

Sind aktuelle Self-Etch Adhäsive zur Füllungstherapie im Milchzahngewebis geeignet?

Inauguraldissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Tilch, David Perez

aus Marburg (Lahn)

Gießen 2015

Aus der Poliklinik für Kinderzahnheilkunde des Universitätsklinikums Gießen und
Marburg der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter Prof. Dr. Krämer

Gutachter PD Dr. Rehmann

Tag der Disputation 19.02.2016

Inhaltsverzeichnis	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1. Der Milchzahn	3
2.2. Prinzipien der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz	4
2.3. Adhäsion in der ersten Dentition	7
2.4. Klassifikation der Adhäsive	8
2.5. Self-Etch Adhäsive	9
2.6. Prüfmethode für Haftungsuntersuchungen	19
3. Zielsetzung	22
4. Material und Methode	23
4.1. Material	23
4.2. Methode	26
4.2.1. Probenherstellung	27
4.2.2. Versuchsdurchführung	31
5. Ergebnisse	34
5.1. Kalibrierung	34
5.2. Self-Etch Adhäsive im Vergleich zur Referenzgruppe	36
5.3. Vergleich von 1-Schritt Self-Etch zu 2-Schritt Self-Etch Adhäsiven	41
5.4. Einfluss des pH-Wertes	43
5.5. Einfluss des funktionellen Monomeres	46
5.6. Einfluss des Lösungsmittels	49
6. Diskussion	52
6.1. Methodik	52
6.2. Ergebnisse	55
6.3. Schlussfolgerung	69

7. Zusammenfassung	70
8. Literaturverzeichnis	74
9. Abkürzungsverzeichnis	81
10. Abbildungsverzeichnis	82
11. Tabellenverzeichnis	84
12. Anhang	85
13. Publikationsverzeichnis	87
14. Ehrenwörtliche Erklärung	88
15. Danksagung	89
16. Tabellarischer Lebenslauf	90

1. Einleitung

Eine Sozialgesetzbuchänderung in Deutschland Anfang der 90er Jahre, die eine Finanzierung der Prophylaxe durch die Krankenkasse ermöglichte, führte zu einer verbesserten Gruppenprophylaxe mit Schwerpunkten in Ernährungsberatung, Mundhygieneinstruktionen und Schmelzfluoridierung sowie zusätzlich zu einer verstärkten Individualprophylaxe [41]. Durch diese zahlreichen Maßnahmen der Gruppen- und Individualprophylaxe ist eine sich stetig verbessernde Mundgesundheit der Bevölkerung zu beobachten [48,67,68].

Doch trotz eines allgemein anhaltenden Kariesrückganges bleibt immer noch 40 % der Milchzahnkaries bei 6- bis 7- Jährigen unversorgt [25,41]. Dabei ist auffällig, dass zwischen 2004 und 2009 ein Anstieg der unversorgten kariösen Läsionen um fast 10 % zu erkennen ist [41], während die Anzahl der naturgesunden Gebisse dieser Altersgruppe weiterhin bei 50 % liegt [41,42]. Die Tendenz zu unversorgten Milchzahngebissen kann zum Teil auf eine eingeschränkte Mitarbeit der jungen Patienten zurückgeführt werden [25,42].

Analog zur Kariestherapie im bleibenden Gebiss ist auch in der ersten Dentition die Anwendung von Amalgam, Zementen, Kompomere und Komposit möglich [56]. Darüberhinaus werden bei schwerwiegenden Destruktionen auch erfolgreich konfektionierte Stahlkronen angewandt [32]. Es wurde gezeigt, dass mit jedem dieser Materialien im Milchgebiss eine suffiziente Restauration durchgeführt werden kann [19]. Amalgam- und Zementfüllungen haben jedoch den entscheidenden Nachteil der nötigen Makroretention und der damit einhergehenden unterminierenden Präparation [20]. Eine rein defektorientierte Exkavation und Kavitätenpräparation ist nicht möglich [56]. Dabei darf gerade bei Milchzähnen auf Grund ihrer spezifischen Morphologie nicht leichtfertig mit der gegebenen Zahnhartsubstanz umgegangen werden [38,42]. Eine minimalinvasive Präparation ist daher obligat [24,38]. Um dieser Forderung zu entsprechen, ist die Nutzung der Adhäsivtechnologie prädestiniert [12].

Bei der Durchführung einer suffizienten adhäsiven Restauration ist ein Mindestmaß an Mitarbeit des Patienten unverzichtbar [56]. Es muss zumindest eine relative Trockenheit im Kavitätenbereich für die Gesamtdauer der Füllungslegung herrschen [43]. Dabei ist gerade bei jungen Patienten die Aufmerksamkeitsspanne und damit die zur Verfügung stehende Zeit sehr begrenzt [56]. Die geringe Mitarbeit der jungen Patienten erfordert von den Behandlern eine schnelle und einfache Restauration [38,115].

Deshalb wurden in den letzten Jahren zahlreiche Adhäsivsysteme auch für den Indikationsbereich Milchgebiss entwickelt, die eine anwenderfreundliche Handhabung und einen geringen zeitlichen Aufwand versprechen [4,13,38,110,111,121]. Bei der Anwendung dieser Systeme wird zumeist jedoch nicht beachtet, dass sich Milchzähne makro- und mikromorphologisch von den bleibenden Zähnen unterscheiden und somit die Interaktion zwischen Zahnhartsubstanz und Adhäsiv nicht einfach übertragbar ist [4,5,34,38,43,90]. Daher ist es unabdingbar, dass vor der klinischen Anwendung Untersuchungen zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit dieser Adhäsivsysteme an Milchzahndentin durchgeführt werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Der Milchzahn

Um eine suffiziente adhäsive Restauration im Milchzahngewebiss durchzuführen, müssen die Adhäsivsysteme auf die anatomischen Besonderheiten abgestimmt werden. Die Zähne der ersten Dentition unterscheiden sich sowohl makroskopisch als auch mikroskopisch von den bleibenden Zähnen. Diese Unterschiede bedingen bei der Durchführung der adhäsiven Restauration ein besonderes Augenmerk [78]. Dabei ist makroskopisch besonders die vergrößerte Pulpahöhle von Bedeutung. Zusammen mit den ausgeprägten Pulpahörnern führt sie zu einer Schmelzdicke von höchstens einem Millimeter und einer Zahnhartsubstanzdicke von nur 2-3 mm [42]. Daher ist die zur Adhäsion zur Verfügung stehende Fläche sehr gering und besteht zum Großteil aus Dentin [78].

Schmelz

Die grundsätzliche chemische Zusammensetzung der ersten und zweiten Dentition ist, in Bezug auf die einzelnen Substrate wie beispielsweise Kalzium, Fluorid und Phosphat, analog [53]. Allerdings ist der absolute Mineralgehalt geringer und bedingt dadurch eine geringere Härte [4,42].

Die gebildeten Schmelzprismen steigen im zervikalen Bereich von der Schmelz-Dentin-Grenze kaufflächenwärts an und haben einen um ca. 2 µm verringerten Durchmesser [42,50]. Die äußersten 30-100 µm der Schmelzschicht sind durch ihren aprismatischen Aufbau gekennzeichnet [42]. Aufgrund der dichten Lage der Apatitkristalle weist diese Schicht eine erhöhte Mineralisation auf [73]. Der höhere Anteil an interprismatischem Schmelz und die häufigen Prismenverzweigungen führen zu einer herabgesetzten Säuretoleranz und dadurch zu einem schnelleren Voranschreiten einer kariösen Läsion [55,81]. In Bezug auf die adhäsive Restauration folgt daraus, dass bei ungeschliffenem Schmelz eine entsprechend längere Konditionierung erfolgen muss, um ein adäquates mikroretentives Relief zu schaffen [42].

Dentin

Das Milchzahndentin weist Besonderheiten auf, die im Hinblick auf die adhäsive Befestigung einer Restauration einer genaueren Betrachtung bedürfen [34,38,78,90].

So ist das intertubuläre Dentin geringer mineralisiert als das der zweiten Dentition, und das peritubuläre Dentin ist in einer ausgeprägten Form vorhanden [4,42,90,117]. Zudem liegen Dentintubuli mit einem größeren Querschnitt vor, und im pulpanahen approximalen Bereich imponieren Riesentubuli mit einem Durchmesser von bis zu 10nm [1,42]. Diese stellen zugleich eine bis zu fünffach vergrößerte Öffnung für schädliche Noxen dar [42].

Des Weiteren nehmen pulpanah die Elastizität und die Härte stärker ab als in der zweiten Dentition [5,90]. Dies ist sowohl mit der Konzentration an Fluorid als auch mit dem s-förmigen Verlauf der Dentintubuli assoziiert [1]. Die mechanischen Eigenschaften korrelieren zudem mit dem biologischen Alter der Struktur, wobei eine ältere Struktur aufgrund ihrer längeren Mineralisationszeit auch eine erhöhte Härte aufweist [1].

2.2 Prinzipien der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz

Durch die Einführung der Säure-Ätz-Technik durch Buonocore im Jahre 1955 und des Bowen-Molekules im Jahre 1962 wurde die Grundlage für die Adhäsivtechnik geschaffen [10,11,24]. Dabei wird versucht, durch niedrig visköse Komposite eine stabile und randdichte Verbindung zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Füllungsmaterial zu erreichen [11,93,105].

Dies kann zum einen durch chemische Kräfte und zum anderen durch mechanische Kräfte geschehen [16,105]. In der Zahnmedizin wird vor allem die mechanische Kraft durch Mikroretention genutzt [13,16,24,49].

Der grundlegende Mechanismus der adhäsiven Verbindung am Zahn basiert auf der Diffusion der Kalzium- und Phosphatbestandteile aus der Zahnmatrix und dem nachfolgenden Einbau von niedrig viskösem Komposit in die entstandenen Mikroporositäten [13,16,49,105,109]. Diese mikromechanische Verkeilung bildet sowohl im Schmelz als auch im Dentin die Grundlage der Haftung [13,24,79,111].

Dazu wird bei Etch & Rinse Adhäsiven [ERA] zuerst durch die Konditionierung mit Phosphorsäure die Schmierschicht aufgelöst und die sich darunter befindende Zahnhartsubstanz oberflächlich demineralisiert [24,49,79]. Bei einer Einwirkzeit von 30 s werden durch den Säureangriff die oberflächlichen Bestandteile des Schmelzes gelöst. Anschließend diffundieren diese aufgrund des Konzentrationsgradienten vom Zahn in die Phosphorsäure und werden zusammen mit dieser weggespült. Dabei werden die obersten 10 µm des Schmelzes entfernt und ein ca. 30 – 50 µm tiefes

mikroretentives Relief aus unterschiedlich stark abgebauten Schmelzprismen und fehlender interprismatischer Substanz geschaffen [24]. Analog dazu werden die anorganischen Bestandteile des Dentins bei einer Kontaktzeit von 15 s bis zu einer Tiefe von ca. 30 µm entfernt [13,16,49]. Es bleibt ein Netzwerk aus kollagenen Fasern, das als organische Komponente des Dentins nicht durch die Phosphorsäure entfernt werden kann. Mit diesem kollagenen Netzwerk geht das Adhäsiv eine möglichst enge Verbindung ein, um eine suffiziente und andauernde Adhäsion zu ermöglichen. Daneben werden sowohl am Schmelz als auch am Dentin die aufgelösten Bereiche durch niedrig viskösen Komposit ersetzt. Nach durchgeführter Polymerisation führt dies zu einer mikromechanischen Verankerung [27].

Problematisch sind dabei die Oberflächeneigenschaften des unconditionierten Zahnes. So ist das Komposit hydrophob, wohingegen der Zahn, im Speziellen das Dentin, hydrophil ist [13,28,43,97,98]. Die Aufgabe des Adhäsivs ist es, diese beiden Stoffe mit unterschiedlicher Charakteristik zu verbinden [49,105].

Adhäsion am Dentin

Besonders die Adhäsion am Dentin weist einige Schwierigkeiten und Besonderheiten auf, die einer genaueren Betrachtung bedürfen. Das Grundproblem ist dabei die Zusammensetzung des Dentins aus organischen und anorganischen Bestandteilen, sowie einem nach außen gerichteten Flüssigkeitsstrom. Um diese Probleme zu lösen, ist ein spezifischer Arbeitsablauf vorgeschrieben, der sich zum Teil je nach Adhäsivklasse unterscheidet.

Bei ERA wird zuerst die Oberfläche des Dentins mit Phosphorsäure konditioniert und die Schmierschicht sowie der oberflächliche anorganische Anteil entfernt (s. o.). Bei der anschließenden Trocknung des Zahnes und dabei vor allem des Schmelzes kommt es meist unumgänglich zu einer Trocknung beziehungsweise Übertrocknung des Dentins [24,63]. Die Fibrillen des kollagenen Netzwerkes kollabieren durch den Wasserentzug und bilden eine verklebte und kaum infiltrierbare Schicht. In diesem Zustand sind die kollagenen Fasern von Primer und Adhäsiv nicht suffizient zu benetzen [13,49,63]. Dieser Problematik wird mit der Wet-Bonding-Technik begegnet [24].

Dabei wird nach erfolgter Trocknung des Zahnes das Dentin selektiv wieder mit Wasser befeuchtet. Dieser Prozess wird als „rewetting“ bezeichnet [13,39,63]. Perdigão et al. zeigten, dass nach 30 s Befeuchten mit Wasser eine signifikante

Verbesserung der Haftwerte erreicht werden konnte [63]. Dabei werden die kollabierten Fibrillen durch das Wasser aufgerichtet, und ein stehendes Netzwerk entsteht, welches nun leicht zu infiltrieren ist. Die aufgerichteten Kollagenfasern werden mit einem leicht hydrophilen Primer vorbehandelt und dann mit einem amphiphilen Adhäsiv benetzt [16].

Problematisch ist dabei der kleine Verarbeitungsbereich zwischen „zu trocken“ und „zu feucht“ [13,79]. Bei einer zu trockenen Dentinoberfläche kollabiert das Kollagengeflecht, und das Adhäsiv hat keine Möglichkeit die interfibrillären Bereiche zu infiltrieren. Eine zu feuchte Oberfläche bewirkt hingegen eine Phasentrennung der hydrophilen und hydrophoben Bestandteile des Adhäsivs [13,24,49,63]. Dadurch kommt es an der Kontaktzone zur Bildung von wassergefüllten Blasen [13]. Diese haben sowohl eine negative Auswirkung auf die initialen Haftwerte als auch auf die langfristige Adhäsion [13]. Um das Problem des zu feuchten Dentins zu lösen, werden Aceton oder Ethanol als Lösungsmittel genutzt [13,16]. Diese haben die Eigenschaft, das Wasser zu verdrängen, und sorgen dafür, dass beim Evaporieren das Wasser zusammen mit den Lösungsmitteln von der Oberfläche entfernt wird.

Nach erfolgter Evaporation der Lösungsmittel wird das hydrophobe Bonding auf die gesamte Zahnhartsubstanz aufgetragen und nach erfolgtem Verpüstem polymerisiert [24]. Dabei kann es zu einer zu dünnen Adhäsivschicht kommen, bei der die Inhibitionsschicht eine Polymerisation des Adhäsivs unmöglich macht [24]. Dies kann durch Anwendungsfehler bei der Evaporation des Lösungsmittels vor der Polymerisation verursacht werden [27]. Makroskopisch werden die Areale als trockene Stellen - dry-spots - beschrieben [27]. Dieses Problem ist sowohl für ERA als auch für Self-Etch Adhäsive [SEA] dokumentiert [59]. Trotz korrekter Anwendung kann, auf Grund ungenügender Erniedrigung der Oberflächenenergie des Substrates, eine ganzflächige Benetzung unmöglich sein. Um dieser Problematik entgegenzuwirken, wird das Adhäsiv mehrmals aufgetragen, bis die Dentinoberfläche komplett benetzt erscheint, und erst dann polymerisiert (Multi-Layering-Technik) [27].

Eine weitere Problemstellung kann durch eine ungleiche Konditionierungs- und Penetrationstiefe entstehen. Dabei wird ein größerer Bereich der Zahnhartsubstanz entfernt, als anschließend mit dem Adhäsiv und Bonding wieder aufgefüllt wird [28,87,95,99]. Dieser Bereich bildet eine mögliche Schwachstelle im adhäsiven Verbund und wird als Nanoleakage bezeichnet [13,16,49]. Diese Disbalance kann zu einer beschleunigten Spaltbildung sowie einer erhöhten Rate an Hypersensibilitäten

führen [16,31,69]. Eine möglichst exakte Einhaltung der Anwendungsprotokolle wird als probates Mittel gesehen, dem entgegenzuwirken [24].

Die so entstandene Adhäsivschicht setzt sich aus mehreren Bereichen zusammen. Zur Kompositseite hin befindet sich eine reine Adhäsivschicht mit einer außen aufliegenden Sauerstoffinhibitionsschicht [59,105]. Sie ermöglicht eine Anbindung des nachfolgend aufgetragenen Komposit. Sauerstoffatome setzten sich während der Polymerisation an die Adhäsivoberfläche und verhindern durch Belegung der Kohlenstoffdoppelbindung eine Quervernetzung der obersten Adhäsiv- beziehungsweise nachfolgend der Kompositschicht [105].

Die als Hybridschicht bezeichnete Vermischungszone zwischen Zahn und Adhäsiv muss als eigentliche Verbindungsschicht zwischen dem Dentin und dem Adhäsiv verstanden werden [16,60,62,64]. In ihr kommen sowohl Bestandteile des Adhäsivs als auch des Zahnes vor [51,59]. Sie generiert die eigentliche Haftkraft. Eine intakte und ausreichend dimensionierte Hybridschicht ist ein Garant für einen guten adhäsiven Verbund [60,63,64,66]. Je nach genutztem Adhäsiv ist sie von unterschiedlichem Ausmaß und Aufbau. Bei ERA ist sie zwischen 1-2 µm dick und besteht aus dem infiltrierten kollagenen Fasergeflecht, in den Zahn hinein reichende Kunststoffzapfen und dem Bonding selbst. Sie enthält konzeptionsbedingt keine Bestandteile der ehemaligen Schmierschicht mehr [13,16,24,24,46,49,49].

Die in den Zahn hineinreichenden Kunststoffzapfen - Resin-Tags - bilden ein Negativrelief in die ursprünglichen Dentintubuli [24,59]. Dabei muss die ursprüngliche Annahme, dass sie einen Teil der adhäsiven Retentionskraft generieren, nach aktueller Studienlage bezweifelt werden [16,46]. Dabei darf ihr Beitrag zur Stabilität gegen Abscherkräfte nicht außer Acht gelassen werden [18,88].

Das Design der optimalen Adhäsiv- und Hybridschicht ist bis dato nicht gefunden [24]. Sowohl dünne als auch dicke Adhäsivschichten, mit und ohne Resin-Tags, können sowohl zu guten als auch zu schlechten Haftwerten führen [46]. Das optimale Zusammenspiel der jeweiligen Komponenten scheint daher die Grundlage für eine dauerhafte und stabile Adhäsion zu sein [16,24,49].

2.3 Adhäsion in der ersten Dentition

Um eine suffizient adhäsive Restauration am Milchzahn zu generieren, müssen einige Schwierigkeiten gelöst werden [3,78]. Klinisch gehört dazu vor allem die verringerte

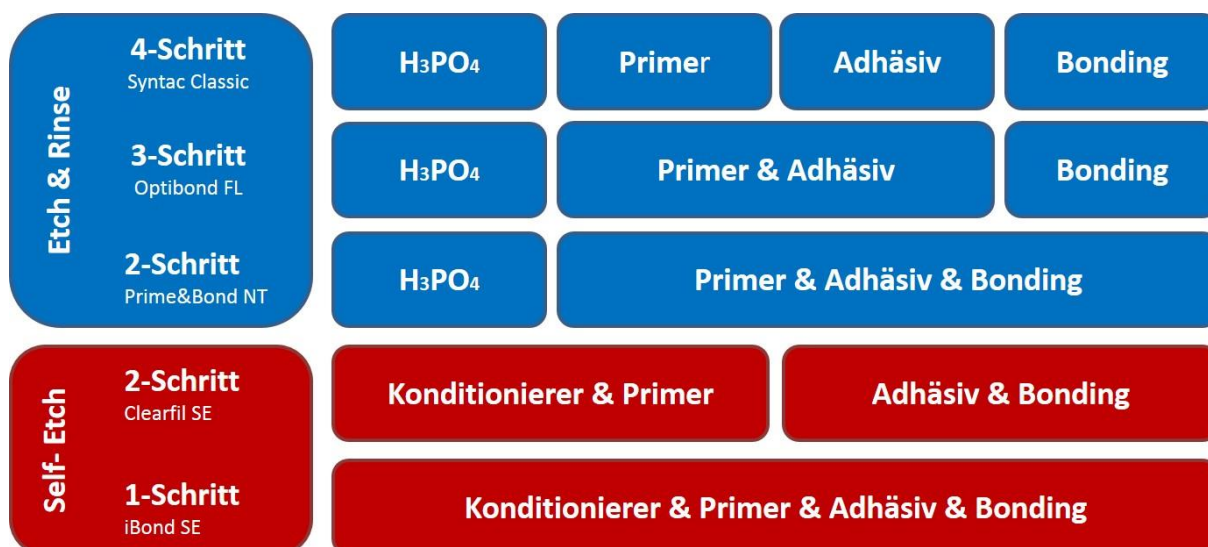
Mitarbeit der jungen Patienten. Sie erfordert eine zeitsparende und wenig techniksensitive Behandlung [3,52].

Bei der Interaktion von Adhäsiv und Milchzahn und im Speziellen vom Milchzahndentin kommen aber noch weitere Besonderheiten hinzu, die zum Teil eine Anpassung des Behandlungsablaufes erfordern [78]. Die zur Verfügung stehende Klebefläche ist in der ersten Dentition sehr gering [3,42]. Die Schmelzschicht ist nur dünn ausgebildet und trägt kaum zur Haftung bei [78]. Die im permanenten Gebiss etablierte mikroretentive Verbindung zum Schmelz ist daher im Milchgebiss nur von untergeordneter Bedeutung, sodass die Hauptaufgabe der Verankerung dem Verbund zwischen Dentin und Adhäsiv obliegt. Dabei verringern die großen Tubuli die zur Verfügung stehende Dentinfläche weiter, und der durch sie aufsteigende Flüssigkeitsdruck erschwert die Adhäsion zusätzlich [78,117]. Ein Belassen der Schmierschicht und somit Verschließen der Dentintubuli kann daher als vorteilhaft in der ersten Dentition erachtet werden.

Der verringerte Mineralisationsgrad bedingt, dass bei der Nutzung von ERA die Anwendungszeit der Phosphorsäure an Dentin auf maximal sieben Sekunden gekürzt werden muss [78]. Ansonsten kann das Dentin überätzt werden, und die Gefahr von nicht infiltrierten Bereichen unter der späteren Hybridschicht steigt an [3,78]. Andererseits begünstigt der geringere Mineralisationsgrad die Performanz von SEA. Trotz ihrer eher geringen Säurekapazität können sie die Schmierschicht und teilweise das Milchzahndentin suffizient penetrieren [3,117]. Dadurch bilden sie in der ersten Dentition eine ausgeprägte Hybridschicht aus [78,117].

2.4 Klassifikation der Adhäsive

Seit der Einführung der Adhäsivtechnologie wurde diese stetig weiterentwickelt [79,79,111]. Dies wird durch die ursprüngliche Einteilung der Adhäsive in Generationen deutlich [24,49,51]. Heutzutage hat die Generationszugehörigkeit keine Aussagekraft mehr über die Qualität oder die klinische Handhabung [109]. Dementsprechend wird aktuell eine Variante zur Klassifikation genutzt, die einen engeren Bezug zum Anwendungsablauf hat und in ERA beziehungsweise in SEA unterscheidet und dann an Hand der Applikationschritte weiter unterteilt (Tab. 1, S. 9) [13,24,46,49,79,105,109].



Tab. 1 Klassifikation der Adhäsive, modifiziert nach van Meerbeek [111]

2.5 Self-Etch Adhäsive

Die SEA werden in 2-Schritt und 1-Schritt Systeme unterteilt und anschließend nach ihrem jeweiligen pH-Wert weiter differenziert (Tab. 2) [16,111]. Ein SEA mit einem pH-Wert unter 1 gehört dabei zu den starken, ein SEA mit einem pH zwischen 1 und 2 zu den mittelstarken, ein SEA mit einem pH um 2 zu den milden und ein SEA mit einem pH von über 2,5 zu den ultramilden Adhäsiven. Es wird davon ausgegangen, dass je niedriger der pH-Wert und damit je saurer das Adhäsiv ist, desto äquivalenter wird die Ätzwirkung zur Konditionierung mit Phosphorsäure (Abb. 2 S. 12) [13,16,82].

Klasse	pH-Wert	Demineralisierung	Beispiel
ultramild	> 2,5	~ 300nm	Adper Easy Bond
mild	~ 2	~ 1µm	Clearfil SE
mittel stark	1-2	1-2µm	Adhese One F
stark	< 1	> 2µm	Prompt L-Pop

Tab. 2 Einteilung der Self-Etch Adhäsive, modifiziert nach van Meerbeek [111]

Bei den 2-Schritt Systemen sind Primer und Adhäsiv voneinander getrennt und werden in zwei aufeinander folgenden Schritten aufgetragen [24,52]. Die 1-Schritt Systeme werden oft gleichgesetzt mit den All in One Adhäsiven [AIOA], obwohl auch Zweikomponentensysteme zum Teil in nur einem Arbeitsschritt aufgetragen werden [24,49,52].

Das gleichzeitige Konditionieren und Penetrieren der Zahnhartsubstanz wird als ein großer Vorteil der SEA angesehen [26,51,79,82,111]. Durch diese Methodik kann der adhäsive Vorgang stark vereinfacht und verkürzt werden [16,49,111]. Es entsteht ein nutzerfreundliches und wenig techniksensitives Verfahren, welches es ermöglichen sollte, möglichst oft eine verlässliche Haftverbindung zu generieren [13,16,49,51,79,103,110,111].

Die starken SEA konditionieren die Zahnhartsubstanz analog zur Phosphorsäure und können diese bis zu einer Tiefe von 5 µm demineralisieren [13,111]. Die gelösten Bestandteile werden jedoch nicht durch eine Wasserspülung entfernt, sondern verbleiben im Adhäsiv und sind nach der Polymerisation ein Teil der Hybridschicht [13,16,44,111].

Nachteil dieser Adhäsive ist die häufig unzureichende Hydrolysebeständigkeit der ausgehärteten Adhäsivschicht [16,27,95,96]. Dieser Umstand ist auf die hohe Anzahl an instabilen Kalziumphosphaten innerhalb der Hybridschicht zurückzuführen [111]. Eine stabile chemische Verbindung zwischen den Kalziumanteilen des Zahnes und den funktionellen Monomere des Adhäsivs, analog Option 1 des Adhäsions-Dekalzifizierungs-Modells [AD-Modell] (Abb. 1 S. 11), findet nicht statt [49]. Dies bedingt die zumeist unterdurchschnittliche Haftleistung am Dentin. Dementgegen ist der Verbund zwischen dem Adhäsiv und dem Zahnschmelz zumeist gut [111]. Die starke Ätzwirkung erschafft ein ausgeprägtes mikroretentives Relief analog zu dem der ERA, welches das Adhäsiv gut penetrieren kann und so gute Haftwerte ermöglicht [111].

Bei den milden und ultramilden Adhäsiven wird die Dentinoberfläche nur teilweise demineralisiert und die ausgebildete Hybridschicht beträgt meist unter einem Mikrometer [13,72,79,111]. Die Schmierschicht wird nicht komplett aufgelöst, und die Kollagenfibrillen bleiben durch die umgebenden Hydroxylapatitkristalle vor Degradation geschützt [13,51,79].

Zusätzlich zur mechanischen Verbindung wird bei manchen milden und ultramilden SEA eine chemische Verbindung vermutet [16,105,111,118]. Basierend auf dem AD-

Modell wird von einer ionischen Verbindung zwischen den Kalziumapatitkristallen und den funktionellen Monomeren der Adhäsive ausgegangen [105].

Das AD-Modell zeigt dabei die vermuteten Wechselwirkungen des Adhäsivs mit dem Dentin [123]. Dabei wird die Reaktion der sauren Monomere mit dem Kalzium des Hydroxylapatits in zwei Phasen unterteilt [111]. In der ersten Phase kommt es zu einer ionischen Verbindung der funktionellen Gruppe mit dem Kalzium des Hydroxylapatitkristalls bei gleichzeitiger Diffusion von Phosphat- und Hydroxidionen in die Lösung [105]. Je nach Stabilität der Verbindung, beziehungsweise des gebildeten Salzes, löst sich diese bei einer schwachen Verbindung in der zweiten Phase wieder auf, und es kommt zu einer weiteren Demineralisierung, während sie bei einer starken Verbindung dauerhaft bestehen bleibt [111].

Je nach verwendeten funktionellen Monomeren wird durch die jeweiligen speziellen Eigenschaften eine mehr oder weniger stabile Verbindung generiert [16,111]. So wird bei dem unten näher erläuterten funktionellen Monomer 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat [10-MDP] eine ausgeprägte chemische Verbindung mit der Zahnhartsubstanz vermutet [13,120,122]. Es wird angenommen, dass sich diese chemische Verbindung positiv auf den langfristigen Verbund auswirkt [13,79,111,118]. Im Rasterelektronenmikroskop wird diese chemische Verbindung mit dem Vorhandensein einer geordneten Schichtung der Kalziumionen und der Monomere dem sogenannten „Nano-Layering“ assoziiert.

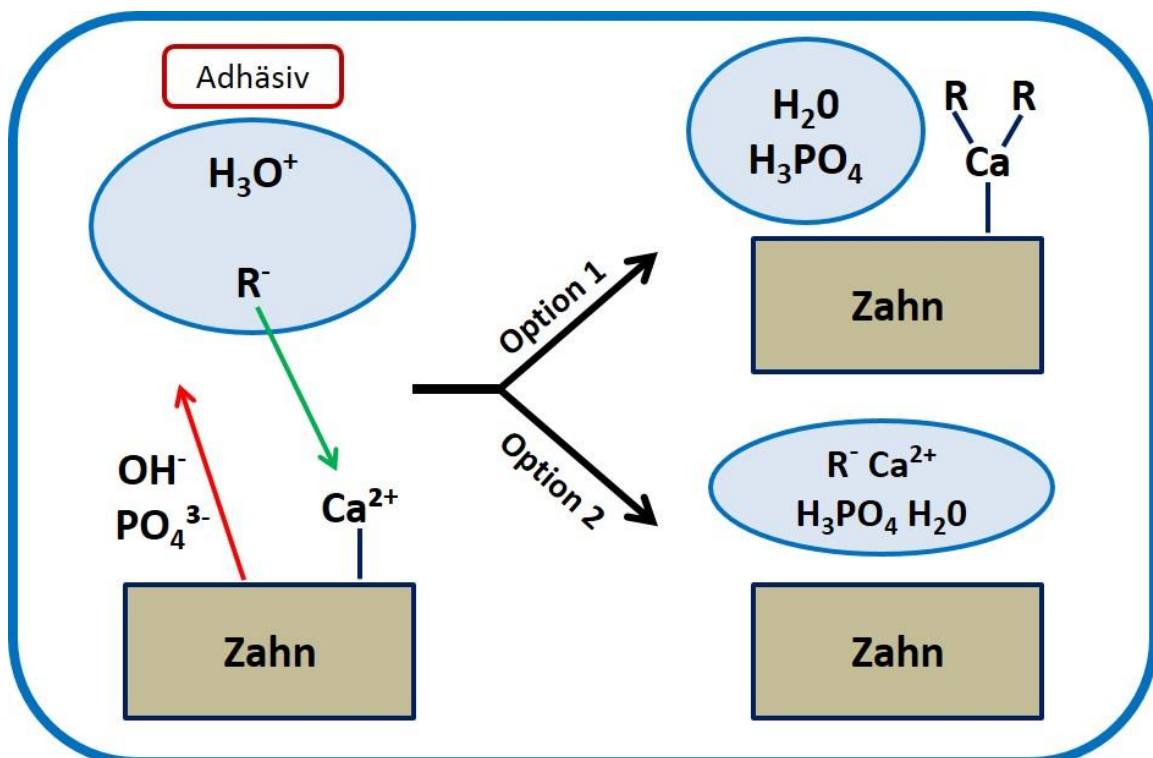


Abb. 1 AD-Modell, modifiziert nach van Meerbeek [111]

Bei der Option 1 des AD-Modells verbleibt immer eine Restschicht von Apatitkristallen um die Kollagenfibrillen [49,105]. Es wird davon ausgegangen, dass durch diesen Schutzüberzug von Kalziumkristallen eine verringerte Degradation der kollagenen Fasern durch Matrix-Metalloproteasen [MMP] stattfindet und ein langfristiger Halt der adhäsiven Restauration erreicht wird [16,61].

Entsprechend der Option 1 des AD-Modells kommt es bei den milden und ultramilden Adhäsiven zu einem chemischen Verbund zwischen den verbleibenden Hydroxylapatitkristallen und den funktionellen Monomeren [13,16,49,79]. Im Unterschied zu den ERA und den starken SEA bilden die milden und ultramilden Adhäsive keine, beziehungsweise nur rudimentäre Kunststoffzapfen aus [13,16,111]. Die sauren Eigenschaften der Monomere sind nicht ausgeprägt genug, um die Schmierpfropfen aus den Dentinkanälchen zu demineralisieren oder gar zu entfernen [40].

Vorteil dieser geringen Infiltration der Dentinkanälchen wird in dem geringeren Risiko einer postoperativen Überempfindlichkeit gesehen [16,49,51,111]. Die Dentinkanäle bleiben weiterhin verschlossen, und eine übermäßige Liquorbewegung wird vermieden [16]. Zugleich ist das Risiko einer Penetration von Adhäsivbestandteilen in das Dentinliquor und somit einer Irritation der Pulpa verringert [16,49].

Nachteilig ist der unzureichende Verbund vieler milden und ultramilden SEA am Zahnschmelz, sodass momentan ein selektives Ätzen des Schmelzes empfohlen wird, um den Verbund zu verbessern [22,74,92,103].

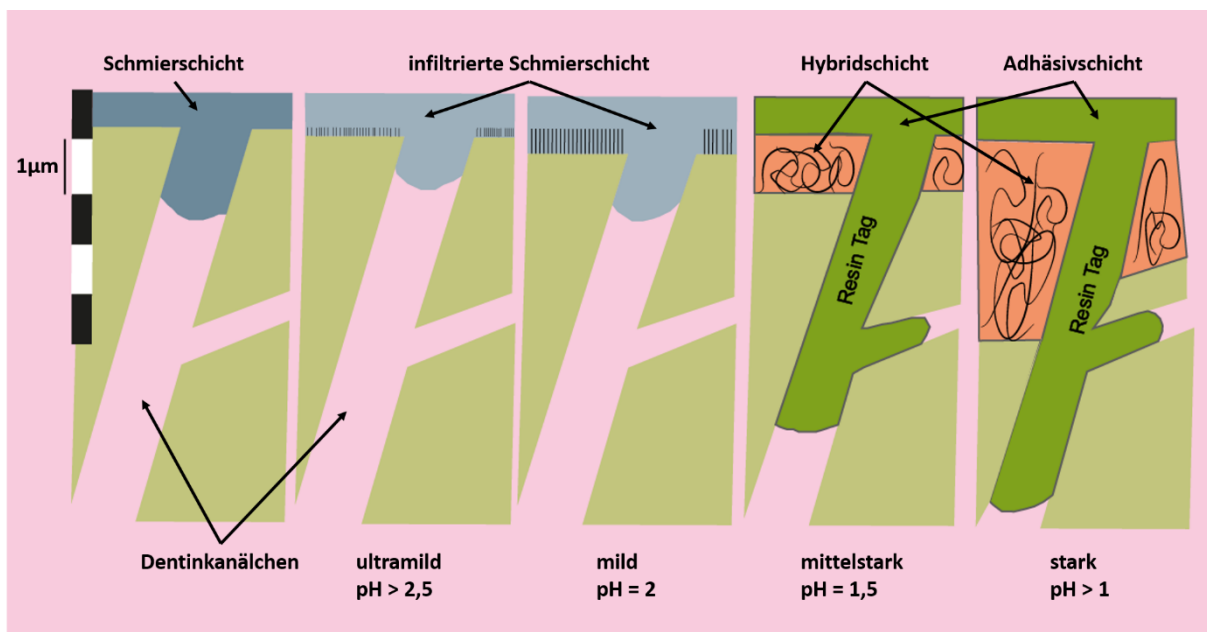


Abb. 2 Reaktion von Self-Etch Adhäsiv an Dentin abhängig vom pH-Wert, modifiziert nach van Meerbeek [111]

Des Weiteren kann eine zu geringe Säurekapazität des Adhäsivs bei einer dicken Schmierschicht negative Auswirkungen haben [16,40]. Um eine adäquate Verbindung zu ermöglichen, muss die unter der Schmierschicht liegende Zahnhartsubstanz konditioniert und penetriert werden [24]. Ist die Schmierschicht jedoch so dick, dass die Säurekapazität des Adhäsivs nicht ausreicht, um durch diese hindurch zu penetrieren, ist der Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin geschwächt [16,40].

Die mittelstarken Systeme mit einem pH-Wert zwischen 1-2 variieren in ihren Eigenschaften stark. Je nach Zusammensetzung hinsichtlich des funktionellen Monomers, des Lösungsmittels und des genauen pH-Wertes können die einzelnen Adhäsive, in Bezug auf die Demineralisation und die anschließende Hybridschicht, stark voneinander variieren [79,111]. Je nach Ausrichtung des Herstellers können die mittelstarken Adhäsive somit mehr in die Richtung eines starken oder mehr in die Richtung eines milden Adhäsivs tendieren und in ihren Eigenschaften sich entsprechend verhalten [79].

Bei den AIOA besteht die zusätzliche Schwierigkeit, die unterschiedlichen Bestandteile dauerhaft in einer Flasche zu lagern, ohne dass diese vorzeitig miteinander reagieren [49]. So bestehen die meisten Adhäsive aus Acrylaten und Methacrylaten. Deren Estergruppen neigen vor allem im sauren Milieu zur Hydrolyse und können durch die Bildung von Methacrylsäuren den pH-Wert unkontrolliert erniedrigen und somit die austarierte Demineralisation mit gleichzeitiger Penetration negativ beeinflussen [51]. Dieses Verhalten wird in der Literatur als „in shelf degradation“ bezeichnet und ist speziell ein Problem der wasserbasierenden Adhäsive, wie sie oft bei AIOA vorkommen [111].

Konzeptionsbedingt ist Wasser bei fast allen SEA essentiell, da sonst eine Demineralisation des Substrates nicht stattfinden kann [24,49,105,111]. Daher wird für die AIOA an Amid-gebundene Monomeren gearbeitet, um sie hydrolysebeständiger zu machen [16,49]. Bei den 2-Schritt SEA wird diese Problematik durch die Aufteilung in einen wasserhaltigen Primer und ein wasserfreies Bonding umgangen [16,49]. Die beschriebene in shelf degradation ist dadurch kein Problem der 2-Schritt SEA [111].

Bedeutung des Lösungsmittels für SEA

Die Bedeutung des verwendeten Lösungsmittels darf nicht unterschätzt werden [24,59]. In jedem SEA muss Wasser vorhanden sein, um den sauren Monomeren die Möglichkeit zu geben, in eine ionisierte Form überzugehen [35,52,105]. Gleichzeitig

dient es als Medium für die Diffusion der demineralisierten Dentinbestandteile und ermöglicht erst die Verbindung zum hydrophilen Dentin [16,24].

Allerdings muss die Adhäsivschicht vor der Polymerisation durch Evaporation vom Wasser befreit werden. Dies gelingt jedoch nie vollständig, und es bleibt immer eine gewisse Menge an Wasser in der ausgehärteten Adhäsivschicht zurück [16,59]. Diese als Blister bezeichneten Wassereinschlüsse bilden eine Schwachstelle der Haftverbindung [13,16,104]. Zum einen wird durch die Wassereinschlüsse die zur Verfügung stehende Haftfläche verringert, zum anderen behindert Wasser das hydrophobe Adhäsiv bei der Polymerisation. Nach erfolgter Polymerisation kann es zudem durch die nun in der Adhäsivschicht vorhandenen hydrophilen Bereiche zu einem Zufluss von wasserhaltigem Dentinliquor kommen, wodurch diese Bereiche quellen und die Adhäsion abreißen können [52,59,111]. Bei der Benutzung von Adhäsiven mit speziellen hydrophilen Monomeren kann es außerdem zur Ausbildung eines HEMA-Hydrogel kommen (s. u.) [107].

Um die Menge an einpolymerisiertem Wasser möglichst gering zu halten, werden zumeist Aceton und Ethanol als Co-Lösungsmittel genutzt. Sie ermöglichen durch einen höheren Dampfdruck eine bessere Evaporation der Lösungsmittel [36,105]. Zudem gleichen sie die schlechten Lösungsmiteleigenschaften des Wassers in Bezug auf organische Bestandteile, zum Beispiel Monomere, aus [35,105]. Zusätzlich zur Beseitigung des im Adhäsiv vorhandenen Wassers wird auch der Dentinliquor verdrängt [36]. Dadurch wird ein hydrophober Raum geschaffen, in den die Monomere optimal einfließen können [62,63]. Nach der Evaporation der organischen Lösungsmittel werden die Monomere von den Kollagenfibrillen aufgesogen und sorgen für eine höhere Konzentration [36,59]. Dadurch wird eine enge mikromechanische Verankerung erreicht [30].

Ethanol ist wie Wasser ein polares Lösungsmittel und bildet entsprechend hydrogenbrückenartige Verbindungen mit den gelösten Stoffen [105]. Wenn Wasser und Ethanol gemischt werden, verbinden sie sich zu einem azeotropen Gemisch, durch welches das Wasser leichter evaporieren kann [51,105]. Ethanol hat jedoch den Nachteil, dass es nicht zusammen mit Carboxylsäuren genutzt werden sollte, da es je nach Reaktivität der Carboxylgruppe zu einer Veresterung kommen kann und das Monomer dadurch inaktiviert wird [105]. Daher wird Ethanol zumeist nicht in Verbindung mit dem funktionellen Monomer 4-Methacryloyloxyethyltrimellit-säureanhydrid [4-META] verwendet. So wird bei dem Adhäsiv Xeno V+ (Dentsply DeTrey, Konstanz) ein

Wasser-Ethanol-Gemisch zusammen mit einem speziellen funktionellen Methacrylat genutzt.

Aceton hingegen kann sowohl mit polaren als auch mit apolaren Substanzen reagieren [105]. Das macht es zusammen mit einem vierfach höheren Dampfdruck als Ethanol zu einem gern und häufig verwendeten Co-Lösungsmittel [59,105]. Allerdings kann seine hohe Flüchtigkeit auch zu einer verkürzten Haltbarkeit des Adhäsivs führen [36,105]. Um die Eigenschaften des Adhäsivs möglichst konstant zu halten, wird angeraten, acetonbasierende Adhäsive im Kühlschrank zu lagern [36]. Mit Wasser zusammen verbindet es sich ebenso zu einem azeotropen Gemisch und ermöglicht so ein sehr gutes Entfernen der Lösungsmittel aus der Adhäsivschicht [36,105]. Cho et al. zeigen dabei, dass bei einer Verringerung des Anteiles an Aceton höhere Haftwerte erzielt werden konnten [15]. Aceton wird häufig in Verbindung mit 4-META genutzt, beispielweise in iBond SE (Heraeus Kulzer, Hanau).

Die Eigenschaft, Flüssigkeiten zu verdrängen, ist auf Grund der vergrößerten Dentintubuli und der einhergehenden größeren Menge an Dentinliquor, gerade bei der Anwendung der Adhäsivtechnik in der ersten Dentition, ein nicht zu vernachlässigender Faktor.

Bedeutung hydrophiler Monomere in SEA

Hydrophile Monomere werden in der adhäsiven Restauration kontrovers gesehen [82,91]. Auf der einen Seite ermöglichen sie eine Annäherung des hydrophoben Adhäsivs an das hydrophile Dentin [105]. Diese Eigenschaft ist sehr wichtig, um eine Interaktion und Reaktion der beiden Substrate überhaupt zu ermöglichen [82,91]. Auf der anderen Seite bleiben hydrophile Monomere auch nach erfolgter Polymerisation hydrophil und können eine dauerhafte Schwachstelle in der Adhäsivschicht darstellen [33].

Ein hydrophiles Monomer, was oft genutzt wird, um eine bessere Verbindung zwischen dem hydrophilen Substrat und den hydrophoben funktionellen Monomeren zu ermöglichen, ist Hydroxyethylmethacrylat [HEMA] [13,16,91,109]. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl an anderen hydrophilen Monomeren (Hydroxyalkylmethacrylamid, Di-Hydroxyethylenmethacrylatphosphat, 2-Methacryloyloxyethylidihydrogenphosphat), die in ihren Grundeigenschaften gegenüber HEMA kaum variieren. Daher wird stellvertretend das am häufigsten genutzte hydrophile Monomer - HEMA - beschrieben [91].

HEMA fungiert als Promoter der Adhäsion [49,105]. Jedoch absorbiert es sowohl im nicht ausgehärteten, als auch im ausgehärteten Zustand Wasser [13,37,49,82,91,105]. Es liegt der Verdacht nahe, dass auf HEMA basierende Adhäsive anfälliger für Quellen und Verfärbungen sind, sowie eine verringerte Langlebigkeit aufweisen [105,111]. Dabei gilt das HEMA-nutzende Adhäsiv Clearfil SE (Kuraray Medical, Tokyo Japan) als Goldstandard bei den SEA und das sowohl bei initialen als auch bei langfristigen Untersuchungen [52].

HEMA-Moleküle lagern sich aneinander an und bilden so in der polymerisierten Adhäsivschicht hydrophile Bereiche [16,87]. Wenn zudem Wasser innerhalb der Adhäsivschicht verbleibt, kann es sich zusammen mit dem HEMA zu einem HEMA-Hydrogel verbinden [16,37,107]. Das polymerisierte HEMA-Hydrogel kann als semipermeable Membran fungieren und durch Osmose zu einem Transfer von Wasser hin zur Adhäsiv-Komposit Verbindung führen [16,37,82,101]. Dies kann zu Tröpfchenbildung im Adhäsiv führen, was, wie schon beschrieben, als Blistering bezeichnet wird [16]. Zudem können durch zu viel Wasserabsorption die Monomere in einem Maße gelöst werden, dass schon die Polymerisation als solche verhindert wird [16,105].

Positiv sind hingegen die Lösungsmitelegenschaften, die dafür sorgen, dass hydrophobe und hydrophile Komponenten in einem Gemisch vermenget bleiben [16,104,107]. Das Problem der Phasenseparation und der dadurch verkürzten Haltbarkeit von AIOA (s. o.) soll durch die Zugabe von hydrophilen Monomeren verringert werden [13,104,105].

So wurde gezeigt, dass bei HEMA-freien Adhäsiven, sobald eine Evaporation des Lösungsmittels stattfindet, auch eine Phasenseparation beginnt [16,35,100,104,110]. Dadurch entstehen Tropfen, die im Gemisch nach oben wandern und nach der Polymerisation innerhalb der Adhäsivschicht eingeschlossen sind [13,100,104]. Analog zu den eingeschlossenen Wassertropfen stellen sie eine Schwachstelle im adhäsiven Verbund dar [13,16,104]. Zum einen verringern sie die Haftfläche, und zum anderen bilden sie hydrophile Bereiche in der hydrophoben Adhäsivschicht aus [35]. Zudem können sich diese Tropfen auch nach erfolgter Polymerisation der Umgebung weiter mit Wasser füllen und quellen, was einen negativen Einfluss auf den adhäsiven Verbund in diesem Bereich hat [107]. Die eigentlich negative Phasenseparation bedingt jedoch den Vorteil, dass durch Evaporation der Lösungsmittel sich das verbliebene Wasser in Tropfen abspaltet und durch ein verlängertes Verpüsten zu einem hohem Maße aus der Adhäsivschicht entfernt werden kann [13,16,35,104,111].

Um eine Phasenseparation durch den Zusatz von HEMA zu vermeiden, muss eine relative hohe Konzentration von HEMA zugesetzt werden mit den beschriebenen negativen Folgen [16,33,105].

Die Anwendung von HEMA beinhaltenden Adhäsiven sollte in der ersten Dentition mit Vorsicht betrachtet werden. Auf Grund der vergrößerten Dentintubuli erscheinen das Einfließen von HEMA in pulpanahe Bereiche möglich und die Gefahr einer zytotoxischen Wirkung erhöht [107].

Bedeutung funktioneller Monomere in SEA

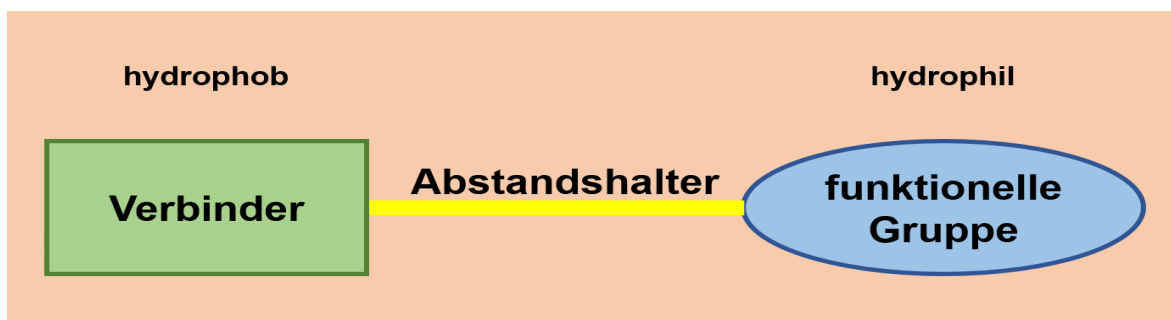


Abb. 3 funktionelles Monomer, modifiziert nach van Landuyt [105]

Den größten Einfluss auf die Eigenschaften der späteren Adhäsivschicht wird den funktionellen Monomeren zugeschrieben [13,49,51,111]. Sie sind verantwortlich für die spezifische Demineralisation und Penetration der Zahnhartsubstanz [13,51,111]. Hierbei ist ihre Hydrophilie ausschlaggebend dafür, wie gut es mit dem Substrat interagiert. Auch ist die spätere Ausformung der Adhäsivschicht und vor allem der Hybridschicht stark von den spezifischen Eigenschaften der verwendeten Monomere abhängig [49].

Der Grundaufbau der verwendeten funktionellen Monomere besteht aus einem „Verbinder“, der während der Polymerisation eine meist lineare Verbindung zu den umliegenden Monomeren ausbildet, einer „funktionellen Gruppe“, die für die spezifischen Eigenschaften des Monomeres verantwortlich ist und in Interaktion mit dem Substrat tritt, sowie einem „Abstandshalter“, der die beiden anderen voneinander distanziert (Abb. 3) [49,51,105].

Als Verbinder werden zumeist Acrylate oder Methacrylate genutzt [49,105]. Sie sind farb- und geschmacklos und weisen eine einfache Polymerisationsreaktion auf [105]. Reine Acrylate sind sehr reaktiv und sollen für Biokompatibilitätsprobleme und eine verkürzte Haltbarkeit verantwortlich sein [49,51,105]. Beide Gruppen sind wie

beschrieben, zudem anfällig für Hydrolyse, weshalb versucht wird, sie mit Amidgruppen zu verbinden, um sie vor Hydrolyseprozessen zu schützen [105].

Die Verbinderseite ist immer die hydrophobe Seite des funktionellen Monomers und muss entsprechend durch einen Platzhalter von der hydrophilen funktionellen Gruppe getrennt werden [49,105]. Zudem beeinflusst dieser Platzhalter durch seine Ausdehnung die Viskosität, die Flexibilität, die Polarität und entsprechend das Penetrationsvermögen sowie die Reaktivität des Monomers [49,51,105].

Die funktionelle Gruppe dient den verschiedenen Aufgaben des Monomers [105]. So kann es die Benetzung und Demineralisation verbessern, aber auch Fluoride freisetzen und antibakteriell wirken [49,105]. Die Hauptaufgabe ist jedoch die Verbesserung der Adhäsion durch die Hydrophilie dieser Gruppe [49,105]. Bei den beiden unten näher betrachteten Monomeren verbindet sich die Gruppe auch chemisch mit der Zahnhartsubstanz und bedingt somit eine zusätzliche Adhäsion zur mechanischen Verankerung [105].

4 4-Methacryloyloxyethyltrimellitsäureanhydrid

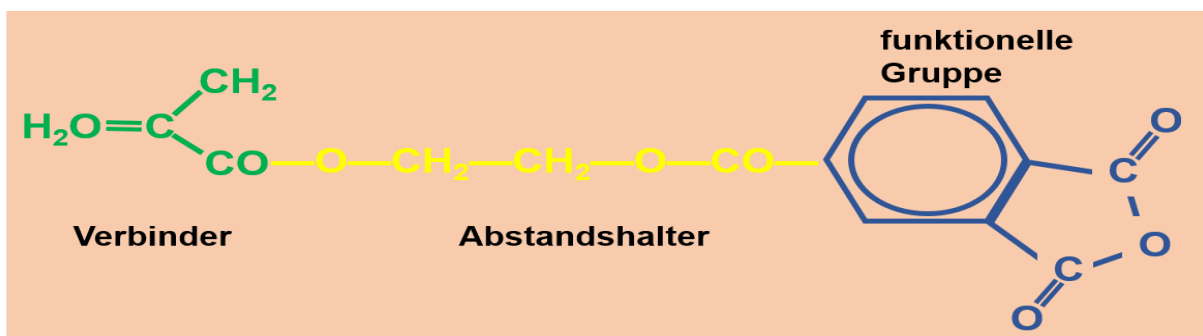


Abb. 4 4-META, modifiziert nach van Landuyt [105]

In den aktuellen SEA wird oft das funktionelle Monomer 4-META genutzt [13,51,105]. Es zeichnet sich durch seine Fähigkeit aus, das Zahnhartgewebe zu demineralisieren. Zusätzlich fungiert es als Adhäsionspromoter [105]. Es ist einfach zu synthetisieren und besitzt keinen Patentschutz mehr, was seine große Beliebtheit erklärt [105].

Ein Grund für die vorteilhaften Eigenschaften an Dentin kann die zumindest initial vorhandene kovalente Bindung zwischen dem Monomer und dem Kalziumbestandteilen des Zahnes sein [13,49,111,118]. Es wird aber angenommen, dass die gebildete Verbindung nicht von Dauer und bei weitem nicht so intensiv ist wie bei 10-MDP [13,16,105].

4-META darf allerdings nicht mit Ethanol als Lösungsmittel verwendet werden, da es zur Veresterung der Carboxylgruppe kommen kann, wodurch die Verbindungsstelle zum Substrat vorzeitig reagiert [105].

10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat

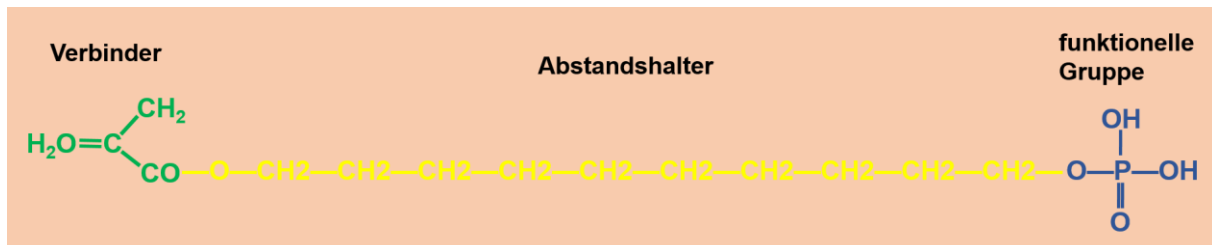


Abb. 5 10-MDP, modifiziert nach van Landuyt [105]

Als das funktionelle Monomer mit den vielversprechendsten Eigenschaften wird aktuell das von Kuraray (Osaka, Japan) patentierte 10-MDP erachtet [13,16,49,111]. Es verbindet eine gute Ätzwirkung mit einer relativ ausgeprägten Hydrolysestabilität, welche durch die geometrisch bedingte starke Polarität zustande kommt [105].

Durch einen verhältnismäßig großen Platzhalter sind die hydrophobe Verbinder-Gruppe und die hydrophile funktionelle Gruppe vergleichsweise weit voneinander entfernt, wodurch die starke Polarität ermöglicht wird [105]. Die Arbeitsgruppe um Yoshida et al. konnte eine starke und dauerhafte chemische Verbindung zwischen dem Monomer und dem Kalzium der Zahnhartsubstanz nachweisen [118]. Diese chemische Verbindung wurde als „Nanolayering“ in In-vitro Versuchen beschrieben [119]. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass sich die funktionelle Gruppe mit dem Kalzium der Hydroxylkristalle verbindet und im TEM eine charakteristische Schichtung aufweist [49,111].

Auf Grund der geringen Schmelzdicke ist die Dentinhaftung in der ersten Dentition von essentieller Bedeutung. Eine zusätzliche chemische Verbindung zur mikro-mechanischen Verankerung erscheint dabei vorteilhaft.

2.6. Prüfungsmethoden für Haftungsuntersuchungen

Durch die rapide Entwicklung von immer neuen Adhäsiven ist eine rein auf die klinische Erfahrung basierende Beurteilung nicht mehr ausreichend. Daher werden vermehrt In-vitro Untersuchungen durchgeführt, um die Adhäsive zu beurteilen [9,85].

Die Bestimmung der Haftkraft hat sich als Hauptkriterium etabliert, um eine qualitative Aussage über das Adhäsiv zu treffen [2,80].

Zur Bestimmung der Haftwerte sind schon Anfang der 90er Jahre der Zugversuch [TBS] und der Scherversuch [SBS] entwickelt worden, die eine standardisierte In-vitro Bestimmung der zu erwartenden klinischen Adhäsion von Adhäsiven ermöglichen [57,76]. Der größte Nachteil dieser Versuchsaufbauten sind die geringe Probenanzahl und der hohe Verbrauch an Zähnen zur Probenherstellung [2,57,85]. Durch die geringe Probenanzahl ist die Aussagekraft der so ermittelten Werte von nur geringer statistischer Signifikanz. Des Weiteren muss eine Klebefläche von ca. 5 mm² genutzt werden, wodurch eine kleine und damit genauere Probenherstellung und Probenbefestigung nicht möglich sind [2,54,80]. Dabei besteht eine logarithmische Verbindung zwischen der Verkleinerung der Adhäsivfläche und dem Anstieg der erzielten Haftwerte [76]. Eine Untersuchung unterschiedlicher Bereiche eines Zahnes gegeneinander ist nicht möglich [2]. Speziell bei Untersuchungen am Milchzahndentin können bei der Nutzung eines Zugversuches nur geringe Probenanzahlen erreicht werden, wodurch die einzelnen Haftwerte stark variieren. Dazu kommt die hohe Anzahl an kohäsiven Frakturen, die ein genaues Untersuchen der Adhäsivfläche verhindert [58]. Nachteilig bei SBS ist, dass die gemessenen Werte geringer als die eigentlich vorherrschenden Kräfte sind [17]. Dazu kommt, dass die initiale Kraft, die zum Versagen des Verbundes führt, eine Zugkraft ist [70,112]. Bei TBS ist im Vergleich zu SBS die Kraft, die die Adhäsivfläche angreift, zudem homogener und die gemessene näher an der tatsächlich gegebenen Kraft [9,112]. Vorteilhaft sind bei den Makroversuchen hingegen die einfache Durchführung und Probeherstellung sowie das geringe Equipment, das zur Ausführung des Versuches notwendig ist [9,85].

Die Einführung des Mikrozugversuchs [μ TBS] und des Mikroscherversuchs [μ SBS] ermöglichte eine weitaus höhere Probenanzahl und die Nutzung von kleinen Oberflächen [75,76]. Die zumeist genutzte Klebefläche beträgt dabei nur 1 mm² [54,80]. Aktuell wird der Mikrozugversuch auch aufgrund seiner Vielseitigkeit als Standardversuch für die qualitative Untersuchung an Adhäsiven gesehen [2,57,80]. Vorteilhaft sind die hohe Probenanzahl und die damit statistisch genauere Aussagekraft, die verringerte Abweichung der Haftwerte innerhalb einer Untersuchungsgruppe, die Möglichkeit, morphologische Besonderheiten sowie sehr kleine Ausschnitte zu untersuchen und die frakturierten Proben anschließend unter einem Rasterelektronenmikroskop zu begutachten [14,57,84,116]. Dabei ist auffällig, dass in Mikrozugversuchen zwei- bis dreifach höhere Haftwerte ermittelt werden als mit Zugversuchen bei einer gleichzeitig geringeren Standardabweichung [2,14,80]. Es wird

angenommen, dass es durch die verringerte Oberfläche zu einer verbesserten Kraftübertragung bei Belastung kommt. Dadurch sollen mehr Frakturen an der Klebefläche entstehen und weniger kohäsive innerhalb der Materialien [58,102]. Nachteilig sind bei μ TBS der hohe Laboraufwand, die technisch anspruchsvolle Durchführung und die Gefahr der Austrocknung der einzelnen Proben [2]. Zudem ist die Untersuchung von Haftwerten unter 5 MPa schwierig [57,58]. Bei der Nutzung des μ SBS ist die Wahrscheinlichkeit, dass Proben während der kürzeren und einfacheren Probeherstellung zu Bruch gehen, geringer als gegenüber dem μ TBS [2,84]. Nachteilig bei dem μ SBS ist jedoch die hohe Zugkraft, die initial die Fraktur einleitet, die ungleichmäßige Krafteinwirkung und die weitaus geringere gemessene Kraft gegenüber der tatsächlich anliegenden [17,112].

Bei der Untersuchung der Haftkraft von Adhäsiven am Milchzahndentin erscheint aus oben genannten Gründen der μ TBS als geeignetste Variante, auch wenn durch eine geringe Dentindicke die Handhabung erschwert wird.

3. Zielsetzung

Im Rahmen dieser Dissertation sollten aktuelle SEA hinsichtlich ihrer Eignung für die adhäsive Restauration am Milchgebiss im Vergleich zu einem klinisch bewährten Adhäsiv untersucht werden.

Dafür wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

- Es besteht kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen SEA und Prime & Bond NT am Milchzahndentin.
- Die Verwendung von SEA mit pH-Werten kleiner 2 hat keinen negativen Einfluss auf die Adhäsion am Milchzahndentin.
- Die Verwendung von 4-META und 10-MDP in SEA beeinflusst die Haftung am Dentin der ersten Dentition nicht.
- Die Lösungsmittelkonzentration (Ethanol/Wasser und Aceton/Wasser) beeinflusst die Adhäsion am Milchzahndentin nicht.

4. Material und Methode

4.1 Materialien

Zähne

Mit dem Einverständnis der Ethikkommission des medizinischen Fachbereiches der Justus Liebig Universität Gießen (AZ 143/09) wurden insgesamt 71 extrahierte Milchzähne für die Dissertation verwendet. Dabei wurden für die Erstellung und die Kalibrierung des Versuchdesigns zehn Milchzähne benutzt. Die Testung der Adhäsive wurde mit 51 Zähnen durchgeführt, und für eine rasterelektronenmikroskopische Darstellung wurden weitere zehn Zähne genutzt.

Ein- und Ausschlusskriterien

Die Zähne wurden entsprechend der folgenden Ein- und Ausschlusskriterien ausgewählt und randomisiert in zehn Gruppen aufgeteilt. Dabei wurde darauf geachtet, möglichst homogene Gruppen mit einer zu erwartenden Probenanzahl von über 60 zu erzielen.

Einschlusskriterien waren:

- eine nach Exkavation kariesfreie Dentinfläche und
- eine zur Probenherstellung ausreichende Größe.

Ausschlusskriterien waren:

- eine mehr als zwei Drittel große kariöse Destruktion des Zahnes und
- eine zu geringe Dentinfläche und Dentindicke.

Adhäsive

Es wurden insgesamt zehn verschiedene Adhäsive benutzt. Dabei handelt es sich um sieben 1-Schritt und zwei 2-Schritt SEA sowie einem 1-Schritt ERA. Alle Materialien wurden entsprechend der Herstellerangaben gelagert. Die Inhaltsstoffe und Verarbeitungsprotokolle der Adhäsive sind in der Tabelle 3 (S. 24) zusammengefasst.

Adhäsiv	System	Zusammensetzung	pH-Wert	Anwendung	Charge
iBond SE [IB] Heraeus Kulzer GmbH Hanau	1-Schritt Self-Etch	4-META, UDMA, Aceton, Wasser Siliziumdioxid, CQ, tert. aromat. Amin, Di- tert.-Butylhydrochinon, BHT, Celluloseester- derivat	1,75	a, f, i, k	010501
XenoV+ [XEV] Dentsply DeTrey GmbH Konstanz	1-Schritt Self-Etch	funktionalisiertes MA, Ethanol, Wasser	1,28	a, f, i, j	1103001314
G-Bond [GB] GC Corporation Kyoto Japan	1-Schritt Self-Etch	4-META, UDMA, Glutaraldehyde, Aceton, Wasser, Photoinitiator, Stabilisator	2,0	a, c, h, j	1002051
Gaenial Bond [GaB] GC Corporation Kyoto Japan	1-Schritt Self-Etch	4-META, Phosphor-Ester-MA, Aceton, Wasser, Di-MA, Füllstoffe, Initiatoren	1,5	a, c, h, j	1012161
Beautibond [BB] Shofu Dental Corporation Kyoto Japan	1-Schritt Self-Etch	4-META, 6-MHPAc, Bis-GMA, TEGDMA, Phosphorsäure-monomer, Carbonsäure- monomer, Aceton, Wasser	2,4	a, c, i, j	041173
AdheSE One F [AOF] Ivoclar Vivadent Ag Lichtenstein	1-Schritt Self-Etch	Bis-MADHP, HAMA Bisacrylamidderivat, Acrylamidoaminosäure, Acrylamidoalkylsulfonsäure, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren, Kaliumfluorid, Ethanol, Wasser	1,4	a, e, h, j	P37733
Adper Easy Bond [AEB] 3M ESPE St. Paul USA	1-Schritt Self-Etch	Bis-GMA, HEMA, 2-Dimethylaminoethyl-MA, Ethanol, Wasser	2,4	a, e, g, j	448361
Clearfil SE [CISE] Kuraray Medical Inc. Tokyo Japan	2-Schritt Self-Etch	Primer: 10-MDP, HEMA, Hydrophiles Dimethacrylat, dl-Camphorachinon, N,N- Diethanol-p-Toluidin, Wasser Bonding: 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, Hydrophiles Dimethacrylat, dl- Camphorachinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Kolloides Siliziumoxyd	2,0	a, Primer: e, g, Bond: c, g, j	041878
Optibond XTR [OpXTR] Kerr Corporation Orange USA	2-Schritt Self-Etch	Primer: HEMA & Aceton/Ethanol Bonding: HEMA & Ethanol	1,6	a, Primer: e, f, Bond: d, i, j	3584301 3589103
Prime&Bond NT [PBNT] Dentsply DeTrey GmbH Konstanz	Einflaschen- adhäsiv	Di-/Tri-MA-Harze, funktionalisiertes amorphes Siliziumdioxid, PENTA, Aceton, Photoinitiatoren, Stabilisatoren, Cetylaminhydrofluorid	2,1	b, f, g, k	1008000652

Tab. 3 Auflistung der Adhäsive

Anwendungsprotokoll:

a = trockene Oberfläche; b = feuchte Oberfläche; c = 10 s appliziert; d = 15 s appliziert;
e = 20 s appliziert; f = 20 s einmassiert; g = 5 s leicht pustet; h = 5 s stark verpustet;
i = 10 s mit ansteigender Intensität verpustet; j = 10 s polymerisiert; k = 20 s polymerisiert

Abkürzungen:

4-META = 4-Methacryloyloxyethyltrimellit-säureanhydrid, 10-MDP = 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat, HEMA = 2-Hydroxyethylmethacrylat, UDMA = Urethandimethacrylat, PENTA = Dipentaerythritolpentaacrylatmonophosphat, Bis-GMA = Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat, HAMA = Hydroxyalkylmethacrylamid, Bis-MADHP = Bismethacrylamidodihydrogenphosphat, 6-MHPA = 6-Methacryloyloxyhexylphosphonoacetat, CQ = Campherchinon, BHT = Butylhydroxytoluol, Di-MA = Dimethacrylat

Komposite

Für den okklusalen Kompositaufbau wurde zu Anfang der experimentellen Untersuchung Dyract Extra (Dentsply DeTrey, Konstanz) verwendet. Bei der Erarbeitung des Versuchdesigns wurde allerdings offensichtlich, dass die einwirkende Zugbelastung auf das Kompomer zu groß war und zu frühzeitigen kohäsiven Frakturen führte. Es wurde entsprechend durch das Hybridkomposit Filtek Z 250 (3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA) ersetzt.

Für einen eventuellen apikalen Aufbau sowie für die Probenbefestigung auf den Objektträgern wurde das fließfähige Kompomer Dyract Flow A2 (Dentsply DeTrey, Konstanz) benutzt.

Name & Hersteller	Hauptbestandteile	Farbe	Charge
Filtek Z 250 3M ESPE Dental Products, St. Paul, USA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, Zirkonium/Silizium-Füller	A3	N239041
Dyract eXtra Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz	UDMA, TCB Harz, TEGDMA, TMPTMA, Campherchinon, Siliziumdioxid, Fluorid	A2	10700861

Tab. 4 Auflistung des verwendeten Kompomers und Komposits

4.2 Methode

Lagerung

Die Zähne wurden nach der Extraktion für maximal vier Wochen bei maximal 24° C und vor direkter Sonneneinstrahlung geschützt in einer 0,5 % Chloramin-T-Lösung gelagert. Innerhalb dieser Zeit wurden Gewebereste und, falls vorhanden, Karies sowie offen liegendes Pulpagewebe entfernt. Dazu wurde ein Frontzahnscaler SH6/79 (Hu-Friedy, Chicago, USA) und ein Exkavator 2 mm Form 1 (Pluradent AG & Co KG, Offenbach) verwendet. Anschließend wurden die Zähne visuell auf einen ausreichenden Anteil an kariesfreiem Dentin geprüft und in destilliertem Wasser eingefroren bis zur Probenherstellung bei -18° C gelagert. Während der Probenherstellung und der Versuchsdurchführung wurden alle nicht verwendeten Zähne und Proben in destilliertem Wasser bei +4° C gelagert.

Kalibrierung mittels Referenzgruppe

Der Versuchsablauf wurde mit Hilfe der Referenzgruppe PBNT kalibriert. Das Adhäsiv PBNT wurde entsprechend der Herstellerangaben, jedoch ohne vorheriges Konditionieren der Zahnoberfläche mit Phosphorsäure, verwendet. Die Probenherstellung und die Zugversuchsdurchführung wurden modifiziert, bis eine Standardabweichung von höchstens 33 Prozent und eine durchschnittliche Haftkraft von mehr als 25 MPa erzielt wurden. Um die Vorgaben zu erreichen, musste zum einen das Zug-Druck-Prüfsystem TC-550 (Syndicat Ingenieurbüro, München) mit reibungsärmeren Lagern versehen werden, da der Anfahrpuls zu abrupt und mit einer zu großen Kaffeinwirkung geschah (μ TBS 1 zu μ TBS 2). Zudem musste das Material für den Kompositaufbau von einem Kompomer (Dyract Extra) zu einem Hybridkomposit (Filtek Z250) gewechselt werden, da bei den Gruppen mit Dyract Extra als Aufbaumaterial ein zu hoher Anteil an kohäsiven Frakturen im Kompomer auftrat.

Es wurde eine Gruppengröße von fünf bis sechs Zähnen festgelegt, was zu einer Probenanzahl von mindestens 71 Stäbchen pro Gruppe führte, um eine statistisch aussagekräftige Gruppengröße zu bekommen. Das erarbeitete Versuchsdesign wurde auf alle Gruppen angewandt und nachträglich nicht verändert.

4.2.1 Probenherstellung

Zur Probenherstellung wurden maximal zwei Zähne gleichzeitig aufgetaut und verarbeitet. Nach dem Auftauen der Zähne wurden diese erneut auf ihre Tauglichkeit kontrolliert. Dabei wurden mögliche Karies- und Pulpareste entfernt. Im Falle großflächig kariöser Zerstörung wurde der entsprechende Teil mit der Präzisionssäge Isomet 1000 Low Speed Saw (Buehler, Lake Bluff, USA) abgetrennt.

Danach wurde bei Seitenzähnen die okklusale Fläche, beziehungsweise bei Frontzähnen die Inzisal- oder Palatinafläche, mit dem Schleifgerät Grinder-Polisher Beta (Buehler, Lake Bluff, USA) und Buehler Met II P600 Siliziumkarbid Schleifpapier (Buehler, Lake Bluff, USA) unter ständiger Wasserkühlung abgetragen, bis eine ebene Dentinoberfläche frei lag. Anschließend wurde diese Fläche per Hand für weitere 60 s nass mit Buehler Met II P1200 Siliziumkarbid Schleifpapier bearbeitet, um eine standardisierte Schmierschicht zu bekommen. Im Falle einer zu geringen Restdicke an Zahnhartsubstanz wurde auf der apikalen Fläche das fließfähige Kompomer Dyract Extra Flow aufgetragen und für 40 s mit der Halogenlampe Degulux soft-start® (Degussa Dental, Hanau) ausgehärtet. Auf die mit einem Luftpüster getrocknete Dentinoberfläche wurde eins der zehn Adhäsive entsprechend der Herstellerangaben (Tab. 1, S. 24) appliziert. Die Aushärtung erfolgte mit der Polymerisationslampe Astralis 10 (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein). Beide Polymerisationslampen wurden nach ca. zehn Zähnen (zwei Gruppen) mit dem Testgerät Bluephase Meter (Ivoclar Vivadent) hinsichtlich ihrer Leistung untersucht, wobei eine Intensität von mindestens 1200 mW/cm² für die Astralis 10 und 800 mW/cm² für die Degulux soft-start® gegeben sein musste.

Auf diese vorbereitete Oberfläche wurde ein Kompositaufbau aus Filtek Z250 bis auf eine Gesamthöhe von ca. 5 mm aufgeschichtet. Die erste Schicht wurde mit dem Modellierinstrument CompoRoller (KerrHawe, Bioggio, Schweiz) appliziert, wobei darauf geachtet wurde, eine möglichst homogene und intakte Schicht von ca. 0,5 mm Dicke zu erzielen. Die nachfolgenden Schichten von ca. 1 mm Dicke wurden mit einem Heidemannspatel (Pluradent, Offenbach) aufgetragen. Jede Schicht wurde für 40 s mit der Polymerisationlampe Astralis 10 ausgehärtet.

Der Probenzahn wurde in destilliertem Wasser bei 37° C für 24 Stunden gelagert. Danach wurde er auf einen Metallobjekttträger mit Supradent Klebewachs (Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn) befestigt und mit der Kompositfläche in Richtung des 0,4 mm dicken Sägeblattes Isomet Wafering Blade Series 15LC (Buehler, Lake Bluff, USA) in der Isomet 1000 Low Speed Saw positioniert (Abb. 6).

In den Probenzahn wurde mehrfach im Abstand von 1 mm mit einer Umdrehungsgeschwindigkeit von 975 rpm und einem Vorschubgewicht von 75 g bis auf eine Restsubstanzstärke von ca. 1 mm eingesägt. Danach wurden der Probenzahn um 90° auf dem Objektträger gedreht und der Sägevorgang senkrecht zum vorherigen Durchgang wiederholt (Abb. 7, S. 29).

Die so entstandenen ca. 0,6 mm dicken und ca. 6 mm langen Dentin-Komposite-Stäbchen wurden von ihrer apikalen Verbundstelle mit einem Skalpell N015 (Feather Safety Razor Co.LTD, Osaka, Japan) gelöst. Die entstandenen Stäbchen wurden einer visuellen und messtechnischen Kontrolle (Schnelltaster Kroeplin, Schlüchtern) hinsichtlich der Ein- und Ausschlusskriterien unterzogen und bis zur weiteren Benutzung in destilliertem Wasser gelagert.

In Abbildung 8 (S. 30) ist zur Veranschaulichung der Probenherstellung diese schematisch dargestellt.

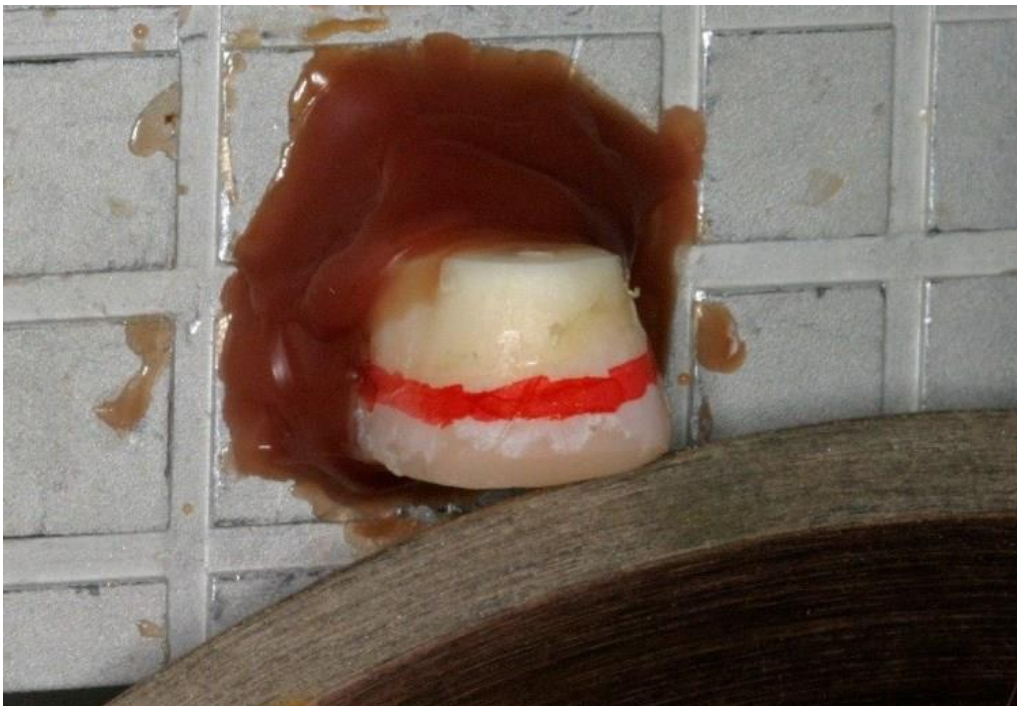


Abb. 6 Platzierung des Probenkörpers in der Isomet 1000, die rote Linie verdeutlicht den Übergang von Zahn zu Komposit

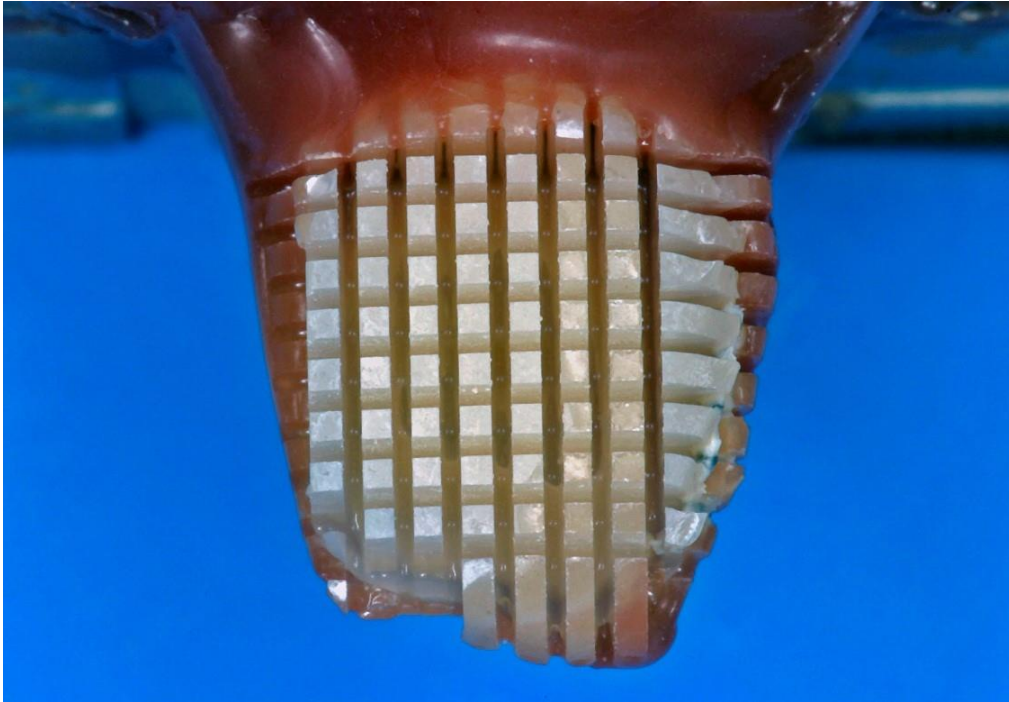


Abb. 7 Aufsicht auf den gesägten Probenkörper, die rechteckigen Stäbchen sind zu erkennen

Ein- und Ausschlusskriterien

Auf Grund der Sägeschnittführung und der morphologischen Beschaffenheit der Zähne wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien für die Proben bestimmt:

Einschlusskriterien waren:

- ein makroskopisch intakter Verbund zwischen Dentin und Komposit
- eine zum Befestigen ausreichende Substanzstärke beiderseits der Adhäsivfläche und
- Blasenfreiheit des Komposit im Bereich der Adhäsivfläche

Ausschlusskriterien waren:

- keine durchgehende Dentinschicht an der Adhäsivschicht
- eine Dentinschichtdicke geringer 500 μm
- eine nicht annähernd quadratische Adhäsivfläche von ca. 0,36 mm^2 ($\pm 0,06 \text{ mm}^2$) und
- kariöses Dentin

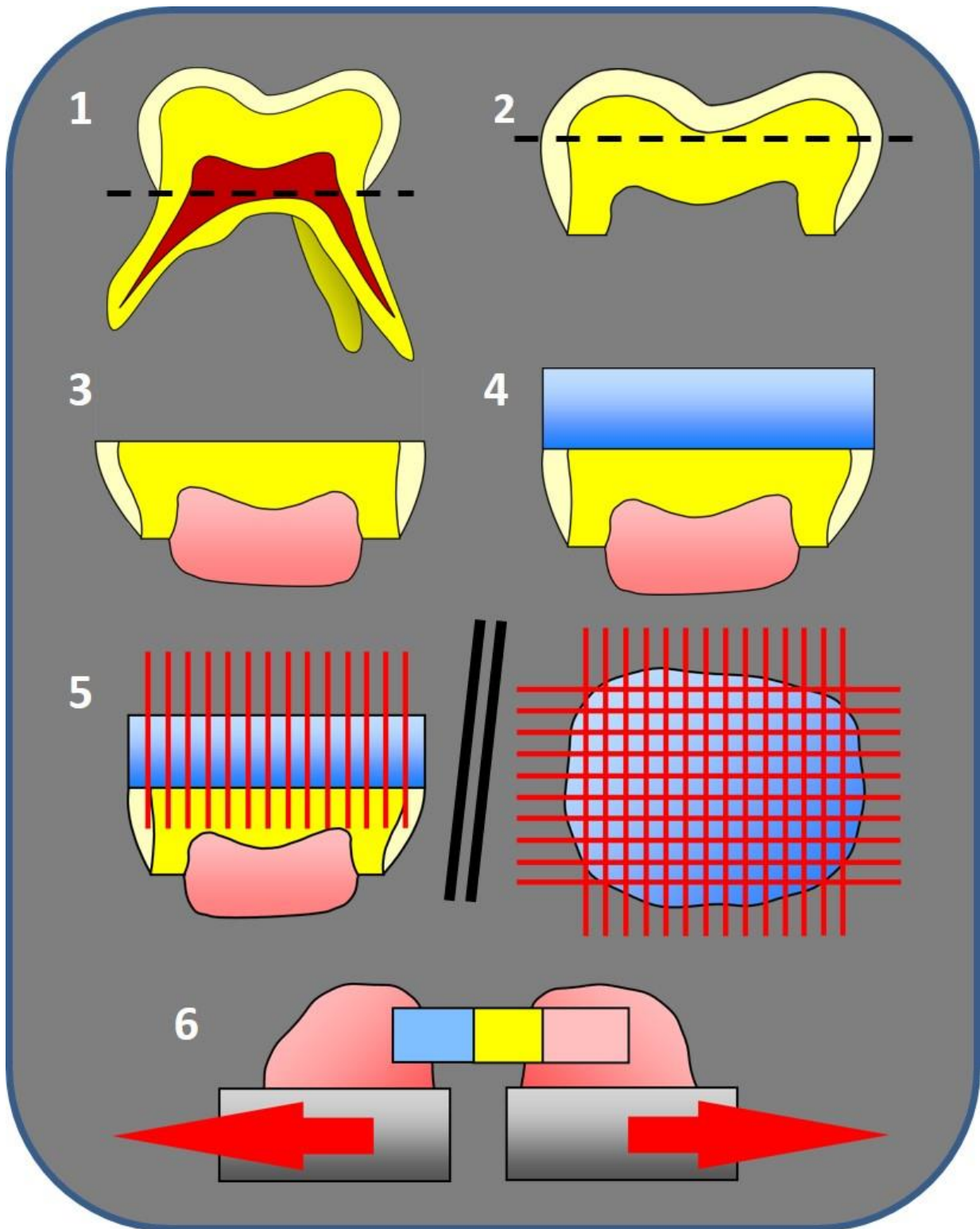


Abb. 8 Schematischer Ablauf der Probenherstellung

1. Abtrennen der Wurzel(n) etwas unterhalb des Zahnhalses
2. Abschleifen der Krone bis zum Dentin
3. Herstellung einer standardisierten Schmierschicht
4. Aufbringen des Adhäsivs und Errichten des Kompositaufbaus und ggf. apikaler Aufbau
5. Einsägen in den Probenkörper in 1 mm Abständen
6. Befestigen der Proben in der Prüfmaschine

4.2.2 Versuchsdurchführung

Die Proben wurden ca. zwei Minuten vor der Benutzung aus dem destillierten Wasser geholt und an der Luft getrocknet. Währenddessen wurden die Proben mit einem Schnelltaster (Kroeplin, Schlüchtern) an der Verbundstelle zwischen Dentin und Komposit ausgemessen, und die Fläche wurde digital festgehalten.

Anschließend wurde die Probe mittig auf zwei Objektträger in dem Zug-Druck-Prüfsystem TC-550 positioniert, sodass die Adhäsivfläche frei zwischen den Objektträgern lag. Die Probe wurde mit Dyract Flow auf den Objektträgern fixiert, welches anschließend für 40 s mit der Polymerisationslampe Degulux soft-start® ausgehärtet wurde.

Der Zugversuch wurde mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min, einer Bruchkrafteerkennung von 8 N, einer maximalen Bruchkraft von 40 N und einer Sensibilität von 20 % durchgeführt. Die generierten Haftwerte wurden in Newton gemessen und mit der TC-550 Zug-/Druck-Messsoftware Version 2.1.0.4558 (Certiga Engineering Solutions, Syndicad Dental Research, München) digital festgehalten sowie graphisch dargestellt. Anschließend wurden die Werte in Bezug zur jeweilig spezifischen Adhäsivfläche in MPa-Werte umgerechnet.



Abb. 9 Aufsicht auf eine frakturierte Probe nach Belastung

Frakturanalyse

Nach Beendigung des Zugversuches wurden die Frakturflächen unter vierfacher Vergrößerung beurteilt und bei unklaren Verhältnissen (Zuordnung der Frakturfläche zu einem Kriterium) unter dem Fluoreszenzmikroskop AZ 100 (Nikon, Tokyo, Japan) begutachtet und den folgenden Bruchtypen zugeordnet:

Frakturmodi	
1	Kohäsive Fraktur im Komposit
2	Adhäsive Fraktur
3	Kohäsive Fraktur in der Zahnhartsubstanz
4	Gemischte Fraktur in der Zahnhartsubstanz und im Adhäsiv
5	Gemischte Fraktur im Komposit und im Adhäsiv
6	Gemischte Fraktur im Komposit, in der Zahnhartsubstanz und im Adhäsiv

Bei Nutzung des Fluoreszenzmikroskops wurden die Bruchflächen von mindestens zwei Seiten begutachtet, mindestens einmal senkrecht zur Oberfläche. Beurteilt wurde mit eingeschaltetem Fluoreszenzlicht, bei einer dichroitischen Grenzwellenlänge von 506 nm und bei vierzigfacher Vergrößerung. Proben, die während der Herstellung frakturierten, wurden als Pre-Testing-Failures [PTF] in die Statistik aufgenommen und mit 0 MPa bewertet.

Des Weiteren wurden exemplarisch frakturierte Proben rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Dazu wurden die Proben auf Aluminiumprobenteller (Plano, Wetzlar) (Durchmesser des Tellers: 12,5 mm, Stiftlänge: 8 mm, Stiftdurchmesser: 3,2 mm) mit Leit-C nach Göcke (Plano, Wetzlar) aufgeklebt. Mit einem Sputter Coater SC 502 (Polaron, New Haven, England) wurden die Proben mit Gold in einer Schichtdicke von 50 nm bedampft und anschließend mit dem Rasterelektronenmikroskop Phenom World (Eindhoven, Niederland) beziehungsweise dem Amray 1610 Turbo (Ing.-Büro Peter Liebscher, Wetzlar) begutachtet.

Rasterelektronenmikroskopische Darstellung der Adhäsivfläche

Für jedes Adhäsiv wurde exemplarisch ein Zahn analog zur oben beschriebenen Probenherstellung vorbereitet und anschließend für eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung genutzt. Hierzu wurden die Proben in das

Kaltpolymerisat Technovit (Heraeus Kulzer, Wehrheim) eingebettet, sodass eine Verbindungsfläche zwischen Zahn und Komposit unbedeckt blieb. Diese Fläche wurde mit einer aufsteigenden Reihenfolge von Siliziumkarpid-Schleifpapier unter Wasserkühlung bearbeitet, um eine standardisierte Oberfläche zu erreichen (360-600-1200-2000 grit, Buehler, Grinder-Polisher Beta, Buehler).

Anschließend wurde die Probe für 20 min in 4 % NaOCl-Lösung (verdünnt aus 12 % NaOCl, Carl Roth GmbH, Karlsruhe) gelagert und nach Abspülen mit Aqua Dest. für weitere 30 s in 20 % HCl (verdünnt aus 37 % HCl, Sigma-Aldrich, Steinheim) gelegt. Nach einem weiteren Abspülen mit Aqua Dest. wurde mit einer aufsteigenden Ethanolreihe die Feuchtigkeit der Probe entzogen (60-70-80-90 % für je 20 min 100 % für 1 h). Abschließend wurde die Probe für 10 min in 1,1,1,3,3,3-Hexamethyldisilazane (Merk Schuchardt, Hohenbrunn) eingelegt, um eine möglichst vollständige Trocknung zu gewährleisten. Nachfolgend wurde die Probe analog zur Frakturanalyse auf einem Aluminiumteller befestigt und mit Gold besputtert. Begutachtet wurde mit dem REM Amray 1610 Turbo.

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS 15 (IBM, Armonk, USA) durchgeführt.

Eine Überprüfung der Normalverteilung innerhalb der einzelnen Gruppen wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test durchgeführt. Die Gruppen AOF und BB erwiesen sich dabei als nicht normal verteilt und wurden durch den Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) mit den restlichen Gruppen hinsichtlich ihrer mittleren Haftkraft verglichen. Die statistischen Unterschiede der Haftwerte bei den Gruppen mit Normalverteilung wurden mittels Oneway-ANOVA (mod. LSD, $p < 0,05$) ermittelt.

Die Frakturmodi der einzelnen Gruppen wurden wiederum mittels Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) auf signifikante Unterschiede überprüft. Dabei wurden die sechs Frakturmodi in zwei Obergruppen, kohäsive und adhäsive Fraktur, zusammengefasst. Dabei bilden die Frakturmodi 1,3,4 und 5 die kohäsive Fraktur und nur der Modus 2 die adhäsive Fraktur. Der Bruchmodus 6 wurde aus der statistischen Auswertung genommen. Zusätzlich wurden die PTF als weitere Möglichkeit mit in die Auswertung aufgenommen.

5. Ergebnisse

5.1 Kalibrierung

Im Verlauf der Kalibrierung und der Ermittlung des endgültigen Versuchsdesigns wurden die drei Versuchsgruppen DA, DN und FN gegen einander statistisch ausgewertet [Dyract Extra & μ TBS 1 = DA; Dyract Extra & μ TBS 2 = DN; Filtek Z250 & μ TBS 2 = FN]. Dabei waren alle Gruppen nach dem Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ($p > 0,05$) normal verteilt. Anschließend wurden die Haftwerte im Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, ($p < 0,05$) gegenübergestellt, wobei sich die einzelnen Gruppen jeweils signifikant voneinander unterschieden und eine Neuanfertigung der Referenzgruppe nötig wurde (Abb. 10). Mittels des Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) wurden signifikante Unterschiede bei den Frakturmodi dargestellt (Tab. 5, S. 35).

Die Gruppe DA erreichte mit einem Mittelwert von $23,4 \text{ MPa} \pm 7,5$ den insgesamt niedrigsten Wert. Nach Modifizierung des Zug-Druck-Prüfsystems TC550 mit reibungsärmeren Lagern wurde ein signifikant höherer Wert von $35,7 \text{ MPa} \pm 10$ ermittelt (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$) – Gruppe DN. Der höchste mittlere Haftwert von $40 \text{ MPa} \pm 13$ wurde mit neuen Lagern und dem Komposit Filtek Z 250 anstelle des zuvor verwendeten Kompomers Dyract Extra erzielt, – Gruppe FN. Bei keiner der drei Gruppen kam es zu einem PTF.

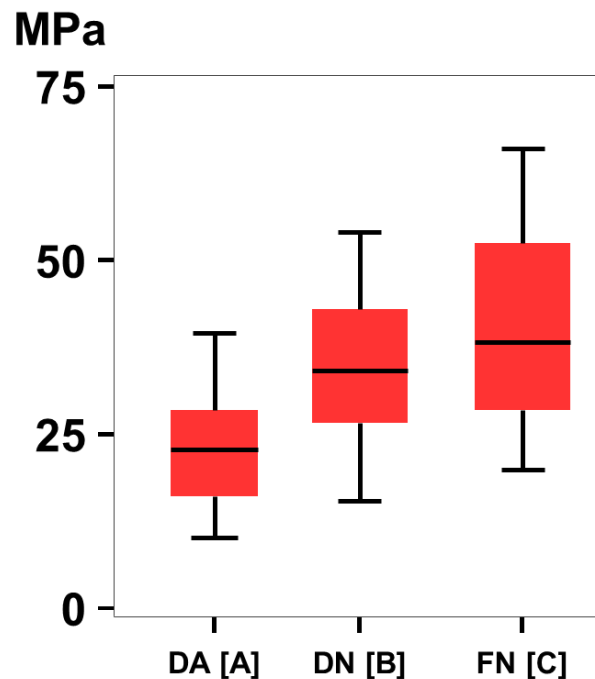


Abb. 10 Darstellung der Kalibrierungsgruppen im Boxplot; signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$).

Die Überarbeitung der Zug-Druckmaschine veränderte auch die prozentualen Anteile bei den Frakturmodi. Dabei verringerte sich der Anteil an adhäsiven Frakturen und der Anteil von kohäsiven Frakturen stieg. Auffällig waren die 29,6 % kohäsiven Frakturen im Kompomer bei der Gruppe DN, die auf unzureichende mechanische Eigenschaften des Kompomers hinwiesen und zu einer Veränderung des Versuchdesigns führten.

Die Gruppe FN weist gegenüber den anderen Gruppen (DA, DN) eine signifikant unterschiedliche Verteilung der Frakturmodi auf (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$) (Tab. 5, S. 35). Dabei erhöhte sich die Anzahl der adhäsiven Frakturen auf 94 %, und die Zahl der kohäsiven Frakturen verringerte sich auf 6 %, wobei der zuvor erhöhte Anteil an kohäsiven Frakturen im Kompomer (Gruppe DN) durch die Nutzung von dem Komposit Filtek Z 250 auf 1,2 % verringert werden konnte. Die Gruppe FN wurde anschließend als Referenzgruppe genutzt. Mit Ausnahme des zu untersuchenden Adhäsivs wurde das Versuchsdesign der Gruppe FN als Versuchsprotokoll eingesetzt.

Gruppe	DA	DN	FN
Probenanzahl N	75	81	83
Adhäsive Fraktur [%]	72 A	60,5 A	94 B
Kohäsive Fraktur [%]	28 a	39,5 a	6 b
Pre-Testing- Failure [%]	0	0	0

Tab. 5 Prozentuale Verteilung der Frakturmodi der drei Kalibrierungsgruppen; signifikante Unterschiede sind mit unterschiedlichen Buchstaben festgehalten (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

5.2 Self-Etch Adhäsive im Vergleich zur Referenzgruppe

Die statistische Auswertung ergab eine Normalverteilung aller Gruppen mit Ausnahme von BB und AOF (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest ($p > 0,05$)). Die Gruppen mit Normalverteilung wurden mittels Oneway-ANOVA-Test (mod. LSD, $p < 0,05$) und die Gruppen ohne Normalverteilung mittels Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) mit der Referenzgruppe PBNT verglichen.

In der Abbildung 11 (S. 37) sind die Haftwerte der einzelnen Versuchsgruppen dargestellt. Es ist dabei keine grundsätzliche Verbesserung der Haftwerte gegenüber der Referenzgruppe PBNT zu erkennen.

Einige 1-Schritt SEA (IB, GaB, BB, AEB) erreichten signifikant höhere Haftwerte, andere (XEV, AOF) signifikant schlechtere (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Einzig die Gruppe der 2-Schritt SEA (CISE, OpXTR) erreichte insgesamt signifikant höhere Haftwerte, wobei sie sich untereinander nicht unterschieden (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Nur die Gruppe GB zeigte keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Haftwerte gegenüber der Referenzgruppe PBNT (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$).

Insgesamt wurde im Vergleich zum klinisch bewährten PBNT ein hohes Haftniveau erreicht, welches bei allen Adhäsiven, mit Ausnahme von XEV und AOF, auf einen suffizienten adhäsiven Verbund schließen lässt. Dabei generierten die Adhäsive IB, GaB, CISE und OpXTR mit über 60 MPa die höchsten Mittelwerte und liegen damit 20 MPa über dem Mittelwert der Referenzgruppe (PBNT 40 MPa \pm 13). Der absolut höchste Einzelwert von 105 MPa wurde mit der Gruppe IB erreicht. Auffällig ist zudem die Standardabweichung von 100 % bei der Gruppe AOF.

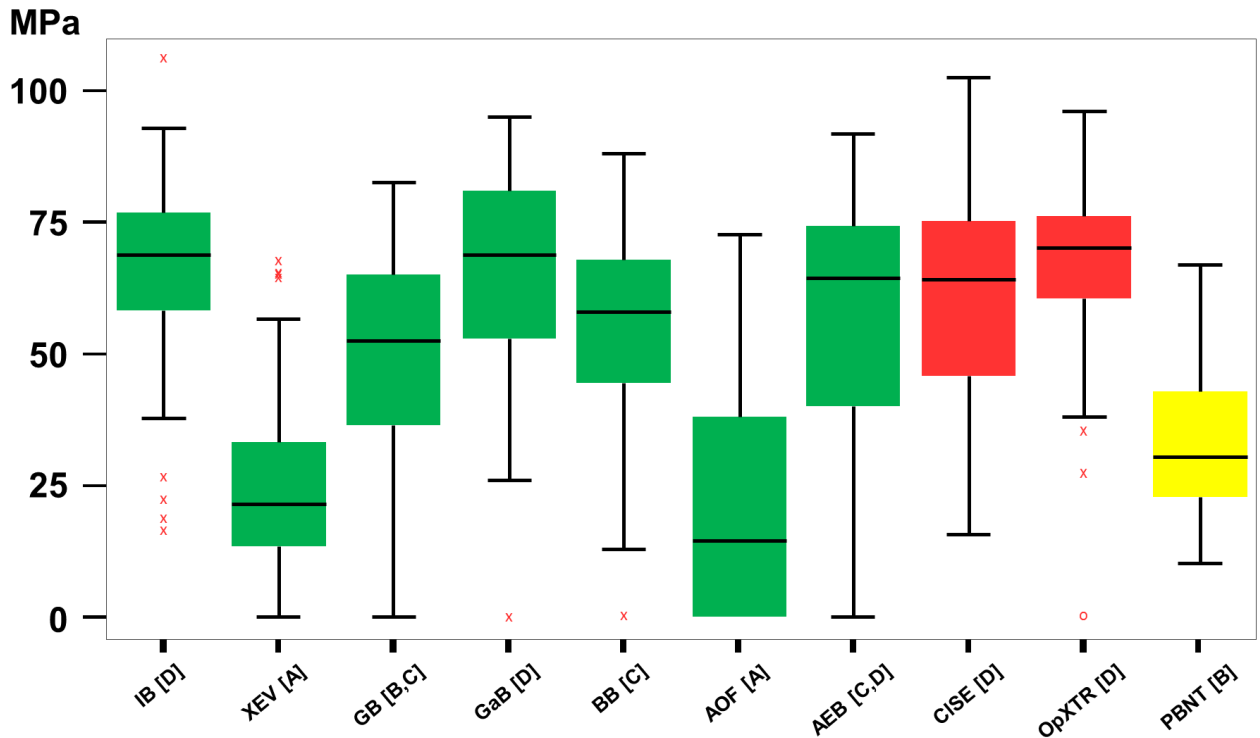


Abb. 11 Darstellung der Versuchsgruppen im Boxplot. Die Adhäsivklassen sind farbig voneinander getrennt. Grün = 1-Schritt SEA, Rot = 2-Schritt SEA, Gelb = Referenzgruppe. Signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Die Abbildung 16 (S. 40) zeigt die Verteilung der Frakturmodi innerhalb der einzelnen Versuchsgruppen sowie im Vergleich zu den anderen Versuchsgruppen. Auffällig sind der hohe Anteil der adhäsiven Frakturen bei der Referenzgruppe PBNT sowie der Anteil der kohäsiven Frakturen bei den 2-Schritt SEA. Die Gruppe AOF weist zudem mit fast 30 % einen sehr hohen Anteil an PTF auf, wohingegen nur die drei Gruppen IB, CISE und PBNT komplett ohne PTF blieben. Frakturen, die sowohl adhäsive als auch kohäsive Anteile hatten, wurden dem kohäsiven Anteil angerechnet (Abb. 12-15, S. 38-ff).

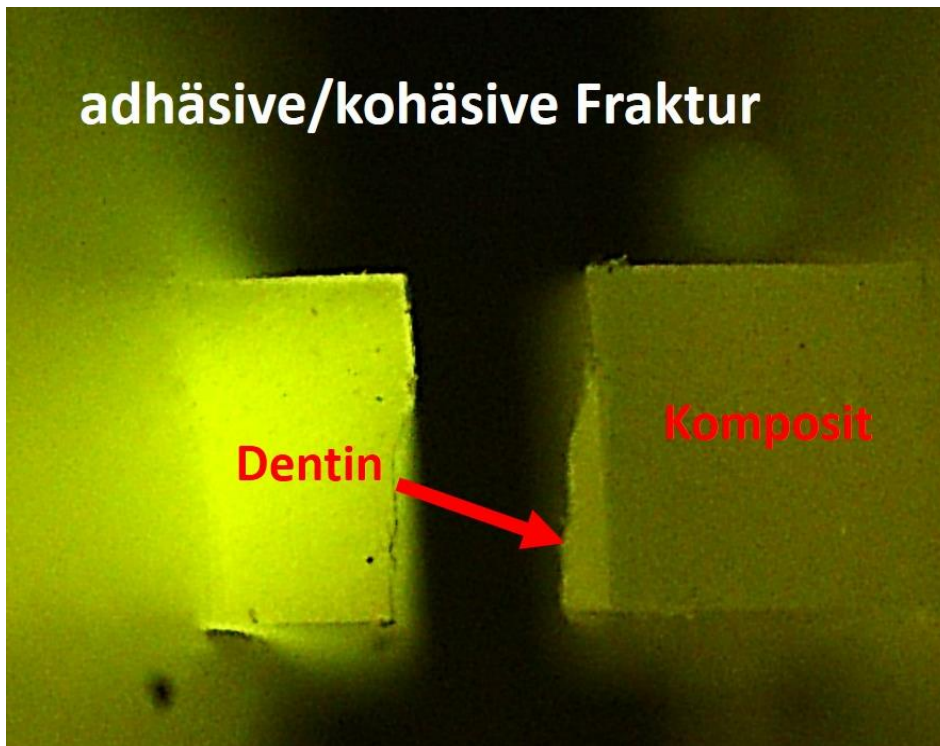


Abb. 12 Dargestellt ist eine Seitenansicht auf eine noch befestigte Probe nach Zugbelastung mit adhäsiv/kohäsiver Fraktur. An der Kompositfläche ist ein kleiner Rest von Dentin zu erkennen. Als Adhäsive wurde IB genutzt.

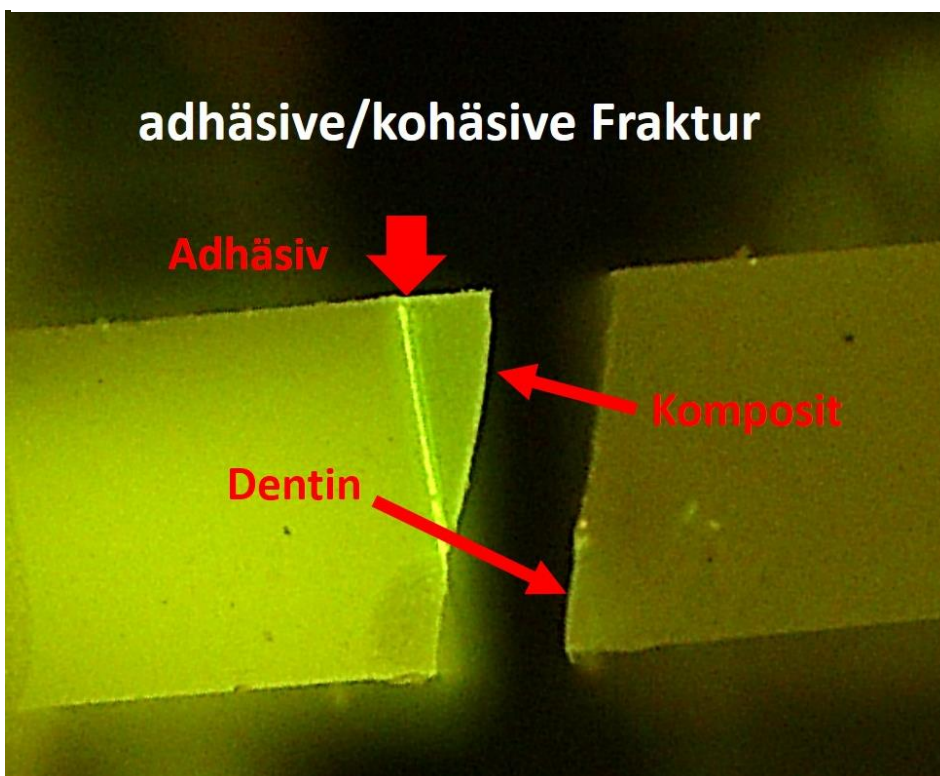


Abb. 13 Dargestellt ist eine Seitenansicht auf eine noch befestigte Probe nach Zugbelastung mit adhäsiv/kohäsiver Fraktur. Sowohl an der Kompositfläche ist ein kleiner Rest von Dentin zu erkennen als auch ein Stück Komposit an der Dentinfläche. Auffällig ist zudem die fluoreszierende Adhäsivschicht. Als Adhäsiv wurde IB genutzt.

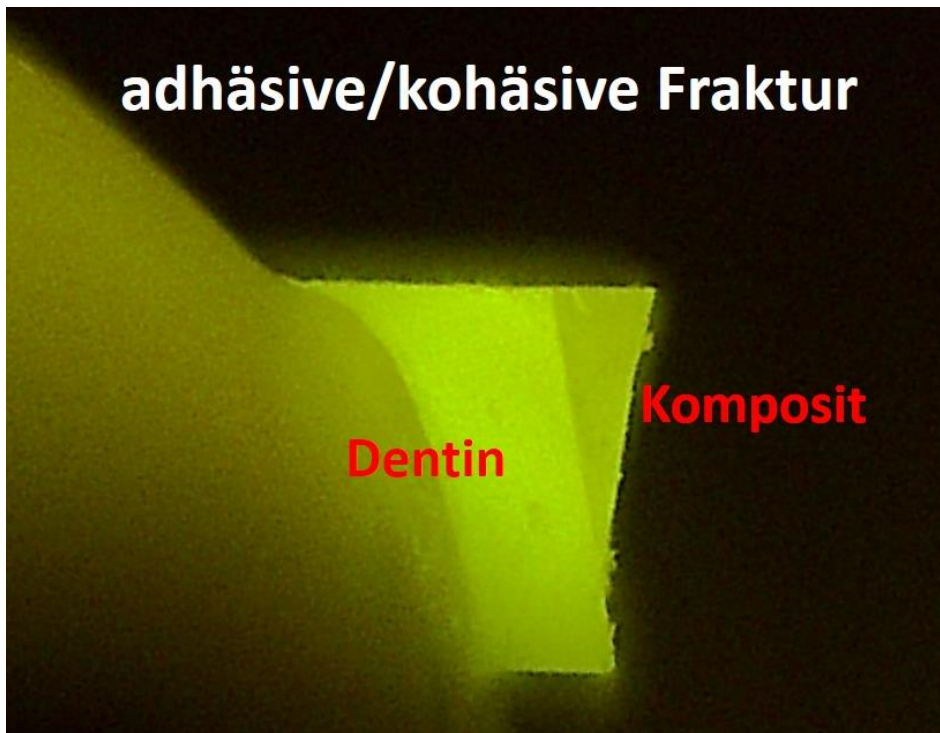


Abb. 14 Dargestellt ist eine Seitenansicht auf die Dentinhälfte einer auf Zug belasteten Probe mit adhäsiv/kohäsiver Fraktur. Ein Rest des Komposits ist noch mit dem Dentin verbunden. In Abbildung 15 ist die Probe in der Aufsicht gezeigt. Das verwendete Adhäsiv ist OpXTR.

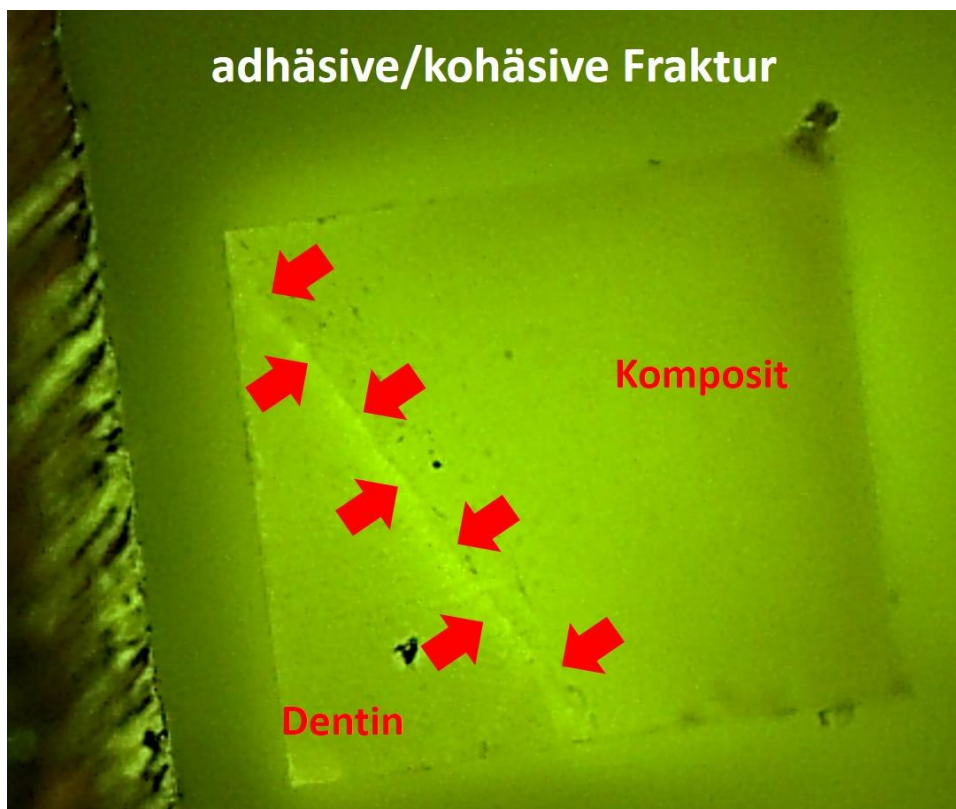


Abb. 15 Dargestellt ist eine Aufsicht auf die Stirnfläche der Dentinseite einer frakturierten Probe. Eine gemischt adhäsive und kohäsive Fraktur ist zu erkennen. Der Übergang zwischen Dentin und Komposit ist durch Pfeile verdeutlicht.

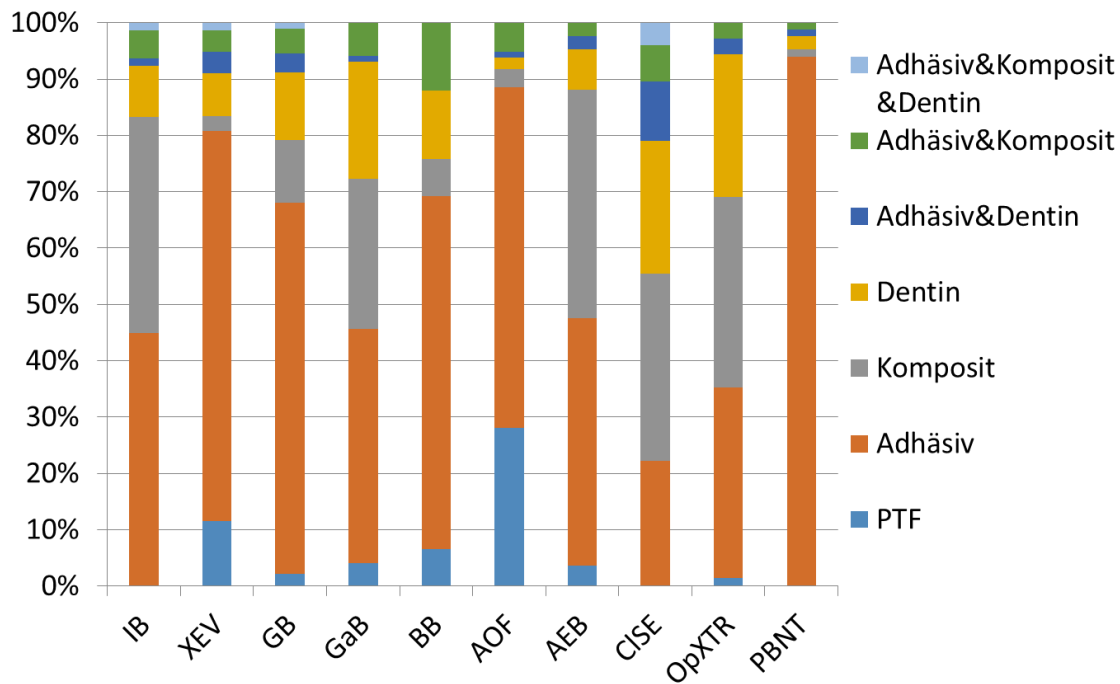


Abb. 16 Kumuliert prozentuale Darstellung der einzelnen Bruchmodi. Die kohäsiven Frakturen sind entsprechend der Legende aufgeschlüsselt.

Material	Max. MPa	Min. MPa	Min. - PTF MPa	Mittelwert MPa	Standardabweichung MPa	Standardabweichung %
IB	105,4	15,1	15,1	65,01	17,34	26,63
XEV	65,8	0	8,2	24,09	16,41	68,13
GB	81,7	0	11,9	48,81	19,91	40,78
GaB	94	0	25,6	63,44	21,09	33,24
BB	86,8	0	12,7	52,3	21,31	40,74
AOF	71,7	0	4,6	21,74	21,82	100,00
AEB	90,9	0	11,8	56,33	22,47	39,90
CISE	101,2	15,5	15,5	60,88	19,59	32,18
OpXTR	94,8	0	26,4	65,63	16,66	25,38
PBNT	66,1	19,9	19,9	40,43	13,34	33,00

Tab. 6 Numerische Auflistung der Haftungsergebnisse; die Adhäsivklassen sind farbig markiert: Grün = 1-Schritt SEA, Rot = 2-Schritt SEA, Gelb = Referenzgruppe

5.3. Vergleich von 1-Schritt Self-Etch zu 2-Schritt Self-Etch Adhäsiven

Im Vergleich der Adhäsivklassen wird der große Unterschied bei den 1-Schritt SEA deutlich. Die 2-Schritt SEA generierten konstant hohe Haftwerte. Die Adhäsive CISE und OpXTR konnten sowohl mit einem signifikant höheren Mittelwert von über 60 MPa, als auch mit einer geringen Standardabweichung von 32 % - CISE – respektive 25 % - OpXTR – gegenüber der Referenzgruppe (PBNT 40 MPa, 33 %), aufwarten (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Einige 1-Schritt SEA erreichten ähnliche Ergebnisse – IB, GaB, AEB – wobei die Mehrzahl der 1-Schritt SEA signifikant schlechtere Werte lieferte als die 2-Schritt SEA (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Negativ fielen dabei die Adhäsive XEV und AOF auf, die die niedrigsten Haftwerte von unter 25 MPa im Mittel generierten und zudem die höchsten Standardabweichungen aufwiesen (XEV = 68 %, AOF = 100 %). Die Haftwerte von GB und BB waren sowohl signifikant schlechter als die 2-Schritt SEA als auch signifikant besser als XEV und AOF (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

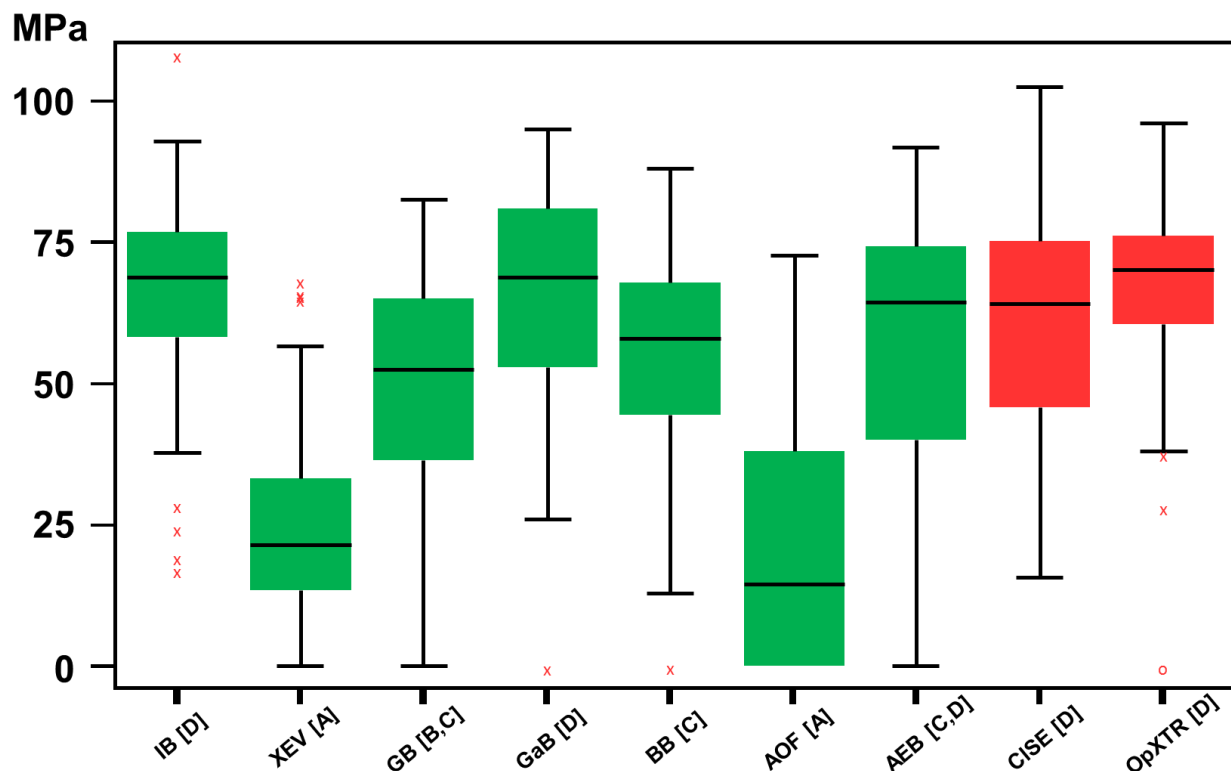


Abb. 17 Darstellung der Haftwerte der zwei untersuchten Adhäsivklassen im Boxplot; Grün = 1-Schritt SEA, Rot = 2-Schritt SEA; signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

In der Tabelle 7 sind Frakturmodi der zwei Adhäsivklassen festgehalten. Dabei ist auffällig, dass die 2-Schritt SEA den signifikant geringsten Anteil an adhäsiven Frakturen haben – CISE 23 %, OpXTR 34 % - und gleichzeitig den signifikant höchsten Anteil an kohäsiven Frakturen – CISE 77 %, OpXTR 65 % (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Bei den 1-Schritt SEA ist eine Dreiteilung auffällig. Die Adhäsive IB, GaB und AEB, die auch die höchsten Haftwerte in dieser Gruppe erreichten, haben zwar den signifikant niedrigsten Anteil an adhäsiven Frakturen – IB 45 %, GaB 42 %, AEB 44 % - aber auch den signifikant höchsten Anteil an kohäsiven Frakturen – IB 55 %, GaB 54 %, AEB 52 % (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Die Adhäsive XEV und AOF haben hingegen den signifikant höchsten Anteil an adhäsiven Frakturen – XEV 69 %, AOF 60 % - und den signifikant geringsten Anteil an kohäsiven Frakturen – XEV 19 %, AOF 12 % (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Bei AOF ist zudem der signifikant höchste Anteil an PTF auffällig – 28 % (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Das Adhäsiv BB zeigte dabei einen signifikant geringeren Anteil an kohäsiven und signifikant höheren Anteil an adhäsiven Frakturen als die 2-Schritt SEA, aber gleichzeitig einen signifikant höheren Anteil an kohäsiven und signifikant niedrigeren Anteil an adhäsiven Frakturen im Vergleich zu AOF (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Adhäsiv	IB	XEV	GB	GaB	BB	AOF	AEB	CISE	OpXTR
Probenanzahl [N]	78	78	91	101	91	96	84	75	71
adhäsive Fraktur [%]	44,9 c	69,2 b	65,9 c	41,6 c	62,6 b	60,4 b	44,0 c	22,7 d	33,8 c,d
kohäsive Fraktur [%]	55,1 G	19,3 H,I	30,7 H	54,4 G	30,8 H	11,5 I,J	52,4 G	77,3 F	64,8 F,G
Pre-Testing-Failure [%]	0,0 e	11,5 g	2,2 e,f	4,0 e,f,g	6,6 f,g	28,1 h	3,6 e,f,g	0,0 e	1,4 e,f

Tab. 7 Numerische Darstellung der Frakturmodi je Adhäsiv; Adhäsivklassen sind farblich getrennt: Grün = 1-Schritt SEA, Rot = 2-Schritt SEA; signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben angezeigt (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

5.4. Einfluss des pH-Wertes

In der Abbildung 18 (S. 44) sind die Haftwerte der untersuchten Adhäsive in Abhängigkeit zum jeweiligen pH-Wert aufgetragen. Dabei wurde der pH-Wert 2 als Referenzgröße gewählt (Tab. 2, S. 9). Auffällig ist das signifikant schlechte Abschneiden der beiden sehr sauren Adhäsive XEV (pH = 1,28) und AOF (pH = 1,4) (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Die Adhäsive mit einem pH Wert zwischen 1,5 und 2,0 (GaB, OpXTR, IB, CISE) generierten die signifikant höchsten Haftwerte (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Die beiden Adhäsive mit einem pH Wert von 2 erreichten signifikant unterschiedliche Mittelwerte – CISE = 61 MPa \pm 20; GB = 49 MPa \pm 20; (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Das Adhäsiv BB (pH = 2,4) war signifikant schlechter als die Spitzengruppe, wohingegen das andere sehr milde Adhäsiv AEB (pH = 2,4) weder zur Spitzengruppe noch zu BB einen signifikanten Unterschied aufwies (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Insgesamt erreichten Adhäsive mit einem pH-Wert größer 1,5 signifikant bessere Haftwerte als jene mit einem pH-Wert kleiner 1,5. Auffällig ist zudem das signifikant schlechtere Abschneiden von PBNT mit einem pH von 2,1 gegenüber seinen pH-Nachbarn CISE und BB (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

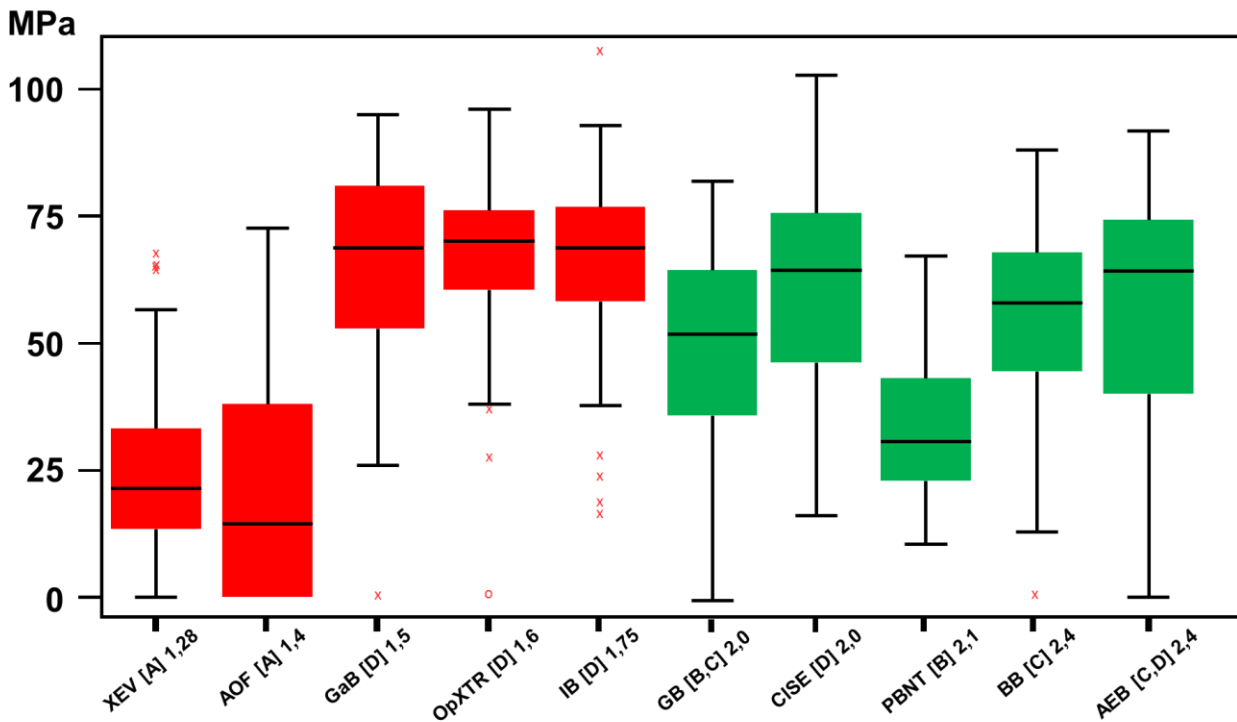


Abb. 18 Darstellung der Adhäsive in Bezug zum pH-Wert im Boxplot; pH-Wert aufsteigend von links nach rechts, farbliche Trennung bei pH 2, Rot < 2, Grün > 2; signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Die Frakturanalyse der Adhäsive in Abbildung 21 (S. 46) zeigt die Anteile der Frakturmodi je Adhäsiv. Die Adhäsive sind von links nach rechts angeordnet, beginnend mit dem niedrigsten pH-Wert. Auffällig ist der abfallende Anteil an adhäsiven Frakturen vom sauren XEV zum Adhäsiv CISE mit einem pH von 2 und dem anschließenden Wiederanstieg der adhäsiven Frakturen (Abb 19, S. 45). Die Anzahl an kohäsiven Frakturen verhält sich dem entgegengesetzt. Entsprechend bildet sich ein Maximum an kohäsiven Frakturen bei dem Adhäsiv CISE (pH = 2) aus (Abb. 20, S. 45). Auffällig ist zudem das vermehrte Auftreten von PTF bei sehr sauren und sehr milden Adhäsiven, wohingegen die Adhäsive mit einem pH-Wert um 2 keine oder wenige PTF aufweisen.

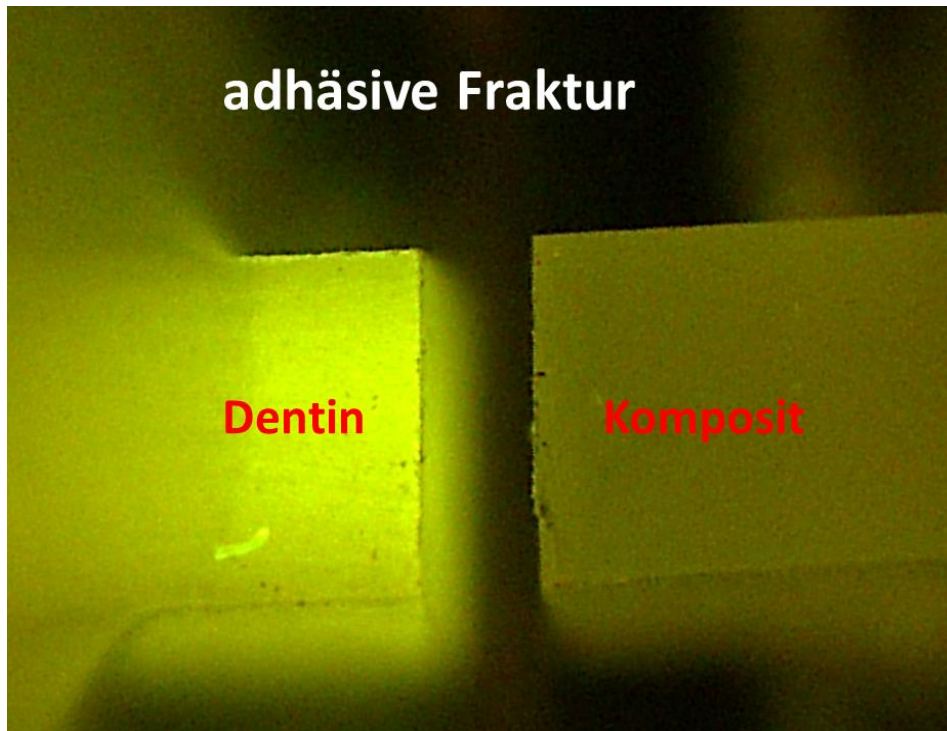


Abb. 19 Dargestellt ist die seitliche Aufsicht auf einen noch befestigten Probenkörper nach Zugbelastung bei einer adhäsiven Fraktur. Der Übergang von Komposit zu Dentin ist deutlich zu erkennen. Der Frakturspalt liegt ca. in der Mitte der Probe. Als Adhäsiv wurde XEV genutzt.

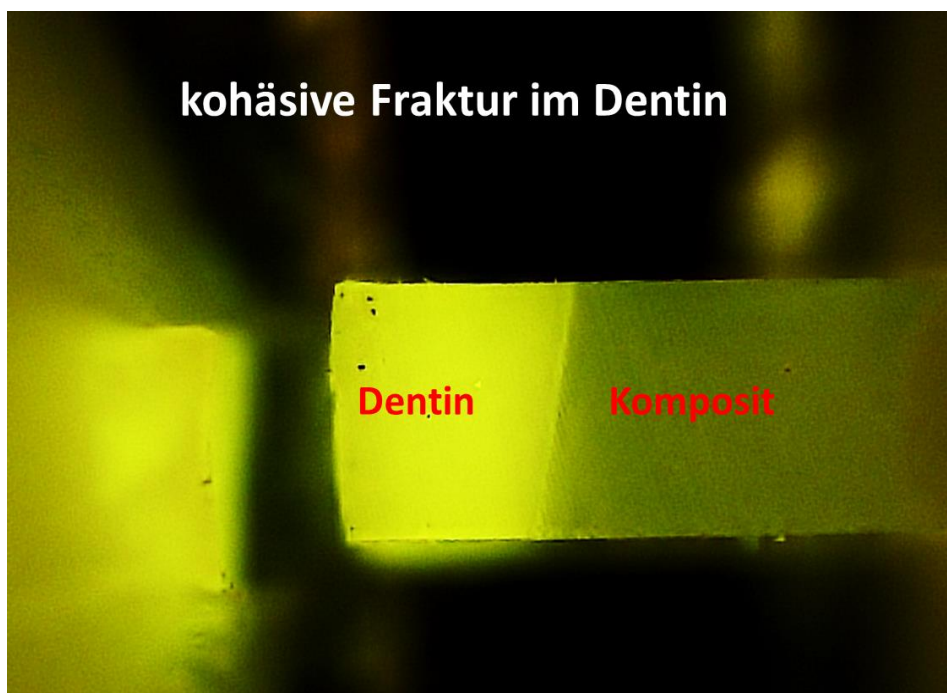


Abb. 20 Dargestellt ist eine seitliche Aufsicht auf einen noch befestigten Probenkörper nach Zugbelastung bei einer kohäsiven Fraktur durch das Dentin. Der Übergang von Komposit zu Dentin ist deutlich zu erkennen. Der Frakturspalt liegt im Bereich der Befestigung an der Dentinseite. Auffällig ist die nicht senkrecht zur Krafrichtung stehende Adhäsivfläche. Als Adhäsiv wurde hier CISE genutzt.

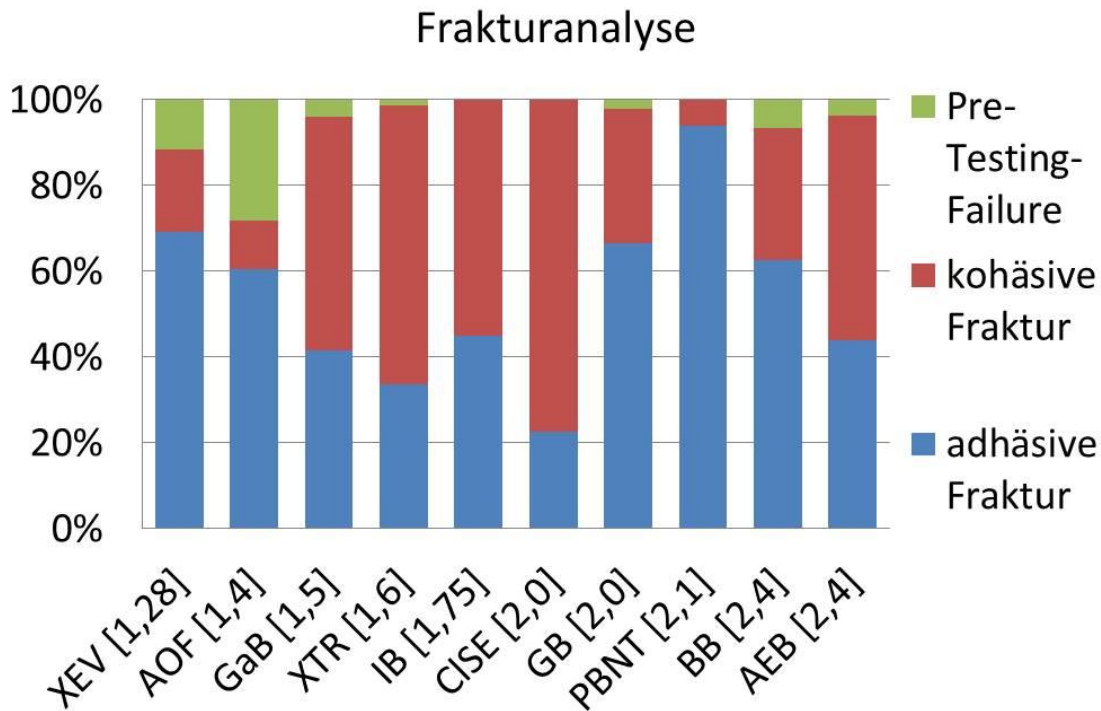


Abb. 21 Darstellung der Frakturmodi je Adhäsiv in Bezug zum pH-Wert, pH-Wert ansteigend von links nach rechts

5.5. Einfluss des funktionellen Monomeres

In der Abbildung 22 (S. 47) sind die Haftwerte der Adhäsive in Bezug zu ihrem funktionellen Monomer sortiert. Es wurden die Adhäsive, die 4-META oder 10-MDP nutzen, zusammengefasst und mit den Adhäsiven verglichen, die keins der beiden Monomere nutzen. Dabei fällt auf, dass bis auf die Adhäsive OpXTR und AEB die Adhäsive ohne eines dieser funktionellen Monomere signifikant schlechter abschnitten (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Demgegenüber steht OpXTR, welches den absolut höchsten Mittelwert generierte ohne die Nutzung eines der Monomere ($66 \text{ MPa} \pm 17$) (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Die Adhäsive mit 4-META oder 10-MDP erreichten tendenziell höhere Haftungswerte, wobei die drei Adhäsive IB, GaB und CISE die signifikant höchsten Haftwerte erreichten (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Auffällig ist auch hier das schlechte Abschneiden der Adhäsive XEV und AOF, die beide keins der aufgeführten funktionellen Monomere nutzen.

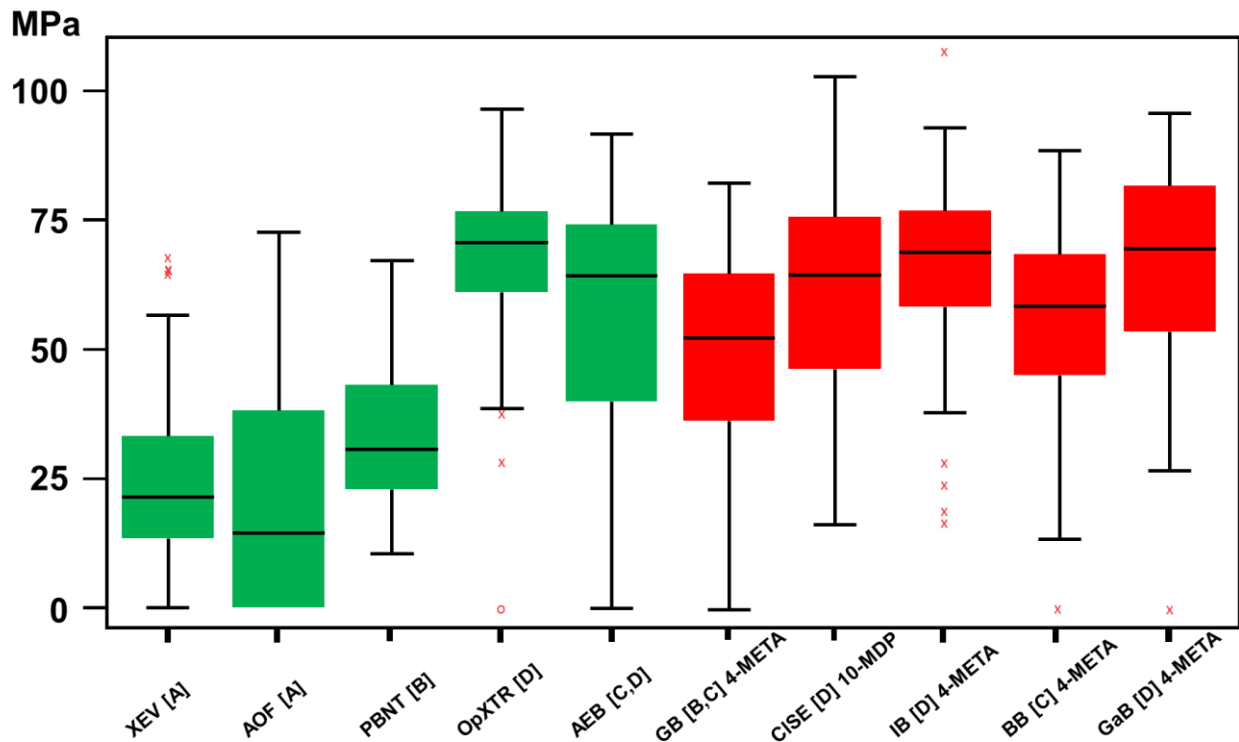


Abb. 22 Darstellung der Haftwerte in Bezug zur Verwendung des funktionellen Monomers im Boxplot. Dabei gilt: Rot = beinhaltet 4-META oder 10-MDP, Grün = beinhaltet kein 4-META oder 10-MDP. Signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Bei der Frakturanalyse der Gruppen in Bezug auf die Verwendung von 4-META oder 10-MDP konnte keine Regelmäßigkeit erkannt werden (Abb. 23, S. 48). Sowohl in den Gruppen mit diesen funktionellen Monomeren als auch in den Gruppen ohne war eine ausgeprägte Diversität bei der Verteilung der Frakturmodi zu betrachten. Einzig der hohe Anteil an PTF der beiden Adhäsive XEV und AOF, die ohne ein entsprechendes funktionelles Monomer sind, und der extrem hohe Anteil an kohäsiven Frakturen beim 10-MDP verwendenden CISE fallen auf (Abb. 24, S. 48).

Frakturanalyse

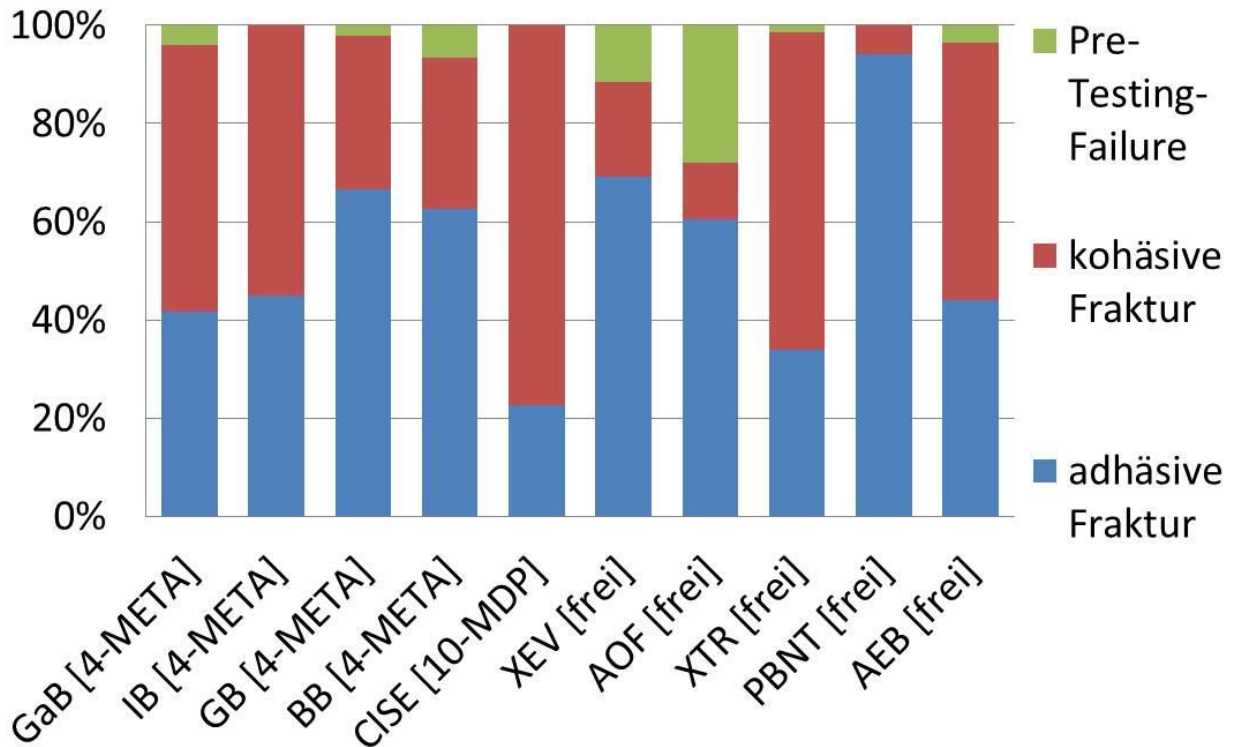


Abb. 23 Darstellung der Frakturmodi der einzelnen Adhäsive in Bezug auf die Verwendung von 4-META und 10-MDP

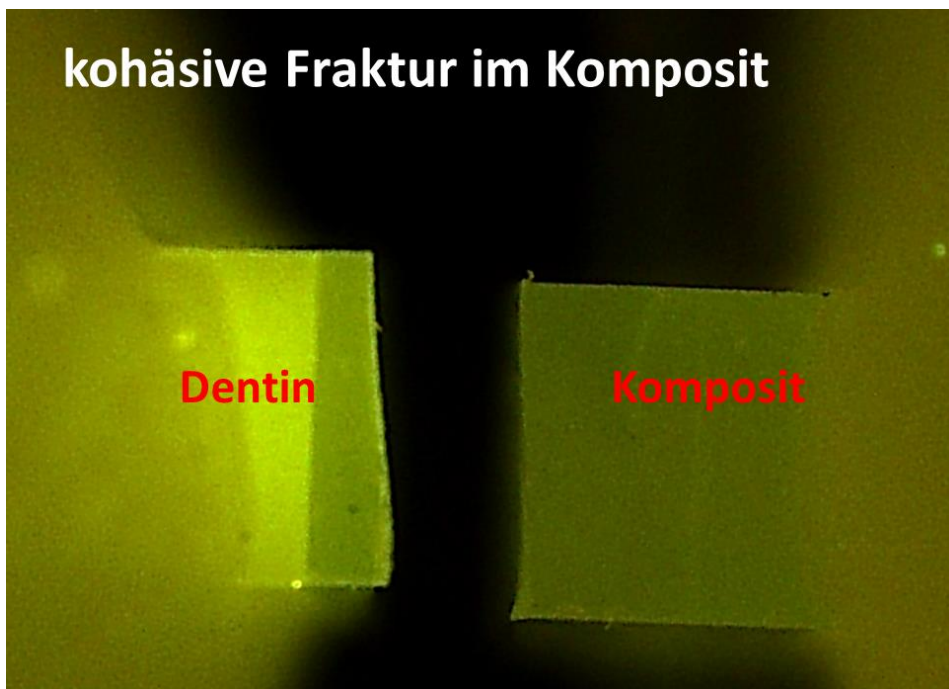


Abb. 24: Dargestellt ist die seitliche Aufsicht auf einen noch befestigten Probenkörper nach Zugbelastung bei einer kohäsiven Fraktur durch das Komposit. Als Adhäsiv wurde CISE verwendet. Der Übergang von Komposit zu Dentin ist deutlich zu erkennen. Der Frakturspalt liegt ca. in der Mitte der Probe. Der geringe Überstand an Dentin ist der geringen Schichtdicke geschuldet.

5.6 Einfluss des Lösungsmittels

Die Gruppe der 1-Schritt SEA wurde in Bezug auf das verwendete Lösungsmittelgemisch verglichen. Dazu wurden die Adhäsive in Gruppen mit dem Wasser-Aceton Gemisch und in Gruppen mit dem Wasser-Ethanol Gemisch geteilt. Alle Adhäsive, die Aceton als Lösungsmittel nutzten, generierten im Vergleich zur Referenzgruppe (PBNT = 40 MPa \pm 13) gleiche (GB = 49 MPa \pm 20) oder signifikant bessere Haftwerte (BB = 52 MPa \pm 21) IB = 65 MPa \pm 17; GaB = 63 MPa \pm 21) (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Bei den Adhäsiven mit Ethanol als Lösungsmittel erreichte AEB (56 MPa \pm 22) als einziges signifikant bessere Haftwerte als die Referenzgruppe und gleichwertige zu den acetonhaltigen 1-Schritt SEA (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Die beiden anderen ethanolhaltigen Adhäsive - XEV und AOF - generierten signifikant schlechtere Haftwerte sowohl im Vergleich zur Referenzgruppe als auch zu allen anderen 1-Schritt SEA (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

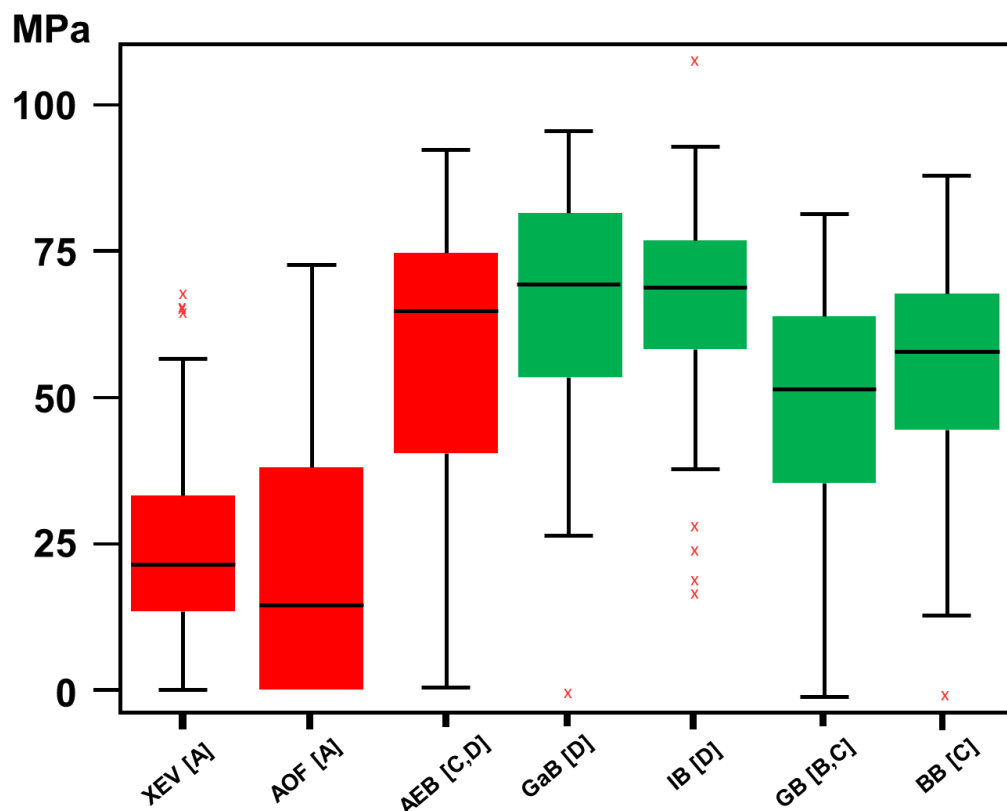


Abb. 25 Darstellung der Haftwerte der 1-Schritt SEA in Bezug auf das verwendete Lösungsmittelgemisch im Boxplot. Farbliche Trennung: Rot = Ethanol, Grün = Aceton. Signifikante Unterschiede sind mit Buchstaben gekennzeichnet (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Bei der Frakturanalyse der 1-Schritt SEA in Bezug auf das verwendete Lösungsmittelgemisch fällt wiederum der hohe Anteil an PTF der beiden Ethanol nutzenden Adhäsive XEV und AOF auf. In der exemplarischen REM-Aufnahme (Abb. 27, S. 51) ist eine abgelöste Adhäsivschicht von AOF zu sehen. Das dritte Adhäsiv mit Ethanol – AEB – zeigt dagegen keine Auffälligkeiten bei der prozentualen Verteilung der Frakturmodi. Die Verteilung der Frakturmodi innerhalb der Aceton-Gruppen unterscheidet sich nur leicht, wobei auffällt, dass bei IB keine PTF auftraten.

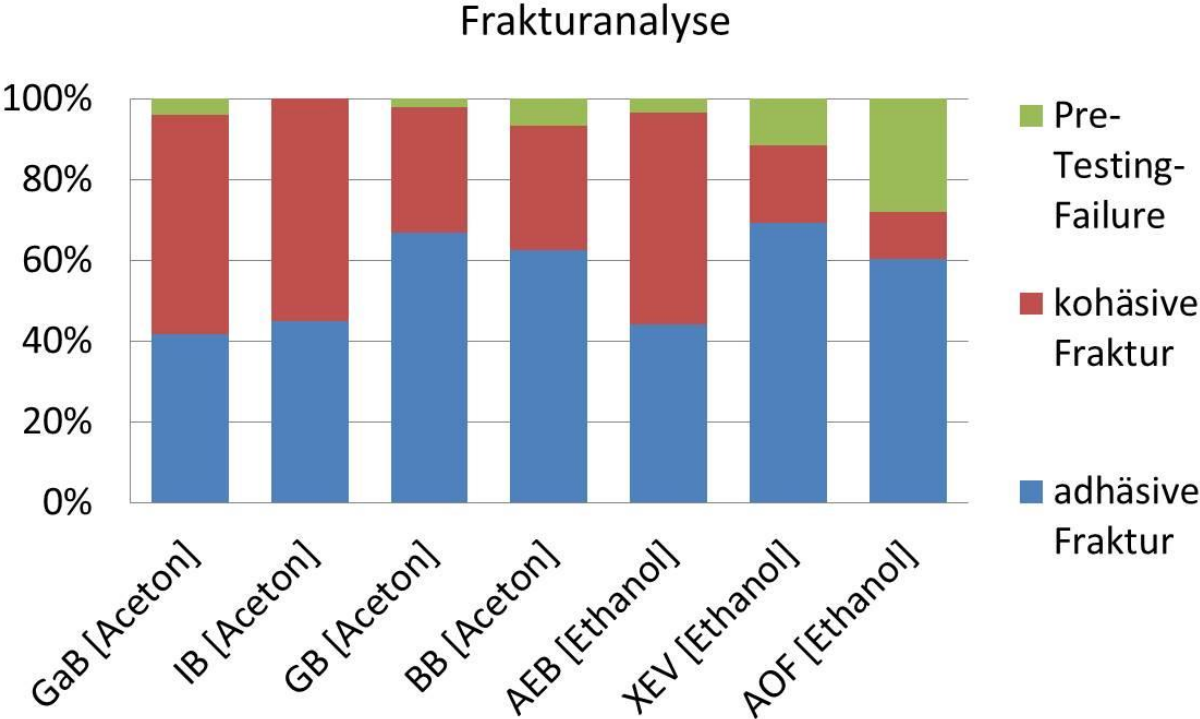


Abb. 26 Darstellung der Frakturmodi der 1-Schritt SEA in Bezug auf das verwendete Lösungsmittel

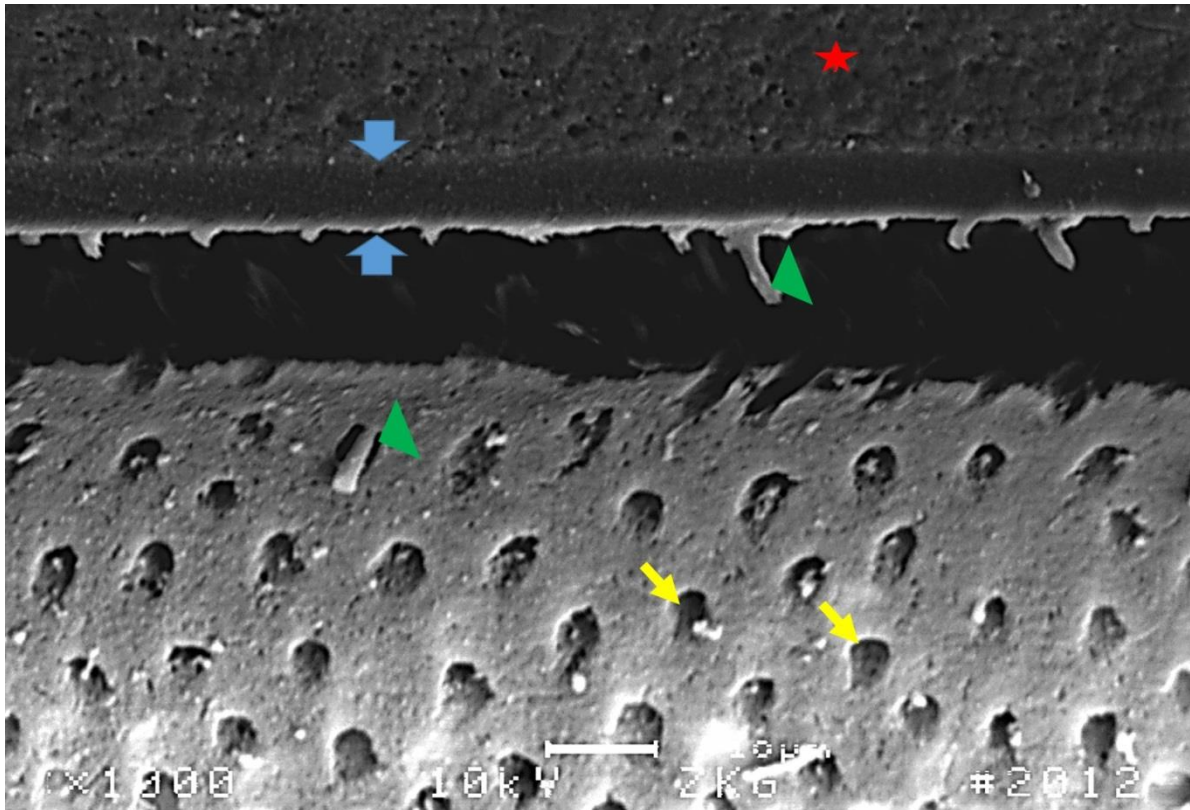


Abb. 27 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs AOF. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grüne Pfeile = Resin Tag, gelbe Pfeile = Dentintubulus. Die Adhäsivschicht ist deutlich zu erkennen und ohne auffällige Beschädigung. Die Kunststoffzapfen scheinen nur rudimentär vorhanden zu sein. Zum Teil scheinen sich die Kunststoffzapfen bei der Probenherstellung abgelöst zu haben und befinden sich im Dentin, worauf ein im Dentin verbliebener Kunststoffzapfen hinweist. Die Hybridschicht muss hier als Schwachstelle des Verbundes angesehen werden.

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

Bei einer In-vitro Untersuchung sollten möglichst Ergebnisse generiert werden, die einen positiven Einfluss auf die klinische Anwendung haben [8]. Dazu muss eine möglichst standardisierte Situation im Labor kreiert werden [57,76]. Während der anschließenden Versuchsdurchführung sollte es zu keiner Abweichung im Ablauf kommen, um Fehlerquellen zu minimieren, damit der zu testende Faktor, in diesem Versuch das Adhäsiv, möglichst das einzige sich verändernde Element im Versuchsablauf ist. Für jede Versuchsgruppe ist ein Adhäsiv der gleichen Charge zu nutzen, um eine mögliche Abweichung bei der Produktion des Adhäsivs nicht mit in die experimentelle Untersuchung zu übertragen [52,112]

Einfluss des Mikrozugversuches

Als grundsätzliches Versuchsdesign wurde ein μ TBS gewählt. Dabei wird eine ca. 1 mm² große Probe auf Zug bis zum Bruch belastet während bei einem TBS eine 5 mm² Probe genutzt wird [9,34,54,80]. Die Verkleinerung der Probe ermöglichte es, in diesem Versuchsaufbau Proben zu testen, die eine Kantenlänge von ca. 0,6 mm und eine Adhäsivfläche von ca. 0,36 mm² aufwiesen. Die Reduzierung der Probengröße hat den Vorteil, dass aus einem Probenzahn eine höhere Anzahl an Probenkörper erstellt werden kann [2,34]. Die begrenzte Verfügbarkeit des menschlichen Milchzahnes kann dadurch besser ausgeglichen werden. Dies ermöglicht ein statistisch aussagekräftigeres Ergebnis [14]. Die Größe der Adhäsivfläche hat zudem direkte Auswirkungen auf die erzielten Haftwerte. Dabei werden mit kleineren Haftflächen verhältnismäßig höhere Haftwerte generiert. Die Veränderung beträgt dabei eine Verdrei- bis Vervierfachung [2,52,80].

Einfluss der Probenspezifikationen

Es gibt unterschiedliche Faktoren, die die Haftwerte sowohl positiv als auch negativ beeinflussen. Dazu gehören die Probengeometrie, die Höhe und die Qualität der angebrachten Kraft sowie die spezifischen Eigenschaften des verwendeten Substrates [2,52,80]. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein limitierender Fehler innerhalb der zu testenden Strukturen auftritt, ist dabei höher, je größer die Probe selbst wird [2,114]. Dadurch erklärt sich die höhere Standardabweichung bei TBS und auch die

Notwendigkeit die Probenfläche möglichst gering zu halten [57,80]. In diesem Kontext muss allerdings beachtet werden, dass bei der Probenherstellung von kleinen Proben die Wahrscheinlichkeit ansteigt, dass Kleinstbeschädigungen entstehen, die anschließend die Haftwerte beeinträchtigen oder bereits während der Herstellung die Probe frakturieren lassen [58,71,86].

Die Probenform selbst hat keine signifikante Auswirkung auf die Haftwerte, allerdings hat sie Einfluss darauf, in welchem Bereich die Probe frakturiert [102]. Die drei am häufigsten angewandten Formen sind dabei die Sanduhrform, die Hantelform und die Stabform [86]. Die hier genutzte Stabform ist die am einfachsten standardisiert herzustellende und ist entsprechend die am meisten genutzte Form [2]. Zudem wird bei dieser Form eine hohe Homogenität der einwirkenden Kraft auf die Klebefläche erreicht [2].

Ebenso von Bedeutung ist die Art der Befestigung der Proben innerhalb der Versuchsapparatur. Dabei gilt, dass, je mehr Flächen der Probe befestigt sind, desto homogener die Kraft auf die Adhäsivfläche übertragen wird [86,117]. Dies führt zu einem erhöhten Anteil an adhäsiven Frakturen und dadurch zu einer wertigeren Aussage bezüglich des getesteten Adhäsivs [2]. Entsprechend wurde darauf geachtet, die Probe möglichst umseitig auf dem Objektträger zu befestigen.

Die Schmierschicht ist ein weiterer Faktor, der einen Einfluss auf die Haftwerte hat. Vor allem bei der Untersuchung von SEA ist die Schmierschicht von Bedeutung [40,82,94]. Dabei gilt, je feiner, poröser und dünner die Schmierschicht ist, desto besser und leichter kann sie penetriert und aufgelöst werden [94]. Dies ist eine Grundvoraussetzung für eine funktionierende Adhäsion am Dentin [46,94]. Die Stabilität zwischen Schmierschicht und darunter liegendem Zahn beeinflusst darüber hinaus die Ausbildung der Hybridschicht [82]. Dabei hat sich die Verwendung von Siliziumcarbid Schmirgelpapier mit einer 600 grit Körnung als Standard etabliert [26,40,46,82,94]. Um eine möglichst gleichmäßige Oberfläche zu bekommen, wurde zuerst maschinell und abschließend manuell für 60 s das Dentin mit Siliziumcarbid Schmirgelpapier mit einer 600 grit Körnung geschmirgelt.

Des Weiteren führt eine zu kurze Belichtungszeit zu einer ungenügenden Quervernetzung innerhalb des Adhäsivs und des Komposits und ist damit verantwortlich für eine inferiore mechanische Stabilität [24,77]. Dabei wird davon ausgegangen, dass eine Energie von 16000 mWs/cm² zu einer Konversationsrate von 35 – 77 % führt [23,77]. Daneben geben die Adhäsivhersteller zumeist detaillierte Anweisungen, mit welcher Mindestintensität für welchen Zeitraum zu belichten ist.

Dem entsprechend wurden die Adhäsive je nach Angaben der Hersteller polymerisiert, und in regelmäßigen Abständen wurde die Leistung der Polymerisationslampe überprüft. Eine Leistung von über 1000 mW/cm² war dabei zu jedem Zeitpunkt gegeben.

Einfluss von humanem Substrat

Der menschliche Zahn als Versuchssubstrat ist für eine möglichst genaue Nachbildung der klinischen Situation unabdingbar. Allerdings gehen damit auch unterschiedlichste Problematiken einher [85]. Der Zahn unterliegt im Mund einem ständigen Auf- und Abbau, zum Beispiel durch Bruxismus oder kariogene Attacken, die es unmöglich machen, zwei gleiche Probezähne zu bekommen [84]. Im Speziellen bei der Besorgung von Milchzähnen bedarf es großer Anstrengung und eines großen Einziehungsbereiches [34,38].

Daher wurden Praxen in ganz Deutschland gebeten, die Universität Gießen in ihrem Vorhaben zu unterstützen. Trotz dieser Bemühung war eine ausreichend große Gruppengröße nur durch Verwendung von Milchmolaren, Milchincivis und Milchcarnies sowie der Nutzung von Zähnen mit kariösen Defekten möglich. Um eine Verzerrung der Ergebnisse durch unterschiedliche Zahnsubstrate zu vermeiden, wurde der kariöse Defekt großflächig entfernt. Dennoch muss davon ausgegangen werden, dass die Mikromorphologie dieser Zähne sich von unkariösen Zähnen maßgeblich unterscheidet [34,45,65,108].

Die Unterschiede zwischen Front- und Seitenzähnen beziehen sich mehr auf die zu verwendende Fläche und die damit unterschiedliche Orientierung der Dentintubuli [34,47]. Bei einer okklusalen Schichtung, wie sie bei Benutzung von Milchmolaren im μ TBS zur Ermittlung der Dentinadhäsion genutzt wird, werden die Dentintubuli senkrecht getroffen. Dadurch sind sie für eine folgende Penetration durch das Adhäsiv und zur anschließenden Ausbildung von Resin-Tags leichter zugänglich [84,113]. Bei Frontzähnen ist diese Art der Probenvorbereitung auf Grund der makromorphologischen Gegebenheit nicht möglich. Sowohl die klinische Abrasion als auch die große Pulpenhöhle verringern die Dentindicke inzisal auf ein nicht zu verwendendes Minimum [34,42]. Dadurch muss beim Gebrauch von Frontzähnen auf die vestibulären oder palatinalen Flächen ausgewichen werden. In diesem Bereich des Zahnes werden durch Freilegen des Dentins die Dentintubuli nicht senkrecht zur Schnittfläche eröffnet [34,42]. Dies beeinflusst die Adhäsion negativ und führt an diesen Proben zu geringeren Haftwerten.

Neben der Orientierung der Dentintubuli gibt es weitere Faktoren innerhalb eines Zahnes, die für eine unterschiedliche Adhäsion sorgen können. So wurde von mehreren Studiengruppen gezeigt, dass Haftungsunterschiede sowohl zwischen zentralem und peripherem als auch zwischen pulpanahem und pulpaferem Dentin existieren. Die vermeintlich höchsten Haftwerte werden mit zentralem und gleichzeitig pulpaferem Dentin erreicht [29,34,89].

Einige Studien versuchen, durch Trimmen der Probenzähne und durch eine Vorauswahl der Probenkörper nur Stäbchen aus diesem Bereich zu testen, um möglichst vergleichbare Daten zu erhalten [2]. Jedoch fehlt bei diesem Vorgehen der Bezug zum klinischen Alltag. Vielmehr muss, um eine aussagekräftige Empfehlung für die Praxis geben zu können, der gesamte Zahn in die Untersuchung miteinbezogen werden. Daher sollte die Diversität der hier genutzten Substrate nicht negativ gesehen werden.

Um trotz dieser Gegebenheiten möglichst aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, wurden zehn Gruppen mit vergleichbaren Zähnen entsprechend der Ein- und Ausschlusskriterien gebildet. Anschließend wurden diese Probengruppen randomisiert den einzelnen Adhäsiven zugeordnet. Somit wurde versucht, die Einschränkung der unterschiedlichen Substrate in allen Prüfungsgruppen in annähernd gleicher Ausprägung zu erhalten, damit die Ausgangsvoraussetzungen die größtmögliche Übereinstimmung aufwiesen [21].

6.2 Diskussion der Ergebnisse

In dieser Dissertation wurden zwei 2-Schritt SEA, sieben AIOA und das Referenzadhäsiv PBNT verwendet. Dabei war vor allem die große Streuung zwischen den einzelnen Produkten auffällig.

Negativ fiel beispielsweise der hohe Anteil an PTF einzelner Adhäsive auf. Die Gruppe AOF hat mit einem prozentualen Anteil von 28,1 % den signifikant höchsten Anteil an PTF, was den Schluss zulässt, dass die adhäsive Verbindung unzureichend war (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$) [2]. Allein die Belastung während der Probenherstellung war ausreichend, um den adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Komposit zu lösen (Abb. 27, S. 55).

Dementgegen hatten die 2-Schritt SEA und einige 1-Schritt SEA einen erheblichen Anteil an kohäsiven Frakturen, was auf einen stabilen adhäsiven Verbund hinweist. Bisher galt das Adhäsiv als schwächstes Glied in der Verbundkette zwischen Zahn und

Komposit [52]. Einige der Adhäsive ermöglichten allerdings ein Haftniveau, welches an die mechanische Stabilität des Milchzahndentins und des genutzten Komposits heranreicht. Der Fokus sollte bei einigen Adhäsiven daher vermehrt auf die Verbesserung der Langlebigkeit und der Konservierung dieser initial starken Adhäsion gelegt werden [46,59,111].

Die morphologische Besonderheit des Milchzahndentins, eine geringerer Mineralisation und vergrößerte Tubuli können eine Erklärung für die insgesamt guten Haftwerte der SEA sein [34,55]. Trotz ihrer zumeist verringerten Ätzwirkung gegenüber ERA scheinen sie im Milchzahngewebnis eine ausreichende Demineralisierung und Hybridisierung erreichen zu können [24,34,38].

Einfluss der funktionellen Monomere

Bei der aktuellen Bewertung von SEA stehen vor allem die unterschiedlichen funktionellen Monomere im Fokus [51,105,111,121]. Ihre spezifischen Eigenschaften haben einen erheblichen Anteil an der Gesamtperformanz des jeweiligen Adhäsivs [106]. Dies ist vor allem bei den AIOA auf Grund ihrer begrenzten Lagerung in einem Gefäß und der damit einhergehenden komplexen Zusammensetzung von Bedeutung [24,111]. Aber auch bei Mehrflaschen-SEA ist eine Diskussion der unterschiedlichen chemischen Bestandteile bei der Bewertung der Performanz notwendig.

Vor diesem Hintergrund wurden die Adhäsive mit 4-META oder 10-MDP mit den Adhäsiven ohne diese Monomere verglichen. Dabei wurde deutlich, dass die Adhäsive, die eines der funktionellen Monomere 4-META und 10-MDP nutzen, im Mikrozugversuch signifikant höhere Haftwerte erreichten als die Referenzgruppe (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$), wohingegen es bei den Adhäsiven ohne 4-META und 10-MDP sowohl signifikant bessere (OpXTR, AEB) als auch signifikant schlechtere Systeme (AOF, XEV) gab (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$).

Die signifikant besseren Haftwerte der Adhäsive mit 4-META oder 10-MDP können dabei mit ihrer Fähigkeit zusammenhängen, sich mit dem Zahn auf ionischer Basis zu verbinden [110]. Im Hinblick darauf gilt 10-MDP als das Monomer mit vorteilhaften Eigenschaften. Zusammen mit Kalzium geht es eine chemische Verbindung ein und bildet ein stabiles Salz [13,111]. Dieser Vorgang konnte von der Arbeitsgruppe von Yoshida et al in einem In-vitro Versuch nachgewiesen werden und wurde als Nanolayering beschrieben [118]. Allerdings nutzt einzig die Firma Kuraray 10-MDP,

sodass ein Vergleich zwischen zwei Adhäsiven mit diesem funktionellen Monomer und ansonsten unterschiedlicher Mixtur nicht möglich ist. Dies erschwert es, den genauen Einfluss von 10-MDP aufzuzeigen. Als positive Eigenschaften des Monomers wurden außerdem die gute Ätzwirkung und die relativ ausgeprägte Hydrolysestabilität, welche durch die geometrisch bedingte starke Polarität zustande kommt, aufgezählt [105]. CISE erzielt signifikant höhere Haftwerte im Vergleich zur Referenzgruppe, konnte sich jedoch bei den initialen Haftwerten nicht von allen Adhäsiven ohne 10-MDP positiv abgrenzen (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Somit kann kein grundsätzlicher Vorteil gegenüber anderen Monomeren aufgezeigt werden. In der rasterelektronischen Darstellung der Adhäsivschicht sind neben der Ausbildung einer homogenen Hybrid- und Adhäsivschicht auch bis zu 20 μm lange Resin-Tags zu sehen (Abb. 28 S. 58).

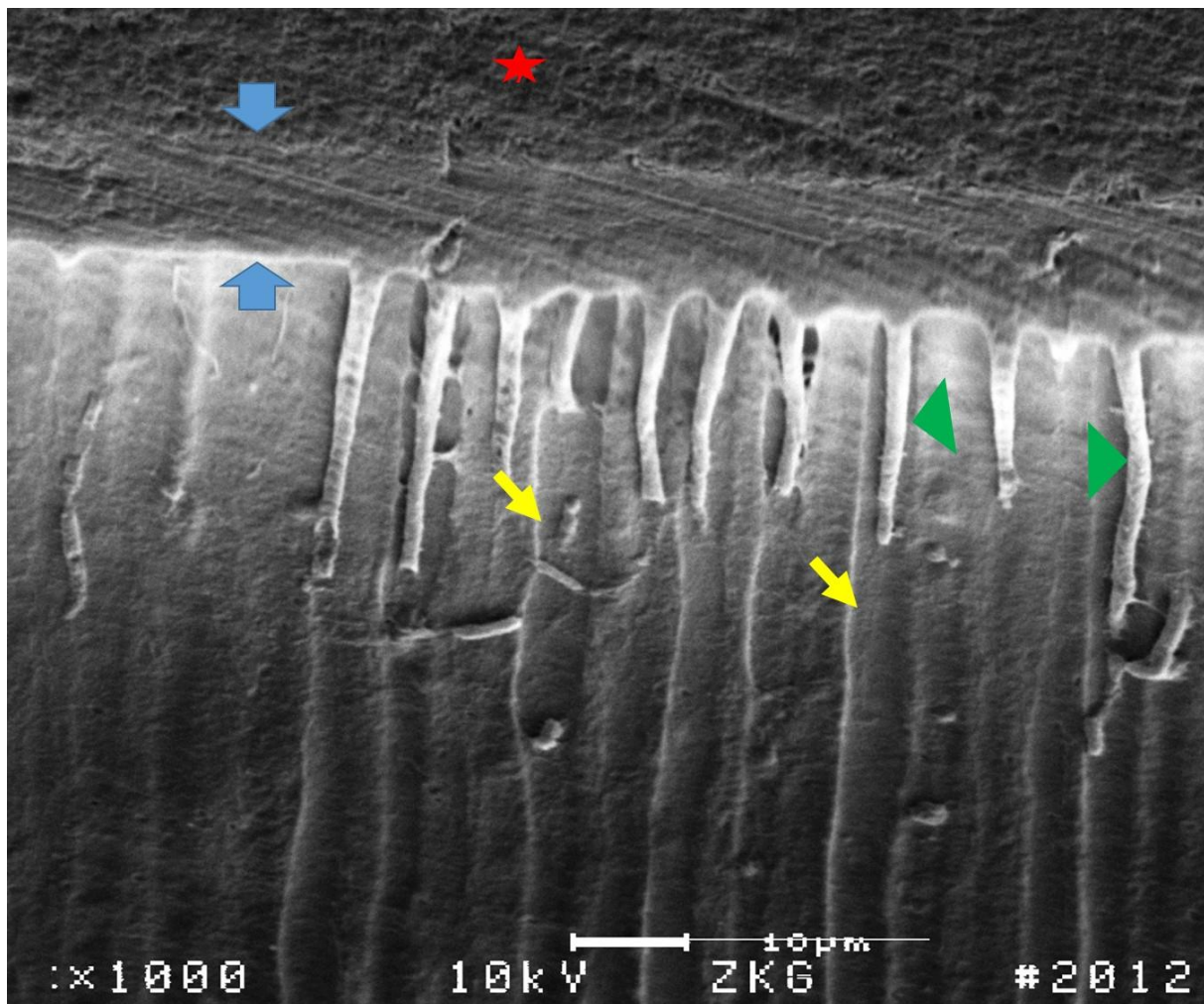


Abb. 28 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs CISE. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grüne Pfeile = Resin-Tag, gelbe Pfeile = Dentintubulus. Die Adhäsivschicht ist deutlich zu erkennen und ohne auffällige Beschädigung. Die Resin-Tags sind bis zu 20 μm lang und verlaufen in den klar erkennbaren Dentintubuli. Mögliche Schwachstellen des Adhäsivenverbundes sind nicht zu erkennen.

Das in AIOA häufig verwendete 4-META zeichnet sich durch seine Fähigkeit aus, Zahnhartgewebe zu demineralisieren und als Adhäsionspromotor zu fungieren [13,46]. Zudem ist es einfach, zu synthetisieren und, anderes als das oben angesprochene 10-MDP, ohne Patentschutz, was es ermöglicht, dieses Monomer in unterschiedlichen Adhäsiven und damit unterschiedlichen Mixturen zu vergleichen [105]. In dieser Studie generierten Adhäsive, die 4-META als funktionelles Adhäsiv benutzen (BB, GB, IB, GaB) signifikant höhere Haftwerte im Vergleich zur Referenzgruppe (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Dies deckt sich mit der Erfahrung anderer Studiengruppen, die ebenso verbesserte Haftwerte bei Adhäsiven mit 4-META nachwiesen [46,105]. Ein Grund für die vorteilhaften Hafteigenschaften am

Dentin kann die zumindest initial vorhandene, kovalente Bindung zwischen dem Monomer und den Kalziumbestandteilen des Zahnes analog zum AD-Konzept sein [13,111,118]. Bei der Darstellung im REM fallen bei IB die hohe Anzahl an Resin-Tags und auch die homogene Adhäsivschicht auf (Abb. 29, S. 59).

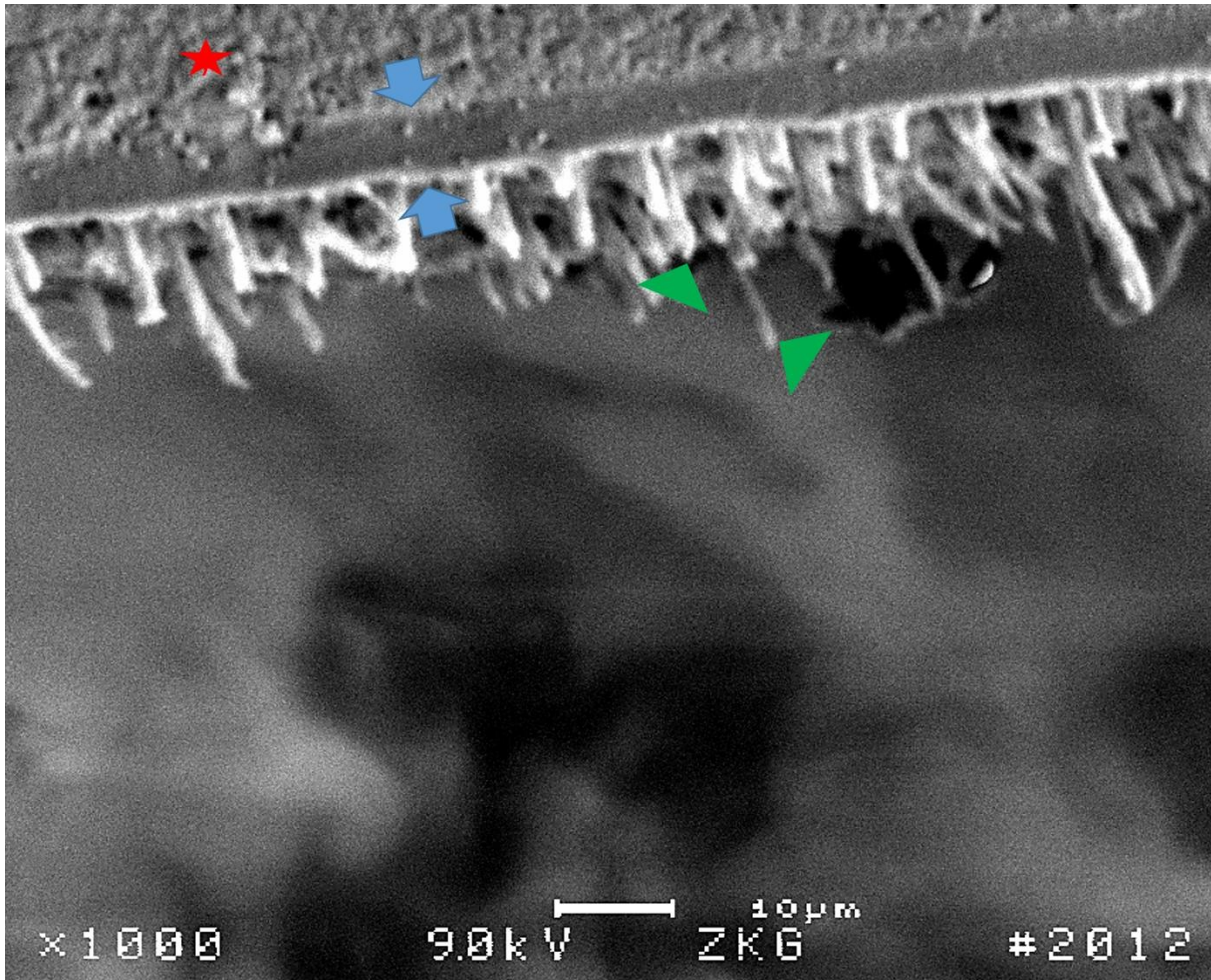


Abb. 29 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs IB. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grüne Pfeile = Resin Tag. Die Adhäsivschicht ist deutlich zu erkennen und ohne auffällige Beschädigung. Die Kunststoffzapfen sind vielzählig vorhanden und sind bis zu 20 μm lang. Während der Probenherstellung kam es zur Ablösung zwischen Dentin und Adhäsiv. Ein Vorgang der während der Stäbchenherstellung nicht auftrat.

Dabei scheint jedoch mehr als nur das Vorhandensein von 4-META oder 10-MDP als Monomer die Performanz zu bestimmen [6]. So erreichten zwei der Adhäsive ohne diese Monomere (OpXTR, AEB) ebenso signifikant höhere Haftwerte wie die Referenzgruppe PBNT und unterschieden sich nicht von den Adhäsiven mit 4-META oder 10-MDP (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$).

Einfluss des pH-Wertes

Ein weiterer Faktor, der einen maßgeblichen Einfluss auf das Verhalten des Adhäsivs hat, ist der pH-Wert. Dabei variieren die pH-Werte der hier untersuchten Adhäsive zwischen 1,28 und 2,4. Nach der Einteilung von van Meerbeek et al. wurden somit mittelstarke, milde und ultramilde SEA getestet [111].

In dieser Untersuchung erzielten die beiden Adhäsive mit den niedrigsten pH-Werten (AOF 1,4; XEV 1,28) signifikant schlechtere Haftwerte als die Referenzgruppe (PBNT 2,1) (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Auffällig war die hohe Anzahl an PTF der beiden SEA, wobei AOF die signifikant meisten aufwies. Beide gehören zu den mittelstarken SEA und innerhalb dieser Gruppe wiederum zu den Sauren [24]. SEA mit einem pH-Wert unter 1,5 generieren meistens eine verringerte Haftkraft im Vergleich mit Adhäsiven mit einem höheren pH-Wert [7,79,83,111]. Ein pH-Wert niedriger 1,5 soll dabei zu einer stärkeren Demineralisierung mit zumeist kompletter Auflösung der Schmierschicht und dem Ausbilden von Kunststoffzapfen führen [40,79]. Die so ausgeformte Hybridschicht soll der eines ERA ähneln [13,41]. Obwohl AOF als mittelstarkes bis starkes SEA gilt, konnte nur die Ausbildung von sehr kleine Resin-Tags beobachtet werden (Abb. 5 Seite 14). Da es sich hierbei um eine exemplarische Darstellung handelt, kann es allerdings ein Einzelfall sein, wobei die schwach ausgeprägte Hybridschicht eine Erklärung für die hohe Anzahl an PTF sein kann. XEV zeigte dagegen bei der rasterelektronischen Darstellung eine Ausformung von zahlreichen Resin-Tags mit einer Länge von bis zu 20 μm , aber auch von Beschädigungen beidseits der Adhäsivschicht (Abb. 30, S. 61).

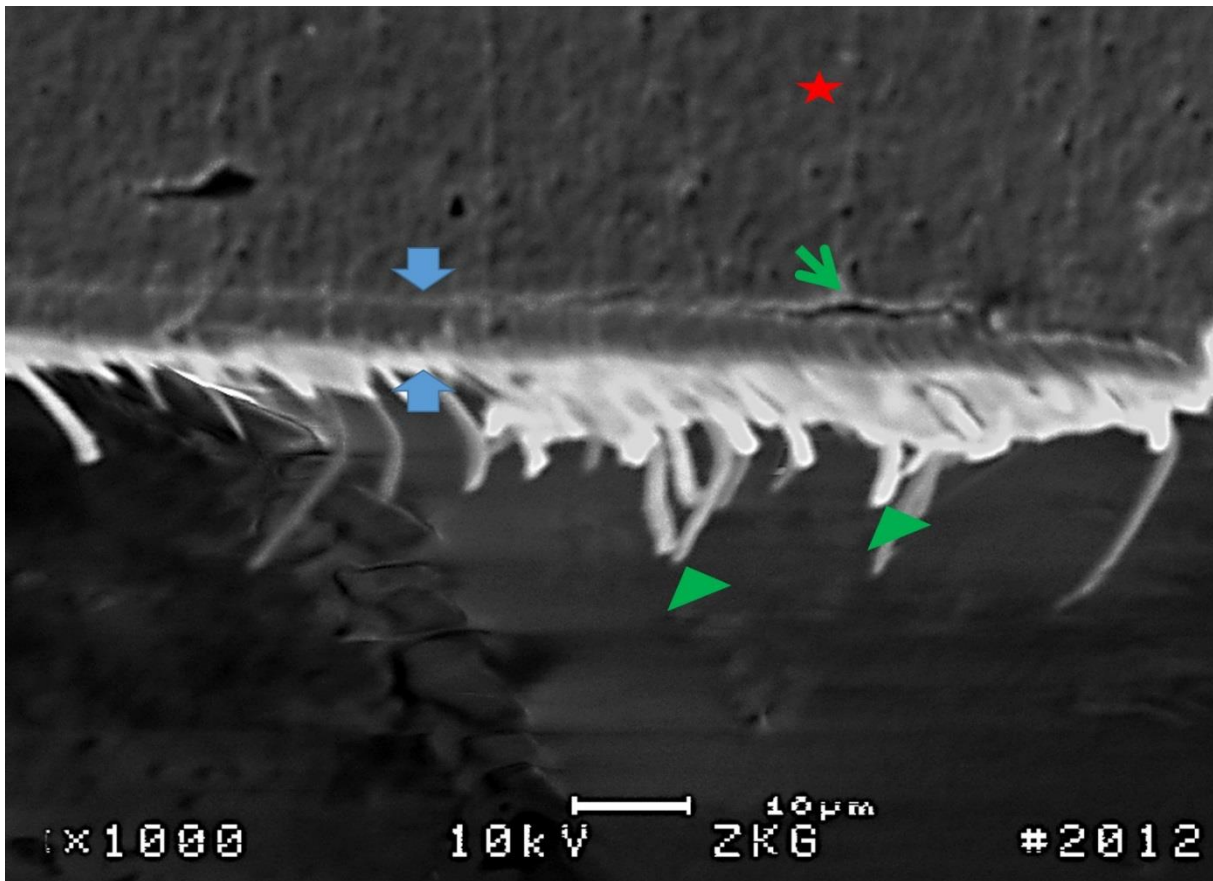


Abb. 30 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs XEV. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grünes Dreieck = Resin Tag, grüner Pfeil = Defekt. Die Adhäsivschicht ist deutlich zu erkennen und mit einer auffälligen Beschädigung. Zwischen Adhäsiv und anschließendem Komposit ist ein 10 μm langer Spalt zu erkennen. Zahlreiche Resin-Tags sind ausgeformt, wobei sich das Dentin vom Adhäsiv gelöst hat.

Dass die Unterteilung der SEA in stark, mittelstark, mild und ultramild keine ausreichende Aussage über die Leistungsfähigkeit eines Adhäsivs zulässt, zeigt das gute Abschneiden von GaB (pH 1,5), OpXTR (pH 1,6) und IB (pH 1,75). Diese SEA gehören ebenso zu den mittelstarken SEA und erreichten bei den hier untersuchten initialen Haftwerten signifikant bessere Haftwerte als die Referenzgruppe und als die beiden anderen mittelstarken Adhäsive XEV und AOF (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Die Bruchmodi der drei Adhäsive waren geprägt von kohäsiven Frakturen, wobei diese mit einem Anteil von 26,7 % bei GaB, 33,8 % bei OpXTR und 38,6 % bei IB im Komposit auftraten (Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Dies deutet auf eine unzureichende mechanische Stabilität des Komposits hin und auf eine sehr gut funktionierende Adhäsion zwischen Adhäsiv und Dentin.

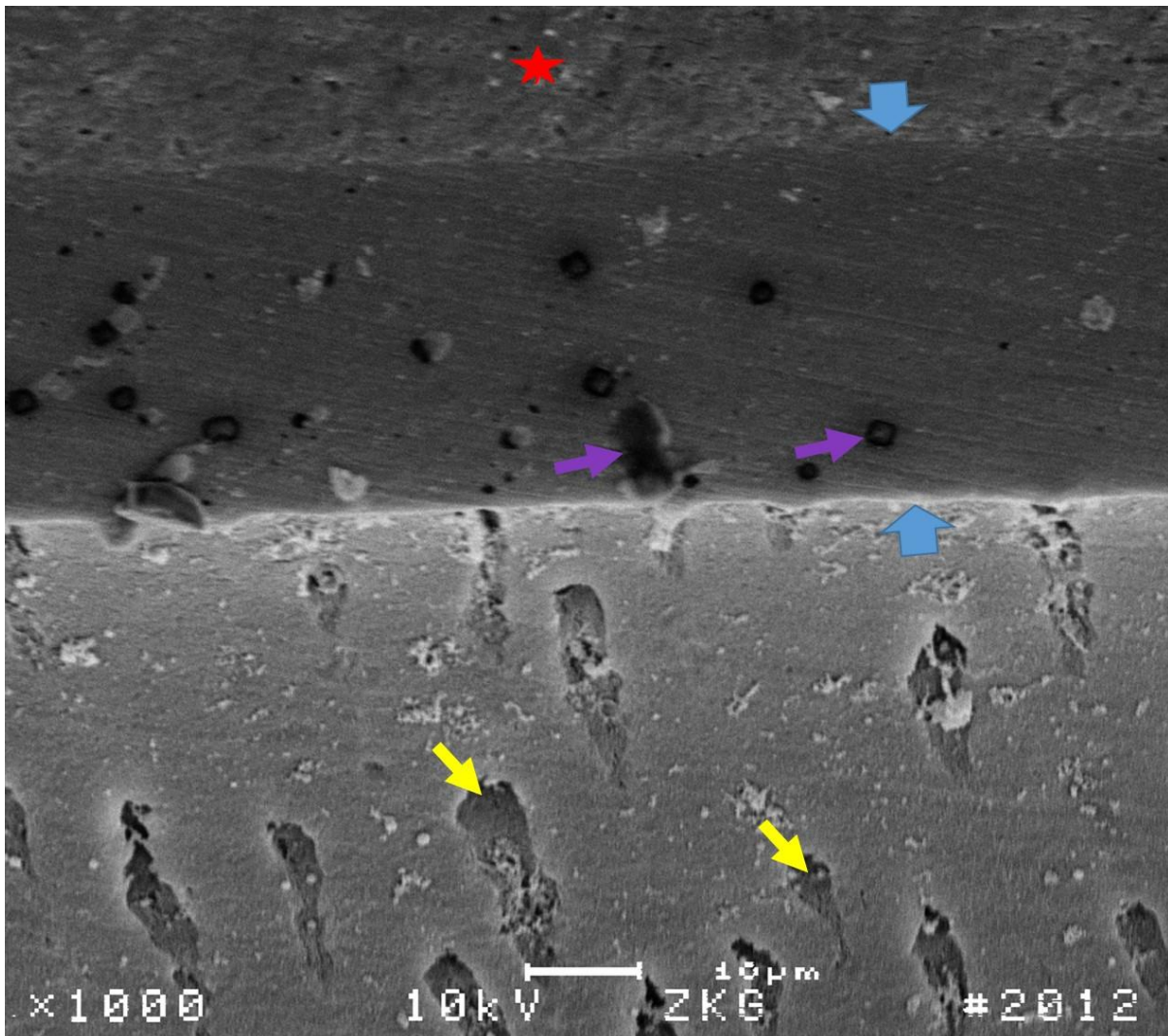


Abb. 31 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs GaB. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, lila Pfeile = Blasen, gelbe Pfeile = Dentintubulus. Die Adhäsivschicht ist mit ca. 30µm sehr breit ausgebildet. Es sind deutlich mehrere Blasen und Einschlüsse zu erkennen. Es könnte sich hierbei um Wassereinschlüsse handeln.

CISE und GB gehören mit einem pH-Wert von 2,0 zu den milden SEA [24]. Dabei erreichte CISE signifikant bessere Haftwerte als PBNT, wohingegen sich GB nicht signifikant davon unterschied (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). CISE hat dazu auch signifikant höhere Haftwerte und signifikant mehr kohäsive Frakturen als GB (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Diese Diskrepanz zwischen zwei Adhäsiven mit dem gleichen pH-Wert zeigt den geringen Einfluss, den der pH-Wert auf die Haftwerte hat. Beim Vergleich der beiden Adhäsive im Rasterelektronenmikroskop zeigte sich, dass CISE die homogenere Adhäsivschicht ausbildet, wohingegen es bei GB zu Teilablösungen auf beiden Seiten der Adhäsivschicht kommt (Abb. 28, S. 58, Abb. 34, S. 66).

BB und AEB sind mit einem pH-Wert von 2,4 angegeben und gehören tendenziell zu den ultramilden SEA. Die zu erwartende Interaktionstiefe mit dem Zahn beträgt dabei zwischen 300 nm und 1 μm [111]. Bei der exemplarischen Darstellung im REM zeigte BB eine größere Interaktionsschicht und Resin-Tags von bis zu 80 μm Länge (Abb. 32). Nach der Klassifizierung von van Meerbeck entspricht diese Ausbildung des adhäsiven Verbundes eher dem eines starken SEA [111]. Dementgegen bildet AEB bei gleichem pH-Wert keine Resin-Tags aus. Beide Adhäsive erreichten trotz dieses Unterschiedes signifikant bessere Haftwerte als die Referenzgruppe, unterschieden sich dabei aber nicht signifikant voneinander (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Auch hierbei ist der Zusammenhang zwischen pH-Wert und Reaktion beziehungsweise Haftwerte der Adhäsive nicht eindeutig festzustellen.

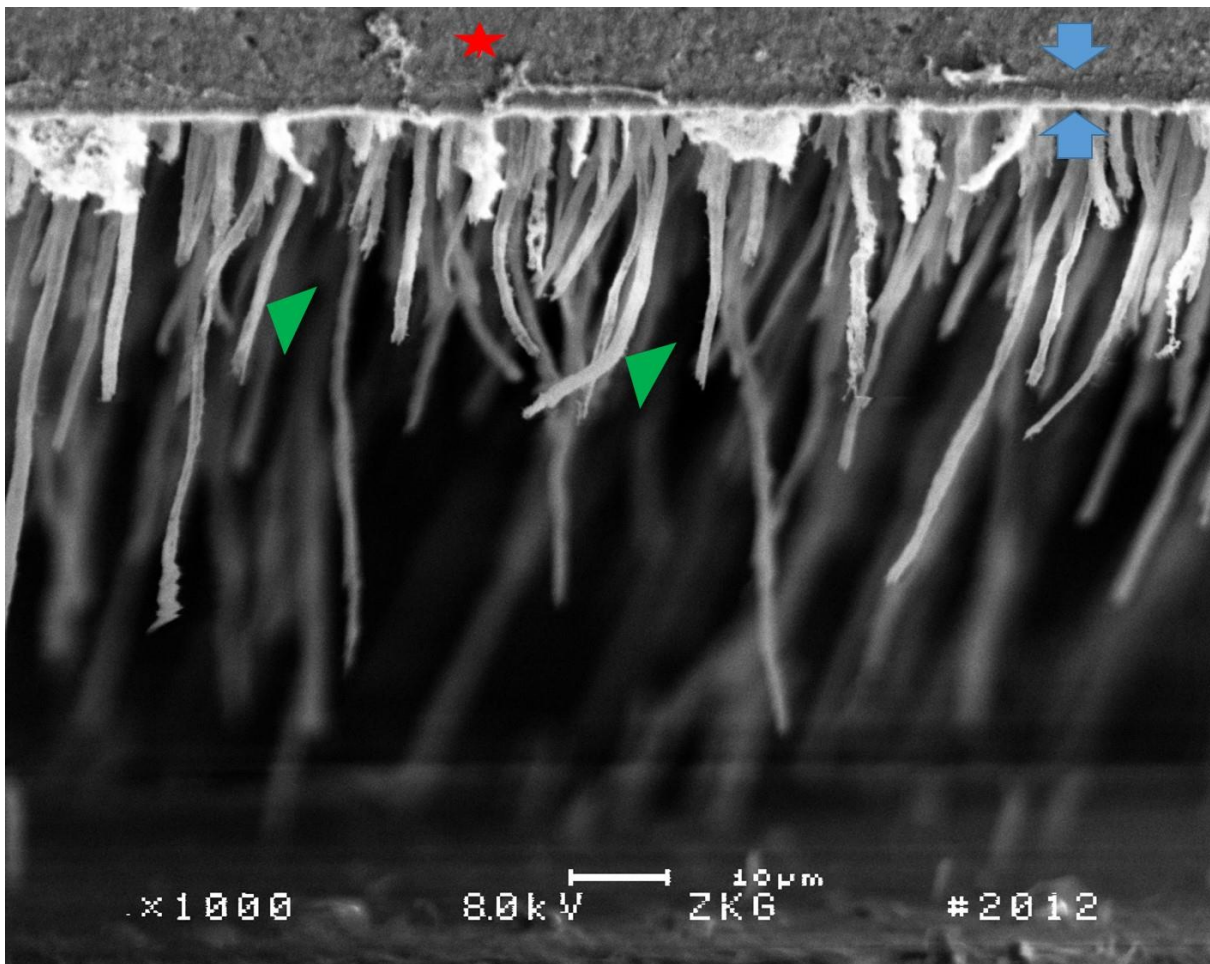


Abb. 32 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs BB. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grüne Dreiecke = Resin-Tag. Die Adhäsivschicht ist intakt und mit ca. 3 μm verhältnismäßig dünn ausgebildet. Auffällig sind die vielen und langen Resin-Tags. Das Dentin ist von der Adhäsivschicht abgelöst.

Die Verknüpfung des pH-Wertes mit der Penetrations- und Infiltrationstiefe der SEA scheint nicht direkt auf das Milchgebiss übertragbar zu sein. Zu unterschiedlich sind die in den REM-Bildern dargestellten Penetrations- und Infiltrationstiefen. Für eine endgültige Aussage sind weitere Untersuchungen unabdingbar. Auffällig ist zudem, dass bei einem pH-Wert unter 1,5 die Haftwerte signifikant schlechter waren als bei den restlichen Adhäsiven mit einem höheren pH-Wert.

Einfluss des Lösungsmittels

Das verwendete Lösungsmittel beeinflusst die Haftwerte und, zu einem nicht unerheblichen Teil, die Eigenschaften der unterschiedlichen Adhäsive [13,24].

Die meisten 1-Schritt SEA müssen konzeptionsbedingt auf ein Wassergemisch zurückgreifen, um den anorganischen Bestandteilen die Möglichkeit zur Ionisierung zu geben und somit die Reaktion zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz erst zu ermöglichen [24,91,111]. Um ein nahezu restloses Evaporieren des Wassers zu gewährleisten, muss entweder Aceton oder Ethanol als Co-Lösungsmittel genutzt werden, wobei Aceton einen vierfach höheren Dampfdruck besitzt als Ethanol und somit das Wasser vollständiger aus dem adhäsiven Verbund entfernt werden kann [59,105,111].

Beide eher enttäuschenden AIOA XEV und AOF benutzen ein Wasser-Ethanol Lösungsmittelgemisch, was ein möglicher Grund für ihr schlechtes Abschneiden sein kann. Dem widerspricht allerdings die gute Haftleistung von AEB, welches das gleiche Lösungsmittelgemisch nutzt. Diese Diskrepanz ist auch bei der Verteilung der Bruchmodi zu beobachten. Somit kann die Nutzung eines Wasser-Ethanol Gemisches nicht der alleinige Grund für die schlechte Performanz von AOF und XEV sein. Diese beiden Adhäsive sind allerdings auch bei dem Vergleich der Monomere und des pH-Wertes negativ aufgefallen. AEB scheint insgesamt eine Ausnahme zu sein. So nutzt es weder 4-META noch 10-MDP als funktionelles Monomer, ist mit einem pH-Wert von 2,4 ein mildes SEA und ist das einzige gut funktionierende Adhäsiv mit einem Wasser-Ethanol Gemisch. Dazu bildet es im REM als einziges Adhäsiv keine Resin-Tags aus (Abb. 33, S. 65).

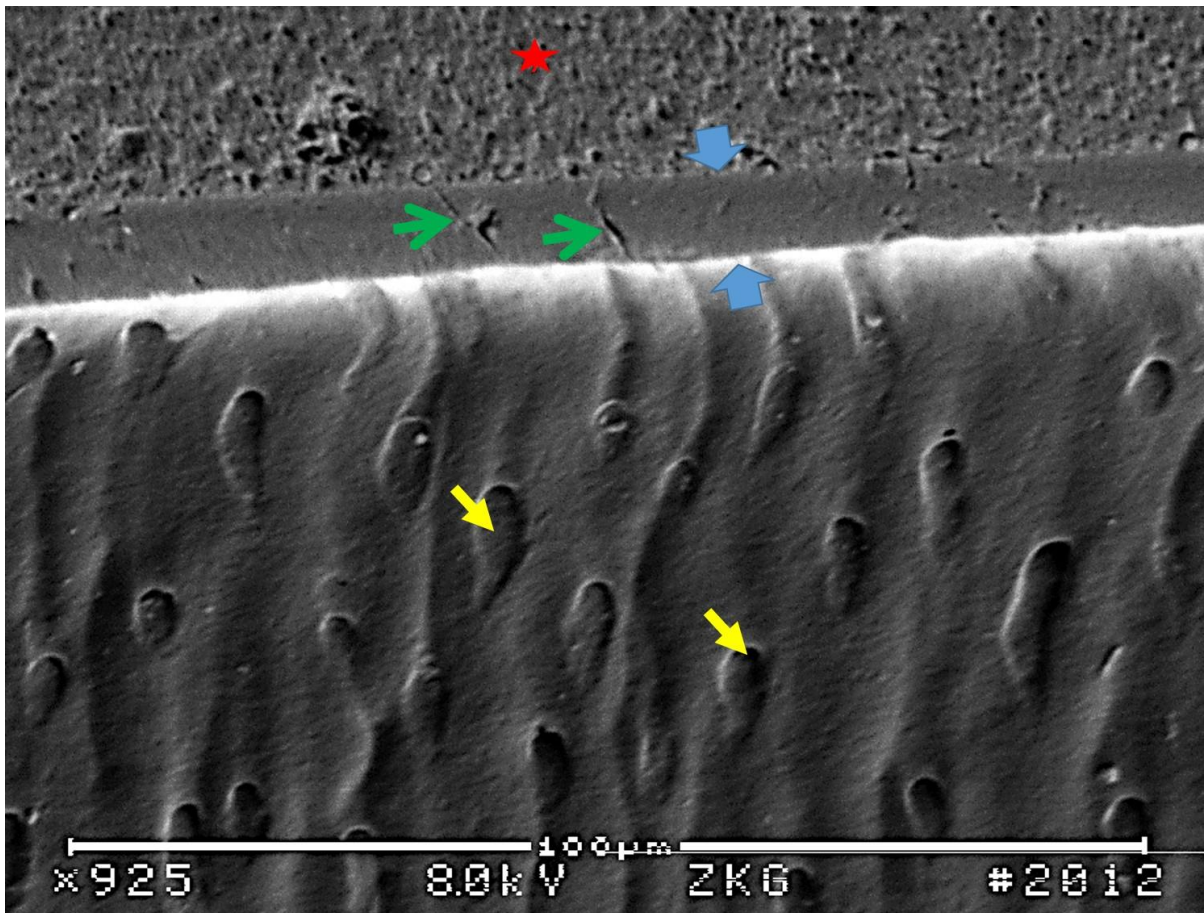


Abb. 33 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs AEB. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, grüne Pfeile = Risse, gelbe Pfeile = Dentintubuli. Die Adhäsivschicht ist deutlich erkennbar mit mehreren Rissen und Blasen versehen. Der adhäsive Verbund ist beidseits intakt. Auffällig ist, dass hier keine Resin-Tags erkennbar sind.

Die 1-Schritt SEA IB, GB, GaB und BB nutzten alle ein Wasser-Aceton Lösungsmittelgemisch und erreichten signifikant höhere Haftwerte als AOF und XEV (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Tests, $p < 0,05$). Im Vergleich zur Referenzgruppe PBNT erreichte einzig GB nicht signifikant höhere Haftwerte (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass 1-Schritt SEA verlässlichere Ergebnisse generieren, wenn sie ein Wasser-Aceton anstelle eines Wasser-Ethanol Gemischs nutzen. Ein Grund dafür könnte der angesprochene höhere Dampfdruck von Aceton sein. Es ist bei AIOA essentiell, dass das Wasser möglichst restlos verdampft wird, um eine stabile und dauerhafte Adhäsion zu ermöglichen. Die REM-Darstellung von GB widerspricht allerdings dieser Annahme, da eine Vielzahl von Wassereinschlüssen zu erkennen ist (Abb. 34, S. 66).

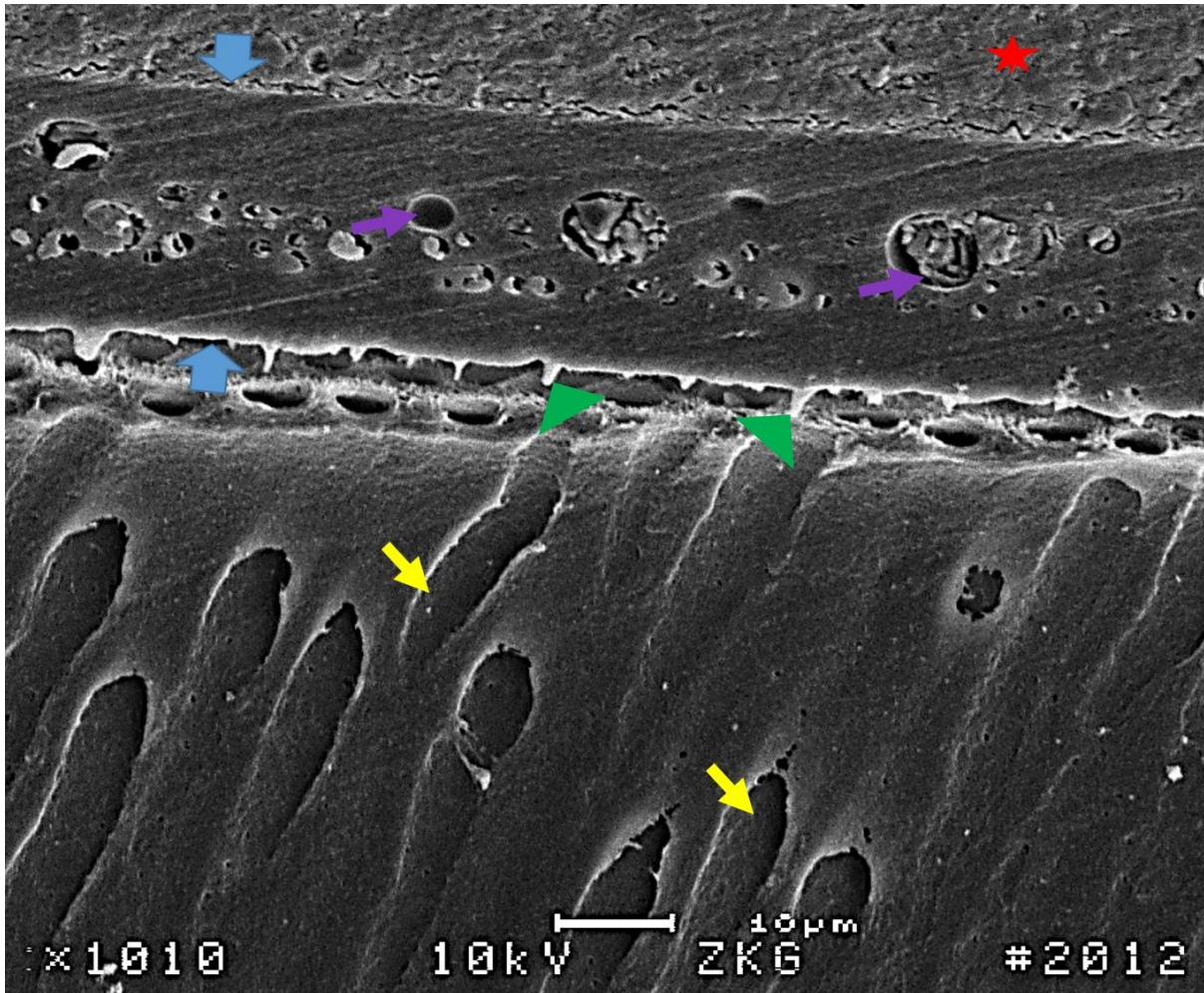


Abb. 34 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs GB. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, lila Pfeile = Blasen, gelbe Pfeile = Dentintubuli, grüne Dreiecke = Resin-Tags. Die Adhäsivschicht ist mit ca. 25 μm breit ausgebildet. Es sind deutlich mehrere Blasen und Einschlüsse zu erkennen. Es könnte sich hierbei um Wassereinschlüsse und Präpolymerisate handeln. Es sind nur rudimentäre Resin-Tags zu erkennen. Die Dentinschicht ist deutlich von Adhäsiv abgelöst, und auch zwischen dem Adhäsiv und dem Komposit verläuft ein Riss.

Die 2-Schritt SEA können durch die Aufteilung in einen selbststützenden Primer und ein Bonding auf Wasser verzichten. CISE nutzt in seinem Primer Wasser, HEMA und ein hydrophiles Dimethacrylat. Diese Kombination ermöglicht nachweislich gute bis sehr gute Haftwerte. Allerdings sollten dabei die negativen Eigenschaften von HEMA nicht außer Acht gelassen werden. So bleiben hydrophile Monomere auch nach erfolgter Polymerisation hydrophil und können eine dauerhafte Schwachstelle in der Adhäsivschicht darstellen [33]. Bei den hier untersuchten initialen Haftwerten dürfte diese Problematik allerdings keine Rolle spielen. Vielmehr helfen die positiven

Eigenschaften, beispielsweise die Verbindung des hydrophoben Adhäsivs mit dem hydrophilen Dentin [82,91].

OpXTR ist das einzige Adhäsiv, das komplett ohne Wasser auskommt und stattdessen mit einem Ethanol/Aceton-Gemisch arbeitet. Diese Besonderheit könnte ein Grund für die guten initialen Haftwerte von OpXTR sein. Das im Primer genutzte Gemisch aus Aceton und Ethanol wird in Kombination mit Wasser zu einem azeotropen Gemisch und erleichtert somit das möglichst vollständige Entfernen des Wassers von der Adhäsionsfläche [111]. Zudem kann Ethanol dazu beitragen, dass das freigelegte Kollagen nicht kollabiert und für die Penetration durch Monomere zur Verfügung steht [59]. Allerdings wird davon ausgegangen, dass die Zuführung von Wasser unabdinglich für die notwendige Diffusion ist [24,35]. Es muss angenommen werden, dass der Ethanolanteil zusammen mit dem im Dentin vorhandenen Restwasser diese Aufgabe übernimmt. Im Adhäsiv von OpXTR wird dagegen Aceton eingesetzt, welches vor allem für Monomere ein gutes Lösungsmittel darstellt. Insgesamt scheint OpXTR durch seine spezielle Komposition mit den Hauptbestandteilen HEMA, Ethanol und Aceton auf eine möglichst intensive Penetration und Schaffung eines möglichst hydrophoben Umfeldes ausgerichtet zu sein. Das Ergebnis ist ein signifikant höherer Haftwert im Vergleich zur Referenzgruppe und der höchste Mittelwert aller untersuchten Adhäsive (Oneway-ANOVA-Test, mod. LSD, $p < 0,05$). Dazu kommen ein hoher Anteil an kohäsiven Frakturen im Komposit und eine im REM gut erkennbar ausgebildete Adhäsiv- und Hybridschicht (Abb. 35, S. 68).

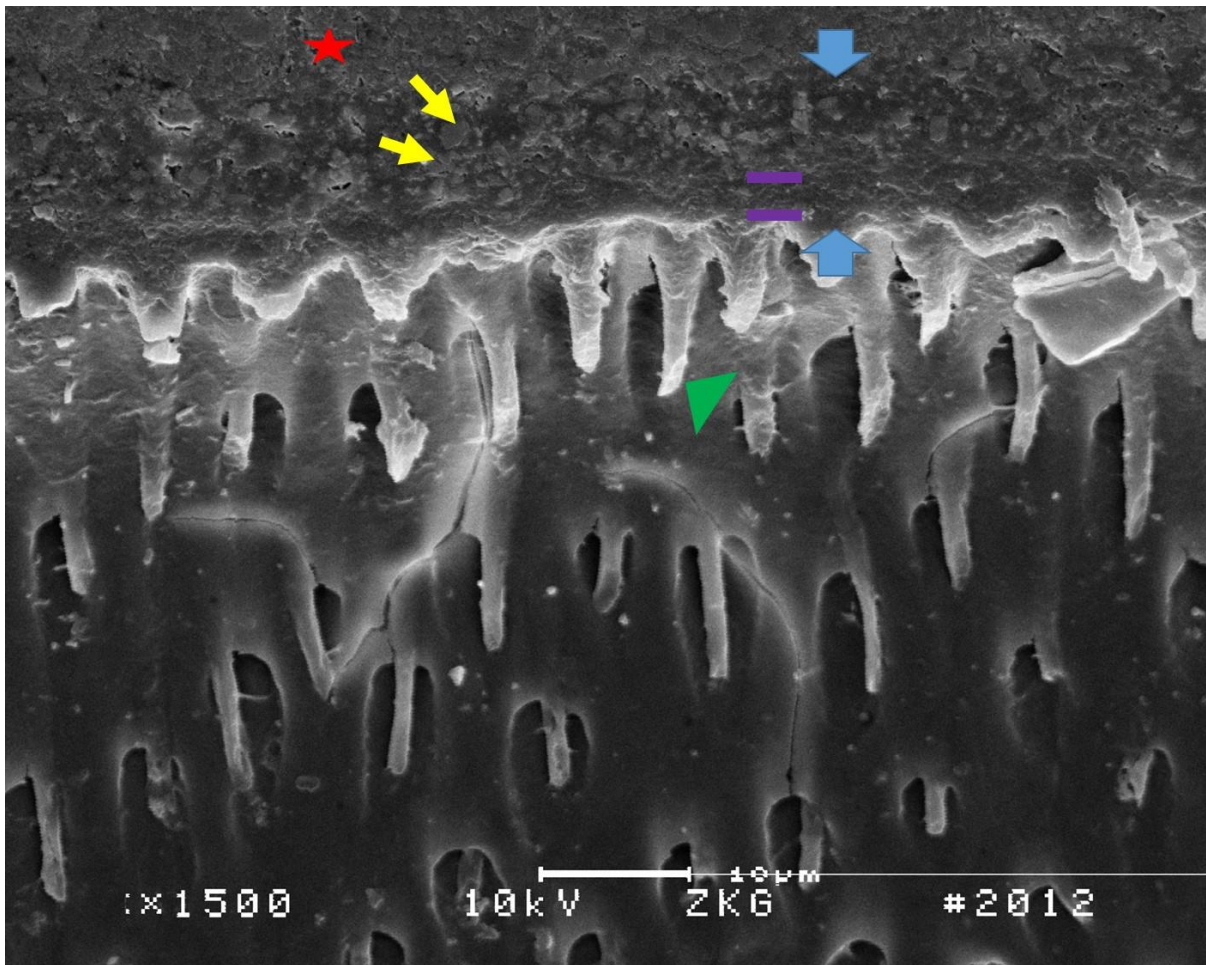


Abb. 35 Dargestellt ist eine Ansicht auf die adhäsive Verbindungszone des Adhäsivs OpXTR. Dabei gilt: roter Stern = Komposit, blaue Pfeile = Begrenzung Adhäsivschicht, lila Linien = Begrenzung Hybridschicht, gelbe Pfeile = Füllkörper, grünes Dreieck = Resin-Tag. Diese Abbildung zeigt eine gut ausgebildete ca. 10 μm breite Adhäsivschicht mit einer Hybridschicht von 3 μm . In der Adhäsivschicht sind deutlich Füllkörper zu erkennen. Es sind ausgeprägte Resin-Tags zu sehen, die weit in das Dentin hineinreichen.

6.3 Schlussfolgerung

Abschließend lässt sich die Fragestellung, ob aktuelle SEA zur Füllungstherapie im Milchgebiss geeignet sind, nicht mit einer generellen Empfehlung für diese Materialien beantworten. Ausgehend von dem klinisch bewährten Adhäsiv PBNT konnte mit 2-Schritt und einigen 1-Schritt SEA jedoch eine signifikante Verbesserung der initialen Adhäsion erzielt werden. Allerdings sollten diese Daten noch durch weitere subkritische und klinische Belastungstests bestätigt werden, um eine endgültige Aussage zu ermöglichen.

Die aufgestellten Nullhypothesen müssen teilweise widerrufen werden.

- Es besteht ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen den meisten SEA und PBNT am Milchzahndentin. Einzig GB zeigte keinen signifikanten Unterschied.
- Die Verwendung von SEA mit pH-Werten kleiner 2 hat keinen generell negativen Einfluss auf die Adhäsion am Milchzahndentin. Dabei scheint ein pH-Wert kleiner 1,5 einen negativen Einfluss auf die Haftwerte zu haben (XEV, AOF).
- Die Verwendung von 4-META und 10-MDP in SEA beeinflusst die Haftung am Dentin der ersten Dentition positiv (GB, CISE, IB, BB, GaB), wobei auch Adhäsive ohne 4-META und 10-MDP ähnliche Haftwerte generieren können (OpXTR, AEB).
- Die Lösungsmittelkonzentration (Ethanol/Wasser und Aceton/Wasser) beeinflusst die Adhäsion am Milchzahndentin nicht, wobei die zwei signifikant schlechtesten SEA ein Ethanol/Wasser Gemisch nutzten (XEV, AOF).

Als Konsequenz muss festgehalten werden, dass die Performanz eines Adhäsivs auf mehreren Faktoren beruht, die nur in einer für das jeweilige Adhäsiv perfekten Kombination erfolgversprechend sind [24,91]. Eine uneingeschränkte Materialempfehlung für das Milchgebiss im klinischen Alltag kann somit nicht gegeben werden.

Zusammenfassung

Einleitung: Die geringe Mitarbeit junger Patienten erfordert von den Behandlern eine schnelle und einfache Restauration [38,115]. Deshalb wurden in den letzten Jahren zahlreiche Self-Etch Adhäsive [SEA] auch für den Indikationsbereich Milchgebiss entwickelt [38,110,111]. Makro- und mikromorphologische Unterschiede zwischen erster und zweiter Dentition, machen In-vitro Untersuchungen notwendig zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit dieser Adhäsivsysteme.

Zielsetzung: Um aktuelle SEA hinsichtlich ihrer Eignung für eine adhäsive Restauration am Milchgebiss zu untersuchen, wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

- Es besteht kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen SEA und Prime & Bond NT am Milchzahndentin.
- Die Verwendung von SEA mit pH-Werte kleiner 2 hat keinen negativen Einfluss auf die Adhäsion am Milchzahndentin.
- Die Verwendung von 4-META und 10-MDP in SEA beeinflusst die Haftung am Dentin der ersten Dentition nicht.
- Die Lösungsmittelkonzentration (Ethanol/Wasser und Aceton/Wasser) beeinflusst die Adhäsion am Milchzahndentin nicht.

Methode: Mit dem Einverständnis der Ethikkommission des medizinischen Fachbereiches der Justus Liebig Universität Gießen (AZ 143/09) wurden von 71 frisch extrahierten Milchzähnen 61 für den μ TBS genutzt. Jeder wurde bis auf das Dentin freigelegt, und anschließend wurde eine standardisierte Schmierschicht erzeugt (Grinder-Polisher Beta & Met II P600 Siliziumkarbid, Buehler). Die Probenkörper wurden mit zehn SEA entsprechend der Herstellerangaben gebondet (iBond SE [IB], Heraeus Kulzer; XenoV+ [XEV], Dentsply Detrey; G-Bond [GB], Gaenial Bond [GaB], GC; BeautiBond [BB], Shofu; AdheSE One F [AOF], Ivoclar Vivadent; Adper Easy Bond [AEB], 3M ESPE; Clearfil SE Bond [CISE], Kuraray; Optibond XTR [OpXTR], KerrHawe; Prime & Bond NT [PBNT], Dentsply). Ein ca. 5 mm hoher Kompositaufbau wurde mit Filtek Z 250 (3M ESPE) aufgebaut. Nach 24 Stunden in destilliertem Wasser bei 37° C wurden 848 Komposte-Dentin-Stäbchen aus den Probenkörpern gesägt (Low Speed Saw Isomet 1000, Buehler). Die entstandenen 0,36 mm² großen Stäbchen wurden im μ TBS geprüft (Zug-Druck-Prüfsystem TC-550, Syndicat Ingenieurbüro). Die Frakturanalyse wurde bei 40-facher Vergrößerung unter dem Fluoreszenzmikroskop durchgeführt (AZ 100, Nikon). Für jedes Adhäsiv wurde ein weiterer Zahn exemplarisch zur rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung

vorbereitet und unter dem REM Amray 1610 Turbo (Ing.-Büro Peter Liebscher) begutachtet. Die statistische Auswertung wurde mit dem Statistikprogramm SPSS 15 (IBM, Armonk, USA) durchgeführt. Die Überprüfung der Normalverteilung wurde mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test und die Auswertung der Haftwerte mittels Oneway-ANOVA (mod. LSD, $p < 0,05$) beziehungsweise Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) (AOF, BB) durchgeführt. Die Frakturmodi der einzelnen Gruppen wurden mittels Mann-Whitney-U-Tests ($p < 0,05$) ausgewertet.

Ergebnisse: Zwei SEA (XEV, AOF) erreichten signifikant niedrigere und sechs SEA (IB, GaB, BB, AEB, CISE, OpXTR) signifikant höhere Haftwerte als die Referenzgruppe PBNT. Drei Adhäsive (IB, CISE, PBNT) blieben ohne Pre-Testing-Failure [PTF]. AOF hatte den größten Anteil an PTF (28%, $p < 0,05$).

Schlussfolgerung: Die aufgestellten Nullhypothesen müssen teilweise widerrufen werden.

- Es besteht ein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen den meisten SEA und PBNT am Milchzahndentin. Einzig GB zeigte keinen signifikanten Unterschied.
- Die Verwendung von SEA mit pH-Werten kleiner 2 hat keinen generell negativen Einfluss auf die Adhäsion am Milchzahndentin. Dabei scheint ein pH-Wert kleiner 1,5 einen negativen Einfluss auf die Haftwerte zu haben (XEV, AOF).
- Die Verwendung von 4-META und 10-MDP in SEA beeinflusst die Haftung am Dentin der ersten Dentition positiv (GB, CISE, IB, BB, GaB). Dabei können auch Adhäsive ohne 4-META und 10-MDP ähnliche Haftwerte generieren (OpXTR, AEB).
- Die Lösungsmittelkonzeption (Ethanol/Wasser und Aceton/Wasser) beeinflusst die Adhäsion am Milchzahndentin nicht. Dabei nutzten die zwei signifikant schlechtesten SEA ein Ethanol/Wasser Gemisch (XEV, AOF).

Diese Daten sollten durch weitere experimentelle und klinische Belastungstests bestätigt werden, um eine endgültige Aussage über die Praxistauglichkeit zu ermöglichen.

Abstract

Introduction: The poor compliance of young patients demands a quick and easy restoration [38,115]. For this purpose many self-etch adhesives [SEA] have been introduced for treatment in the first dentition [38,110,111]. Because of macro and micro morphological differences between first and second dentition, in-vitro investigations about the quality of these systems become necessary.

Objective: In order to rank the tested SEA, the following null hypotheses have been stated:

- There is no significant difference between the SEA and Prime and Bond NT [PBNT] in respect to their adhesion on primary dentin.
- The use of SEA with a pH-value lower 2 has no negative influence on the adhesion of primary dentin.
- The use of 4-META and 10-MDP in SEA has no influence on the adhesion of primary dentin.
- The solvent (ethanol/water und acetone/water) has no influence on the adhesion of primary dentin.

Methods: With the approval of the ethics committee of the Justus-Liebig-University Gießen (AZ 143/09), 61 of 71 freshly extracted primary teeth were used for μ TBS. Each was grounded to expose caries-free dentin, and a standardized smear-layer was established (Grinder-Polisher Beta & Met II P600 Siliziumkarpid, Buehler Lake Bluff USA). Specimens were bonded with ten SEA regarding to their manufacture-instruction (iBond SE [IB], Heraeus Kulzer; XenoV+ [XEV], Dentsply Detrey; G-Bond [GB], Gaenial Bond [GaB], GC; BeautiBond [BB], Shofu; AdheSE One F [AOF], Ivoclar Vivadent; Adper Easy Bond [AEB], 3M ESPE; Clearfil SE Bond [CISE], Kuraray; Optibond XTR [OpXTR], KerrHawe; Prime & Bond NT [PBNT], Dentsply). A 5 mm high composite-restoration was built using Filtek Z 250 (3M ESPE). After 24 h storage in distilled water at 37° C, 848 resin-dentin beams were cut (Low Speed Saw Isomet 1000, Buehler). The received 0.36 mm² sized beams were subjected to μ TBS (Zug-Druck-Prüfsystem TC-550, Syndicad Ingenieurbüro). Fracture analysis was carried out at 40x magnification under a fluorescence microscope (AZ 100, Nikon). For each adhesive one additional tooth was prepared and investigated under REM Amray 1610 Turbo (Ing.-Büro Peter Liebscher). Statistical examination was executed with SPSS 15 (IBM, Armonk, USA), Normal distribution was secured through Kolmogorov-Smirnov-test and adhesion has been tested through oneway-anova (mod. LSD, $p < 0.05$) as

also through Mann-Whitney-test ($p < 0.05$) for BB and AOF. Differences in type of fracture were tested through Mann-Whitney-test ($p < 0.05$).

Results: Two SEA (XEV, AOF) showed significantly lower and six SEA (IB, GaB, AEB, CISE, OpXTR) significantly higher bond strengths than the reference PBNT. Three adhesives (IB, CISE, PBNT) did not suffer pre-testing-failures [PTF]. AOF revealed the largest portion of PTF (28%, $p < 0.05$).

Conclusion: The stated null hypotheses have partially to be revoked.

- A significant difference in bond strength has been shown between all SEA but GB and PBNT.
- The use of SEA with a pH-value lower than 2 has no negative influence on adhesion. But values lower than 1.5 seem to have a negative effect (XEV, AOF).
- The use of 4-META and 10-MDP in SEA has a positive effect on adhesion (GB, CISE, IB, BB, GaB). But some SEA without 4-META and 10-MDP reached similar bond strengths (OpXTR, AEB).
- The solvent (ethanol/water und acetone/water) has no influence on adhesion. But the significant lowest bond strengths were performed with ethanol/water as a solvent (XEV, AOF).

This data should be proved through further experimental and clinical investigations in order to state a definitive proposal for clinical routine.

Literaturverzeichnis

1. Angker L, Swain MV, Kilpatrick N: Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentine. *J Dent* 2003;31:261-267
2. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo, Luís Henrique Araújo, Soares CJ, Yamagawa J: Adhesion to tooth structure: a critical review of \"micro\" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;26:50-62
3. Bolaños-Carmona V, González-López S, Briones-Luján T, De Haro-Muñoz C, La Macorra JC de: Effects of etching time of primary dentin on interface morphology and microtensile bond strength. *Dent Mater* 2006;22:1121-1129
4. Bolaños-Carmona V, González-López S, De Haro-Muñoz C, Briones-Luján MT: Interfacial morphology and bond strength of self-etching adhesives to primary dentin with or without acid etching. *J Biomed Mater Res* 2008;87B:499-507
5. Bordin-Aykroyd S, Sefton J, Davies EH: In vitro bond strengths of three current dentin adhesives to primary and permanent teeth. *Dent Mater* 1992;8:74-78
6. Brackett MG, Dib A, Franco G, Estrada BE, Brackett WW: Two-year clinical performance of Clearfil SE and Clearfil S3 in restoration of unabraded non-carious class V lesions. *Oper Dent* 2010;35:273-278
7. Brackett WW, Covey DA: One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent* 2002;27:218-222
8. Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 1994;22:97-102
9. Braga RR, Meira, Josete B C, Boaro, Leticia C C, Xavier TA: Adhesion to tooth structure: a critical review of macro test methods. *Dent Mater* 2010;26:38-49
10. Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-853
11. Buonocore MG: Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963;67:382-391
12. Burke FJ: From extension for prevention to prevention of extension: (minimal intervention dentistry). *Dent Update* 2003;30:492-8, 500, 502
13. Cardoso MV, Almeida Neves, Mine A: Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 2011;56:31-44
14. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR: Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dent Mater* 1998;14:394-398
15. Cho B, Dickens SH: Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 2004;20:107-115
16. De Munck J, van Meerbeek B: The Current Status of Bonding to Dentin Anno 2007. *Int J Oral-Med Sci* 2007;6:45-60
17. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z: Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;11:126-131
18. Devarasa GM, Subba Reddy VV, Chaitra NL, Swarna YM: Self-etching adhesive on intact enamel, with and without pre-etching. *Microsc Res Tech* 2012;75:650-654

19. Duggal MS, Toumba KJ, Sharma NK: Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: a 24-month evaluation. *Br Dent J* 2002;193:339-342
20. Eakle WS, Staninec M, Yip RL, Chavez MA: Mechanical retention versus bonding of amalgam and gallium alloy restorations. *J Prosthet Dent* 1994;72:351-354
21. Eckert GJ, Platt JA: A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater* 2007;23:385-391
22. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS: Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009;25:1187-1194
23. Ferracane JL: Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent* 2008;33:247-257
24. Frankenberger R (Hrsg): *Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis.* Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2013
25. Frankenberger R, Krämer N: Adhäsive im Milchgebiss. *Oralprophyl Kinderzahnheilkd* 2010;162-166
26. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR: Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 2005;26:2043-2052
27. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa B, Lopes M: No-bottle vs multi-bottle dentin adhesives - a microtensile bond strength and morphological study. *Dental Materials* 2001;373-380
28. Frankenberger R, Tay FR: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials* 2005;21:397-412
29. Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM de: Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;20:322-329
30. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M: Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. *J Dent*;30:99-105
31. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H: In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;79:1385-1391
32. Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, Garcia-Godoy F, Manhart J: Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 2005;18:198-211
33. Hosaka K, Nakajima M, Takahashi M: Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. *Dent Mater* 2010;26:360-367
34. Hosoya Y, Kawada E, Liu J, Oda Y, Marshall GW: Micro-tensile strength of sound primary second molar dentin. *J Mater Sci* 2005;40:6181-6186
35. Ikeda T, Munck J de, Shirai K: Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater* 2008;24:1316-1323
36. Ismael Y, Baltra M, Urzua I: Chemical stability of two dentin single-bottle adhesives as a function of solvent loss. *Rev. odonto ciênc.* 2008;23:220-224

37. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B: Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials* 2005;26:6449-6459
38. Kaaden C, Schmalz G, Powers JM: Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clin Oral Investig* 2003;7:235-240
39. Kanca J: The all-etch bonding technique wetbonding. *Dent Today* 1991;10:58, 60-1
40. Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LER: Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *J Dent* 2006;34:775-783
41. Krämer N: Zahngesundheit bayerischer Schulkinder 2009. *Oralprophyl Kinderzahnheilkd* 2011;75-82
42. Krämer N, Frankenberger R: Füllungstherapie im Milchgebiss. *Oralprophyl Kinderzahnheilkd* 2004;78-84
43. Krämer N, Frankenberger R: Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent* 2007;17:2-9
44. Krejci I, Besek M, Lutz F: Clinical and SEM study of Tetric resin composite in posterior teeth: 12-month results. *Am J Dent* 1994;7:27-30
45. Kwong SM, Cheung, G S P, Kei LH: Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002;18:359-369
46. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R: Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2008;10:97-103
47. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25:441-458
48. Marthaler TM: Changes in dental caries 1953-2003. *Caries Res.* 2004;38:173-181
49. Milia E, Cumbo E, Cardoso RJA, Gallina G: Current dental adhesives systems. A narrative review. *Curr Pharm Des* 2012;18:5542-5552
50. Mortimer KV: The relationship of deciduous enamel structure to dental disease. *Caries Res* 1970;4:206-223
51. Moszner N, Salz U, Zimmermann J: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21:895-910
52. Munck J de, van Landuyt K, Peumans M: A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res* 2005;84:118-132
53. Naujoks R, Schade H, Zelinka F: Chemical composition of different areas of the enamel of deciduous and permanent teeth. (The content of Ca, P, CO₂, Na and N₂). *Caries Res* 1967;1:137-143
54. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004;20:579-585
55. Nör JE, Feigal RJ, Dennison JB, Edwards CA: Dentin bonding: SEM comparison of the resin-dentin interface in primary and permanent teeth. *J Dent Res* 1996;75:1396-1403

56. Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS: Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent* 2006;34:381-388
57. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H: The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1:299-309
58. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM: Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995;11:117-125
59. Pashley DH, Tay FR, Breschi L: State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27:1-16
60. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM: From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent* 2007;20:7-20
61. Pashley DH, Tay FR, Yiu C: Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83:216-221
62. Perdigao J, Ramos JC, Lambrechts P: In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dent Mater* 1997;13:218-227
63. Perdigao J, Frankenberger R: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001;32:385-390
64. Perdigao J, Lambrechts P, van Meerbeek B: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 1996;9:167-173
65. Pereira, Patricia N R, Nunes MF, Miguez PA, Swift, Edward J Jr: Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Oper Dent* 2006;31:677-681
66. Peumans M, Kanumilli P, Munck J de, 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
67. Pieper K: Epidermologische Begleituntersuchung zur Gruppenprophylaxe 2004. Deutsche Arbeitsgemeinschaft für Jugendzahnpflege 2005
68. Pieper K, Schulte AG: The decline in dental caries among 12-year-old children in Germany between 1994 and 2000. *Community Dent Health* 2004;21:199-206
69. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F: Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;14:252-258
70. Placido E, Meira, Josete B C, Lima RG, Muench A, de Souza, Roberto Martins, Ballester RY: Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007;23:1086-1092
71. Poitevin A, Munck J de, van Landuyt K: Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2008;10:7-16
72. Reich E: Zahngesundheit bayerischer Schulkinder. LAGZ Bayern 1999
73. Robinson C, Kirkham J, Brookes SJ, Bonass WA, Shore RC: The chemistry of enamel development. *Int J Dev Biol* 1995;39:145-152
74. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PEC, Tay FR, Ferrari M: Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 2005;7:297-302

75. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73:1205-1211
76. Sano H, Shono T, Sonoda H: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10:236-240
77. Santini A, Gallegos IT, Felix CM: Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J* 2013;2:30-33
78. Sardella TN, Castro FLA de, Sanabe ME, Hebling J: Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent* 2005;33:355-362
79. Sarr M, Kane A, Vreven J: Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent* 2010;35:94-104
80. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26:78-93
81. Shellis RP: Relationship between human enamel structure and the formation of caries-like lesions in vitro. *Arch Oral Biol* 1984;29:975-981
82. Shinoda Y, Nakajima M, Hosaka K, Otsuki M, Foxton R, Tagami J: Effect of smear layer characteristics on dentin bonding durability of HEMA-free and HEMA-containing one-step self-etch adhesives. *Dent Mater J* 2011;30:501-510
83. Shirai K, Munck J de, Yoshida Y: Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 2005;21:110-124
84. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P: Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent* 2014;17:420-426
85. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P: Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *J Conserv Dent* 2014;17:305-311
86. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PCF, Armstrong SR: Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. *J Dent Res* 2008;87:89-93
87. Spencer P, Wang Y: Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2002;62:447-456
88. Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D: The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent* 2006;34:237-244
89. Staninec M, Marshall GW, Hilton JF: Ultimate tensile strength of dentin: Evidence for a damage mechanics approach to dentin failure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2002;63:342-345
90. Sumikawa DA, Marshall GW, Gee L, Marshall SJ: Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent* 1999;21:439-444
91. Takahashi M, Nakajima M, Hosaka K, Ikeda M, Foxton R, Tagami J: Long-term evaluation of water sorption and ultimate tensile strength of HEMA-containing/-free one-step self-etch adhesives. *J Dent* 2011;39:506-512
92. Taschner M, Nato F, Mazzoni A: Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010;118:517-524

93. Tay F, Pashley D: Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent* 2002;4:91-103
94. Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH: Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. *J Adhes Dent* 2000;2:99-116
95. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I: Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004;32:611-621
96. Tay FR, Lai CNS, Chersoni S: Osmotic blistering in enamel bonded with one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004;83:290-295
97. Tay FR, Pashley DH: Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003;69:726-731
98. Tay FR, Pashley DH: Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16:6-12
99. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M: Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent* 2004;17:271-278
100. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CKY: Water treeing in simplified dentin adhesives--deja vu? *Oper Dent* 2005;30:561-579
101. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M: Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81:472-476
102. Uekusa S, Tsubota K, Tonegawa M: Microtensile bond strengths of single-step self-etch adhesive systems to bovine dentin. *J Oral Sci* 2007;49:183-189
103. van Landuyt KL, Mine A, Munck J: Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2009;11:175-190
104. van Landuyt KL, Munck J, Snauwaert J: Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2005;84:183-188
105. van Landuyt KL, Snauwaert J, De M: Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28:3757-3785
106. van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I: Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res* 2008;87:757-761
107. Van Landuyt, K L, Snauwaert J, Peumans M, Munck J, Lambrechts P, van Meerbeek B: The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dent Mater* 2008;24:1412-1419
108. 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
109. van Meerbeek B, Munck J, Yoshida Y: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28:215-235
110. van Meerbeek B, van Landuyt K, Munck J: Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24:1-13
111. van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A: State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials* 2011;27:17-28

112. van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G: A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17:61-67
113. Watanabe LG, Marshall, G W Jr, Marshall SJ: Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 1996;12:109-115
114. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A: Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater* 2006;22:420-425
115. Yaseen SM, Subba Reddy VV: Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2009;27:33-38
116. Yeşilyurt C, Bulucu B: Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J Contemp Dent Pract* 2006;7:26-36
117. Yildirim S, Tosun G, Koyutürk AE: Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *Eur J Dent* 2008;2:11-17
118. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R: Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83:454-458
119. Yoshida Y, van Meerbeek B, Nakayama Y: Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000;79:709-714
120. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N: Self-assembled Nano-layering at the Adhesive Interface. *J Dent Res* 2012;91:376-381
121. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hanabusa M, Matsumoto T, Momoi Y: X-ray diffraction analysis of three-dimensional self-reinforcing monomer and its chemical interaction with tooth and hydroxyapatite. *Dent Mater J* 2012;31:697-702
122. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N: Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomaterialia* 2010;6:3573-3582
123. Yoshioka M, Yoshida Y, Inoue S: Adhesion/decalcification mechanisms of acid interactions with human hard tissues. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2002;59:56-62

Abkürzungsverzeichnis

ERA	Etch-and-Rinse-Adhäsiv
SEA	Self-Etch-Adhäsiv
AIOA	All-In-One-Adhäsiv
AD-Modell	Adhäsionsdekalzifizierungsmodell
10-MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
MMP	Matrix-Metalloproteasen
4-META	4-Methacryloyloxyethyltrimellitsäureanhydrid
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
TBS	Zugversuch (<i>Tensile-Bond-Strength</i>)
SBS	Scherversuch (<i>Shear-Bond-Strength</i>)
μTBS	Mikrozugversuch (<i>Micro-Tensile-Bond-Strength</i>)
μSBS	Mikroscherversuch (<i>Micro-Shear-Bond-Strength</i>)
PTF	Pre-Testing-Failure

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Adhäsion-Dekalzifizierungsmodell	Seite 11
Abb. 2	Reaktion von Self-Etch Adhäsive an Dentin	Seite 12
Abb. 3	funktionelles Monomer	Seite 17
Abb. 4	4-META	Seite 18
Abb. 5	10-MDP	Seite 19
Abb. 6	Platzierung Probenkörper in Isomet 1000	Seite 29
Abb. 7	Aufsicht auf gesägten Probenkörper	Seite 29
Abb. 8	Schematischer Ablauf Probenherstellung	Seite 30
Abb. 9	Aufsicht auf frakturierte Probe	Seite 31
Abb. 10	Haftwerte der Kalibrierungsgruppen	Seite 34
Abb. 11	Haftwerte der Versuchsgruppen	Seite 37
Abb. 12	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 1	Seite 38
Abb. 13	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 2	Seite 38
Abb. 14	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 3	Seite 39
Abb. 15	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 4	Seite 39
Abb. 16	Kumuliert prozentuale Darstellung Bruchmodi	Seite 40
Abb. 17	Haftwerte der Adhäsivklassen	Seite 41
Abb. 18	Haftwerte im Bezug zum pH-Wert	Seite 43
Abb. 19	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 5	Seite 45
Abb. 20	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 6	Seite 45
Abb. 21	Frakturmodi in Bezug zum pH-Wert	Seite 46
Abb. 22	Haftwerte im Bezug zum funktionellen Monomer	Seite 47
Abb. 23	Frakturmodi in Bezug zum funktionellen Monomer	Seite 48
Abb. 24	Fluoreszenzbild einer Probenfraktur 7	Seite 48
Abb. 25	Haftwerte im Bezug zum Lösungsmittel	Seite 49

Abb. 26	Frakturmodi im Bezug zum Lösungsmittel	Seite 50
Abb. 27	REM-Bild von AOF	Seite 51
Abb. 28	REM-Bild von CISE	Seite 58
Abb. 29	REM-Bild von IB	Seite 59
Abb. 30	REM-Bild von XEV	Seite 61
Abb. 31	REM-Bild von GaB	Seite 62
Abb. 32	REM-Bild von BB	Seite 63
Abb. 33	REM-Bild von AEB	Seite 65
Abb. 34	REM-Bild von GB	Seite 66
Abb. 35	REM-Bild von OpXTR	Seite 68

Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Klassifikation der Adhäsive	Seite 9
Tab. 2	Einteilung der Self-Etch Adhäsive	Seite 9
Tab. 3	Auflistung der Adhäsive	Seite 24
Tab. 4	Auflistung der Kompomere und Komposite	Seite 25
Tab. 5	Frakturmodi der Kalibrierungsgruppen	Seite 35
Tab. 6	Auflistung der Haftungsergebnisse	Seite 40
Tab. 7	Frakturmodi der Adhäsive nach Adhäsivklasse	Seite 42

	PBNT	IB	XEV	GB	GaB	BB *	AOF *	AEB	CISE	OpXTR
PBNT		0,000	0,000	0,201	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
IB	0,000		0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,184	1,000	1,000
XEV	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,084	0,000	0,000	0,000
GB	0,201	0,000	0,000		0,000	0,148	0,000	0,470	0,003	0,000
GaB	0,000	1,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,593	1,000	1,000
BB *	0,000	0,000	0,000	0,148	0,000		0,000	0,125	0,022	0,000
AOF *	0,000	0,000	0,084	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000
AEB	0,000	0,184	0,000	0,470	0,593	0,125	0,000		1,000	0,135
CISE	0,000	1,000	0,000	0,003	1,000	0,022	0,000	1,000		1,000
OpXTR	0,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,135	1,000	

Tabellarische Darstellung der Signifikanz

Material	Probenzahl N	Maximum MPa	Minimum MPa	Minimum ohne PTF MPa	Mittelwert MPa	Standard- abweichung MPa	Standard- abweichung %
PBNT	83	66,1	19,9	19,9	40,43	13,34	33,00
IB	78	105,4	15,1	15,1	65,01	17,34	26,63
XEV	78	65,8	0	8,2	24,09	16,41	68,13
GB	91	81,7	0	11,9	48,81	19,91	40,78
GaB	101	94	0	25,6	63,44	21,09	33,24
BB	91	86,8	0	12,7	52,3	21,31	40,74
AOF	96	71,7	0	4,6	21,74	21,82	100,00
AEB	84	90,9	0	11,8	56,33	22,47	39,90
CISE	75	101,2	15,5	15,5	60,88	19,59	32,18
OpXTR	71	94,8	0	26,4	65,63	16,66	25,38

Tabellarische Darstellung der Haftwerte

	PTF N / %	Komposit N / %	Adhäsiv N / %	Dentin N / %	Adhäsiv& Dentin N / %	Adhäsiv& Komposit N / %	Adhäsiv& Komposit& Dentin N / %
IB	0 / 0	30 / 38,5	35 / 44,9	7 / 9	1 / 1,3	4 / 5,1	1 / 1,3
XEV	9 / 11,5	2 / 2,6	54 / 69,2	6 / 7,7	3 / 3,8	3 / 3,8	1 / 1,3
GB	2 / 2,2	10 / 11	60 / 65,9	11 / 12,1	3 / 3,3	4 / 4,4	1 / 1,1
GaB	4 / 4	27 / 26,7	42 / 41,6	21 / 20,8	1 / 1	6 / 5,9	0 / 0
BB	6 / 6,6	6 / 6,6	57 / 62,6	11 / 12,1	0 / 0	11 / 12,1	0 / 0
AOF	27 / 28,1	3 / 3,1	58 / 60,4	2 / 2,1	1 / 1	5 / 5,2	0 / 0
AEB	3 / 3,6	34 / 40,5	37 / 44	6 / 7,1	2 / 2,4	2 / 2,4	0 / 0
CISE	0 / 0	24 / 32	17 / 22,7	18 / 24	8 / 10,7	5 / 6,7	3 / 4
OpXTR	1 / 1,4	24 / 33,8	24 / 33,8	18 / 25,4	2 / 2,8	2 / 2,8	0 / 0
PBNT	0 / 0	1 / 1,2	78 / 94	2 / 2,4	1 / 1,2	1 / 1,2	0

Tabellarische Darstellung der Frakturmodi

Publikationsverzeichnis

Krämer N, Tilch D, Lücker S, Frankenberger R: Status of ten self-etch adhesives for bonding to dentin of primary teeth. Int J Paediatr Dent. 2014;24(3):192-9

Tilch D, Lücker S, Frankenberger R, Krämer N: Sind aktuelle Self-Etch Adhäsive zur Füllungstherapie im Milchgebiss geeignet? Oralprophy Kinderzahnheilkd 2012;34(3):141

Erklärung zur Dissertation

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistung für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Professor Dr. Dr. N. Krämer für die Zurverfügungstellung dieses interessanten Themas, sowie für die ausdauernde Betreuung. Frau Dr. S. Lücker und Frau I. Heidmann danke ich für die tatkräftigen und wissenschaftlich fundierten Hilfestellungen, die diese Dissertation ermöglichten. Darüber hinaus danke ich allen Mitarbeiterinnen der Abteilung Kinderzahnheilkunde der JLU Gießen für ihre stets freundliche Unterstützung und allen Praxen für die Zusendung von Milchzähnen.

Wissenschaftliche Veröffentlichungen

- | | |
|------|--|
| 2014 | Zweitautor bei der Zeitschriftenveröffentlichung „Status of ten self-etch adhesives for bonding to dentin of primary teeth“ im International Journal of Paediatric Dentistry |
| 2012 | Veröffentlichung des Posterkurzvortrages „Sind aktuelle Self-Etch Adhäsive zur Füllungstherapie im Milchgebiss geeignet?“ in der Oralprophylaxe Kinderzahnheilkunde |
| 2012 | Zweitautor der Posterveröffentlichung „Influence of biological loading on μ -tensile-bond strength“ |