekulare Verbindungen, hinzugefügt. Sie ändern Viskosität und Polymerisationsgrad zum Positiven, die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme jedoch zum Negativen. [Lenhard 2013]

Als weitere Additiven sind der Matrix Inhibitoren, Initiatoren und Akzeleratoren sowie Farbpigmente beigefügt. Die enthaltenen Inhibitoren sollen einer vorzeitigen



Polymerisation, die durch Licht oder Wärme während der Lagerung ausgelöst werden kann, entgegenwirken [Kunzelmann 2008]. Die Polymerisation wird von Initiator-Akzelerator-Systemen unterstützt. Bei dentalen Kompositen spielen vor allem die Lichtpolymerisation, weniger die chemisch aktivierte, eine Rolle. Zur Farbgebung werden verschiedene Pigmente, zumeist Metalloxide, zugesetzt [Kullmann 1990].

Als disperse Phase der Komposite werden die Füllkörper bezeichnet. Die zugesetzten Füller bestimmen mit Ihrem Anteil sowie der Partikelgröße und -form die physikalisch-chemischen Eigenschaften des Werkstoffes [Hellwig et al. 2003] und somit die Lebensdauer der Versorgung [Lenhard 2013]. Auch sogenannte Präpolymere werden Kompositen zugesetzt. Dabei handelt es sich um vorpolymerisierte Matrix, die anschließend in die gewünschte Korngröße zermahlen und als Füllkörper wieder beigemischt wird [Lenhard 2013]. Mit einem steigenden Füllgrad verringern sich Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme des Komposites [Bowen 1979] und die Werte der Biege-, Zug- und Abrasionsfestigkeit verbessern sich.

Mit „Verbundphase“ ist ein Silanhaftvermittler gemeint [Kunzelmann 2008]. Dieser ermöglicht eine effektive chemische Anbindung der hydrophilen, anorganischen Füllkörper an die hydrophoben, organischen Matrixbestandteile [Lutz et al. 1983]. Die Verbindung wird durch eine Polymerisation der Matrixmonomere mit dem Methacrylatsäureester des Silans ermöglicht [Kunzelmann 2008]. Durch den entstandenen Verbund steigt die mechanische Widerstandsfähigkeit des Komposites. Dieser Effekt ist durch eine Erhöhung des Füllgrades noch weiter zu steigern.

Die folgende Tabelle (Tab. 3) zeigt einen Überblick über die Kompositebestandteile und deren Funktion.

Tab. 3 Komposite – Überblick der Bestandteile und ihrer Funktion

	Bestandteil	Funktion (+ = Vorteil/ - = Nachteil)
organ. Matrix	Monomere (Bis-GMA, UDMA)	- beeinflussen proportional die Viskosität
	Comonomere (TEGDMA, EDMA)	+ senken Viskosität + erhöhen Polymerisationsgrad - erhöhen Polymerisationsschrumpfung - erhöhen Wasseraufnahme
	Inhibitor (Hydrochinonmethylether)	+ verhindert spontane Polymerisation
	Photoinitiator (Kampferchinon)	+ initiiert Polymerisationsreaktion durch Radikalbildung
	Pigmente (Metalloxide, wie TiO <sub>2</sub> , Cr <sub>2</sub> O <sub>3</sub> und Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	+ Farbgebung
disperse Phase	Füllkörper (Siliziumdioxid, Präpolymere)	+ senken Polymerisationsschrumpfung + senken Wasseraufnahme + erhöhen Biege- & Zugfestigkeit + erhöhen Abrasionsfestigkeit
Verbund- phase	Silanhaftvermittler (3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan)	+ ermöglicht Verbund Matrix-Füller + erhöht Biegefestigkeit + erhöht Druckfestigkeit - senkt Abrasionsfestigkeit, wenn saure Hydrolyse stattfindet

### 5.4.3 Einteilung

Die Einteilung der Komposite folgt üblicherweise nach der Größe bzw. Zusammensetzung des Füllkörpersystems. Man unterscheidet dabei konventionelle Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite [Lutz et al. 1983].

Die sogenannten konventionellen Komposite enthalten anorganische, splitterförmige Füllpartikel, meist Quarz, Glas, und Keramik mit einer Partikelgröße von 10-100 µm [Kunzelmann 2008]. Der Füllgehalt beträgt ca. 75 Gew.-% [Hellwig et al. 2003]. Die groben Partikel bedingen zwar gute mechanische und physikalische Werkstoffeigenschaften, jedoch ist der Verbund zwischen den Füllern und der Matrix sehr hydrolyseanfällig. Dadurch kommt es oberflächlich zum Herausbrechen der Füllkörper und eine raue Oberfläche, die leicht zur Plaqueeinlagerung und Verfärbungen neigt, bleibt zurück [Lutz et al. 1983].

Mikrofüllerkomposite sind mit kugelförmigen Siliziumdioxid-Partikeln einer Größe von 0,01-0,1 µm gefüllt [Kunzelmann 2008]. Ihr Anteil beträgt ca. 50 Gew.-% [Hellwig et al.

2003], [Puckett et al. 2007]. Der niedrige Füllgrad ergibt sich aus der Tatsache, dass für die Benetzung der kleinen Mikrofüller dementsprechend viel Matrix nötig ist. Dies ist der Grund dafür, dass diese Komposit-Klasse schlechte mechanisch-physikalische Werkstoffeigenschaften aufweist. Sie sind einer hohen Polymerisationsschrumpfung unterlegen [Kunzelmann 2008] und haben einen hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Mikrogefüllte Komposite lassen sich jedoch durch die kleinen, gleichmäßig verteilten Füllkörper sehr homogen verarbeiten, sind sehr gut polierbar und abrasionsbeständig [Puckett et al. 2007], [Kunzelmann 2008]. Die Verarbeitung wird jedoch bei steigendem Füllgehalt durch die zunehmende Viskosität erschwert [Puckett et al. 2007]. Um diese Probleme zu überwinden wurde eine Untergruppe, die sogenannten inhomogenen Mikrofüllerkomposite, entwickelt. Dabei handelt es sich um mikrogefüllte Komposite, denen vorpolymerisierte Komplexe des gleichen Materials beigemischt werden [Puckett et al. 2007], [Kunzelmann 2008].

Um die Vorteile der Komposit-Klassen zu vereinen, hat die Industrie die Hybridkomposite auf den Markt gebracht. Sie weisen einen Füllgrad von 85 Gew.-% auf, wovon 85-90 % Makro- und 10-15 % Mikrofüller sind. Die durchschnittliche Partikelgröße der Hybridkomposite beträgt weniger als 10  $\mu\text{m}$ .

Eine weitere Entwicklung stellen die sogenannten Nanokomposite dar. Ihre Füller weisen eine Größe von 0,005-0,01  $\mu\text{m}$  auf [Puckett et al. 2007], [Kunzelmann 2008]. Die Nanopartikel weisen eine hohe Oberflächenenergie auf, weswegen sie chemisch vorbehandelt werden. Diese Vorbehandlung bewirkt, dass sich die Partikel nicht aneinanderlagern, sondern als isolierte Primärteilchen vorliegen und weiterverarbeitet werden können. Um jedoch alle vom Behandler geforderten positiven Eigenschaften (hoher Füllgrad, geringe Polymerisationsschrumpfung, gute Polierbarkeit, Abrasionsstabilität, etc.) zu vereinen, handelt es sich auch hier bei den meisten Produkten um (Nano-)Hybridkomposite bei denen die o.g. Nanoprimärpartikel in Kombination mit Mikrofüllern zum Einsatz kommen. [Kunzelmann 2007]

Die folgende Tabelle fasst die Einteilung der Kompositklassen zusammen (Tab. 4).

Tab. 4 Einteilung der Kompositklassen

Typ	Größe (µm)	Füllgrad (%)	Eigenschaften
Makrofüller-Komp.	10-100	75	+ relativ hoher Füllgrad + geringe Polymerisationsschrumpfung + geringer thermischer Ausdehnungskoeffizient + geringe Wasseraufnahme - geringe Verschleißfestigkeit - Hydrolyse anfällig - schlechte Polierbarkeit - raue Oberfläche - Plaqueretention - Verfärbungen
Mikrofüller-Komp.	0,01-0,1	50	- geringer Füllgrad - erhöhte Polymerisationsschrumpfung - höhere Wasseraufnahme + gute Verschleißfestigkeit + gute Polierbarkeit + glatte Oberfläche + geringe Plaqueretention + wenig Verfärbungen
Hybrid-Komp.	0,2-5	85	verbindet positive Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllerkompositen
Nano-Komp.	0,005-0,01	85	bei Nano-Hybridkompositen: -/+ mittlere Verschleißfestigkeit + hoher Füllgrad + geringe Polymerisationsschrumpfung + gute Polierbarkeit

#### 5.4.4 Polymerisation

Die Aushärtung von Kompositmaterialien wird bedingt durch die ablaufende Polymerkettenbildung als Polymerisationsreaktion bezeichnet. Heutzutage ist der überwiegende Anteil photoinitiert. Die Polymerisation läuft in vier Schritten ab: Radikalbildung, Initiation, Polymerisation, Termination. Im ersten Schritt werden die für die Kettenreaktion nötigen Radikale gebildet. Durch zugeführte Energie, bei Photopolymerisaten ist es das Licht mit Wellenlängen von 420-470 nm, kommt es meist direkt zum Zerfall des vorhandenen Initiators in reaktive Radikale.

Im nächsten Schritt kommt es zur Aktivierung der Methacrylatmonomere. Hierbei setzt sich ein Radikal an eine Monomer-Doppelbindung und öffnet diese. Das an das Monomer übertragene freie Elektron bildet nun das reaktive Ende des Moleküls.

Im Weiteren bilden sich Polymerketten durch immer neue Anbindungen von Monomeren an das reaktive Polymerende. Dabei wird das freie Elektron immer an das Kettenende übertragen. Das endständige Methacrylatmolekül übernimmt somit die Radikalfunktion. Die Polymerisation wird erst terminiert, wenn keine weiteren Methacrylate zur Reaktion zur Verfügung stehen oder wenn zwei Moleküle mit Radikalfunktion aufeinander treffen [Kamann et Gängler 1998].

## **6 Methodik**

### **6.1 Studiendesign und Teilnehmer**

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine klinische, kontrollierte, prospektive Studie. Vor Beginn der klinischen Untersuchung wurde die Zustimmung der Ethikkommission der Charité-Universitätsmedizin Berlin erteilt – Antragsnummer EA 2/094/06. Die Studienteilnehmer wurden aus dem Patientenstamm der Praxis Dr. R. Wegner und Dr. W. Wegner (Sachsenhausener Str. 32 in 16515 Oranienburg) rekrutiert. Für die Studie wurden 60 Patienten mit versorgungsbedürftigen Zahnhalsdefekten ausgewählt. Pro Patient wurden drei Füllungen mit den All-in-one-Adhäsiven iBond Self Etch (#2), G-Bond (#3) und Clearfil Tri-S-Bond (#4) gelegt. Die vierte Füllung, gelegt mit dem Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-System OptiBond FL (Primer & Adhäsiv) (#1), fungierte als Kontrollgruppe. Nach 12 und 24 Monaten wurden die Füllungen von zwei zuvor kalibrierten, unabhängigen Zahnärzten (Dr. R. und Dr. W. Wegner) entsprechend der vorgegebenen Untersuchungskriterien nachuntersucht. Anschließend wurden Abformungen zur Herstellung von Replika genommen. Die Replika wurden für eine quantitative Randalanalyse im REM herangezogen.

### **6.2 Ein- und Ausschlusskriterien**

Einbezogen wurden Patienten mit einem Mindestalter von 18 Jahren. Sie sollten mindestens vier möglichst gleich stark ausgeprägte Zahnhalsdefekte in Form von Erosions- oder Abrasionsdefekten an vier möglichst korrespondierenden, vitalen Zähnen vorweisen. Die Defekte durften keine Anzeichen von Karies aufweisen und mussten bisher füllungsfrei sein. Nach ADA-Vorgaben (American Dental Association) sollten „maximal 50% des Kavitätenrandes im Schmelz liegen“. In seltenen Fällen handelte es sich um sehr ausgedehnte, bzw. sehr flache Defekte. Indikation für das Legen der Klasse-V-Füllungen waren entweder Hypersensibilitäten, ästhetische Aspekte oder ein Schutz vor weiterem Zahnhartsubstanzverlust.

Wurzelkanalbehandelte Zähne sowie Zähne mit einer direkten Überkappung oder bestehenden pulpitischen Beschwerden wurden ausgeschlossen. Defekte, deren Ränder zum Approximalbereich hin nicht mehr mit der Sonde zu ertasten waren, kamen

für die Studie ebenfalls nicht in Frage. Ein fehlender antagonistischer Kontakt galt auch als Ausschlusskriterium. Patienten mit Allergien gegen Inhaltsstoffe der verwendeten Produkte, schweren systemischen Grunderkrankungen oder Schwangere wurden ebenfalls zur Studie nicht zugelassen.

### **6.3 Abbruchkriterien**

Als Abbruchkriterien galten bei einzelnen Personen das Zurücktreten aus persönlichen oder medizinisch indizierten Gründen. Ein Abbruch der gesamten Studie wäre angezeigt, wenn sich mehr als drei unerwünschte Vorkommnisse ereignet hätten. Desweiteren wären eine hohe „Drop out“-Rate sowie schwerwiegende Protokollverletzungen Gründe für das vorzeitige Beenden der Untersuchung gewesen.

### **6.4 Randomisierung**

#### **6.4.1 Zuordnung der Patienten**

Die Verteilung der Patienten auf die beiden Prüfzahnärztinnen, Juliane Steidten und Nadine Volkmer, erfolgte entsprechend der von einem externen Statistiker elektronisch erstellten Randomisierungsliste (Kap. 11.3).

#### **6.4.2 Zuordnung der Adhäsive**

Alle 60 Patienten erhielten jeweils vier Füllungen. Jede der vier Füllungen wurde mit einem der vier Adhäsive gelegt. Die Verteilung der Adhäsive auf die Zähne eines jeden Patienten wurde durch den Patienten selbst per Los entschieden:

- 1) die jeweilige Behandlerin legte die vier Zähne zu versorgenden Zähne fest,
- 2) die Assistenz nannte einen dieser Zähne und
- 3) der Patient zog ein Los, auf dem jeweils eines der Adhäsive stand, mit dem der Zahn dann versorgt wurde.

Dieses Vorgehen wurde für jeden Zahn wiederholt.

## 6.5 Behandlung

Vor Beginn der Untersuchung wurde das Einverständnis der Patienten durch deren Unterschrift auf einem dafür vorgesehenen Bogen und dem Gegenzeichnen des aufklärenden Behandlers erklärt. Die Patienten wurden sowohl mündlich als auch schriftlich mittels eines Aufklärungsblattes über den Ablauf und das Vorgehen der Studie sowie deren Risiken aufgeklärt.

Die vorliegende Situation mit den Defekten wurde zunächst fotografiert (Abb. 1). Es folgte die Farbbestimmung anhand des Vita- (# 26) und des Dentsply-Farbrings für Ceram-X Duo, anschließend die Auswahl und Zuordnung der Adhäsive per Los. Danach wurden die Zahnoberflächen mittels einer fluoridfreien Polierpaste (#7) gereinigt. Nun wurde der Zahn mit Luft getrocknet. Die relative Trockenlegung erfolgte mittels Watterollen und Zervikalmatrize (#9). Im folgenden Arbeitsschritt wurde das jeweilige Adhäsivsystem (Reihenfolge: 1= OptiBond FL, 2= iBond Self Etch, 3= G-Bond, 4= Clearfil Tri-S-Bond) laut Herstellerangaben appliziert:

### **OptiBond FL**

Zunächst erfolgte die Applikation des 37%igen OmniEtch-Phosphorsäuregels (#6) für 30 s auf Schmelz und 15 s auf Dentin. Danach wurde die Säure für mindestens 30 s mit Wasserspray abgesprüht. Im Anschluss wurde die Zahnoberfläche vorsichtig getrocknet und danach mittels angefeuchtetem Applikationstipp (#8) rewettet. Anschließend wurde der Primer 20 s einmassiert und im Luftstrom für mindestens 5 s getrocknet. Danach wurde das Adhäsiv aufgetragen und leicht verblasen. Zum Schluss erfolgte die Aushärtung (Progr.: High: 1100 mW/cm<sup>2</sup>) des Adhäsivs für 30 s mittels LED-Polymerisationsgerät Bluephase (#10).

### **iBond Self Etch**

Hierbei wurde das Adhäsiv mittels Applikationstipp vom Schmelz ausgehend zum Dentin hin appliziert und 20 s einmassiert. Anschließend wurde das Material für 5 - 10 s leicht verblasen und damit getrocknet. Danach konnte das Adhäsiv für 20 s mittels LED-Polymerisationsgerät (#10) ausgehärtet werden.



### **G-Bond**

Die Applikation des Adhäsivs erfolgte gleichzeitig auf Schmelz und Dentin, wo es 5 - 10 s ruhen musste. Im Anschluss wurde das Material für 5 s mit maximalem Luftdruck getrocknet und danach für 10 s lichtgehärtet (#10).

### **Clearfil Tri-S-Bond**

Das Adhäsiv wurde mit 20 s Einwirkzeit auf Schmelz und Dentin appliziert. Anschließend wurde es für 5 s mit starkem Luftstrom verblasen und für 20 s mittels LED-Polymerisationsgerät ausgehärtet.

Zur Füllungslegung wurde das Kompositfüllungsmaterial CeramX Duo in einer Schicht, bei tieferen Defekten in maximal zwei Schichten, mit einem Doppelend-Spatel (#15) und einer kleinen Kugel (#16) eingebracht und jede Schicht mindestens 20 s mit dem LED-Polymerisationsgerät (#10) ausgehärtet. Anschließend wurde eine Konturierung der Füllung mit Feinstkorndiamanten (#11) durchgeführt. Die Füllungspolitur erfolgte mit einem PoGo-Scheibengummipolierer (#12). Zum Schluss wurden die ausgearbeiteten Füllungen nochmals fotografisch (#20) dokumentiert (Abb. 2).



Abb. 1 Unterkieferfront 32-42 - Situation vor Füllungslegung



Abb. 2 Unterkieferfront 32-42 - Situation direkt nach Füllungslegung

## 6.6 Nachuntersuchungen

Primäres Ziel der Nachuntersuchung war die Feststellung der Retentionsrate der gelegten Füllungen. Sekundäres Betrachtungsziel war die klinische Beurteilung der Füllungsänder im Schmelz- und im Dentinbereich. Die Nachuntersuchungen erfolgten in festgelegten Abständen, T1 nach 12 Monaten und T2 nach 24 Monaten. Das klinische Erscheinungsbild wurde desweiteren nach den in Tab. 5 festgelegten Kriterien bewertet.

Tab. 5 Bewertungskriterien für Nachuntersuchung

<b>Retention</b>			
ja	nein		
<b>Füllungsrandkaries</b>			
nein	ja, im Schmelz	ja, im Dentin	ja, im Schmelz und Dentin
<b>Randbeschaffenheit, sichtbare Randunregelmäßigkeiten</b>			
keine	weniger als 50%	mehr als 50%	
<b>Prüfung mit der Sonde</b>			
nicht tastbar	tastbar am Schmelz	tastbar am Dentin	tastbar an Schmelz und Dentin
<b>Kontur der Füllung</b>			
komplett	leichter Verlust	starker Verlust	
<b>Verfärbungen im Randbereich</b>			
keine	weniger als 50%	mehr als 50%	
<b>Verfärbung der Füllungsoberfläche</b>			
keine	gering	stark	
<b>Ästhetik, Beurteilung durch Untersucher (aus 1 m Abstand)</b>			
unauffällig	als Füllung erkennbar		
<b>Ästhetik, Beurteilung durch Patienten (individuelle Einschätzung)</b>			
zufrieden	unzufrieden		
<b>Vitalität des Zahnes (CO<sub>2</sub>)</b>			
ja	nein		

<b>Postoperative Sensibilität: taktil</b>			
ja	nein		
<b>Postoperative Sensibilität: Luft</b>			
ja	nein		

<b>Gingivaindex (Grad 0-3)</b>			
Grad 0 keine Entzündung			
Grad 1 geringe Entzündung (leichte Farbveränderung)			
Grad 2 mäßige Entzündung (Rötung, Ödem, Blutung auf Druck)			
Grad 3 schwere Entzündung (starke Rötung, Hypertrophie, Tendenz zu spontaner Blutung)			
Grad			

<b>Plaque-Index – nach Silness und Loe – (Grad 0-3)</b>			
Grad 0 keine Plaque			
Grad 1 dünner Film von Plaque (erkennbar nur nach Anfärbung oder durch Abstreifen mit Sonde)			
Grad 2 mäßige Plaqueablagerung im Sulkus und am Zahn (mit bloßem Auge erkennbar)			
Grad 3 viel Plaque im Sulkus und am Zahn			
Grad			

<b>Funktion: Laterotrusionskontakte</b>			
ja	nein		

<b>Schliffacetten</b>			
ja	nein		

## 6.7 Vorgehen bei den Nachuntersuchungen

Zunächst erfolgte eine Kalibrierung der Nachuntersucher durch den Studienleiter OA Dr. Blunck, damit eine gleichwertige Beurteilung aller Kriterien der Ergebnisse durch die Nachuntersucher gewährleistet war. Zur Verblindung der Nachuntersuchung erfolgte die Bewertung der Restaurationen durch die Nachuntersucher, Frau Dr. R. Wegner und Herrn Dr. W. Wegner. Ihnen waren lediglich die zu untersuchenden Zähne bekannt. Sowohl das am Zahn verwendete Adhäsiv, wie auch die ursprüngliche Behandlerin waren ihnen unbekannt. Die Zuteilung der Nachbehandler auf die zufällig einbestellten Patienten verlief in abwechselnder Reihenfolge. Zunächst wurden die Füllungen nach den oben aufgezeichneten Kriterien untersucht und bewertet. Zum Schluss wurde die klinische Situation erneut photographisch (#21) festgehalten (Abb. 3 und Abb. 4). Das Vorgehen in T1 und T2 war identisch.



Abb. 3 Unterkieferfront 32-42 - Situation 12 Monate nach Füllungslegung



Abb. 4 Unterkieferfront 32-42 - Situation 24 Monate nach Füllungslegung

## 6.8 Statistische Auswertung

Als Grundlage für die statistische Auswertung der unterschiedlichen Bewertungskriterien wurde der Chi-Quadrat-Test gewählt. Als statistische Einheit wurde eine gelegte Füllung gewählt. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

## 7 Ergebnisse

### 7.1 Darstellung der Ergebnisse

Für die Studie wurden 240 Füllungen an 60 Patienten gelegt (T<sub>0</sub>). Die Altersspanne (23 bis 71 Jahre) war breit gefächert – das Durchschnittsalter lag bei 56 Jahren. Zwei Patienten mit entsprechend acht Füllungen war es aus gesundheitlichen, bzw. beruflichen Gründen nicht mehr möglich, an den Nachkontrollen T<sub>1</sub> (nach 12 Monaten) und T<sub>2</sub> (nach 24 Monaten) teilzunehmen. Zum Zeitpunkt T<sub>1</sub> konnten 232 Zähne und zum Zeitpunkt T<sub>2</sub> nur noch 229 Zähne nachkontrolliert werden. Zwei Füllungen konnten nach 24 Monaten nicht untersucht werden, da die Zähne in der Zwischenzeit zur Verankerung eines Kombinationszahnersatzes überkront worden waren (Tab. 6).

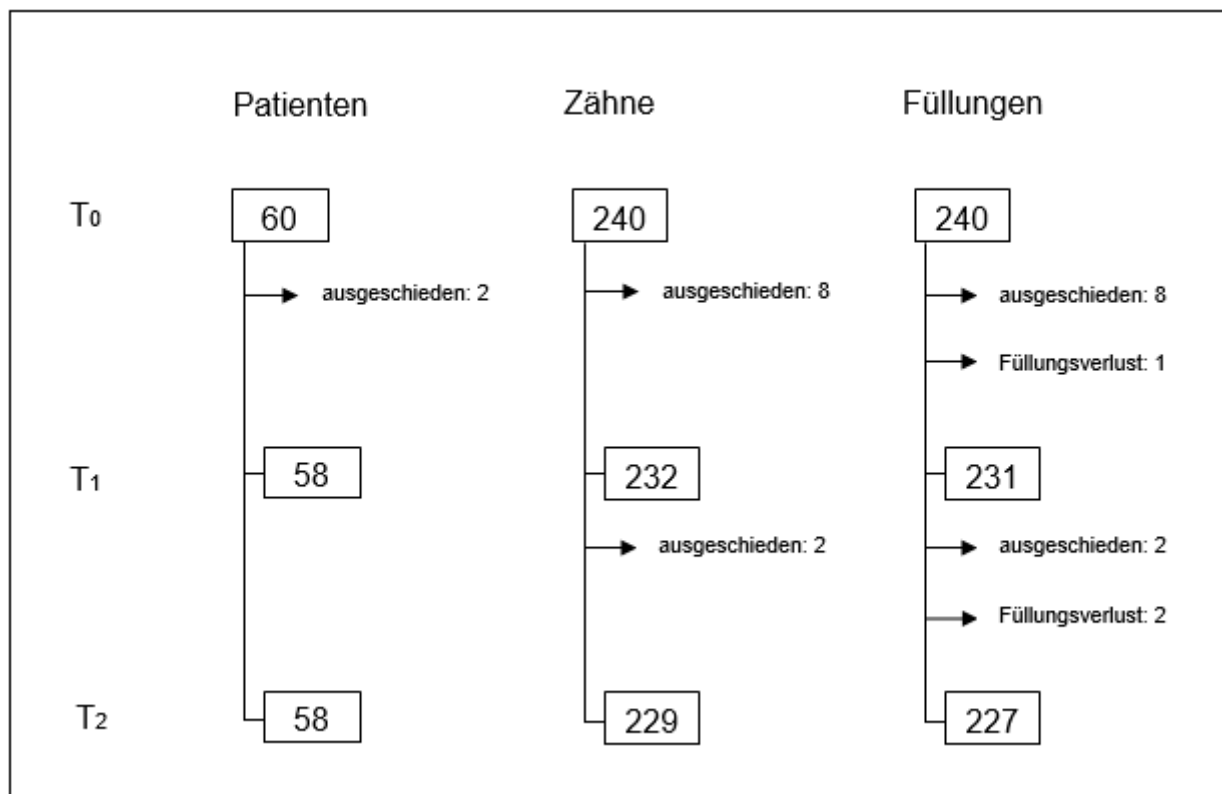


Abb. 5 Übersicht der Anzahl an Patienten, Zähnen und Füllungen zu den Zeitpunkten T<sub>0</sub> bis T<sub>2</sub>

Als Grundlage der statistischen Auswertung wurde der Chi-Quadrat-Test gewählt. Dabei wurde das Signifikanzniveau mit  $p < 0,05$  festgelegt. Im Folgenden werden die einzelnen Kriterien der Nachuntersuchung und ihre statistischen Ergebnisse dargestellt. Einer kurzen Ergebnisbeschreibung folgt die Tabelle (Tab. 7-17) mit der numerischen und prozentualen Verteilung des jeweils untersuchten Parameters.

### **Füllungsrandkaries**

An den behandelten und nachuntersuchten Zähnen konnte zu keinem Untersuchungszeitpunkt Füllungsrandkaries festgestellt werden.

### **Postoperative Sensibilität taktil**

Eine Berührungsempfindlichkeit wurde von einer Patientin an einem Zahn angegeben. Für T1 ergab sich daraus ein Wert von 0,4%, während zum Zeitpunkt T2 kein Zahn eine taktile Berührungsempfindlichkeit aufwies. Zu den Zeitpunkten T1 und T2 wurde zwischen den Adhäsivgruppen bezüglich der „postoperativen Sensibilität auf Berührung“ kein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet ( $p > 0,05$ ).

### **Postoperative Sensibilität Luft**

Drei Patienten gaben postoperative Sensibilitäten auf Luft an. Insgesamt waren fünf Zähne betroffen. Zum Zeitpunkt T2 waren alle Patienten beschwerdefrei. Zu den Zeitpunkten T1 und T2 war zwischen den Adhäsivgruppen bezüglich der „postoperativen Sensibilität auf Luft“ kein statistisch signifikanter Unterschied zu erkennen ( $p > 0,05$ ).

### **Sensibilität**

Alle behandelten und untersuchten Zähne reagierten sowohl prä-, wie auch postoperativ positiv auf den durchgeführten Kältetest.

## Retentionsverluste

Zu den Zeitpunkten T1 und T2 konnte kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Adhäsiven bezogen auf die „Retentionsverluste“ ermittelt werden ( $p > 0,05$ ). Bei der Gegenüberstellung der einzelnen Adhäsive wurden in der Gruppe OptiBond FL und G-Bond zu den Zeitpunkten T1 und T2 keine Füllungsverluste beobachtet. Beim Tri-S-Bond wurde zu T1 kein und zu T2 ein Füllungsverlust gefunden. Beim iBond SE wurde bei beiden Nachuntersuchungen jeweils ein Füllungsverlust beobachtet (Tab. 6).

Tab. 6 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Retentionsverluste“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Retention		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
Ja	Anzahl	58	57	58	58	231	58	55	58	56	227
	%	100,0%	98,3%	100,0%	100,0%	99,6%	100%	98,2%	100%	98,2%	99,1%
Nein	Anzahl	0	1	0	0	1	0	1	0	1	2
	%	0,0%	1,7%	0,0%	0,0%	0,4%	0,0%	1,8%	0,0%	1,8%	0,9%

## Sichtbare Randunregelmäßigkeiten

Zwischen den einzelnen Adhäsivgruppen ergab der Chi-Quadrat-Test bezogen auf „sichtbare Randunregelmäßigkeiten“ bei beiden Nachuntersuchungszeitpunkten keinen statistisch signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Alle Adhäsivgruppen zeigten sichtbare Randunregelmäßigkeiten bei „weniger als 50%“ zum Zeitpunkt T1. Mit Ausnahme von iBond SE verschlechterten sich diese Ergebnisse bei allen Adhäsivgruppen zu T2. Sichtbare Randunregelmäßigkeiten bei „mehr als 50%“ konnten ausschließlich beim iBond SE zum T2 beobachtet werden (Tab. 7).

Tab. 7 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „sichtbare Randunregelmäßigkeiten“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

sichtbare Randunregelmäßigkeiten		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
Keine	Anzahl	57	51	56	54	218	54	49	52	49	204
	%	98,3%	89,5%	96,6%	93,1%	94,4%	93,1%	89,1%	89,7%	87,5%	89,9%
weniger als 50%	Anzahl	1	6	2	4	13	4	5	6	7	22
	%	1,7%	10,5%	3,4%	6,9%	5,6%	6,9%	9,1%	10,3%	12,5%	9,7%
mehr als 50%	Anzahl	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
	%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	1,8%	0,0%	0,0%	0,4%



## Sondentest

Für den Zeitraum T1 und T2 wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den untersuchten Adhäsiven bezüglich „tastbarer Füllungsrän­der“ beobachtet ( $p > 0,05$ ). Beim Sondentest wurden Füllungs­rän­der bezüglich der Kriterien „tastbar am Schmelz“, „tastbar am Dentin“ und „tastbar an Schmelz und Dentin“ untersucht. Zum Zeitpunkt T1 konnten im Schmelz beim OptiBond FL und Tri-S-Bond ähnliche Ergebnisse festgestellt werden. Beim iBond SE und G-Bond zeigten sich in diesem Bereich tendenziell schlechtere Ergebnisse. Im Dentin wurden beim OptiBond FL, G-Bond und Tri-S-Bond vergleichbare Ergebnisse beobachtet. Lediglich das iBond SE zeigte im Dentinbereich in der Tendenz ein schlechteres Ergebnis als die drei anderen Adhäsive. Zum Zeitpunkt T2 zeigten sich im Schmelzbereich beim OptiBond FL und Tri-S-Bond ähnliche Ergebnisse. Am Dentin konnten zu diesem Zeitpunkt beim OptiBond FL, G-Bond und Tri-S-Bond vergleichbare Ergebnisse untersucht werden. Gleichzeitig tastbare Füllungs­rän­der „an Schmelz und Dentin“ konnten nur beim iBond SE zum Zeitpunkt T2 untersucht werden (Tab. 8).

Tab. 8 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Sondentest“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Sondentest		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
nicht tastbar	Anzahl	54	42	50	51	197	48	38	44	45	175
	%	93,1%	73,7%	86,2%	87,9%	85,3%	82,8%	69,1%	75,9%	80,4%	77,1%
tastbar am Schmelz	Anzahl	2	8	7	4	21	6	9	11	7	33
	%	3,4%	14,0%	12,1%	6,9%	9,1%	10,3%	16,4%	19,0%	12,5%	14,5%
tastbar am Dentin	Anzahl	2	7	1	3	13	4	6	3	4	17
	%	3,4%	12,3%	1,7%	5,2%	5,6%	6,9%	10,9%	5,2%	7,1%	7,5%
tastbar an Schmelz und Dentin	Anzahl	0	0	0	0	0	0	2	0	0	2
	%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	3,6%	0,0%	0,0%	0,9%

## Kontur

Bezogen auf das Kriterium „Kontur“ konnte zwischen den Adhäsivgruppen kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p > 0,05$ ). Bei den mit den drei All-in-one-Adhäsiven gelegten Füllungen war zum Zeitpunkt T1 ein „leichter Konturverlust“ zu beobachten. Beim Etch-and-Rinse-System war zu T1 kein Konturverlust zu verzeichnen. Zum Zeitpunkt T2 zeigten alle Adhäsivgruppen einen „leichten Konturverlust“. Die All-in-one-Adhäsive zeigten in der Tendenz schlechterer Ergebnisse als das Etch-and-Rinse-System. Ausschließlich beim G-Bond zeigte sich ein „starker Konturverlust“ in T2 (Tab. 9).

Tab. 9 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Kontur“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Kontur		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
komplett	Anzahl	58	55	57	56	226	57	52	55	52	216
	%	100,0%	96,5%	98,3%	96,6%	97,8%	98,3%	94,5%	94,8%	92,9%	95,2%
leichter Verlust	Anzahl	0	2	1	2	5	1	3	2	4	10
	%	0,0%	3,5%	1,7%	3,4%	2,2%	1,7%	5,5%	3,4%	7,1%	4,4%
starker Verlust	Anzahl	0	0	0	0	0	0	0	1	0	1
	%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	1,7%	0,0%	0,4%



## Verfärbungen auf der Füllungsoberfläche

Bei der Betrachtung der „Verfärbungen der Füllungsoberfläche“ konnte zwischen den verwendeten Adhäsivgruppen kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p > 0,05$ ). „Geringe“ Verfärbungen auf der Füllungsoberfläche zeigten sich bei allen Adhäsivgruppen sowohl zu T1 als auch T2 (Tab. 11).

Tab. 11 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Verfärbungen an Füllungsoberfläche“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Verfärbungen an Füllungsoberfläche		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
keine	Anzahl	55	50	54	55	214	56	51	56	52	215
	%	94,8%	87,7%	93,1%	94,8%	92,6%	96,6%	92,7%	96,6%	92,9%	94,7%
gering	Anzahl	3	7	4	3	17	2	4	2	4	12
	%	5,2%	12,3%	6,9%	5,2%	7,4%	3,4%	7,3%	3,4%	7,1%	5,3%

## Beurteilung der Ästhetik durch den Behandler

Bei dem Kriterium „Ästhetik“ wurde sowohl bei der Beurteilung durch die Untersucher sowie bei der Beurteilung durch den Patienten zwischen den Adhäsivgruppen kein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet ( $p > 0,05$ ). Bei beiden Untersuchungszeitpunkten wurden Füllungen aus allen vier Adhäsivgruppen mit „als Füllung erkennbar“ bewertet. In der Tendenz zeigten sich zum Zeitpunkt T1 schlechtere Ergebnisse beim OptiBond FL und iBond SE als beim G-Bond und Tri-S-Bond (Tab. 12).

Tab. 12 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Ästhetik Behandler“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Ästhetik Behandler		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
unauffällig	Anzahl	47	47	52	51	197	48	44	52	46	190
	%	81,0%	82,5%	89,7%	87,9%	85,3%	82,8%	80,0%	89,7%	82,1%	83,7%
als Füllung erkennbar	Anzahl	11	10	6	7	34	10	11	6	10	37
	%	19,0%	17,5%	10,3%	12,1%	14,7%	17,2%	20,0%	10,3%	17,9%	16,3%

## Beurteilung der Ästhetik durch den Patienten

Alle Patienten bewerteten die Ästhetik der gelegten Füllungen zu jedem Zeitpunkt mit „sehr gut“.

## Gingivaindex

Zwischen den Adhäsivgruppen konnte bezogen auf den „Gingivaindex“ kein statistisch signifikanten Unterschied errechnet werden ( $p > 0,05$ ). Zum Zeitpunkt T1 konnte an den behandelten Zähnen eine sehr gute Mundhygiene bei den Patienten beobachtet werden. Bei der zweiten Nachuntersuchung musste eine leichte Verschlechterung der Mundhygieneverhältnisse festgestellt werden. Innerhalb der einzelnen Nachuntersuchungen war die Verteilung auf die vier Adhäsivgruppen ausgewogen (Tab. 13).

Tab. 13 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Gingivaindex“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Gingivaindex		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
0	Anzahl	29	29	29	28	115	25	24	25	27	101
	%	50,0%	50,9%	50,0%	48,3%	49,8%	43,1%	43,6%	43,1%	48,2%	44,5%
1	Anzahl	29	28	29	30	116	31	30	31	28	120
	%	50,0%	49,1%	50,0%	51,7%	50,2%	53,4%	54,5%	53,4%	50,0%	52,9%
2	Anzahl	0	0	0	0	0	2	1	2	1	6
	%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	3,4%	1,8%	3,4%	1,8%	2,6%

## Plaqueindex

Zwischen den Adhäsivgruppen konnte bezogen auf den „Plaqueindex“ kein statistisch signifikanten Unterschied errechnet werden ( $p>0,05$ ). Zur ersten Nachuntersuchung wurden an den behandelten Zähnen Plaquinidizes von „0“ bis „2“ festgestellt. Bei der zweiten Nachuntersuchung wurden in der Momentaufnahme trotz schlechterer Gingivaindizes weniger Plaqueansammlung registriert. Innerhalb von T1 und T2 war die Verteilung auf die einzelnen Adhäsivgruppen ausgewogen (Tab. 14).

Tab. 14 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Plaqueindex“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Plaqueindex		Auswertung nach 12 Monaten					Auswertung nach 24 Monaten				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
0	Anzahl	32	31	34	33	130	31	28	34	33	126
	%	55,2%	54,4%	58,6%	56,9%	56,3%	53,4%	50,9%	58,6%	58,9%	55,5%
1	Anzahl	23	23	21	23	90	27	27	24	23	101
	%	39,7%	40,4%	36,2%	39,7%	39,0%	46,6%	49,1%	41,4%	41,1%	44,5%
2	Anzahl	3	3	3	2	11	0	0	0	0	0
	%	5,2%	5,3%	5,2%	3,4%	4,8%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%	0,0%

## Laterotrusionskontakte

Zu den Zeitpunkten T1 und T2 konnte zwischen den Adhäsivgruppen bezogen auf die „Laterotrusionskontakte“ kein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet werden ( $p > 0,05$ ). Die Verteilung innerhalb der vier Gruppen war nahezu identisch (Tab. 15).

Tab. 15 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Laterotrusionskontakte“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Laterotrusions- kontakte		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
nein	Anzahl	32	34	37	35	138	30	33	39	34	136
	%	55,2%	59,6%	63,8%	60,3%	59,7%	51,7%	60,0%	67,2%	60,7%	59,9%
ja	Anzahl	26	23	21	23	93	28	22	19	22	91
	%	44,8%	40,4%	36,2%	39,7%	40,3%	48,3%	40,0%	32,8%	39,3%	40,1%



## Schliffacetten

Zu den Zeitpunkten T1 und T2 konnte zwischen den Adhäsivgruppen bezogen auf das Kriterium „Schliffacetten“ kein statistisch signifikanter Unterschied gefunden werden ( $p > 0,05$ ). Die Verteilung auf die vier Gruppen war auch hier sehr ausgeglichen (Tab. 16).

Tab. 16 Numerische und prozentuale Verteilung der Ergebnisse „Schliffacetten“ zu den Zeitpunkten T1 und T2, abhängig von den Adhäsiven

Schliffacetten		Auswertung T1					Auswertung T2				
		Materialien				Gesamt	Materialien				Gesamt
		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond		OptiBond FL	iBond Self-Etch	G-Bond	Tri-S-Bond	
nein	Anzahl	13	18	19	13	63	13	14	16	10	53
	%	22,4%	31,6%	32,8%	22,4%	27,3%	22,4%	25,5%	27,6%	17,9%	23,3%
ja	Anzahl	45	39	39	45	168	45	41	42	46	174
	%	77,6%	68,4%	67,2%	77,6%	72,7%	77,6%	74,5%	72,4%	82,1%	76,7%

## 7.2 Schlussfolgerung

Die Klinische Untersuchung ergab zu beiden Kontrollzeiten (T1 und T2), sowohl bei den All-in-one-Adhäsiven, wie auch beim Etch-and-Rinse-System annähernd gleichwertige Retentionsraten. Die verwendeten Adhäsive zeigten im Vergleich untereinander bei beiden klinischen Nachuntersuchungen keinen statistisch signifikanten Unterschied in Bezug auf ihr Randverhalten im Schmelz und im Dentin.

Die Nullhypothese wurde damit bestätigt. Es lässt sich aus den Ergebnissen schlussfolgern, dass die getesteten All-in-one-Adhäsive für die Versorgung von Zahnhalsdefekten geeignet sind. Voraussetzung dafür ist das strenge Einhalten von Herstellerangaben bei der Verwendung der Adhäsive und eine adäquate Kontaminationskontrolle.

## 8 Diskussion

### 8.1 Diskussion der Methode

Klinische Studien bilden eine wesentliche Grundlage für den bis heute erreichten Fortschritt in der (Zahn-) Medizin [Blümele et al. 2006]. Sie sind immer noch die zuverlässigste Quelle zur Einschätzung der Wirksamkeit [Peumans et al. 2005] von neuen oder althergebrachten Materialien oder Behandlungsmethoden. Im Besonderen bieten randomisierte, klinische Studien, sog. RCT (randomised clinical trials), eine verlässliche Basis für die Bewertung von an Probanden angewendeten Materialien und Maßnahmen [Blümele et al. 2006].

Um die Bedeutsamkeit und Güte einer Studie abzuschätzen, bedient man sich zweier Kriterien, der internen und externen Validität. So ist eine Arbeit intern valide, wenn die Erhebung der Ergebnisse bei allen Patienten gleich durchgeführt wird und die ermittelten Daten für die Probanden einwandfrei sind. Eine externe Validität ergibt sich, wenn die erhaltenen Ergebnisse allgemein übertragbar sind. Nebst diesen Gesichtspunkten wurden zur Orientierung Eckpunkte wie Patientenanzahl, Behandlungsaufbau und -ablauf, Kalibrierung und Nachkontrollen sowie Zeitraum einer Studie festgelegt, die zu einer hohen Aussagekraft der Resultate und größtmöglichen Fehlervermeidung während der Durchführung und Auswertung führen sollen. [Hickel et al. 2007]

Der Großteil der heutigen Studien zum Testen eines Materials oder einer Behandlungsmethode wird *in vitro* durchgeführt. Die Vorteile liegen dabei auf der Hand: Innerhalb eines relativ kurzen Zeitraumes können unter einheitlichen Testbedingungen an großen Versuchsgruppen aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden. Zudem kann anders als bei den In-vivo-Studien nicht nur die Oberfläche, sondern auch das Materialverhalten am Kavitätenboden an Präparatschnitten beurteilt werden. Jedoch ist eine Übertragung von In-vitro-Daten auf das Materialverhalten bei In-vivo-Anwendung oftmals schwer [Heintze 2007]. Die *in vitro* gewonnenen Daten sind Simulationen, die auftretende Alterungsfaktoren [Van Meerbeek et Yoshida 2012] und etliche klinische Parameter wie Bruxismus, Ausprägung der Mundhygiene, Art der Ernährung etc. nicht berücksichtigen. Zwar sind diese Faktoren auch nicht Gegenstand der Auswertung einer In-vivo-Studie, aber sie haben einen Einfluss auf die Restauration und damit auf das Ergebnis.

In der vorliegenden klinischen Studie wurden drei Self-Etch-All-in-one-Adhäsive (iBond Self Etch; G-Bond; Tri-S-Bond) miteinander und gegen ein bewährtes Etch&Rinse-System (OptiBond FL) verglichen. Eine finanzielle Bindung an einen oder mehrere Hersteller bestand nicht. Um möglichst authentische und allgemein übertragbare Ergebnisse zu erhalten, haben wir uns für die Durchführung in einem praxisnahen Umfeld entschieden. Für die allgemeine Übertragbarkeit ist ebenfalls eine gut durchmischte Patientenauswahl wichtig [Hickel et al. 2007]. Die 60 Studienteilnehmer waren zwischen 23 und 71 Jahre alt und wurden aus dem Patientenstamm einer alteingesessenen Praxis rekrutiert. Aufgrund der Verbundenheit der Patienten mit der Praxis konnte eine sehr geringe Drop-out-Rate verzeichnet werden. Die Nachuntersuchungen konnten sowohl nach dem ersten, wie auch nach dem zweiten Jahr an 58 Patienten durchgeführt werden. Zur besseren Objektivierung sollten Behandler und Nachuntersucher verschiedene Personen sein [Hickel et al. 2007]. Dies wurde gewährleistet indem zwei zuvor vom Studienleiter kalibrierte externe Zahnärzte die Nachuntersuchungen durchgeführt haben. Da die Untersuchung mittels Sonde und Spiegel sehr grob ist, wurden im Anschluss kleine Abformungen zur Herstellung von Replika für eine Randanalyse im REM genommen. Die Beschreibung und Auswertung dieser Daten erfolgt in einer zweiten Dissertation durch Nadine Volkmer.

Die hohe Anzahl an ausgewerteten Parametern (US Public Health System Kriterien nach Hickel et al. 2007 – 4.6 Tab.: 5) bedingt, dass die Studie unterpower ist. Bei einer Fallzahlbestimmung hätte eine noch viel höhere Anzahl an Patienten mit eingeschlossen werden müssen, um den Verdacht der Zufälligkeit der Ergebnisse auszuschließen. Zur statistischen Auswertung der einzelnen Parameter wurde demnach lediglich der Chi-Quadrat-Test herangezogen. Als Signifikanzniveau wurde  $p < 0,05$  festgelegt. Ein weiterer Schwachpunkt bei der Durchführung der Studie war die fehlende Verblindung des Behandlers bei der Füllungslegung. Zwar wurde uns als Behandlerinnen die Entscheidung der Zuordnung welcher zu behandelnde Zahn mit welchem Adhäsiv versorgt wird durch das Losverfahren abgenommen, trotzdem war uns aber bei der letztendlichen Durchführung das verwendete Adhäsiv bekannt. Dies kann unbewusst eine Beeinflussung zunächst bei der Anwendung und damit aber auch auf die Ergebnisse zur Folge gehabt haben.

## 8.2 Diskussion der Ergebnisse

In der Nullhypothese wurde formuliert, dass Füllungen, die mit modernen All-in-one- und klassischen Etch-and-Rinse-Systemen gelegt wurden, bei der Betrachtung der Retentionsraten keinen statistisch signifikanten Unterschied aufweisen. Gleiches gilt für die klinische Beurteilung des Randverhaltens an Schmelz und Dentin. Beide Annahmen konnten in dieser klinischen Studie bestätigt werden.

Insgesamt konnten nach 24 Monaten noch 227 Füllungen *in situ* untersucht werden, was einer Retentionsrate von über 99% (99,1%) entspricht. Es waren lediglich drei Retentionsverluste – einer zum Zeitpunkt T1 (iBond Self Etch) und zwei weitere zum Zeitpunkt T2 (iBond Self Etch und Tri-S-Bond) – zu verzeichnen. Die vorliegenden In-vivo-Daten zeigen damit bessere Ergebnisse als frühere In-vitro-Studien, in denen Self-Etch-Adhäsiven deutlich schlechtere Haftwerte als den Etch-and-Rinse-Systemen zugeordnet wurden [Frankenberger et al 1999], [Frankenberger et Tay 2005].

Der Altersdurchschnitt der teilgenommenen Patienten lag bei 56 Jahren, weshalb man größtenteils von „gealterter Zahnhartsubstanz“ als Füllungsgrundlage ausgehen konnte. Die in etlichen Untersuchungen gezeigten reduzierten Haftwerte [Perdigao et al. 1994], [Wilson et Wilson 1995], [Kwong et al. 2002], [Yoshiyama et al. 1995] auf Grund von altersbedingt sklerosiertem Dentin (reduzierte Dentinpermeabilität und damit erhöhter Säureresistenz [Van Meerbeek et al. 1994], [Perdigao et al. 1994], konnten bei Betrachtung der erreichten Retentionsraten klinisch nicht bestätigt werden.

Im Rahmen dieser Studie wurde zudem die Füllungslegung ohne Anschrägung der Schmelzränder und ohne Anfrischen des Dentins durchgeführt. Dies sollte beabsichtigt die Bedingungen für die Wirksamkeit der Adhäsive erschweren, um Aussagen zur klinischen Relevanz dieser fehlenden Vorbereitungsmaßnahmen tätigen zu können. Ergebnisse von In-vitro-Untersuchungen, die die Wirksamkeit früherer Generationen von Self-Etch-Systemen bei Füllungslegung ohne Schmelzanschrägung als eher kritisch einschätzten [Pashley et Tay 2001], [Van Landuyt et al. 2006], [Perdigao et Geraldini 2003], korrelierten nicht mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Trotz der erschwerter Bedingungen zeigten sich klinisch bei beiden Adhäsivgruppen keine signifikanten Unterschiede in puncto Retention, Randverhalten im Schmelz und Dentin oder Randverfärbungen. Zum Zeitpunkt T2 zeigten sich bei lediglich 3% der Füllungen aus der Gruppe der All-in-one-Adhäsive Randverfärbungen.

Die Auswertung des Randverhaltens im Schmelz ergab vergleichbare Ergebnisse beim OptiBond FL und Tri-S-Bond. Beim iBond Self Etch und G-Bond zeigten sich während der Nachuntersuchungen bei den im Schmelz gelegenen Füllungsrandern in der Tendenz schlechtere Ergebnisse als bei den beiden anderen Adhäsiven. Die Schmelzhaftung erscheint bei den All-in-one-Adhäsiven zunächst unsicherer als bei den Etch-and-Rinse-Systemen. Die Schmelzkonditionierung mit den Mehrschritt-Produkten gestaltet sich weitestgehend zuverlässig [Frankenberger et Blunck 2013]. Aufgrund der geringeren Säurekapazität der Self-Etch-Systeme im Vergleich zur 37%igen Phosphorsäure bei der Etch&Rinse-Technik kommt es hier nur zu einer leichten Demineralisation der Oberfläche mit nur geringer ausgeprägten Porositäten in Abhängigkeit vom pH-Wert der sauren Monomere [Heymann et al. 1991]. Der pH-Wert allein lässt jedoch noch keine Rückschlüsse auf die Effektivität der Schmelzhaftung zu [Frankenberger et Blunck 2013]. So sind bei der Verwendung von starken Self-Etch-Adhäsiven ( $\text{pH} < 1$ ) entstehende Kalziumphosphate in der Lage, eine gute Verbindung mit dem Schmelz einzugehen. Milden Self-Etch-Adhäsiven, wie dem iBond Self Etch, ist es ohne weitere mechanische Schmelzvorbereitung schwerer möglich, einen effektiven Verbund einzugehen [Pashley et Tay 2001]. Die Haftung am Schmelz beruht hier auf der Ausbildung eines interkristallinen Netzwerkes, welches dann eine entsprechend große Haftfläche bildet [Van Meerbeek et al. 2003], [Hannig et al. 2002]. Die in älteren Studien beschriebenen zum Teil schlechteren Ergebnisse im Schmelz bei früheren Self-Etch-Produkten im Vergleich zu den konventionellen Etch-and-Rinse-Adhäsiven [Frankenberger et Tay 2005], konnte hier klinische nicht bestätigt werden. Die in dieser Studie verwendeten All-in-one-Adhäsive zeigen gute Resultate im Randverhalten ohne statistisch signifikante Unterschiede – weder im Schmelz noch im Dentin.

Bei der Auswertung des Randverhaltens im Dentinbereich zeigten sich sowohl zu T1 als auch zu T2 ähnliche Ergebnisse für die Adhäsive OptiBond FL, G-Bond und Tri-S-Bond. Lediglich beim iBond Self Etch wurde in der Tendenz ein schlechteres Ergebnis beobachtet. Die Haftung im Dentin wird als besonders schwierig angesehen. Bei der Verwendung von All-in-one-Adhäsiven wird der Smear-layer nicht entfernt, sondern lediglich durch die sauren Bestandteile angelöst und nach Polymerisation in der Hybridschicht mit eingebettet [Van Meerbeek et al. 2006]. Es resultiert keine oder eine nur geringe Tiefenverankerung über Kunststofftags anders wie bei der Etch-and-Rinse-Technik. Man könnte vermuten, dass dies die Haftung beeinträchtigen würde.

Untersuchungen zeigen jedoch, dass zwischen Dentinhaftung und Dicke der entstandenen Hybridschicht keine Rückschlüsse gezogen werden können [Prati et al. 1998], [Haller et Blunck 2008]. Dies stimmt mit den Resultaten der Studie überein. Die Ergebnisse zeigen, dass besonders im Dentin mit neueren Self-Etch-Adhäsiven ein mit Etch-and-Rinse-Systemen durchaus vergleichbarer Verbund erzielt werden kann.

Dies ist auf die stetige Verbesserung der Produkte und Feinabstimmung der Bestandteile durch die Hersteller zurückzuführen, sowie auf die immer routiniertere Anwendung durch den Behandler [Ernst 2007]. Bereits durch Instruieren des Anwenders [Ciucchi et al. 1997] und genaues Einhalten von Herstellerangaben können sich die Resultate deutlich verbessern [Frankenberger 2000b], [Frankenberger 2006]. Auch in der vorliegenden Studie konnten durch eine kontinuierlich gleiche Verwendung strikt nach Herstellerangaben gute Resultate für beide Adhäsivgruppen erzielt werden. Eine nach Behandlern getrennte Auswertung der Ergebnisse „Randqualität im Schmelz und Dentin“ im Rahmen der parallel laufenden Dissertation von Nadine Volkmer ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Behandlerinnen.

Für das Kriterium „postoperative Sensibilitätsstörungen“ errechnete sich kein signifikanter Unterschied. In der vorliegenden Studie wurden lediglich von 4 Patienten für einen sehr kurzen Zeitraum nach der Füllungslegung (ca. 2 Wochen) an mit All-in-one-Adhäsiven versorgten Zähnen postoperative Sensibilitäten (0,4% auf Berührung, 2,2% bei Luft) angegeben. Bei den beiden Adhäsivgruppen finden sich unterschiedliche Ansätze der Konditionierung der Zahnhartsubstanz. Der Arbeitsschritt der Etch-and-Rinse-Technik, wie beim verwendeten OptiBond FL mit anschließender Trocknung, wurde stets als sehr diffizil angesehen. Ein zu langer Ätzvorgang schafft Demineralisationstiefen, die von Primer und Bonding nicht mehr zu erreichen sind. In der Folge kann es zur Degradation nicht umflossener, freiliegender Kollagenfasern kommen, was sich dann in einer gesteigerten Sensibilität nach Füllungslegung zeigt [Van Meerbeek et Yoshida 2012]. Hier liegt der Vorteil bei den Self-Etch-Adhäsiven. Bei Ihnen ist Demineralisationstiefe gleich der Infiltrationstiefe [Miyazaki et al. 2000], was die Gefahr der Degradation minimiert. Die oben genannten Ergebnisse der Studie zeigen, dass bei korrekter Anwendung der Adhäsive Hypersensibilitäten vermieden werden können.

## 9 Literaturverzeichnis

Abdalla AI, Garcia-Godoy F. Clinical performance of a self-etch adhesive in Class V restorations made with and without acid etching. *J Dent* 2007;35:558-563.

Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resins in acid etched cavities. *Acta Odontol Scand* 1976;35:125-134.

Asmussen E. Penetration of restorative resins into acid etched enamel. I: viscosity, surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta Odontol Scand* 1977;35:175-182.

Asmussen E, Munksgaard EC. Adhesion of restorative resins to dentinal tissues. 12 Seiten. In: Vanherle G, Smith DC. Posterior composite resin dental restorative materials. 1985. Peter Szulc Publishing

Asmussen E, Uno S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Oper Dent*. 1992;17:68-74.

Baehni P, König K, Saxer UP. Abrasivität von Zahnpasten. Kein Risiko-Faktor bei sorgfältiger Putztechnik. *Zahnärztl Mitt* 1992;82:36-39.

Baier RE. Principles of adhesion. *Oper Dent* 1992;17:1-9.

Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* 1986;11:111-116.

Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982;11:439-450.

Bergström J, Lavstedt S. An epidemiologic approach to toothbrushing and dental abrasion. *Community Dent Oral Epidemiol* 1979;7:57-64.

Björn H, Lindhe J. On the mechanics of toothbrushing. *Odontol Revy* 1966;17:9-16.

Blümele A, Türp JC, Antes G. Klinische Studien in deutschsprachigen (zahn-)medizinischen Zeitschriften - durch Handsuche in die globale Wissensbasis. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 2006;61:391-392.

Blunck U. Die Versorgung von Zahnhalsdefekten. Zahnärztl Mitt 1997;87:2333-2341.

Blunck U. Adhesives: Principles and state of the art. 15 Seiten. In: Roulet JF, Degrange M. Adhesion: The silent revolution in dentistry. 2000. 369 Seiten, Quintessence Publishing Co Inc. U.S.

Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bonding to dentin achieved by general practitioners. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2002;112:1006-1010.

Bowen RL. Compatibility of various materials with oral tissues I: The components in composite restorations. J Dent Res 1979;58:1493-1506.

Brännström M, Nordenvall KJ. Bacterial penetration, pulpal reaction and the inner surface of Concise Enamel Bond. Composite fillings in etched and unetched cavities. J Dent Res 1978;57:3-10.

Buchmann G, Klimm W, Geurtsen W. Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:188-191.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34:849-853.

Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. J Am Dent Assoc 1963;67:382-391.

Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Archs Oral Biol 1968;13:61-70.

Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Roh S. The battle of the bonds 1995. Schweiz Mschr Zahnmed 1997;107:37-39.



---

Creanor SL, Awawdeh LA, Saunders WP, FOYE RH, Gilmour WH. The effect of a resin-modified glass ionomer restorative material on artificially demineralised dentine caries in vitro. *J Dent* 1998;26:527-531.

Dammaschke T, Schäfer E. Selbstkonditionierende Dentinadhäsive ohne Abspülen: Eine neue Generation von Dentinhaftvermittlern. Teil 1. *Zahnärztl Welt* 2000;109:30-34.

Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *J Dent Res* 1984;63:1396-1399.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84:118-132.

De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003a;16:414-420.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003b;82:136-140.

Deliperi S, Bardwell DN. Clinical evaluation of direct cuspal coverage with posterior composite resin restorations. *J Esthet Restor Dent* 2006;18:256-267.

Driessens FCM. Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 1977;27:317-323.

Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 1991;22:967-977.

Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Cobb CM, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 1993;24:571-582.

---

Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV. Bond strength of selfetch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 2008;24:978-985.

Ernst CP. Selbstkonditionierende Adhäsive: Quo vadis? *ZMK* 2007;10:683-692.

Ferrari M, Tay FR. Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent* 2003;28:3-8.

Finger WJ, Balkenhol M. Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone-based adhesive. *J Adhes Dent* 2000;2:51-66.

Finger WJ, Fritz U. Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents. *Am J Dent* 1996;9:206-210.

Frankenberger R. Schmelz- und Dentinbonding. State of the art. *Ästhet Zahnmed* 2000a:287-294.

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000b;25:324-330.

Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;57:154-171.

Frankenberger R. Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz* 2006;57:485-495.

Frankenberger R, Blunck U. Adhäsive. 30 Seiten. In: Frankenberger R. Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis. 2013. 370 Seiten, Deutscher Zahnärzte Verlag

Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Invest* 1999;3:11-17.

---

Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17:373-380.

Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restoration. *Dent Mater* 2005;21:397-412.

Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M: Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;10:339–344.

Fritz UB, Finger WJ, Stean H. Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system. *Quintessence Int* 1998;29:567-572.

Götz W. Biologische und anatomische Grundlagen der Alterszahnheilkunde (Teil 1) - Der alternde Mensch und seine Mundhöhle. *Zahnärztebl Ba-Württ* 2009;6:38-42.

Graehn G, Bähre C, Schikora W. Die patientengerechte Gesprächsführung als Maßnahme zur Verbesserung der Compliance. *Stomatologie der DDR* 1989;39:645-648.

Groß D, Lindner S, Mayer R. Der Einfluß von Zahnputztechniken und Zahnpasten auf die Entstehung von Zahnhalsdefekten. *Zahnärztl Welt* 1996;105:108-111.

Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. *Oper Dent* 1984;9:3-12.

Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. *Am J Dent* 1992;5:127-129.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Archs Oral Biol* 1967;12:1615-1620.

Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung. *Zahnärztl Mitt* 1992;82:86-97.

---

Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnärztl Mitt 2003;93:808-818.

Haller B, Blunck U. Schmelz- und Dentinhaftung. 42 Seiten. In: Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd.2. 6. vollst. überarb. und erweit. Auflage. 2008. 488 Seiten, Thieme Verlag

Haller B. Die postoperative Hypersensibilität. Zahnärztl Mitt 2009;99:44-51.

Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. Eur J Oral Sci 2002;110:464-470.

Hansen EK. Five-year study of cervical erosions restored with resin and dentin-bonding agent. Scand J Dent Res 1992;100:244-247.

Heintze S. Systematic Reviews: I. The Correlation Between Laboratory Tests on Marginal Quality and Bond Strength. II. The Correlation Between Marginal Quality and Clinical Outcome. J Adhes Dent 2007;9:77-106.

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. 2003. 508 Seiten, Urban & Fischer Verlag München-Jena

Herrero AA, Yaman P, Dennison JB. Polymerisations shrinkage and depth of cure of packable composites. Quintessence Int 2005;36:25-31.

Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. J Am Dent Assoc 1991;122:41-47.

Heymann HO, Wilder AD, Sturdevant JR, Sluder TB, Brunson WD, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. J Am Dent Assoc 1988;116:179-183.

---

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze S, Mjör IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas MJ, Vanherle G. Recommendations for Conducting Controlled Clinical Studies of Dental Restorative Materials. *J Adhes Dent* 2007;9:121-147.

Hildebrand HC, Schriever A, Heidemann D. Randverhalten von zervikalen Füllungen mit Ketac-Fil und Dyract an Permanentes und Decidui in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:787-789.

Hotz PR. Untersuchungen zur Abrasivität von Zahnpasten. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1983;93:93-99.

Hotz PR. Erosion des Zahnschmelzes. *Schweiz Mschr Zahnmed* 1987;97:219-222.

Jain P, Stewart GP. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Oper Dent* 2000;25:51-58.

Jendresen MD, Glantz PO. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. *Acta Odontol Scand* 1981;39:47-53.

Kamann WK. Die befundadäquate Versorgung der Kavitätenklasse V unter besonderer Berücksichtigung der Goldhämmerfüllung. *Quintess Zahnärztl Lit* 1997;48:193-208.

Kamann WK, Gängler P. Materialkunde der Kompositwerkstoffe. *Dent Magazin* 1998;1:6-19.

Kanca J. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc* 1992b;123:35-43.

Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992a;23:39-41.

Kanca J. Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 1996;9:273-276.

Klimm W, Buchmann G, Dorniok R, Pöschmann M, Koch R. Mikrobielle Randspaltbesiedelung bei Klasse-V-Restaurationen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1996;151:90-95.

Kockapan C. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen über die Oberflächenstruktur keilförmiger Defekte. Zahnärztl Pr 1988;39:366-368.

Krejci I, Kuster M, Lutz F. Influence of dentinal fluid and stress on marginal adaptation of resin composites. J Dent Res 1993;72:490-494.

Krejci I, Lutz F, Perisic U. Auswirkungen der Verarbeitungstechnik auf die Dentinhaftung. Schweiz Mschr Zahnmed 1992;102:924-929.

Kullmann W. Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen. 1990. 416 Seiten, Hanser München-Wien

Kunzelmann KH. Komposite – komplexe Wunder moderner Dentaltechnologie Teil1: Füllkörpertechnologie. Ästhetische Zahnmedizin 2007;3:14-24.

Kunzelmann KH. Aufbau der Kompositfüllwerkstoffe. 38 Seiten. In: Kapper HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6. vollst. überarb. und erweit. Auflage 2008. 425 Seiten, Thieme Verlag

Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. Dent Mater 2002;18:359-369.

Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical lesions of teeth. J Prosthet Dent 1984;52:374-380.

Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. J Prosthet Dent 1996;75:487-494.

---

Lenhard M. Komposit-Restaurationen. In: Frankenberger R. Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis. 2013. 370 Seiten, Deutscher Zahnärzte Verlag

Lussi A, Jaggi T, Scharer S. The influence of different factors on in vitro enamel erosion. Caries Res 1993;27:387-393.

Lutz F, Cochran MA, Mörmann W. Adhäsive Restauration - Flop oder Hit? Schweiz Mschr Zahnmed 1984;94:1124-1131.

Lutz F, Lüscher B, Ochsenbein H, Mühlemann HR. Adhäsive Zahnheilkunde. 1976. 259 Seiten, Juris Druck & Verlag Zürich

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. Komposit - Klassifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk 1983;93:914-929.

Maneenut C, Tyas MJ. Clinical evaluation of resin-modified glass-ionomer restorative cements in cervical 'abrasion' lesions: one-year results. Quintessence Int 1995;26:739-743.

McLean JW. Glass-ionomer cements. Br Dent J 1988;164:293.

Mehl A, Hartl S, Kunzelmann KH, Hickel R. Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:815-818.

Meurman JH, Ten Cate JM. Pathogenesis and modifying factors of dental erosion. Eur J Oral Sci 1996;104:199-206.

Meyer G, Dawid E, Schwartz P. Zur Pathomorphologie keilförmiger Defekte. Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:629-632.

Mierau HD . Der freiliegende Zahnhals. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:643-653.

---

Miyazaki M, Hirohata N, Takagaki K, Onose H, Moore BK. Influence of self-etching primer drying time on enamel bond strength of resin composites. *J Dent* 1999;27:203-207.

Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 2000;25:75-80.

Mjör IA. Dentin-predentin complex and its permeability: pathology and treatment overview. *J Dent Res* 1985;64:621-627.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-273.

Nikiforuk G. Understanding dental caries: Etiology and Mechanisms. Bd.1. 1985. 596 Seiten, S Karger AG Schweiz

Noack MJ. REM-Untersuchungen an Erosionen der Zahnhartsubstanzen in vivo. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989;44:517-520.

Noack MJ, Fritz U, Seemann R. Wurzelkaries - Ein Prophylaxe- und Behandlungskonzept. *Dtsch Zahnärztekalendar* 1997;56:43-78.

Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992b;17:229-242.

Pashley DH. Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 1992a;88:215-224.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24:618-631.

Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archs Oral Biol* 1988;33:265-270.



---

Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17:430-444.

Pashley DH, Walton RE, Ingle JI. Histology and physiology of the dental pulp. In: Ingle JI, LK Bakland. *Endodontics*, 4. Auflage. 1994. 944 Seiten, Lea & Febiger Philadelphia 320-354.

Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15:32-41.

Perdigao J, Gomes G, Duarte S jr, Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent* 2005;30:492-499.

Perdigao J, Swift EJ, Denehy GE, Wefel JS, Donly KJ. In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res* 1994;73:44-55.

Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999;15:282-295.

Peschke A, Blunck U, Roulet JF. Influence of incorrect application of Optibond FL on the marginal adaptation. *J Dent Res (Spec Iss)* 1998;77:680.

Peschke A, Blunck U, Roulet JF. Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations. *Am J Dent* 2000;13:239-244.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K. Eight-Year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26:1176-1184.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864-881.

---

Powis DR, Follerås T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 1982;61:1416-1422.

Prati C, Chersoni S, Mongiorgi R, Pashley DH. Resin-infiltrated dentin layer formation of new bonding systems. *Oper Dent* 1998;23:185-194.

Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007;51:659-675.

Radlanski RJ. *Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie*. 2011. 606 Seiten, Quintessenz Verlag.

Radlanski RJ, Jäger A, Seidl W, Steding G. Durchmesser und Anordnung der Prismen im Zahnschmelz. Eine morphologische Untersuchung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988;43:1182-1192.

Renggli HH. Überempfindliche Zahnhäse und Zahnhalskaries. *Zahnärztl Mitt* 2000;89:2306-2308.

Ritter DE, Ritter AV, Bruggeman G, Locks A, Tulloch JF. Bond strengths and adhesive remnant index of self-etching adhesives used to bond brackets to instrumented and uninstrumented enamel. *Am J Dent* 2006;19:47-50.

Roulet JF, Noack MJ, Blunck U. Die Zahnhalsfüllung. *Dtsch Zahnärztekalendar* 1987;46:67-90.

Ruyter IE. Composites - characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 1988;2:122-129.

Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie: Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. 4. überarb. Auflage. 1992. 421 Seiten, Thieme Verlag

---

Schumacher GH, Schmidt H, Börnig H, Richter W. Anatomie und Biochemie der Zähne. 4. überarb Auflage. 1990. 519 Seiten, Gustav Fischer Verlag

Sheth JJ, Jensen ME, Sheth PJ, Versteeg J. Effect of etching glass-ionomer cements on bond strength to composite resin. J Dent Res 1998;68:1082.

Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 1975;9:373-387.

Soltész U, Koplín C. Polymerisationsschrumpfung neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. Zahnärztl Mitt 2004;94:982-988.

Sorvari R, Pelttari A, Meurman JH. Surface ultrastructure of rat molar teeth after experimentally induced erosion and attrition. Caries Res 1996;30:163-168.

Swartz ML, Phillips RW, Clark HE. Long-term F release from glass ionomer cements. J Dent Res 1984;3:158-160.

Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. Oper Dent 1996;21:53-58.

Tay FR, Carvalho RM, Yiu CKM, King NM, Zhang Y, Agee K, Bouillaguet S, Pashley DH. Mechanical disruption of dentin collagen fibrils during resin-dentin bond testing. J Adhes Dent 2000;2:175-192.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. Dent Mater 1996;12:236-244.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. Dent Mater 2001;17:296-308.

---

Triadan H. Restauration: Adhäsiv-Technik am Zahnhartgewebe (Schmelz und Dentin). Quintess Zahnärztl Lit 1985;36:33-39.

Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. Am J Dent 2004;17:191-195.

Uno S, Finger WJ. Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding. Am J Dent 1995a;8:165-169.

Uno S, Finger WJ. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. Quintessence Int 1995b;26:733-738.

Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. J Dent 2006;34:77-85.

Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. J Dent 1994;22:141-146.

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 2003;28:215-235.

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 1992;71:1530-1540.

Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. J Dent 1998a;26:1-20.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J. Adhesion to Enamel and Dentin. 77 Seiten. In: Summit J, Robbins J, Hilton T, Schwartz R. Fundamentals of Operative Dentistry. 2006. Quintessence Publishing, Illinois

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24:1-13.

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* 2001;6:119-144.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JP, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72:1434-1442.

Van Meerbeek B, Yoshida Y. Grundlagen der Adhäsivtechnik. 12 Seiten. In: Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand K. Karies. Wissenschaft und klinische Praxis. 2012. 455 Seiten, Thieme Verlag

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, Robinson SJ. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 1998b;77:50-59.

Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Overview of the clinical requirements for posterior composites. 19 Seiten. In: Vanherle G, Smith DC. Posterior composite resin dental restorative materials. 1985. Peter Szulc Publishing

Walshaw PR, Mc Comb D. Clinical considerations for optimal dentinal bonding. *Quintessence Int* 1996;27:619-625.

Weatherell JA, Weidemann SM, Wyre DR. Histological appearance and chemical composition of enamel protein from mature human molars. *Caries Res* 1968;2:281.

Wiegand A, Attin T. Ätiologie, Diagnostik und Therapie nichtkariöser Zahnhartsubstanzdefekte. *Wissen Kompakt* 2007;1:5-14.

---

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132:133.

Wilson NHF, Wilson MA. The outcome of a clinical trial of a dentin bonding system. Justice or injustice? *Am J Dent* 1995;8:99-102.

Yap AUJ, Lim CC, Neo JCL. Marginal sealing ability of three cervical restorative systems. *Quintessence Int* 1995;26:817-820.

Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner J, Brewer PD, Pashley DH. Interfacial morphology and strength of bonds made superficial versus deep dentin. *Am J Dent* 1995;8:297-302.

Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002;81:556-560.

## 10 Anhang

### 10.1 Materialliste

#	Produkt	Hersteller	Lot-#	Verfallsdatum
1	<b>OptiBond FL unidose</b>	Kerr GmbH Murgstrasse 1-14 D- 76437 Rastatt	2797549	2009/06
2	<b>i-Bond Self Etch</b>	Heraeus Kulzer GmbH Grüner Weg 11 D- 63450 Hanau	010068	2010/11
3	<b>G-Bond</b>	GC Germany GmbH Seifgrundstrasse 2 D- 61348 Bad Homburg	0706161	2009/06
4	<b>Tri-S-Bond</b>	Kuraray Europe Gebäude F 821 Hoechst Industriepark D- 65926 Frankfurt a.M.	41159	2010/06
5	<b>CeramX Duo</b>	Dentsply De Trey GmbH De Trey Str. 1 D- 78467 Konstanz	0810002852	2010/07
6	<b>OmniEtch 37%Phosphorsäuregel</b>	Omnicent Dental- Handelsgesellschaft mbH Gutenbergring 7-9 D- 63110 Rodgau Nieder-Roden		
7	<b>Klint Polierpaste, fluoridfrei</b>	VOCO GmbH Anton-Flettner-Str. 1-3 D- 27472 Cuxhaven		
8	<b>Applikationstipps</b>	Aus jeweiligem Promo-Pack		
9	<b>Zervikal-matrizenband</b>	frasaco GmbH Oberhofer Strasse 18 D- 88069 Tettnang		
10	<b>Blue Phase 7.2/12VDC High:1100mW/cm<sup>2</sup></b>	Ivoclar Vivadent GmbH Dr. A.-Schneider-Str. 2 D- 73479 Ellwangen	<b>Serien-# 1656648</b>	
11	<b>Diamant Finierer FG274C012-5</b>	Horico Dental Hopf, Ringleb & Co. GmbH & Cie. Gardeschützweg 82 D- 12203 Berlin		

12	<b>PoGo Polierscheiben</b>	Dentsply De Try GmbH De Trey Str. 1 D- 78467 Konstanz		
13	<b>Mundspiegel DA036R</b>	Aesculap AG Am Aesculap-Platz D- 78532 Tuttlingen		
14	<b>Sonde DA411R</b>	Aesculap AG Am Aesculap-Platz D- 78532 Tuttlingen		
15	<b>Heidemann Spatel DE421R</b>	Aesculap AG Am Aesculap-Platz D- 78532 Tuttlingen		
16	<b>Kugelstopfer DE054R</b>	Aesculap AG Am Aesculap-Platz D- 78532 Tuttlingen		
17	<b>Honigum</b>	DMG Elbgaustraße 248 D- 22547 Hamburg		
18	<b>Silaplast future</b>	DETAX GmbH & Co. KG Carl-Zeiss-Str. 4 D- 76275 Ettlingen		
19	<b>Stycast 1266</b> (Epoxidharz transparent)	(D-HenkelFirma) Emerson & Cuming, Europe Nijverheidsstraat 7 B- 2260 Westerlo		
20	<b>Nikon Coolpix P510</b> (Kamera für T0)	Nikon GmbH Tiefenbroicher Weg 25 40472 Düsseldorf		
21	<b>Sony-α 100</b> (Kamera für T1/T2)	Sony Deutschland GmbH Kempferplatz 1 D- 10785 Berlin		
22	<b>Microsoft Excel 2007</b>			
23	<b>Microsoft Word 2007</b>			
24	<b>Sputteranlage</b>	Balzer Union		
25	<b>REM Amray 1810</b>			
26	<b>VITA Farbring</b>	VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG Spitalgasse 3 D- 79704 Bad Säckingen		



## 10.2 Erläuterungen der im Text erwähnten diversen Abkürzungen

HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
BPDM	Bisphenyldimethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
TEGDMA	Triethylenglykol-Dimethacrylat
EDMA	Ethylanglykol-Dimethacrylat
PMMA	Polymethylmethacrylat
TiO <sub>2</sub>	Titandioxid
Cr <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Chrom(III)-Oxid
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Eisen(III)-Oxid

## 10.3 Randomisierungsliste

### 2 Zahnärztinnen

1 = A	16 = B	31 = B	46 = A
2 = A	17 = B	32 = A	47 = A
3 = B	18 = A	33 = B	48 = B
4 = B	19 = A	34 = A	49 = A
5 = A	20 = B	35 = A	50 = B
6 = A	21 = A	36 = B	51 = B
7 = B	22 = B	37 = B	52 = A
8 = B	23 = A	38 = A	53 = B
9 = A	24 = B	39 = B	54 = B
10 = B	25 = B	40 = A	55 = A
11 = A	26 = B	41 = A	56 = A
12 = B	27 = A	42 = B	57 = B
13 = A	28 = A	43 = A	58 = B
14 = B	29 = A	44 = B	59 = A
15 = A	30 = B	45 = B	60 = A

---

Gruppe A (Ärztin 1):

1 > 1 2 5 6 9 11 13 15 18 19

11 > 21 23 27 28 29 32 34 35 38 40

21 > 41 43 46 47 49 52 55 56 59 60

Gruppe B (Ärztin 2):

1 > 3 4 7 8 10 12 14 16 17 20

11 > 22 24 25 26 30 31 33 36 37 39

21 > 42 44 45 48 50 51 53 54 57 58

## 11 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Juliane Steidten, geb. Wegner, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Klinische Studie zur Prüfung der Wirksamkeit der selbstätzenden Adhäsivsysteme iBond SE, G-Bond und Tri-S-Bond im Vergleich zum Etch&Rinse-Adhäsivsystem OptiBond FL in Kombination mit dem Komposit-Füllungsmaterial CeramX Duo zur Versorgung von nicht kariösen Zahnhalsdefekten“ selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (Uniform Requirements for Manuscripts) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik und Resultaten entsprechen den URM und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst“

Datum:

Unterschrift:

## **12 Lebenslauf**

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

## 13 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Professor Paris für die Überlassung des Themas. Professor Paris und OA Dr. Blunck danke ich für die ausgezeichnete Betreuung während der Entstehung dieser Dissertation. Zu jeder Zeit standen sie einem mit Rat und Tat zur Seite. Dr. Blunck war bereits während des Studiums eine Inspiration, die bis heute meine Tätigkeit als Zahnärztin beeinflusst.

Den Firmen Kerr, Heraeus Kulzer, GC, Kuraray, Dentsply De Trey und DGM gilt unser Dank für die Überlassung der Materialien. Ebenso danke ich unseren Patienten für Ihr Vertrauen in unsere Arbeit.

Der größte Dank gilt meinen Eltern für Ihre grenzenlose Unterstützung während des Studiums und der Promotion. Ich danke Ihnen, dass Sie mir mit Ihrer Geduld und Ihrem Glauben an mich diesen Weg ermöglicht haben. Lieben Dank auch meinem Mann Alexander für seine grenzenlose Geduld.