

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie  
des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller)

**Der Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit  
verschiedener Adhäsivsysteme auf humanem Dentin  
(eine In-vitro-Studie)**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Karolin Verena Brandt

geboren am 26. Juli 1983 in Halle (Saale)

Betreuer: PD Dr. med. dent. habil. C. R. Gernhardt

Gutachter:

1. PD Dr. med. dent. habil. C. R. Gernhardt
2. Prof. Dr. med. dent. A. M. Kielbassa (Berlin)
3. Prof. Dr. med. dent. R. Haak (Leipzig)

verteidigt am: 07.04.2011

*Meiner Familie gewidmet*

## Kurzreferat

Das Bleichen exogen oder endogen verfärbter vitaler Zähne ist wichtiger Bestandteil ästhetischer Behandlungskonzepte. Als therapeutisches Mittel der Wahl steht das externe Bleichen mit carbamidperoxid- und wasserstoffperoxidhaltigen Bleichmitteln zur Verfügung. Zahlreiche Publikationen beschreiben in diesem Zusammenhang Haftkraftverluste von Adhäsiven am Zahnschmelz (Attin et al., 2004). Beim externen Bleichen kommt jedoch nicht nur Schmelz mit den Bleichmitteln in Kontakt, sondern auch durch Erosionen, Putzdefekte oder Gingivarezessionen exponiertes Dentin. So war es Ziel dieser In-vitro-Untersuchung, die Mikro-Zugfestigkeit von vier Adhäsivsystemen (Syntac<sup>®</sup>, XP Bond<sup>™</sup>, Futurabond NR und AdheSE<sup>®</sup> One) auf extern gebleichtem Dentin (Perfect Bleach 17 % und Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup>) in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten zu ermitteln und mit einer unbehandelten Kontrollgruppe zu vergleichen. Die Versuche wurden mit 180 zervikalen Dentinproben durchgeführt, die nach standardisierten Vorgaben präpariert, nach Herstellerangaben gebleicht und nach einer Woche mit den Adhäsiven und dem Komposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup> verarbeitet wurden. Unter ständiger Dentinperfusion wurden die Mikro-Haftkräfte im axialen Mikro-Zugversuch 15 min nach Polymerisation mit einer Universalprüfmaschine ermittelt. Der Wert der mittleren Mikro-Zugfestigkeit von 25,42 MPa ( $\pm$  6,87 MPa) war für die Kombination Syntac<sup>®</sup> mit ungebleichtem Dentin am höchsten. Der Vergleich der Haftwerte der ungebleichten Reihen mit den jeweiligen mit 17%igem Carbamidperoxid gebleichten war in keinem Fall signifikant verändert ( $p < 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Bei zwei der vier verwendeten Dentinadhäsive (Syntac<sup>®</sup> und AdheSE<sup>®</sup> One) konnte eine signifikante Reduktion der Haftwerte um bis zu 33 % nach der Behandlung mit 38%igem Wasserstoffperoxid im Vergleich zur Haftung auf ungebleichtem Dentin festgestellt werden ( $p < 0,05$ ; Tukey's Studentized Range Test). Die Auswertung dieser Ergebnisse führt zu der Schlussfolgerung, dass das Bleichen von zervikalem Dentin mit hochkonzentrierten Bleichmitteln in vitro zu einer Haftkraftreduktion führt und den adhäsiven Verbund zwischen Dentin und Kompositrestaurationen signifikant beeinträchtigt. Bei niedrigkonzentrierten Bleichmitteln ist dieser Effekt nicht signifikant und deren Verwendung kann in diesem Zusammenhang empfohlen werden.

Brandt, Karolin Verena: Der Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme auf humanem Dentin (eine In-vitro-Studie).  
Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 79 Seiten, 2010

# Inhaltsverzeichnis

		Seite
<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Dentin	2
1.2	Bleichen	4
1.2.1	Historie des Bleichens	5
1.2.2	Bleichverfahren	6
1.2.3	Chemie des Bleichvorganges	8
1.2.4	Bleichmittel	9
1.3	Adhäsive	11
1.3.1	Theoretische Grundlagen der Haftung	11
1.3.2	Haftung zu den Zahnhartsubstanzen	13
1.3.3	Prinzipielle Zusammensetzung der Adhäsive	14
1.3.4	Klassifikation der Adhäsive	15
1.3.5	Faktoren der Dentinhaftung	18
1.4	Klasse V-Kavitäten	19
1.4.1	Ätiologie	19
1.4.2	Therapie	20
<b>2</b>	<b>Zielstellung</b>	<b>23</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methodik</b>	<b>24</b>
3.1	Material	24
3.1.1	Bleichmittel	24
3.1.2	Dentinadhäsivsysteme	25
3.1.3	Kompositmaterial	29
3.2	Methodik	30
3.2.1	Herstellung der Dentinproben	30
3.2.2	Bleichen der Dentinproben	31
3.2.3	Versuchsaufbau	32
3.2.4	Versuchsablauf	33
3.2.5	Verarbeitung der Dentinadhäsivsysteme	33
3.2.6	Verarbeitung des Kompositmaterials	35
3.3	Analyse	35

3.4	Statistik	36
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>37</b>
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>40</b>
5.1	Diskussion der Methodik	40
5.1.1	Wahl der Methode im Allgemeinen	40
5.1.2	Auswahl der Zähne	41
5.1.3	Durchführung der Versuche	42
5.1.4	Adhäsive	44
5.1.5	Bleichmittel	45
5.2	Ergebniskritik	45
5.2.1	Diskussion der Ergebnisse	45
5.2.2	Ursachen der Haftkraftreduktion	46
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerungen</b>	<b>48</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>50</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>52</b>
<b>9</b>	<b>Tabellenanhang</b>	<b>66</b>
<b>10</b>	<b>Thesen</b>	<b>78</b>
<b>11</b>	<b>Anlagen</b>	
<b>12</b>	<b>Tabellarischer Lebenslauf</b>	
<b>13</b>	<b>Selbstständigkeitserklärung</b>	
<b>14</b>	<b>Erklärung über frühere Promotionsversuche</b>	
<b>15</b>	<b>Danksagung</b>	

## Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen und Symbole

Abb.	Abbildung
Bis-EMA	Bisphenol-A-Ethidylmethacrylat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratzenimeter
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid
D	Bundesrepublik Deutschland
dt.	deutsch
dyn/cm	Einheit der Oberflächenspannung (1 dyn=10 <sup>-5</sup> N)
et al.	et alii (lat.), und andere (dt.)
FL	Fürstentum Liechtenstein
GDMA	Glycerindimethacrylat
Gew.-%	Gewichtsprozent
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
HPMA	Hydroxypropylmetacrylat
H <sub>2</sub> O	Wasser
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	Wasserstoffperoxid
H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub>	Phosphorsäure
lat.	lateinisch
µm	Mikrometer
min	Minute(n)
mm	Millimeter
mol	moles (lat.), Masse (dt.), molekulare Einheit der Stoffmenge
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt (1 Watt=1 Joule pro Sekunde)
N	Newton
nm	Nanometer
pH	pondus hydrogenii (lat.), Wasserstoffionenkonzentration (dt.)

RDA	Radioactive Dentin Abrasion
s	Sekunde(n)
TEG-DMA	Trithylenglycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethanethylendimethacrylat
USA	Vereinigte Staaten von Amerika
Vol.-%	Volumenprozent

## 1 Einleitung

Die Zahnmedizin ist durch innovative Forschung, gesellschaftliche Veränderungen und ökonomischen Rahmenbedingungen einem ständigen Wandel unterlegen. Dabei haben in den letzten Jahren verschiedene Fortschritte Einzug in die Zahnmedizin gehalten, die als Basis dieser Arbeit dienen.

Zum Einen ist dies das ständig wachsende Streben nach Ästhetik. Korrekturen der Zahnfarbe, meist einem idealisierten Schönheitsbild folgend, stehen dabei in der kosmetischen Zahnmedizin an erster Stelle. Bleichen ist eine anerkannte Methode zum Aufhellen der Zähne, die im Laufe des Lebens durch äußere und innere Einflüsse zum Teil erhebliche farbliche Veränderungen erfahren (Sulieman, 2000). Weit verbreitet ist beim externen Bleichen der vitalen Zahnhartsubstanz die Verwendung von Wasserstoffperoxid oder Carbamidperoxid mit der Home-Bleaching-Technik, in gravierenderen Fällen mit der In-Office-Bleaching-Technik (Severcan et al., 2008). Zahlreiche Untersuchungen zeigen, dass das externe Bleichen Risiken inne hat. Mikrohärteveränderungen von Schmelz (Attin et al., 2009) und Dentin (Faraoni-Romano et al., 2008), Hypersensibilitäten der Pulpa (Fugaro et al., 2004), Gingivareizungen oder Aufrauung der Schmelzoberfläche (Basting et al., 2007) mit erhöhter Adhäsionsfähigkeit von Bakterien sind nur einige davon.

Ein weiterer Fortschritt der letzten Jahre ist die Entwicklung klinisch erfolgreicher Adhäsive. Dentale Adhäsivsysteme stellen eine hochspezialisierte und -sensible Methode zur Befestigung von zahnfarbenen Kompositrestaurationen an hydrophilem Dentin dar. Der komplexe Vorgang der Adhäsion ist unterschiedlichsten Störfaktoren ausgesetzt. Einerseits spielen Verarbeitungsvarianten und -fehler seitens des Behandlers, die trotz exakter Herstelleranweisungen häufig sind, eine wichtige Rolle, andererseits sind Faktoren, die den verarbeiteten Materialien, also Zahnhartsubstanz, Dentinhaftvermittlersystemen und Komposit zuzuschreiben sind, ausschlaggebend für den Langzeiterfolg einer adhäsiven Füllung. Dass die Behandlung von Schmelz mit Bleichmitteln verschiedener Art einen Einfluss auf die Adhäsion plastischer Füllungsmaterialien hat, zeigt die Literatur mit variierenden Ergebnissen (Barbosa et al., 2008). Zug- und Scherhaftfestigkeit sind teilweise reduziert, teilweise unverändert (Moule et al., 2007).



Jedoch wird nicht nur der Zahnschmelz aufgehellt, sondern auch eine Benetzung des Dentins mit Bleichmitteln ist denkbar. Durch die konsequente Realisierung von Prophylaxemaßnahmen und der konservierenden Behandlung kariöser Zähne ist weiterhin in Zukunft mit einer Abnahme der Zahnverlustrate zu rechnen. Dies und die Progredienz von Parodontopathien führt infolge der verlängerten Gebrauchsdauer der Zähne unmittelbar zu einem Anstieg nichtkariogener Zahnhartsubstanzverluste durch Abrasion und Erosion sowie zu Zahnhalsdefekten durch falsche Zahnputztechnik, okklusale Fehlbelastungen und Freilegung der Dentinoberfläche im Wurzelbereich durch Gingivarezessionen (Attin et al., 2008).

Da die Inzidenz von nichtkariösen Zahnhartsubstanzdefekten wie Erosionen durch Säureeinwirkung und Abrasionen durch falsche Zahnputztechnik auch bei jungen Patienten steigt und gerade in dieser Generation der Wunsch nach einer Aufhellung der Zähne verbreitet ist, besteht dahingehend Forschungsbedarf, wie sich das Bleichen der Zähne auf die adhäsiven Eigenschaften von Dentinhaftvermittlern im Zuge einer plastischen Restauration mit Kompositen am Dentin im Zahnhalsbereich auswirkt. Denn es besteht häufig nach dem Bleichen die Indikation, Zahnhalsdefekte konservativ zu versorgen, sei es durch Austausch einer durch das Bleichen nicht aufhellbaren Füllung oder der Erstversorgung einer Klasse V-Kavität. Mikro-Zugversuche spielen für die Beurteilung der Adhäsionskraft von Dentinhaftvermittlern eine große Rolle. Da Dentinadhäsive auf unterschiedlichen Methoden, Self-etch – Total-etch, Ein-Schritt – Mehr-Schrittadhäsive, basieren, ist es wichtig, aus diesen unterschiedlichen Gruppen jeweils Vertreter zu untersuchen.

### **1.1 Dentin**

Das Zahnbein (Dentin), der Hauptbestandteil des menschlichen Zahnes, ist eine vitale, mineralisierte Hartsubstanz ektomesenchymalen Ursprungs. Zu 70 Gew.-% besteht Dentin aus anorganischem Material, vorwiegend Hydroxylapatit bzw. amorphes Kalziumphosphat, welches dem Dentin seine Festigkeit verleiht. 20 Gew.-% bildet die organische Matrix, hauptsächlich Kollagen Typ I und Grundsubstanz, in Form von Glykosaminoglykanen und Glykoproteinen (Jones, 1974). Wasser, im Besonderen in Form des Dentinliquors, ist zu 10 Gew.-% Bestandteil des Dentins (Ten Cate, 1985). Im

Gegensatz zum stark mineralisierten, avitalen Zahnschmelz ist Dentin hochelastisch, verformbar und weich.

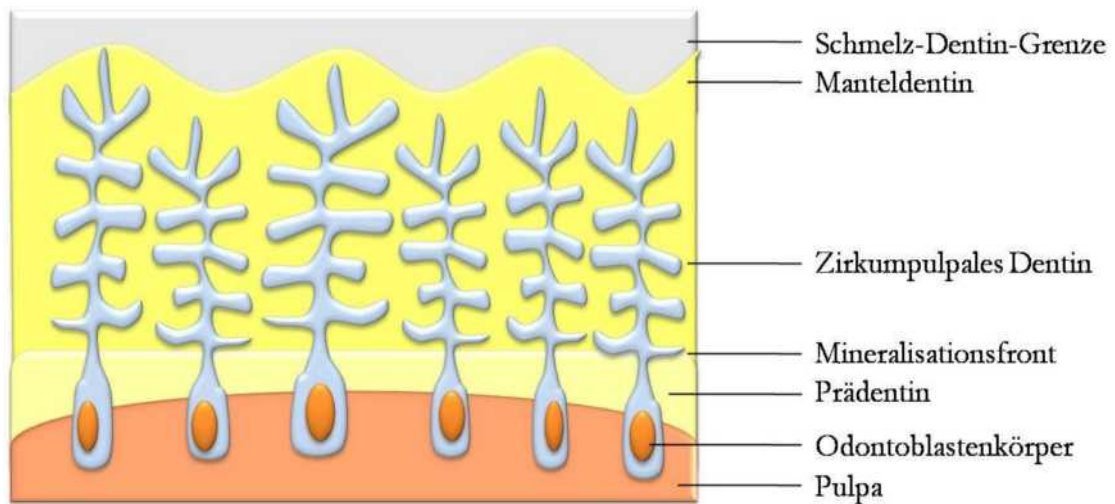


Abb. 1: Schematische Darstellung der pulpanahen und peripheren Anteile des Dentins

Im Gegensatz zum Knochen enthält das Dentin keine Zellen, sondern wird lediglich von den bis zu 5000  $\mu\text{m}$  langen protoplasmatischen Fortsätzen der in der Randzone der Pulpa gelegenen Odontoblasten durchzogen. Die Fortsätze (Tomes'sche Fasern) durchsetzen das Dentin strahlenförmig in ganzer Breite und reichen bis zur Schmelz-Dentin-Grenze. Sie liegen in feinen, radiär angeordneten Dentintubuli (Canaliculi dentales), die sich gegen die Oberfläche hin zunehmend verzweigen und Kollateralen über Gap- und Tight-Junctions bilden.

Das Kronendentin enthält mehr Dentinkanälchen pro Flächeneinheit als das Wurzelndentin und das pulpanahe wiederum mehr als das oberflächennahe Dentin (1:4). Der Durchmesser schwankt zwischen 1 und 4  $\mu\text{m}$  und nimmt im Alter ab. In den Dentintubuli herrscht eine zentrifugale Strömung von Dentinliquor, dem Ultrafiltrat des Blutes, mit einem intrapulpalen Druck von 30 cm Wassersäule (Ciucchi et al., 1995).

Die Begrenzung der Dentinkanälchen wird von einer stark mineralisierten, metachromatisch anfärbaren Kittsubstanzschicht (Neumann'sche Scheide oder Dentinum peritubulare) gebildet (Miller et al., 1971). Die Tubuli enthalten etwa bis zur Schmelz-Zement-Grenze neben den Tomes'schen Fasern auch feinste Nervenfasern, die von einem in der Pulpa gelegenen Plexus ausgehen (Frank et al., 1977). Die Dentintubuli sind untereinander durch weniger dicht mineralisiertes intertubuläres

Dentin getrennt. Die Hauptmasse des Dentins wird als zirkumpulpaes Dentin bezeichnet und findet sich zwischen Pulpencavum und Manteldentin, dem sich der Zahnschmelz anschließt. (Eastoe, 1967)

Im Zuge der Dentinogenese, induziert durch die Hertwig'sche Epithelscheide, sezernieren die Odontoblasten eine dünne Lamelle (Membrana praeformativa) von unregelmäßigen Fibrillen (von Korff'sche Fasern), die zur Grundlage einer zunächst unverkalkten Hartschubstanz, dem Prädentin wird. Durch Einlagerung von monomorphen Kristallen verhärtet das Prädentin und wird in Dentin umgewandelt. Durch die auch weit nach Abschluss der Zahnbildung bestehende Vitalität der Odontoblastenfortsätze bildet sich zeitlebens Sekundärdentin (Ersatzdentin) unter zunehmender Einengung des Pulpencavums. Durch exogene Reize wie Karies oder Pharmaka (Calciumhydroxid) wird dieser Schutzmechanismus des Dentins beschleunigt und es kommt zur Tertiärdentinbildung (Reizdentin) und somit zur tubulären Sklerose (Butler, 1984).

### 1.2 Bleichen

Bleichen ist ein chemischer Prozess, der dazu dient, unerwünschte Verfärbungen zu entfernen oder zu schwächen. Etymologisch ist das Wort Bleichen mit dem französischen „blanc“ verwandt, was im romanischen Sprachraum weiß oder farblos bedeutet. Im Speziellen ist es in der Zahnmedizin eine Methode, um menschliche Zähne, die sich durch exo- oder endogene Ursachen verfärbt haben, aus ästhetischen Gründen aufzuhellen (Sheridan und Armbruster, 1999).



Abb. 2: Frontalansicht vor dem Bleichen



Abb. 3: Frontalansicht nach dem Bleichen mit Perfect Bleach 10 % (Voco)

### 1.2.1 Historie des Bleichens

Bleichen ist keine Errungenschaft der modernen Zahnmedizin. Schon im römischen Reich waren strahlend weiße Zähne Sinnbild für Schönheit und Ästhetik. Zum Putzen der Zähne wurde Urea (Harnstoff), vorwiegend aus Portugal, benutzt, um ein weißes Lächeln zu erzielen (Schmidseder, 1998). Im Mittelalter war es nicht nur Aufgabe der Barbieri, zu extrahieren, sondern auch verfärbte Zähne mit Aquafortis, einem salpeterhaltigen Gemisch, aufzuhellen (Lips, 2004).

Seit den 50er Jahren des 19. Jahrhunderts wird Wasserstoffperoxid ( $H_2O_2$ ) als desinfizierende Mundspüllösung benutzt (Marshall et al., 1995). 1884 wurden durch Harlan erstmals Versuche unternommen, Zähne mit Wasserstoffperoxid zu bleichen (Goldstein, 1997). 1895 publizierte Westlake die Methode der Mikroabrasion (Westlake, 1895). Dabei wurden Flecken und Verfärbungen mit verdünnter Salzsäure entfernt. Mit einem Gemisch aus Peroxiden und Ether erzielte er weitere Bleicherfolge.

Abbot verwendete Superoxol<sup>®</sup>, eine stabilisierte Mischung aus 30%igem Wasserstoffperoxid zum Bleichen von Fluorosen (Abbot, 1918; Prinz, 1924). 1916 entdeckte Kane die bleichende Wirkung von Salzsäure und setzte diese unter anderem gegen Dentalfluorose ein (McEvoy, 1989). Erfolgreiche Ergebnisse erzielte auch Ames mit einer Mischung aus 30%igem  $H_2O_2$  und Ether in Kombination mit Wärme, die durch erhitzte Metallinstrumente zugeführt wurde (Ames, 1937).

Erstmals wurden 1965 von Zack und Cohen wissenschaftliche Untersuchungen zu dieser Fragestellung durchgeführt. Ihre Studie belegte, dass eine Hitzequelle beim Bleichen keine schädigende Wirkung auf die Pulpa hat. Bestätigt wurden diese Ergebnisse von Nyborg und Brännström (Nyborg und Brännström, 1968). Um problematische Gingivitiden bei Patienten mit festsitzenden Apparaturen zu therapieren, setzte der Kieferorthopäde Klusmier das Medikament Gly- Oxid (Marion), ein 10%iges Carbamidperoxid, ein. Neben den nahezu gesunden Gingivaverhältnissen stellte er bei den Patienten mit längerer Therapiedauer eine Aufhellung der Zähne fest (Kihn et al., 2000).

Diese Methode führte schließlich zur Entwicklung der heute gängigen Home-Bleaching-Technik durch Haywood und Heymann (Haywood und Heyman, 1989). Im selben Jahr führte das Unternehmen Omni das erste kommerzielle Bleichmittel White & Brite mit 10%igem Carbamidperoxid ein. Haywood publizierte 1990 Studien zum

Einfluss des Bleichens auf die Schmelztopographie und stellte keine signifikanten Abweichungen zur ungebleichten Zahnhartsubstanz fest (Haywood et al., 1990). Diese Ergebnisse bestätigten auch weitere Untersuchungen (Murchison et al., 1992).

### 1.2.2 Bleichverfahren

In der Zahnmedizin sind grundsätzlich zwei Methoden zum Aufhellen verfärbter Zähne zu unterscheiden. Beim Bleichen vitaler Zähne, dem externen Bleichen, werden Chemikalien auf die Zahnoberfläche appliziert, die so zu einer Aufhellung führen. Dabei wird In-Office-Bleaching von Home-Bleaching unterschieden. Diese Maßnahmen werden nur nach professioneller Zahnreinigung durchgeführt, da die Zahnfarbe dadurch meist schon um ein bis zwei Stufen aufgehellt werden kann.

Ist die Aufhellung avitaler Zähne Ziel der Therapie, so wird beim internen Bleichen die Bleichsubstanz innerhalb des koronalen Dentins eingebracht (z. B. Walking-Bleach-Technik).

Der Begriff **In-Office-Bleaching** stammt, in Anlehnung an das amerikanische Schrifttum, von der Methode, die Aufhellung der Zähne in der zahnärztlichen Praxis durchzuführen. In der Vergangenheit wurden dazu sehr aggressive Methoden verwendet. Meist benutzte man hochkonzentriertes Wasserstoffperoxid in Kombination mit Hitze und Licht. Dies führte oft zu Zahnhartsubstanzschädigungen und Pulpenirritationen. Diese Technik, als Power-Bleaching bezeichnet, wird aber nicht mehr empfohlen (Tredwin et al., 2006), da die Licht- und Hitzeaktivierung zur Erhöhung der Pulpatemperatur von 5 bis 8 °C führt, wodurch es zur Pulpenschädigung kommen kann (Baik et al., 2001; Luk et al., 2004).

Das In-Office-Bleaching ohne Hitze- oder Lichtkatalysator ist weiterhin zur Behandlung bei starken Verfärbungen verbreitet (Fasanaro, 1992). Es werden hochkonzentrierte Wasserstoffperoxide (30-38 %) und Carbamidperoxide (10-45 %) verwendet, meist sind circa drei Sitzungen notwendig (Perdigao et al., 2004).

Die Methode des **Home-Bleachings** geht auf die Entwicklung von Haywood und Heymann in den achtziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts zurück (Haywood und Heymann, 1989). An dieser Art des Bleichens hat sich bis heute nur wenig geändert: Ein Carbamidperoxidgel wird in einer formstabilen Tiefziehschiene mit vestibulärem

Reservoir über Nacht getragen. Die Schiene kommt in der Regel über einen Zeitraum von zwei Wochen zum Einsatz, wobei die tägliche Anwendungszeit zwischen zwei Stunden und der gesamten Nacht variiert (Wiegand und Attin, 2002). Die Konzentration des Bleichgels liegt zwischen 10 und 20 %. Für Eckzähne und stark verfärbte Zähne werden höhere Konzentrationen bevorzugt (Christensen, 1997).

Dem Bleichen gehen eine professionelle Zahnreinigung und eine gründliche Befunderhebung voraus, um insuffiziente Restaurationen und kariöse Läsionen zu diagnostizieren. Zur Vermeidung von Hypersensibilitäten kann eine Behandlung freiliegender Dentinbereiche mit Desensitizern erfolgen. Bei jungen Patienten empfiehlt sich die Anfertigung eines Röntgenbildes zum Ausschluss eines weiten Pulpencavums und damit verbundener Hypersensibilitäten (Wiegand und Attin, 2002). Vor jeder Bleichbehandlung sollte die Zahnfarbe bestimmt und das Behandlungsziel festgelegt werden. Sie sollte spätestens beim Erreichen der Zahnfarbe A1 beendet werden, da eine unkontrolliert lange Bleichbehandlung Schäden an den Zahnstrukturen hinterlässt (de Freitas et al., 2004). Weiterhin muss der Patient darauf hingewiesen werden, dass zwar Zahnhartsubstanz, nicht jedoch vorhandene Füllungen und Kronen aufgehell werden und somit eine Erneuerung der Versorgungen nötig sein kann. Je nach Literatur variiert der Bleicherfolg zwischen ein bis drei Jahren (Glockner et al., 1997) und dauerhaftem Erfolg (Haywood et al., 1990).

Zum intrakoronaren Bleichen verfärbter avitaler Zähne wird die **Walking-Bleach-Technik** angewandt. Dabei wird eine Mischung aus Natriumperborat (Tetrahydrat) und Wasser empfohlen (Attin et al., 2003). Da die Pulpa bereits entfernt wurde, ist es möglich, Bleichmittel mit hohen Konzentrationen zu verwenden. Das Pulpencavum wird eröffnet, die Wurzelfüllung bis auf 1-2 mm subgingival reduziert und mit Glasionomierzement auf Schmelz-Zement-Grenze verschlossen (Fuss et al., 1989). Das Bleichgemisch wird eingebracht, mit einer provisorischen Restauration verschlossen und für eine Woche belassen. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt bis das gewünschte Bleichergebnis erreicht ist. Ernsthaftige Komplikationen stellen externe zervikale Resorptionen der Zahnhartsubstanz dar, die durch eine suffiziente Wurzelfüllung minimiert werden können.

### 1.2.3 Chemie des Bleichvorganges

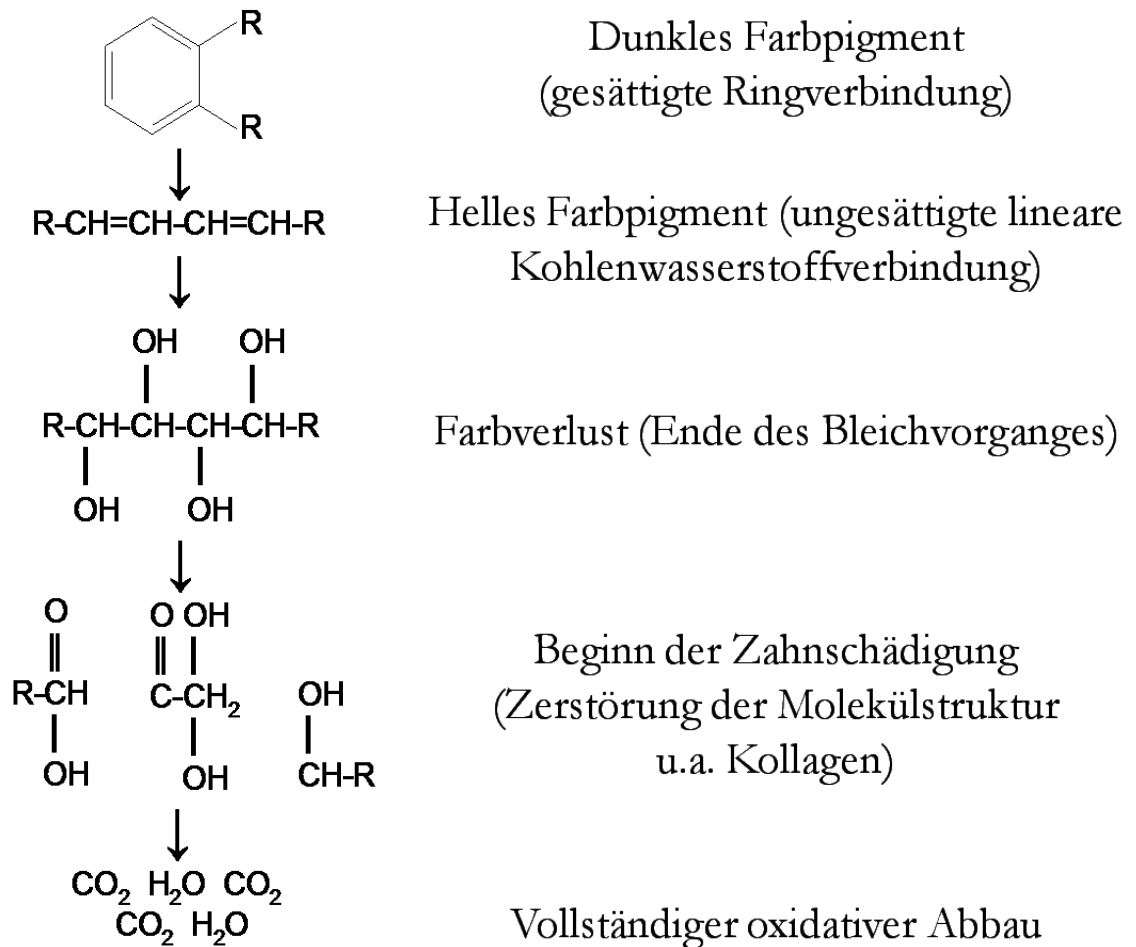


Abb. 4: Chemie des Bleichvorganges (nach Schmideder, 1998)

In den Zahn eingelagerte Farbpigmente (Chromophore) bestehen aus gesättigten Ringverbindungen, deren Doppelbindungen in der Lage sind, Licht zu absorbieren. Dadurch erscheint der Zahn dunkel. Durch die Oxidation mit Bleichmitteln, wie  $\text{H}_2\text{O}_2$  und deren freien Radikalen, wird die Verbindung aufgespalten und es entstehen ungesättigte, lineare Kohlenwasserstoffverbindungen, die dem menschlichen Auge als helles Farbpigment erscheinen (Schmideder, 1998). Die Fortsetzung des Bleichvorganges bewirkt eine Aufspaltung aller Doppelbindungen im Molekül und führt zum Farbverlust des Moleküls. Der Bleichvorgang ist beendet und aus Xanthopteren (gelbe Pigmente) werden Leukopteren (weiße Pigmente). Die Eigenfarbe der Zähne kommt nun zum Vorschein.

Wird über den Sättigungspunkt hinaus Wasserstoffperoxid zugeführt, kommt es zur Zerstörung der Molekülstruktur der organischen Zahnhartsubstanz, u.a. Kollagen und zur Zahnschädigung (Attin et al., 2008). Dauerbleichen führt zum oxidativen Abbau von Molekülen zu Kohlenstoffdioxid (CO<sub>2</sub>) und Wasser (H<sub>2</sub>O). Überbleichte Zähne sind reversibel übernatürlich hell: zum einen wegen der Austrocknung, zum anderen wegen der Lichtbrechung im optisch porösen Schmelz. Des Weiteren werden farbige Metalloxide wie Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Fe<sup>3+</sup>) zu farblosen FeO (Fe<sup>2+</sup>) reduziert (Attin, 1998).

### 1.2.4 Bleichmittel

Die gängigsten Bleichmittel beim externen Bleichen sind Wasserstoffperoxid (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) und Carbamidperoxid (CH<sub>6</sub>N<sub>2</sub>O<sub>3</sub>).

Das Molekulargewicht von **Wasserstoffperoxid** ist vergleichsweise niedrig (34,02 mol). Dadurch ist es in der Lage, durch die Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin zu penetrieren und freie Radikale unter der Zahnoberfläche zu produzieren (Haywood, 1992). Da die Radikale ungepaarte Elektronen haben, sind sie elektrophil und instabil, sodass sie organische Moleküle angreifen und deren Bindungen lösen, um Eigenstabilität zu erreichen.

Wasserstoffperoxid bildet beim oxidativen Zerfall freie Radikale, darunter H<sup>•</sup>, O<sup>•</sup>, HO<sup>•</sup> und HO<sub>2</sub><sup>•</sup> sowie Hydroxyl- (OH<sup>-</sup>) und Perhydroxylionen (OOH<sup>-</sup>). Sie stellen die aktiven Bleichsubstanzen dar, die zur Oxidation der Pigmente führt, wobei HO<sub>2</sub><sup>•</sup> das aggressivste freie Radikal ist. Das pH-Optimum für diese Reaktion liegt bei 9,5 bis 10,8.

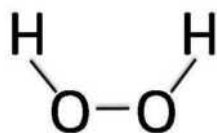


Abb. 5: Molekulare Struktur des Wasserstoffperoxids

**Carbamidperoxid** ist eine Depotsubstanz für Wasserstoffperoxid, dem eigentlichen Bleichagens, weshalb auch die Bezeichnung „festes Wasserstoffperoxid“ gebraucht wird. Nach Applikation zerfällt Carbamidperoxid in etwa ein Drittel Wasserstoffperoxid und zwei Drittel Harnstoff. Der Harnstoff zerfällt während des Bleichvorgangs in



Kohlenstoffdioxid und Ammoniak. Es ergibt sich ein rascher mindestens zweistündiger pH-Wertanstieg. Dadurch werden die Plaquebildung, das Plaquewachstum und der Plaquemetabolismus gehemmt, die sauren Carbamidperoxidprodukte neutralisiert und eine Gingivitis hemmt sowie Wundheilung und Speichelfluss induziert (Archambault, 1990).

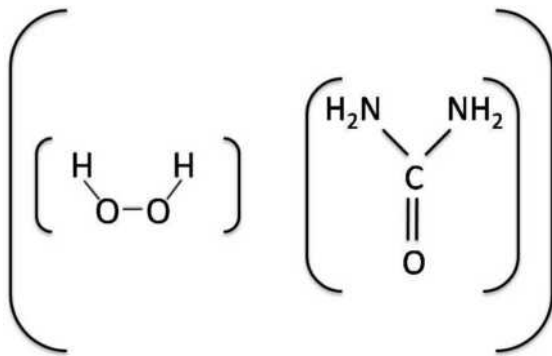


Abb. 6: Molekulare Struktur des Carbamidperoxids

Die Bleichwirkung von 10%igem Carbamidperoxid ist etwa mit der von 3,4%igem Wasserstoffperoxid zu vergleichen (Cooper et al., 1992).

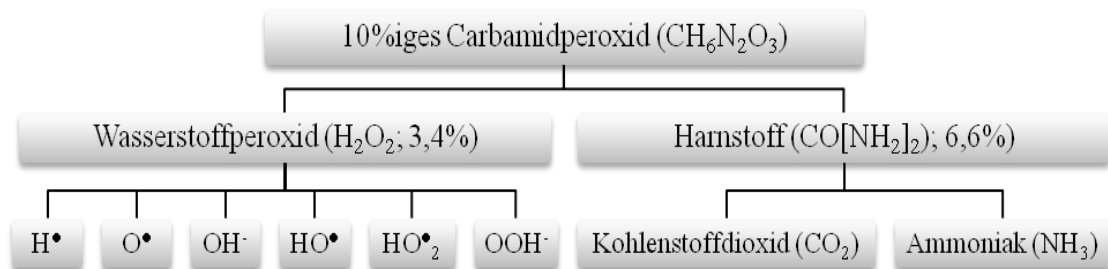


Abb. 7: Produkte des Carbamidperoxids

Die Mehrzahl wissenschaftlicher Studien belegt, dass 10%iges Carbamidperoxid zum Bleichen vitaler Zähne sicher ist (Haywood, 1992; Minoux und Serfaty, 2008). Die Bleichwirkung einiger Carbamidperoxidgele wird durch den Zusatz von Verdickungsmitteln verlängert, die die Viskosität erhöhen und somit die Applizierbarkeit erleichtern. Hierzu dient Glycerin oder Carbopol (Carboxypolymethylen), ein wasserlösliches Polymer der Polyacrylsäure. Beim Kontakt

des Bleichmittels mit dem Speichel verhindert Carbopol eine zu schnelle Freisetzung von Carbamidperoxid und erhöht zusätzlich die Abgabedauer aktiver Peroxide um ein Drei- bis Vierfaches (Hassink, 1995).

### **1.3 Adhäsive**

Ein Adhäsiv ist ein meist viskös flüssiges Material, das zwei distinkte Oberflächen miteinander verbindet, sich verfestigt und somit in der Lage ist, Kräfte von der einen Oberfläche auf eine andere zu übertragen. Die erzielte Verbindung wird nach ihrer Fähigkeit bewertet, einer Trennung der beiden Flächen zu widerstehen, wenn diese einer mechanischen Kraft (in MPa) ausgesetzt werden. Als Grundstein der sich in den letzten Jahrzehnten höchst fortschrittlich entwickelten zahnärztlichen Adhäsivsysteme gilt die genial einfache Idee von Buonocore, mikromechanisch Schmelzhaftung durch Ätzung zu erzeugen (Buonocore, 1955). Dies bot die Möglichkeit makromechanische Retentionstechniken zu umgehen und minimalinvasiv und zahnhartsubstanzschonend zu präparieren (Heymann und Bayne, 1997).

Kann die Schmelzhaftung durch die Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) als seit Jahrzehnten optimal gelöst betrachtet werden, so hat es großer Anstrengungen bedurft, bei der Dentinhaftung mindestens einigermaßen befriedigende Ergebnisse zu erreichen, da ein Verbund zwischen hydrophobem Komposit und hydrophilem Dentin ohne Weiteres nicht möglich ist (Eliades et al., 1985). Grund dafür ist die Ausstrom von Dentinliquor als Ultrafiltrat der Pulpa durch die Dentintubuli mit einem Druck von 30 cm H<sub>2</sub>O (Vongsavan et al., 2000). Dies hat zur Folge, dass die Forschung und Entwicklung auf dem Gebiet der Dentinadhäsive sehr aktiv ist (Janda, 2008).

Ursache für die unabdingbare Forderung, einen festen Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu erzeugen, ist zum einen das Schrumpfungsverhalten mit einer Kraft von bis zu 20 MPa der Komposite bei der Polymerisation (Davidsen et al., 1984), zum anderen die Vermeidung einer Spaltbildung zur Verhinderung der Sekundärkaries sowie die Stabilisierung der Restzahnhartsubstanz.

#### **1.3.1 Theoretische Grundlagen der Haftung**

Prinzipiell beruht der Verbund zwischen einem Adhäsiv (von lat. adhere - anheften, kleben) und einem Substrat auf unterschiedlichen Bindungsmechanismen: mechanisch

(Makro- und Mikroretention), chemisch (Atombindung, Ionenbindung, Nebenvalenzbindung, van-der-Waals-Kräfte, Wasserstoffbrücken, Metallbindung) sowie adhäsiv (unspezifische Kombination vom mechanischem und chemischem Verbund) (Bowen, 1980). Bei Verbundsystemen sind die Übergänge zwischen diesen Haftungsmechanismen fließend.

Der **mechanische Verbund** basiert auf einer physikalischen Verankerung bzw. Vernetzung von Adhäsiv und Substrat, deren Grundlage Mikroverankerungsstellen sowie Verankerungen auf molekularer Ebene sind. Diese Mikroveränderungen werden durch besondere Oberflächenbehandlung, Ätzprozesse, erzeugt (Curiale et al., 1991).

Beim **chemischen Verbund** sind sowohl kovalente als auch van-der-Waals- und Wasserstoffbrückenbindungen von Bedeutung (Janda, 2008). Dabei findet ein Austausch von Partikeln zwischen den beiden Materialien statt (Driessens, 1977). Der chemische Verbund ist aber nur in bestimmten Fällen zu finden, wie z.B. bei dem Verbund durch elektrostatische Wechselwirkung der Carboxylgruppen des Carboxylatzementes mit den Calcium-Ionen des Hydroxylapatits der Zahnhartsubstanz (Smith, 1968). Ein Verbund über eine Atombindung gilt als ideal, da er enorm fest ist und eine zehnmal höhere Bindungsenergie als die Nebenvalenzbindung besitzt.

Der **adhäsive Verbund** ist am häufigsten anzutreffen. Damit sich adhäsive Kräfte ausbilden können, muss eine energetisch begünstigte Nahordnung zwischen Adhäsiv und Substrat vorliegen, d.h. das Adhäsiv muss das Substrat gut benetzen. Eine gute Benetzbarkeit äußert sich in einem geringen Kontaktwinkel zwischen Adhäsiv und Substrat ( $<15^\circ$ ), einer geringen Oberflächenspannung des Adhäsivs und einer hohen Oberflächenenergie des Substrates (Perdigao et al., 1997). Bei einem Verbund über ein Adhäsiv werden fünf Bereiche unterschieden, die die Komplexität eines Verbundsystems veranschaulichen (Abbildung 8).

- (1) Das Substrat, dessen Struktur und chemischer Aufbau bekannt sein muss.
- (2) Der grenzflächennahe Bereich des Substrates, für die die Struktur der Substratoberfläche in Abhängigkeit von Art und Dauer ihrer Vorbehandlung von Bedeutung ist.
- (3) Die Grenzfläche zu den Substraten, deren Oberflächenenergie geringer als die Oberflächenspannung des Adhäsivs ist.

(4) Die grenzflächennahe Schicht des Adhäsivs zum Substrat, die für eine gute Benetzung der Substratoberfläche verantwortlich ist und deren Oberflächenspannung geringer als die Oberflächenenergie des Substrates sein muss.

(5) Die Adhäsivschicht, die eine genügend hohe Eigenfestigkeit besitzen muss, um dem Verbund die gewünschte Stabilität zu verleihen (vergleiche Abb. 8).

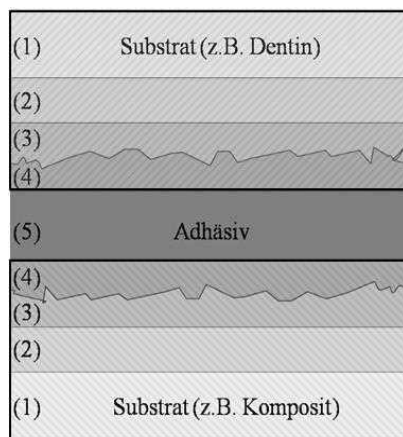


Abb. 8: Schichten einer Verbundeinheit (nach Janda, 2008)

### 1.3.2 Haftung zu den Zahnhartsubstanzen

Die Haftung an die Zahnhartsubstanz im Speziellen ist weitgehend geklärt. Als limitierender Faktor gilt die Adhäsion zwischen hydrophiler Zahnhartsubstanz und hydrophobem Komposit.

Am **Zahnschmelz** wird durch Ätzung mit Orthophosphorsäure ein retentives Ätzmuster mit Mikroporositäten von 5 bis 50  $\mu\text{m}$  und energiereicher Oberfläche (72 dynes/cm) erzeugt, die hochfeste und dauerhafte Verbunde mit Adhäsiven ermöglichen, indem diese durch Kapillarkräfte in die Vertiefungen eindringen (Retief, 1973). Während Buonocore 1955 noch mit 85%iger Phosphorsäure ätzte, wurde die Konzentration bis heute auf 30-40 % stetig gesenkt ohne Haftkraftverluste hinnehmen zu müssen (Fritz et al., 2001). Die vorgeschlagene Einwirkzeit von 60 s ist im Verlauf der Jahre auf 15 bis 20 s herabgesetzt worden. Durch Penetration eines niedrigviskosen Versieglers in diese Rauheiten bilden sich retentive Kunststoffzotten (Tags), über die das Komposit mit einer Festigkeit von bis zu 20 MPa mikromechanisch am Zahnschmelz haftet.

Auch beim **Dentin** stellt die mikromechanische Verankerung den überwiegenden Verbundmechanismus dar. Die 0,5-5 µm dicke Schmierschicht (Smear layer), ein Gemisch aus Zelltrümmern, Bakterien, Hydroxylapatitkristallen, Dentinliquor, denaturiertem Kollagen, Speichelproteinen und Blutbestandteilen (Pashley et al., 1988), die bei der Präparation mit rotierenden Instrumenten entsteht (Dippel et al., 1984), erschwert die Adaption von Haftvermittlern um bis zu 86 %. Ihre Entfernung gelingt nur durch chemische Vorbehandlung, nicht jedoch durch mechanische (Berry et al., 1987).

Prinzipiell stellen Adhäsive nach dem gleichen Schema einen Verbund her (Schaller, 1999): Durch Ätzen kommt es zur Demineralisation des Dentins. Ob die Schmierschicht aufgelöst oder präzipitiert wird, hängt von der Technik ab. Die Auflösung kann durch eine vollständige Entfernung oder durch das Wiederausfällen der gelösten Schmierschicht charakterisiert sein. Bei der Präzipitation wird die Schmierschicht erhalten und von Kunststoff penetriert (Van Meerbeek et al., 1992 und 1998).

Durch Säureätzung werden nicht nur Dentintubuli eröffnet, so dass ein Adhäsiv penetrieren kann, es wird auch das Kollagenfasergeflecht freigelegt, welches ebenfalls von geeigneten Adhäsiven infiltriert wird (Baier, 1992). Diese polymerisieren zu synthetischen Netzwerken, verwinden sich mit den Kollagenfasern und stellen somit den Verbund her. Die sich hier bildende Schicht, die teils im geätzten Dentin, teils auf der Dentinoberfläche liegt, wird als Hybridschicht bezeichnet (Nakabayashi et al., 1991). Sie enthält die in Lösung gegangene Schmierschicht, beim Ätzen gelöste und repräzipitierte Mineralbestandteile, Kollagenfasern, sowie Primer und Bonding. Das in die eröffneten Dentintubuli penetrierte Adhäsiv bildet bei der Polymerisation 30-50 µm lange Zapfen (Tags) (Brännström und Noredenval, 1977).

### **1.3.3 Prinzipielle Zusammensetzung der Adhäsive**

Die prinzipielle Zusammensetzung der verschiedenen Adhäsive ist recht ähnlich. Alle Produkte enthalten in der Regel hydrophile, hydrophobe und amphiphile Monomere. Als hydrophobe Monomere kommen vor allem Bis-GMA und UDMA, wie sie üblicherweise für die Kompositmaterialien verwendet werden, vor (Kugel und Ferrari, 2000).

Bei den hydrophilen Monomeren handelt es sich vorwiegend um HEMA, seltener um HPMA. Bei amphiphilen Monomeren wird meist GDMA verwendet. Die hydrophilen und amphiphilen Monomere werden häufig mit sauren Monomeren kombiniert, die bei den selbstätzenden Adhäsiven eine wesentliche Rolle spielen. Dabei handelt es sich um methacrylierte und acrylierte Phosphorsäureester oder Carbonsäuren. Weitere mögliche Komponenten der Adhäsive sind Lösungsmittel, wie Ethanol, Aceton und Wasser und Additive, wie Fluoride und Füllstoffe. In jedem Fall sind Initiatoren und Stabilisatoren beigefügt (Van Landuyt et al., 2007).

### 1.3.4 Klassifikation der Adhäsive

Die Klassifikation der Adhäsive orientiert sich meist an der chronologischen Reihenfolge in Generationen. Weitaus mehr Informationsgehalt und Aktualität bietet eine Klassifikation nach der Verarbeitungsweise (Janda, 2008).

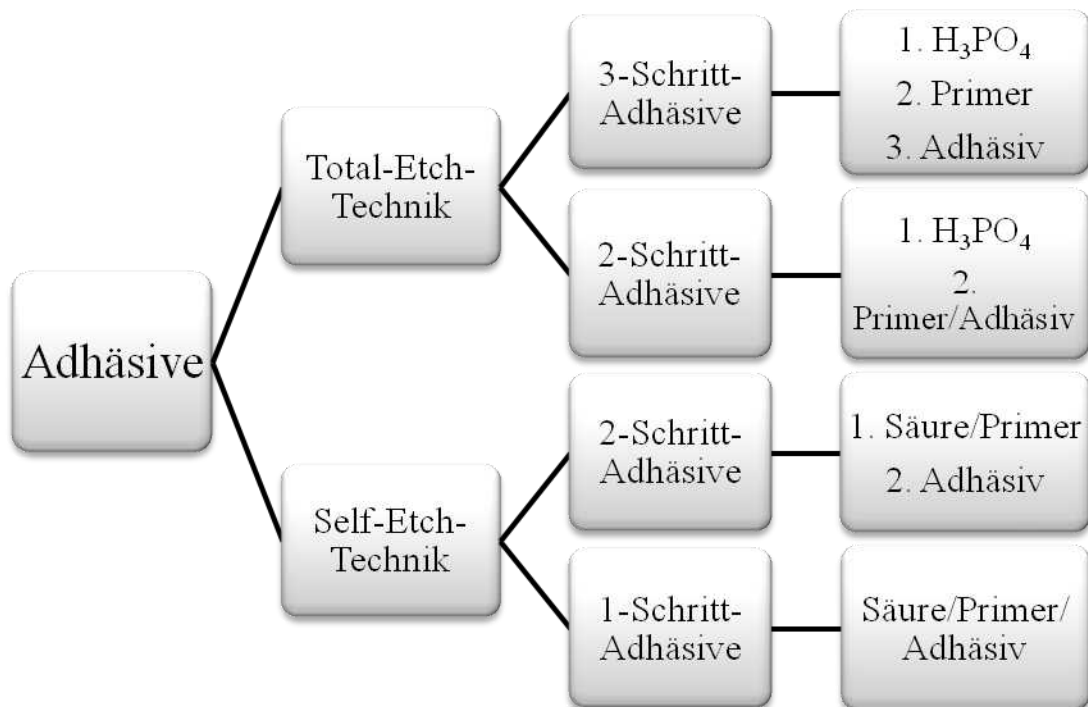


Abb. 9: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach der Verarbeitungsweise

Die **Drei-Schritt-Adhäsive der Total-Etch-Technik** (synonym etch and rinse), auch als konventionelle Haftvermittler bezeichnet, stellen die älteste Klasse der

Zahnadhäsive dar, die tatsächlich zu einer akzeptablen Haftung am Dentin führt. Die Haftung wird durch drei getrennte Arbeitsschritte erzeugt (Christensen, 2001).

Zu Beginn wird eine Ätzung von Schmelz und Dentin mit 30-40%iger Phosphorsäure in einem Schritt (Total-Etch-Technik) durchgeführt (Ernst, 2001). Dadurch kommt es zu einem irreversiblen Substanzverlust von 8-10  $\mu\text{m}$  (Balkenhol, 1998; Lamprechts et al., 2000). Die Schmierschicht wird entfernt, die Dentintubuli und das Kollagenetzwerk freigelegt und das Dentin ca. 3-7  $\mu\text{m}$  demineralisiert. Während der Kontaktwinkel zwischen einem hydrophoben Komposit wie Bis-GMA und Zahnschmelz bei  $55^\circ$  liegt, strebt dieser nach dem Ätzen mit Orthophosphorsäure gegen  $0^\circ$  und die Benetzbarkeit der Zahnhartsubstanz wird erheblich gesteigert. Um nach dem Trocknen ein Kollabieren der aufgerichteten Kollagenfasern auf ca. ein Drittel seiner ursprünglichen Größe zu verhindern, muss das Dentin wieder befeuchtet werden (Rewetting).

Danach wird ein hydrophiler Primer appliziert. Der Primer ist sehr dünnflüssig und enthält hydrophile, amphiphile oder saure Monomere (z.B. HEMA) gelöst in wässriger Lösung oder organischen Lösungsmitteln (Ethanol oder Aceton). Bei den sauren Primern gibt es drei Kategorien: Die funktionellen Gruppen sind entweder Carboxylgruppen (-COOH), phosphorische Gruppen (-O-P-(OH)(OR)) oder sulphonische Gruppen ( $\text{SO}_3$ ) (Suh et al., 2003). Primer sind in der Lage, das durch die Säurewirkung freigelegte Kollagen optimal zu penetrieren, die Oberflächenspannung zu reduzieren und die Benetzung mit einem Adhäsiv zu kopolymerisieren (Haller, 1994). Dabei benötigt der Primer ca. 20 Sekunden Zeit und muss bei manchen Systemen verblasen werden, um das enthaltene Lösungsmittel verdampfen zu lassen.

Im dritten Schritt erfolgt die Applikation des niedrigviskosen, amphiphilen Adhäsivs (Bondings), das in die demineralisierten Schichten vordringt und die Hybridschicht ausbildet. Es enthält Monomere (z.B. Bis-GMA, TEG-DMA), Initiatoren für den Start der Polymerisationsreaktion und Stabilisatoren sowie ggf. Additive. Hinsichtlich der Mikrozug- und Scherfestigkeit sowie der Randanalyse haben sich diese Haftvermittler als besonders zuverlässig erwiesen (Tyas und Burrow, 2004). Einige Vertreter dieses Adhäsivsystems sind Optibond FL (Kerr), All Bond 2 (Bisco) und Adper Scotchbond (3M Espe), im weiteren Sinne auch Syntac<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent) als Vier-Schritt-Adhäsiv.

Die **Zwei-Schritt-Adhäsive**, die mit der **Total-Etch-Technik** verarbeitet werden, vereinen Primer und Adhäsiv in einer Komponente. Das Adhäsiv beinhaltet somit die Monomere sowie die Lösungsmittel. Der Wegfall der Primerapplikation führt zu einer Arbeitserleichterung, zur Reduktion der Fehlerquellen sowie zu einer Zeitersparnis.

Allerdings zeigen Untersuchungen leichte Einbußen in der Mikrozugfestigkeit (Armstrong et al., 2003; Ernst, 2001), die auf eine schlechtere Penetration der geätzten Areale zurückgeführt wird. Klinische Qualitätseinbußen ergeben sich hingegen nicht (Ernst, 2001). Die 2-Schritt-Adhäsive werden auch als One-Bottle- oder Einflaschenadhäsive bezeichnet (Frankenberger et al., 2000). Vertreter dieses Systems sind Prime&Bond NT (DENTSPLY), Adper Scotchbond 1 (3M Espe) und XP Bond™ (DENTSPLY).

Bei den **selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsiven** wird durch Zugabe stark saurer Monomere in den Primer auf die separate Ätzung mit Phosphorsäure verzichtet. Studien belegen, dass auf Schmelz, wenn auch nicht so starke, aber doch ähnliche Ätzmuster wie bei der Phosphorsäureätzung auftreten (Moura et al., 2006; Di Hipolito et al., 2005; Fritz et al., 2001).

Auch am Dentin kommt es zu einer Penetration des Smear Layers sowie zu einer Demineralisation des Dentins in 0,5-1 µm Tiefe (Moll et al., 2004). Klinische Untersuchungen zeigen keinerlei signifikante Qualitätseinbußen gegenüber 2-Schritt-Adhäsiven der Total-Etch-Technik (Bekes et al., 2007). Bei diesen sauren Monomeren handelt es sich in der Regel um Maleinsäure oder methacrylierte Phosphorsäureester. Der Primer muss nach Applikation genügend lange einwirken und kann, wenn er Lösungsmittel wie Aceton oder Ethanol enthält, vorsichtig im Luftstrom getrocknet werden. Im Gegensatz zur Phosphorsäureätzung wird der selbstätzende Primer nicht abgespült und in einigen Fällen ein zweites Mal aufgetragen oder einmassiert. Im zweiten Schritt wird das Adhäsiv bestehend aus hydrophilen, hydrophoben oder amphiphilen Monomeren aufgetragen. Zu den Vertretern zählen AdheSE® (Ivoclar Vivadent), Clearfil SE Bond (Kuraray) und OptiBond Solo Plus SE (Kerr).

Die **selbstätzenden Ein-Schritt-Adhäsive** werden auch als All-in-one-Adhäsive bezeichnet. Der saure selbstätzende Primer und das Adhäsiv sind in einer Komponente vereint. Es handelt sich um eine Phosphonatmonomerlösung, die das Dentin durchtränkt und mineralisiert und eine Ausfällung auf der Hybridschicht zurücklässt. Auch sie



enthalten saure Monomere, wobei einige Produkte ein der Phosphorsäure vergleichbares Ätzmuster am Schmelz zeigen (Perdigao et al., 2008). Die Gruppe der Vertreter wächst gerade auf diesem Gebiet zunehmend, da mit diesen Adhäsiven eine zeit- und somit kostensparende Anwendung erreicht wird. Einige Vertreter sind: iBond (Heraeus Kulzer), AdheSE<sup>®</sup> One (Ivoclar Vivadent) und Futurabond NR (Voco).

### **1.3.5 Faktoren der Dentinhaftung**

Zahlreiche Faktoren beeinflussen die Haftung moderner Dentinadhäsive. Dabei spielt die Dentinqualität in Abhängigkeit vom Alter des Patienten eine übergeordnete Rolle. So zeigten Heymann und Lambrechts, dass 75 % der 61- bis 80-jährigen Patienten mindestens eine Zahnhalsfüllung verloren haben, dagegen nur 27 % der 20- bis 40-jährigen (Lambrechts et al., 1987). Die Haftwerte an sklerotischem Dentin sind schlechter, da als Folge von Karies und Traumata Dentinkanälchen unter anderem durch Ablagerungen von peritubulären Hydroxylapatitkristallen verschlossen werden und die Ultrastruktur des Kollagenfasergeflechtes zerstört wurde (Nakajima et al., 1995).

Einen weiteren Einfluss hat die Dentintubulidichte. Pulpanahes Dentin weist mit 45000 Tubuli pro cm<sup>2</sup> eine höhere Tubulidichte auf als Dentin an der Schmelz-Zement-Grenze mit 20000 Tubuli pro cm<sup>2</sup> (Gwinnett, 1994). Die Haftwerte sind in pulpafernen Bereichen wegen des niedrigeren Liquordruckes und der geringeren Tubulidichte höher als in pulpanahen.

Ein Austrocknen des Dentins während der Behandlung hat das Kollabieren der kollagenen Struktur und somit herabgesetzte Haftwerte zur Folge (Faria-E-Silva et al., 2009). Da wegen dieser multiplen Faktoren die einzelnen Haftwerte per se nicht aussagekräftig sind, erlangen nur vergleichbare Werte aus standardisierten Versuchsreihen Bedeutung.

Auch spezielle zahnspezifische Faktoren, wie seine Lage, die Größe und Form seiner Läsion und die Flexion beeinflussen die Haftkraftwerte signifikant. Restaurationen an großen keilförmigen Defekten haben eine höhere Haltbarkeit als solche an kleinen flachen Erosionen, begründet durch die Flexion der Zähne (Costa Pfeifer et al., 2006).

Weiterhin wird die Dentinhaftung durch Materialfaktoren der verwendeten Komposite beeinflusst. Der Elastizitätsmodul der Nano-Hybridkomposite ist niedriger als der mikrogefüllten Komposite. Dies führt zu höheren Haftkraftwerten. Die hohe

Polymerisationsschrumpfung und die damit verbundenen steigenden Kräfte können durch die schichtweise Applikation des Komposits nivelliert werden.

## 1.4 Klasse V-Kavitäten

In Anlehnung an die Einteilung der Kavitätenklassen nach Black, orientierend anhand der Kariesprädispositionsstellen, werden die Klasse V-Kavitäten folgendermaßen definiert: Kavitäten der bukkalen und lingualen Glattflächen, die meistens im gingivalen Drittel der Zahnkrone liegen (Hellwig et al., 2006). Dabei ist zu unterscheiden, ob die Kavität rein schmelzbegrenzt ist, an der Schmelz-Zementgrenze liegt oder von Wurzelentin umgeben ist. Durch Abrasionen entstehen keilförmigen Defekte am Übergang von Schmelz zu Dentin mit einer scharfen Schmelzkante, durch erosiv oder kariös bedingte Einwirkungen werden hingegen eher flachere, schüsselförmige Kavitäten mit abgerundeten Kanten gebildet (Levitich et al., 1994).

### 1.4.1 Ätiologie

Meist liegt ätiologisch eine Kombination mehrerer Faktoren vor (Hickel, 1994): Zum einen kann es durch Karies zur Kavitation am Zahnhals kommen, andererseits sind nichtkariöse Zahnhartsubstanzverluste durch Erosion, Abrasion und Biegebelastung der Zähne die Ursache.

**Erosionen** sind pathologische, chronische Zahnhartsubstanzverluste, die durch Säuren oder Chelatoren ohne die Beteiligung von Mikroorganismen hervorgerufen werden. (Gernhardt, 2007). Die Säureexposition kann exogen oder endogen bedingt sein (Scheutzel, 1996; Zero, 1996).

Exogene Ursachen sind der Genuss saurer Lebensmittel, säurehaltiger Fruchtsäfte, Limonaden und die regelmäßige Einnahme bestimmter Medikamente, wie Acetylsalicylsäure oder Ascorbinsäure (Grenby et al., 1989).

Zu den Ursachen endogener Erosionen zählen die Regurgitation von Magensäure bei Sodbrennen, Reflux und Erbrechen bei Essstörungen, Schwangerschaft und Alkoholismus (Robb und Smith, 1990). Lokalisiert sind Erosionen beim Genuss hyperacider Getränke meist vestibulär, bei chronischem Erbrechen meist palatinal an den oberen Frontzähnen und bei Medikamenteneinnahme häufig buccal der unteren Seitenzähne, da diese häufig vom Patienten im Vestibulum deponiert werden.

**Abrasionen** sind nichtkariöse Zahnhartsubstanzverluste durch mechanisch bedingten Fremdkörperabrieb. Im Allgemeinen kommt der Abrieb durch Nahrungsmittel (Demastikation) und im Speziellen im Zahnhalsbereich der Eckzähne und Prämolaren durch falsche Zahnputztechnik und die Benutzung von Zahnpasten mit hohem Abrasivwert zustande (Litonjua et al., 2005). Die Abrasion von Zahnhartsubstanz wird vereinfacht, wenn die Zahnoberfläche bereits durch erosive Prozesse vorgeschädigt ist (erosiv-abrasiver Additionseffekt).

**Abfraktionen** kommen durch Parafunktionen, wie Knirschen und Pressen zustande. Die Parafunktionen können zu Biege- und Zugbelastungen, sogenannten Stauchungsphänomenen, im Zahnhalsbereich führen, die mit Schmelzaussprengungen einhergehen (Palamara et al., 2000).

Die Prävalenz der Klasse V-Defekte liegt laut Auswertung von 15 Studien zwischen 5-85 % mit einer strengen Korrelation zum Alter des Patienten (Levitch et al., 1994). Dabei finden sich 60,1 % der Defekte im Oberkiefer und 39,9 % im Unterkiefer (Radentz et al., 1976). Die rechte Seite ist mit 54,9 % nicht signifikant stärker betroffen als die linke Seite (45,1 %). Weiterhin untersuchte die Studie die Prävalenz der einzelnen Zahntypen. Die ersten Oberkiefermolaren sind mit 17,3 % am häufigsten betroffen, gefolgt von den ersten Ober- (14,5 %) bzw. Unterkieferprämolaren (14,5 %), den zweiten Ober- (13,3 %) und Unterkieferprämolaren (12,1 %) sowie den Ober- (7,5 %) und Unterkiefereckzähnen (5,2 %)(Radentz et al., 1976).

### 1.4.2 Therapie

Bei der Therapie von Erosionen und keilförmigen Defekten wird primär ein **nicht-invasives Vorgehen** angestrebt. Durch Umstellung der Ernährung (wenig erosive Nahrungsmittel), Veränderung der Putzgewohnheiten (Stillmann-Technik, Zahnpasten mit einem Abrasionswert RDA<50) und Ausschaltung von Überbelastungen während der Kaufunktion (Einschleifen, Beseitigung von Hyperbalancen und Vorkontakten) kann die Progredienz der Substanzverluste unterbrochen werden. Stellt sich jedoch eine Schmerzsymptomatik oder ästhetisch-funktionelle Komplikationen ein, sind invasive Vorgehensweisen indiziert. Die restaurative Therapie von Klasse V-Kavitäten basiert auf verschiedenen Varianten (Wood et al., 2008).

Für kleine Kavitäten, die sich nicht nach approximal ausdehnen, sind **Goldhämmerfüllungen** eine Variante der Restauration mit plastischen Materialien. Sie haben eine sehr hohe Lebensdauer und ein geringes Risiko von Sekundärkaries. Aus ästhetischen Gesichtspunkten werden Goldhämmerfüllungen als nachteilig angesehen. Durch die hohe Wärmeleitfähigkeit kann es bei überempfindlichen Zahnhälsen zu Schmerzempfindungen kommen. Absolute Trockenlegung und die Verwendung von speziellem Instrumentarium bei der Verarbeitung sind weitere Nachteile der Goldhämmerfüllung, sodass sich diese Therapiemöglichkeit nicht durchsetzte (Christensen et al., 1996).

Die Versorgung mit **Amalgam** ist eine weitere Möglichkeit der Restauration, die jedoch aus verschiedenen Gründen abgelehnt wird: Da Amalgame nur über makromechanische Retention in einer Zahnhalskavität verankert werden können, kommt es bei der Präparation der Unterschnitte zu hohem Substanzverlust und zur Gefahr der Perforation der Pulpa. Des Weiteren führen die ästhetischen Ansprüche und die allgemeine Ablehnung der Verwendung von Amalgamen in der Zahnmedizin zu einem permanenten Rückgang dieser restaurativen Versorgungsvariante (Lussi und Portmann, 2001).

**Glasionomerzemente (GIZ)** stellen eine weitere Alternative dar. Als Vorteile sind die, wenn auch geringe, chemische Retention, die Abgabe von Fluoriden als Tertiärprophylaxe von Sekundärkaries und die Verarbeitungsdauer zu nennen. Als nachteilig stellen sich die physikalischen Eigenschaften der Glasionomerzemente dar. Abrasionsfestigkeit, Sprödigkeit, schlechte Polierbarkeit und optische Eigenschaften genügen nur bedingt den Ansprüchen einer gelungenen restaurativen Versorgung von Klasse V-Kavitäten (Francisconi et al., 2009). Versorgungen mit Glasionomerzementen sind in Klasse I und II-Kavitäten wegen der hohen Abrasionstendenz eher von temporärer Natur, in Klasse V-Kavitäten sind sie wegen der guten Biegefestigkeit eine annehmbare Alternative (Tyas, 1995).

Die ästhetisch anspruchsvollste Versorgung stellt die Restauration mit **Kompositen** dar. Die vielfältige Auswahl an Zahnfarben aller Nuancen ist vor allem im sichtbaren Bereich ein klarer Vorteil der Komposite gegenüber anderen Füllungsmaterialien. Die gute Polierbarkeit vor allem der Hybridkomposite sowie die Biege- und Zugfestigkeitseigenschaften zählen zu weiteren Vorteilen der Komposite. Nachteilig sind eindeutig die aufwendige Verarbeitungstechnik unter absoluter Trockenlegung und

das Schrumpfungsverhalten, welches die Verwendung von Adhäsiven obligat macht (Ceruti et al., 2006).

**Kompomere** bilden eine Vereinigung der positiven Eigenschaften von Kompositen und Glasionomerkementen. Vom Komposit stammt die lichthärtende Matrix, die durch Reaktion der Methacrylatgruppen polymerisiert. Die Glasionomerkement-Komponente besteht aus Polycarbonsäuren und anorganischen alkalischen Füllern, die nach Wasseraufnahme im Bereich der Füllungsoberfläche über eine Säure-Base-Reaktion zu einer Gelbildung führen. (Hickel et al., 1996) Ästhetisch und funktionell zeigen Kompomere klare Vorteile, die Verarbeitung ist eher als nachteilig anzusehen.

## **2 Zielstellung**

Zielstellung dieser In-vitro-Studie war es, den Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsivsysteme in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten zu untersuchen. Dabei sollen folgende Fragen geklärt werden:

Besteht ein Unterschied der Mikro-Zugfestigkeit von Dentinhaftvermittlern zwischen ungebleichtem und gebleichtem Dentin?

Gibt es einen Unterschied zwischen den Konzentrationen der Bleichmittel im Bezug auf die Mikro-Zugfestigkeit von Adhäsiven?

Gibt es generell signifikante Unterschiede in der Mikro-Zugfestigkeit zwischen Dentinhaftvermittlern mit unterschiedlichem Wirkmechanismus?

Genügen die ermittelten Ergebnisse den Anforderungen der klinischen Anwendung?

### 3 Material und Methodik

#### 3.1 Material

Zur Durchführung der Versuche wurden zwei unterschiedliche Bleichmittel und vier Adhäsivsysteme verwendet.

##### 3.1.1 Bleichmittel

Zum Bleichen der Dentinproben wurden **Perfect Bleach 17 %** (Voco, Cuxhaven, D), einem Vertreter der Home-Bleaching-Produkte mit Carbamidperoxid als Wirkstoff, und **Opalescence® Xtra® Boost™** (Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA) mit 38%igem Wasserstoffperoxid, eines der höchstkonzentrierten In-office-Bleaching-Produkte, verwendet. Die Zusammensetzung wurde von den Herstellern übermittelt.

Tabelle 1: Verwendete Bleichmittel

	Perfect Bleach 17 %	Opalescence® Xtra® Boost™
<b>Wirkstoff</b>	Carbamidperoxid (17 %)	Wasserstoffperoxid (38 %)
<b>Sonstige Inhaltsstoffe</b>	Kalium Fluorid Menthol	Chemischer Aktivator Karotin
<b>pH-Wert</b>	6,5	7,0



Abb. 10: Perfect Bleach 17 %



Abb. 11: Opalescence® Xtra® Boost™

### 3.1.2 Dentinadhäsivsysteme

Für die Versuche wurden vier Vertreter unterschiedlicher Dentinadhäsivklassen ausgewählt. Dies waren die Produkte Syntac<sup>®</sup>, XP Bond<sup>™</sup>, Futurabond NR und AdheSE<sup>®</sup> One.

**Syntac<sup>®</sup>** (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL) gehört zur Klasse der Drei-Schritt-Adhäsive der Total-Etch-Technik. Syntac<sup>®</sup> besteht aus einem Primer und einem Adhäsiv und muss bei der direkten Füllungstherapie mit einem lichthärtenden Bonding (Heliobond) kombiniert werden. Die Zusammensetzung nach Hersteller lautet:

Tabelle 2: Zusammensetzung von Syntac<sup>®</sup>

	<b>Inhaltsstoffe</b>	<b>in Gew.-%</b>
<b>Syntac<sup>®</sup> Primer</b>	Tetraethylenglycoldimethacrylat	25,0
	Maleinsäure	4,0
	Dimethylketon	41,0
	Wasser	30,0
<b>Syntac<sup>®</sup> Adhäsiv</b>	Polyethylenglycoldimethacrylat	35,0
	Maleinsäure	<0,01
	Glutaraldehyd (50 %)	10,0
	Wasser	55,0
<b>Heliobond</b>	Bis-GMA	<60,0
	Triethylenglycoldimethacrylat	<40,0
	Initiatoren, Stabilisatoren	



Abb. 12: Syntac<sup>®</sup>



**XP Bond™** (DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz, D) ist ein Total-Etch-Zwei-Schritt-Adhäsiv. Laut Herstellerangaben gilt folgende Zusammensetzung:

Tabelle 3: Zusammensetzung von XP Bond™

	Inhaltsstoffe
<b>XP Bond™</b>	Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat (TCB-Harz) Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz (PENTA) Urethan-Dimethacrylat (UDMA) Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) 2 -Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) Butyliertes Benzendiol (Stabilisator) Ethyl-4-Dimethylaminobenzoat Kampferchinon Funktionalisiertes amorphes Siliciumoxid t-Butanol



Abb. 13: XP Bond™

**Futurabond NR** (Voco, Cuxhaven, D) ist ein selbstkonditionierendes All-in-one-Adhäsiv, verstärkt mit Nanofüllern aus Siliciumdioxid. Diese befinden sich stets in Suspension, was das Schütteln vor der Anwendung unnötig macht.

Tabelle 4: Zusammensetzung von Futurabond NR

<b>Futurabond NR</b>	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Liquid A</b>	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat 2-Hydroxyethylmethacrylat Butylhydroxytoluol Organische Säuren Kampferchinon
<b>Liquid B</b>	Ethanol Wasser Fluorid



Abb. 14: Futurabond NR

**AdheSE<sup>®</sup> One** (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL) ist ein weiteres Self-Etch All-in-one-Adhäsiv. Das Ein-Komponenten-Adhäsiv wird in einem zur direkten Applikation im Mund vorgesehenen Stift geliefert. Die Zusammensetzung lautet nach Herstellerangaben:

Tabelle 5: Zusammensetzung von AdheSE<sup>®</sup> One

	<b>Inhaltsstoffe</b>	<b>in Gew.-%</b>
AdheSE <sup>®</sup> One	Bis-Acrylamid Derivat	40 – 50
	Wasser	20 – 30
	Bis-Methacrylamid Dihydrogenphosphat, Aminosäureacrylat, Hydroxyalkyl Methacrylamid	20 – 40
	Siliciumdioxid	< 5
	Initiatoren und Stabilisatoren	< 1



Abb. 15: AdheSE<sup>®</sup> One

### 3.1.3 Kompositmaterial

Für die Versuche wurde das lichthärtende, röntgenopake Nanohybrid-Komposit **Tetric EvoCeram<sup>®</sup>** (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Fürstentum Liechtenstein), Zahnfarbe A2 verwendet. Der Gesamtgehalt an anorganischem Füller beträgt 75–76 Gew.-% bzw. 53–55 Vol.-%. Die Partikelgröße der anorganischen Füllstoffe liegt zwischen 40 nm und 3000 nm bei einer mittleren Größe von 550 nm und hat eine Polymerisationsschrumpfung von 1,49 Vol.-%. Tetric EvoCeram<sup>®</sup> härtet mit Licht der Wellenlänge im Bereich von 400–500 nm (Blaulicht) aus. Laut Herstellerangaben gilt folgende Zusammensetzung:

Tabelle 6: Zusammensetzung von Tetric EvoCeram<sup>®</sup>

	Inhaltsstoffe	In Gew.-%
Tetric EvoCeram <sup>®</sup>	Bis-GMA, Urethandimethacrylat, ethoxiliertes Bis-EMA	16,8
	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid	48,5
	Präpolymer	34,0
	Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren	0,7
	Pigmente	< 0.1

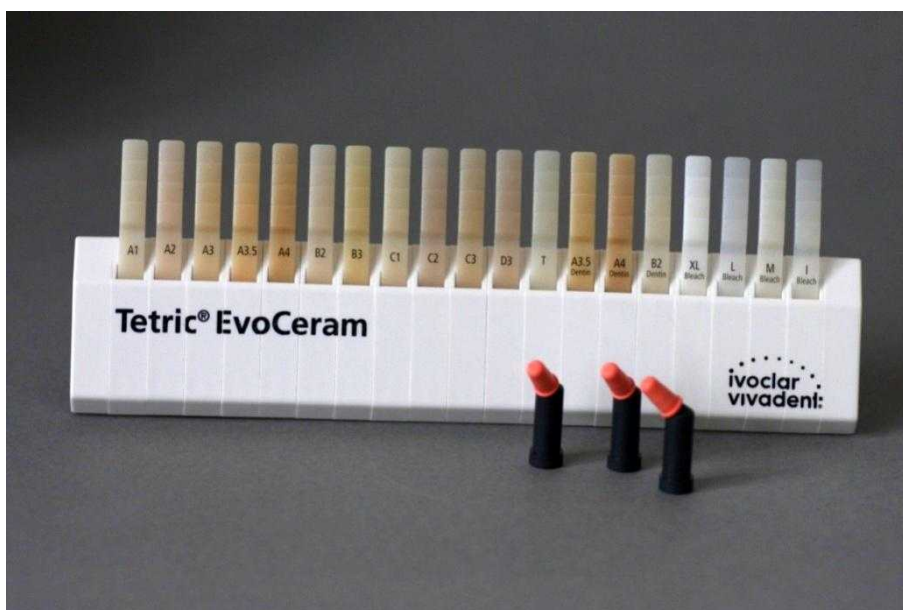


Abb. 16: Tetric EvoCeram<sup>®</sup>

## 3.2 Methodik

Für die Durchführung der Versuche kamen folgende Methoden zur Anwendung:

### 3.2.1 Herstellung der Dentinproben

Für die Versuche wurden 180 frisch extrahierte, menschliche, voll retinierte Weisheitszähne verwendet. Das Wurzelwachstum aller verwendeten Zähne war zum Zeitpunkt der Entfernung abgeschlossen und die Zähne wiesen keine pathologischen Veränderungen in Form von kariösen Läsionen, Verfärbungen oder Strukturanomalien auf. Die Versuchszähne wurden vor und nach Herstellung der Probekörper bis zur Versuchsdurchführung für maximal 14 Tage in 0,9%iger Kochsalzlösung (Merck, Darmstadt, D) aufbewahrt.

Die Präparation der Proben erfolgte modifiziert nach der von *Schaller* beschriebenen Methode (Abbildung 17), die eine Perfusion der Dentinproben mit isotoner Kochsalzlösung während der gesamten Versuchsdauer ermöglicht (Schaller et al., 1991). Zunächst wurden die Wurzeln 3 mm apikal (1) und die Krone 3 mm koronal (2) der Schmelz-Zement-Grenze abgetragen. Verbliebenes pulpales Gewebe wurde vollständig entfernt. Daraufhin erfolgte eine Längsteilung in mesio-distaler Richtung (3). Schließlich wurde die bukkale Zahnhalsfläche auf einen Abstand von 1,5 mm ( $\pm 0,2$  mm) zum Pulpencavum eingebnet (4), um standardisierte Bedingungen zu erhalten. Damit die Dentinprobe in den Versuchsaufbau integriert werden konnte, musste die Probe an den Bereichen, an denen der Durchmesser größer als 8 mm war, abgerundet werden (5).

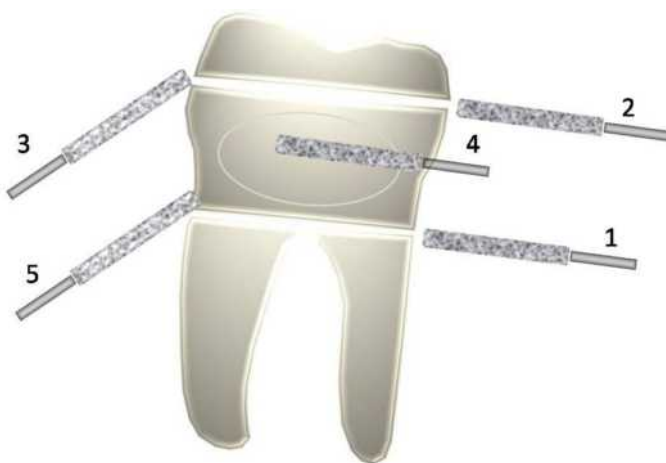


Abb. 17: schematische Darstellung der Probenherstellung

Die Kontrolle der Abstände erfolgte mit einem Tasterzirkel (spitz, N. Iwanson, Henry Schein, Langen, D) Die Präparation wurde mit zylindrischen Diamantschleifern (Fa. Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) der Körnung 70 µm unter permanenter Wasserkühlung durchgeführt. Zum Finieren der bearbeiteten Flächen wurden entsprechende Diamantschleifer der Körnung 30 µm verwendet.

### 3.2.2 Bleichen der Dentinproben

Die 180 Proben wurden randomisiert in drei Gruppen eingeteilt. Die 60 Proben der Kontrollgruppe (Gruppe K) wurden nicht gebleicht, sie wurden 14 Tage in isotoner Kochsalzlösung gelagert. Weitere 60 Proben wurden mit Perfect Bleach 17 % (Gruppe P) über einen Zeitraum von sieben Tagen jeweils acht Stunden gebleicht. Dazu wurden die Proben mit der Zahnhalsfläche nach oben in einer Petrischale angeordnet, die soweit mit isotoner Kochsalzlösung aufgefüllt wurde, dass die Probekörper von unten und der Seite benetzt waren. Auf die planen Zahnhalsflächen wurde daraufhin Perfect Bleach 17 % mittels eines Spritzensystems mit 1 mm Schichtstärke appliziert.

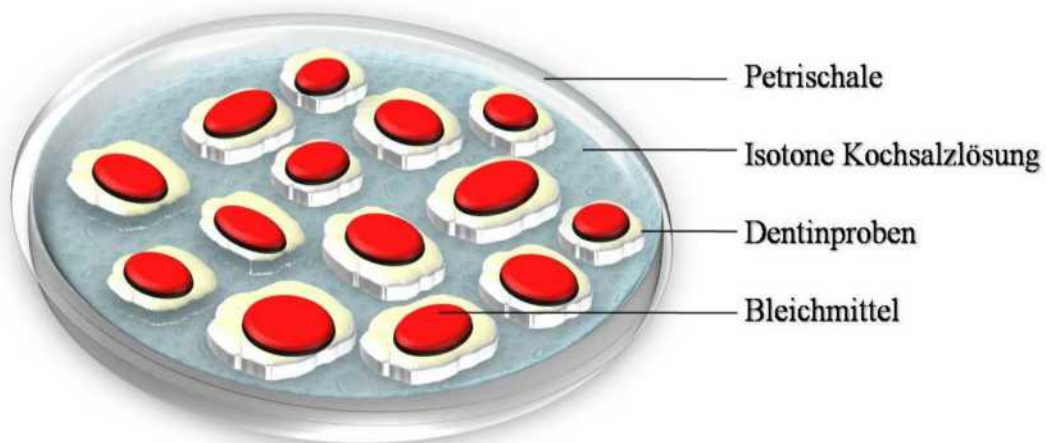


Abb. 18: Bleichen der Dentinproben

Die so vorbereiteten Proben wurden nun acht Stunden bei 37 °C im Wärmeschrank gelagert, um die Körpertemperatur zu simulieren und die Wirkung des Bleichmittels zu optimieren.

Nach dem Bleichen wurden die Proben mit destilliertem Wasser abgespült und für 16 Stunden in Kochsalzlösung gelagert. Dieser Vorgang wurde sechs Mal wiederholt, um das Tragen einer Schiene mit dem Bleichmittel im Mund zu simulieren. Danach wurden

die Dentinproben 7 Tage in isotoner Kochsalzlösung gelagert. Adäquat wurde mit den 60 Proben der Opalescence® Xtra® Boost™ Gruppe (O) verfahren, wobei die beiden Komponenten des Bleichmittels zuvor angemischt werden mussten. Dazu wurden die Öffnungen der roten und transparenten Spritze ineinander arretiert und die Stempel zwanzigmal in jede Richtung bewegt. Die Spritzen wurden entkoppelt, ein Applizieransatz auf die mit dem Bleichmittel gefüllte rote Spritze geschraubt und die leere transparente Spritze verworfen.

### 3.2.3 Versuchsaufbau

Zur Ermittlung der Mikro-Zugfestigkeiten wurden die Dentinproben in eine Versuchsanordnung integriert, die in bewährter Weise sowohl die Perfusion der Probekörper als auch die Simulation des physiologischen intrapulpalen Druckes von 30 cm H<sub>2</sub>O ermöglichte (Schaller et al., 1991).

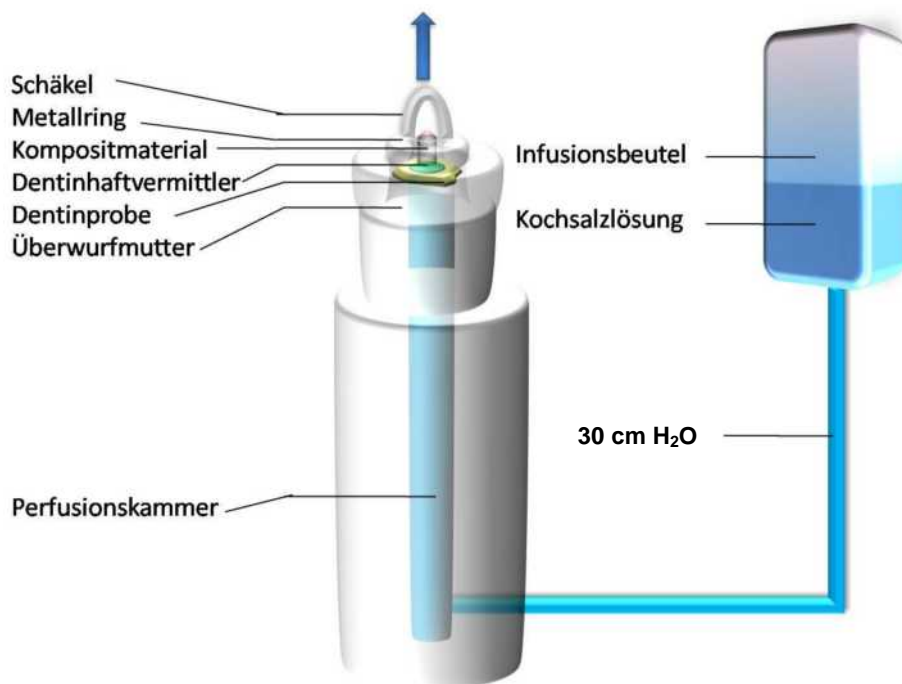


Abb. 19: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

Der zylindrische Unterbau (Durchmesser 2 cm, Höhe 8 cm) besitzt eine Perfusionskammer mit seitlichem Zulauf und oberer kreisrunder Öffnung mit einem Außengewinde. Auf dieser Öffnung liegt ein 2 mm hoher Gummiring zur Abdichtung, auf dem der Probekörper mittig positioniert wird. Zur Fixierung des Probekörpers und somit zum Aufbau des simulierten intrapulpalen Druckes wird eine Kontermutter auf

das Gewinde des Unterbaus geschraubt. Die Kontermutter hat eine Öffnung von 7 mm Durchmesser und 6 mm Höhe. Dadurch liegt eine exponierte Dentinfläche von  $38,5 \text{ mm}^2$  vor ( $\pi \times r^2$ ), die der Konditionierung mit dem Dentinadhäsiv zugänglich ist.

In die Öffnung der Kontermutter wurde ohne störende Reibung eine passgenaue Metallhülse eingeführt, die wiederum eine durchgehende Öffnung zur Aufnahme des Kompositmaterials besitzt. Diese läuft nahezu konisch und verjüngt sich nach unten, d.h. zur Dentinoberfläche auf einen Durchmesser von 1 mm. Dies entspricht einer planen Kontaktfläche zwischen Dentinadhäsiv und Komposit von  $0,785 \text{ mm}^2$ . Durch die Konizität der Öffnung wird die Applikation und Entfernung des Kompositmaterials erleichtert.

Durch 2 seitliche Schrauben ist die Metallhülse mit einem beweglichen Stahlschäkel (Durchmesser 4 mm) verbunden, der zur Arretierung des Systems in den oberen Teil der Universalprüfmaschine dient. Durch ein Außengewinde am unteren Teil ist der Unterbau in der unteren Traverse der Universalprüfmaschine verschraubt. Für die Zufuhr isotoner Kochsalzlösung wird ein Infusionsbeutel 30 cm über Pulpakammerdach positioniert und das Perfusionsmedium mittels eines flexiblen Plastikschlauches, der eine Klemme zur Unterbrechung des Flüssigkeitsdurchflusses besitzt, durch die seitliche Öffnung des Unterbaus geleitet.

### **3.2.4 Versuchsablauf**

Zu Beginn des Versuches wurde die Dentinprobe aus der isotonen Kochsalzlösung genommen, mit ölfreier Druckluft mäßig getrocknet und mittig mit der Pulpakammer nach unten auf der Gummidichtung positioniert. Die Kontermutter wurde bis kurz vor die Endposition aufgeschraubt. Die Klemme am Perfusionssystem wurde entfernt und sobald die Kochsalzlösung das Niveau der Dentinprobe erreicht hatte, wieder angebracht und die Kontermutter festgezogen. Überschüssige Flüssigkeit wurde mittels ölfreier Druckluft moderat verblasen.

### **3.2.5 Verarbeitung der Dentinadhäsivsysteme**

Jeweils 15 der 60 Proben der drei Bleichgruppen wurden randomisiert mit jeweils einem der vier Dentinadhäsivsysteme (Syntac<sup>®</sup>, XP Bond<sup>™</sup>, Futurabond NR, AdheSE<sup>®</sup> One) kombiniert. Daraus ergaben sich folgende zwölf Versuchsreihen:



Tabelle 7: Versuchsgruppeneinteilung

Reihe	Gruppe	Bleichmittel	Dentinadhäsiv
1	KS	-	Syntac®
2	PS	Perfect Bleach 17 %	
3	OS	Opalescence® Xtra® Boost™	
4	KX	-	XP Bond™
5	PX	Perfect Bleach 17 %	
6	OX	Opalescence® Xtra® Boost™	
7	KF	-	Futurabond NR
8	PF	Perfect Bleach 17 %	
9	OF	Opalescence® Xtra® Boost™	
10	KA	-	AdheSE® One
11	PA	Perfect Bleach 17 %	
12	OA	Opalescence® Xtra® Boost™	

Die Dentinadhäsive wurden nach Herstellerangaben folgendermaßen verarbeitet:

Tabelle 8: Verarbeitungsmodi der Dentinadhäsive

	Syntac®	XP Bond™	Futurabond NR	AdheSE® One
<b>Konditionierung</b>	15 s 37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> , 15 s abspülen, moderat trocknen	15 s 37%ige H <sub>3</sub> PO <sub>4</sub> , 15 s abspülen, moderat trocknen	Liquid A und B 1:1 5 s mischen, applizieren, 20 s einmassieren, 10 s verblasen, 20 s lichthärten	applizieren, 30 s einmassieren, mit starkem Luftstrom verblasen, 10 s lichthärten
<b>Primer</b>	15 s einreiben, verblasen, trocknen	applizieren, 20 s einwirken lassen, 5 s verblasen, 10 s lichthärten; Vorgang wiederholen		
<b>Adhäsiv</b>	10 s einreiben, verblasen, trocknen			
<b>Bonding</b>	applizieren, verblasen, 20 s lichthärten			

Zur Aushärtung aller Dentinadhäsive wurde ein Lichtpolymerisationsgerät des Typs Optilux 401 (Firma Kerr, Karlsruhe, D) mit einer Leistung von 650 mW/mm<sup>2</sup> verwendet.

### 3.2.6 Verarbeitung des Kompositmaterials

Nach Polymerisation des Dentinadhäsivs wurde die Metallhülse auf den Unterbau geschoben. Die Applikation des Komposits Tetric EvoCeram<sup>®</sup> erfolgte in zwei Schichten von jeweils 1,5 mm Stärke auf die durch die Öffnung in der Metallhülse definierte kreisrunde Fläche von 1 mm Durchmesser. Die blasenfreie Verdichtung des Komposits auf die konditionierte Dentinoberfläche erfolgte mit einem Wurzelkanalstopfer (RCP10-1/2A, Hu-Friedy Europe, Leimen, D). Beide Schichten wurden jeweils 60 s mit dem Lichtpolymerisationsgerät ausgehärtet. Die Versuchsvorrichtung wurde in die untere Traverse der Zugmaschine eingeschraubt und vor Versuchsbeginn für 15 min dort belassen. Durch den Stahlschäkel an der Metallhülse wurde die Vorrichtung über Metallkettenglieder mit dem Querhaupt, in das der Kraftsensor integriert ist, verbunden.



Abb. 20: Universalprüfmaschine Z005

### 3.3 Analyse

Die Untersuchungen wurden mit einer Zwick Universalprüfmaschine, Typ Z005 (Fa. Zwick Roell, Ulm, D) durchgeführt. Die Steuerung erfolgte über das Computerprogramm „texpert 7.0“, die die sofortige graphische Darstellung des Kraft-Zeit-Diagramms ermöglichte. Als Standard wurden folgende Parameter festgelegt:

Anzahl der Zyklen: 1

Testgeschwindigkeit: 1 mm/min

oberer Kraftskalenwert: 1000 N

keine Vorkraft

Durch die integrierte Handsteuerung wurde die Zugmaschine vorgespannt. Der Versuch wurde am Computer gestartet. Der Zyklus endete beim Versagen der haftenden Verbindung zwischen unterem und oberem Teil des Versuchsaufbaus. Während des Zugversuches wurde die maximal gehaltene Kraft zwischen Dentin und Adhäsiv gemessen. Die Zugfestigkeit wurde aus der maximal gehaltenen Kraft und der bekannten, zur Haftung zur Verfügung stehenden Fläche nach der Formel  $Z=F/A$  berechnet ( $Z$ =Zugfestigkeit in MPa,  $F$ =maximal gehaltene Kraft in N,  $A$ =Fläche in  $\text{mm}^2$ ) und der Verlauf der Kraftübertragung im Kraft-Zeit-Diagramm graphisch dargestellt. Für alle Gruppen wurden die Mittelwerte, Medianwerte und Standardabweichungen bestimmt.

### **3.4 Statistik**

Die gewonnenen Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 16.0 ausgewertet. Die graphischen Darstellungen und Berechnungen wurden mit diesem Programm durchgeführt. Weitere Graphiken wurden mit Microsoft Office Excel erstellt.

Für jede Versuchsgruppe wurden die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt und mittels Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft, ob die Verteilung der Ergebnisse einer theoretischen Normalverteilung entspricht.

Der Vergleich der einzelnen Versuchsgruppen untereinander wurde mittels einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Es erfolgte der Vergleich der Gruppen mit Hilfe des Tukey's Studentized Range Tests mit einem Signifikanzlevel von 5 % und die korrigierte Statistik für den paarweisen Vergleich nach Bonferroni-Holm. Um die Tendenz der Haftkräfte resistenter gegen Messfehler abbilden zu können, wurde bei der Darstellung der Ergebnisse weiterhin der Median angegeben.

## 4 Ergebnisse

Bei allen verwendeten Materialkombinationen konnte eine Mikro-Zugfestigkeit am Dentin ermittelt werden. Die höchste Zugfestigkeit konnte für den Verbund von Syntac<sup>®</sup> mit ungebleichtem Dentin ermittelt werden. Den niedrigsten Wert zeigt der Verbund zwischen dem Dentinadhäsiv Futurabond NR und mit Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> gebleichtem Dentin.

Tabelle 9 zeigt eine Übersicht aller Versuchsgruppen und stellt den entsprechenden Mittelwert, die Standardabweichung, den Medianwert sowie Minimum und Maximum jeweils in MPa, dar.

Tabelle 9: Ergebnisse (in MPa)

<b>Gruppe</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>Standard- abweichung</b>	<b>Median</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
<b>KS</b>	25,42	6,87	23,32	16,95	37,81
<b>PS</b>	21,44	5,77	20,86	13,14	33,90
<b>OS</b>	17,08	5,96	16,74	10,24	31,35
<b>KX</b>	20,15	6,68	19,02	10,64	33,14
<b>PX</b>	18,33	6,23	17,84	10,14	29,99
<b>OX</b>	14,61	3,62	15,17	6,51	22,84
<b>KF</b>	18,33	6,23	17,84	10,14	29,99
<b>PF</b>	12,95	4,19	12,04	8,61	24,36
<b>OF</b>	12,73	4,21	12,09	7,19	19,80
<b>KA</b>	24,33	6,94	21,49	17,18	38,54
<b>PA</b>	18,97	2,80	18,90	13,02	24,11
<b>OA</b>	17,29	5,78	17,59	9,54	29,73

Das nachfolgende Diagramm veranschaulicht die ermittelten Werte.

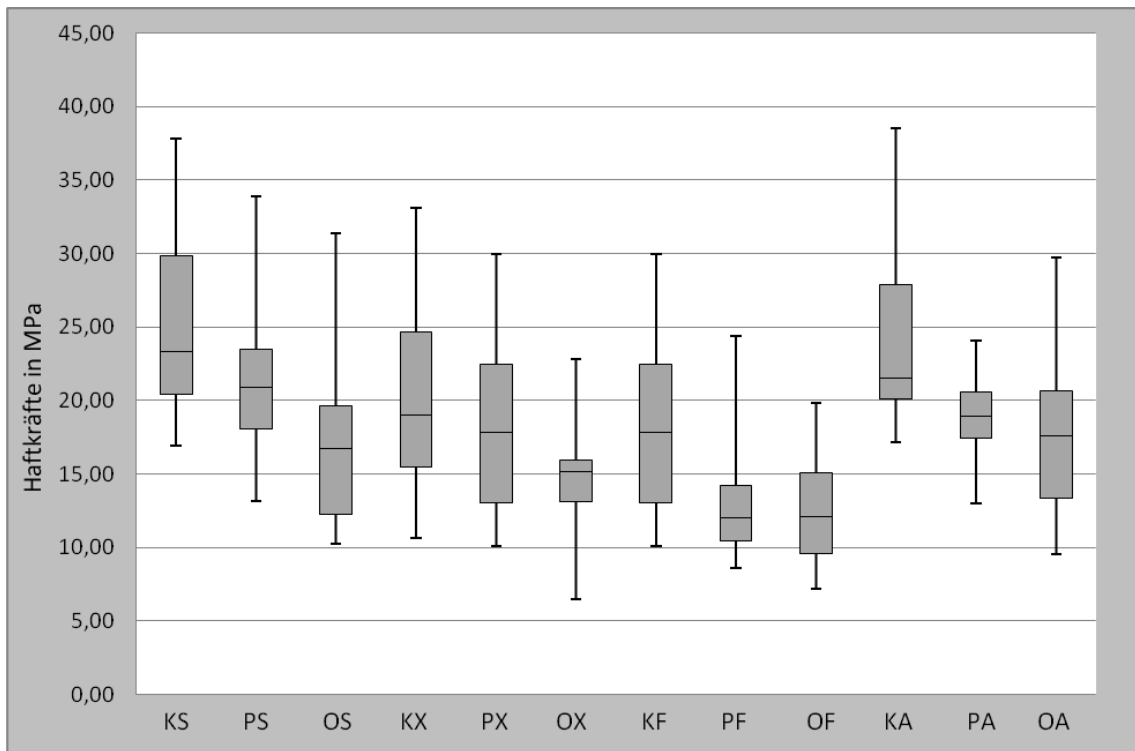


Abb. 21: Graphische Darstellung der Messergebnisse (in MPa)

Bei allen verwendeten Materialkombinationen konnte eine Mikro-Zugfestigkeit am Dentin ermittelt werden. Die höchste Zugfestigkeit konnte für den Verbund von Syntac<sup>®</sup> mit ungebleichtem Dentin (KS) ermittelt werden. Den niedrigsten Wert zeigt der Verbund zwischen dem Dentinadhäsiv Futurabond NR und mit Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> gebleichtem Dentin (OF). Die mittleren Zugfestigkeitswerte ohne vorherige Anwendung eines Bleichmittels liegen zwischen 25,42 MPa ( $\pm$  6,87 MPa) bei Syntac<sup>®</sup> (KS) und 18,33 MPa ( $\pm$  6,23 MPa) bei im Falle von Futurabond NR (KF). Nach der Behandlung der Dentinproben mit Perfect Bleach 17 % reduzieren sich die mittleren Haftkräfte auf Werte zwischen 21,44 MPa ( $\pm$  5,77 MPa) bei Syntac<sup>®</sup> (PS) und 12,95 MPa ( $\pm$  4,19 MPa) im Falle von Futurabond NR (PF). Eine weitere Reduktion konnte bei den Zugfestigkeitswerten nach der Verwendung von Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> festgestellt werden. Die mittlere Haftkraft von Syntac<sup>®</sup> (OS) liegt hier bei 17,08 MPa ( $\pm$  5,96 MPa) und von Futurabond NR (OF) bei 12,73 MPa ( $\pm$  4,21 MPa). Dies entspricht einer Haftkraftreduktion von 32,81 % im Falle von Syntac<sup>®</sup> und 30,56 % bei Futurabond NR. Die geringste relative Reduktion ist mit 27,50 % bei XP Bond<sup>™</sup> (KX-OX) zu beobachten.

## Ergebnisse

Die statistische Auswertung zeigt einen signifikanten Einfluss des jeweiligen Bleichmittels auf die Mikrozugfestigkeit.

Laut Tukey's Studentized Range Test ( $p < 0,05$ ) hat Syntac<sup>®</sup> (KS) auf ungebleichtem Dentin ( $25,42 \text{ MPa} \pm 6,87 \text{ MPa}$ ) eine signifikant höhere Zugfestigkeit als Syntac<sup>®</sup> (OS) auf mit Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> gebleichtem Dentin ( $17,08 \text{ MPa} \pm 5,96 \text{ MPa}$ ). Im Vergleich zu Syntac<sup>®</sup> (PS) in Kombination mit Perfect Bleach 17 % besteht kein signifikanter Unterschied. Des Weiteren besteht eine signifikant höhere Zugfestigkeit ( $p < 0,05$ ) im Vergleich mit Futurabond NR (KF) auf ungebleichtem Dentin ( $18,33 \text{ MPa} \pm 6,23 \text{ MPa}$ ). Syntac<sup>®</sup> (PS) in Kombination mit 17 % Carbamidperoxid ( $21,44 \text{ MPa} \pm 5,77 \text{ MPa}$ ) hat eine signifikant höhere Zugfestigkeit ( $p < 0,05$ ) als Futurabond NR (PF) mit 17 % Carbamidperoxid ( $12,95 \text{ MPa} \pm 4,19 \text{ MPa}$ ).

Der Vergleich innerhalb der Gruppen, die mit XP Bond<sup>™</sup> verarbeitet wurden, ergibt keine signifikanten Unterschiede. Auch der Vergleich zu den Gruppen der anderen Haftvermittlern ergibt keine Signifikanzen.

Außer den oben bei Syntac<sup>®</sup> genannten Werten gibt es bei Futurabond NR keine weiteren signifikanten Unterschiede.

Die Haftkräfte von AdheSE<sup>®</sup> One (KA) auf ungebleichtem Dentin sind im Vergleich zu AdheSE<sup>®</sup> One (OA) in Kombination mit 38%igem Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> signifikant höher ( $p < 0,05$ ). Im Vergleich mit Perfect Bleach ergeben sich keine signifikanten Unterschiede.

Die ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der Bonferroni Holm Korrektur überprüft und bestätigt.

Für eine differenziertere Betrachtung sind die Messergebnisse der zwölf Gruppen im Anhang einzeln aufgeführt.

## **5 Diskussion**

### **5.1 Diskussion der Methodik**

#### **5.1.1 Wahl der Methodik im Allgemeinen**

Die Wirksamkeit von Adhäsivsystemen kann *in vitro* durch Messungen der Verbundfestigkeit zwischen Füllungsmaterial und Dentin bzw. Schmelz sowie durch Untersuchungen der Randschlussqualität an Füllungen extrahierter Zähne ermittelt werden. Dabei ist aus hohen Haftkraftwerten nicht selbstverständlich auf eine sichere Randsichtigkeit zu schließen. Die Aussage, dass bei Scherkraftwerten über 20 MPa auf einen optimalen Randschluss geschlossen werden kann, ist experimentell bislang nicht belegt worden (Dunn und Söderholm, 2001).

Die Messung der Haftkraft wird zum größten Teil mit konventionellen Scher- und Zugversuchen durchgeführt (Braga et al., 2010). Bei beiden Verfahren wird eine meist zylindrische oder bei Zugtests stumpfkegelförmige Füllungsmaterialprobe auf eine plane Zahnoberfläche geklebt. Die zur Ablösung erforderliche Kraft wird beim Zugversuch senkrecht (axial) und beim Schertest parallel zur Kontaktfläche eingeleitet (Burke et al., 2008).

Bei der Polymerisation treten aufgrund der Anheftung des Komposits an die Zahnoberfläche Zugspannungen auf, die dem adhäsiven Verbund entgegenwirken. Diese sind umso höher, je größer die gebundene Fläche einer Kompositfüllung ist. Dies wird mit dem C-Faktor (configuration factor), dem Quotienten aus gebundener zu freier Fläche, veranschaulicht. So haben Klasse I-Füllungen aufgrund ihrer hohen gebundenen Fläche mit ca. 5,0 (je nach Defektgröße) einen größeren C-Faktor als Klasse III-Füllungen mit einem C-Faktor von 1,0 (Feilzer et al., 1987). Je größer der C-Faktor ist, desto größer sind die auftretenden Spannungen. Wird das Komposit an nur einer Seitenfläche gebunden, wie im Haftkraftversuch, ist der C-Faktor gering (ca. 0,2) und Spannungen werden minimiert. Ein adhäsiver, mikroretentiver Verbund zur Metallhülse findet nicht statt. Das Komposit wird nur aufgrund der konischen Form der Metallhülse durch makromechanische Retention im oberen Teil des Versuchsaufbaus gehalten. Da es bei dem Zugverfahren zu einer inhomogenen Spannungsverteilung innerhalb der Klebefläche kommt, ist das Einleiten der abziehenden Kraft senkrecht zur Haftfläche

eine weitere Voraussetzung, um Spannungen zu senken und vorzeitiges Versagen der Haftung nicht zu provozieren.

Aus diesem Grunde kam in der vorliegenden Untersuchung der Mikro-Zugversuch (Microtensile-Test, MTB,  $\mu$ -TBS) zur Anwendung, um diese Spannungen zu minimieren. Dazu wurde eine kreisrunde Fläche mit einem Durchmesser von 1,0 mm ( $A=0,785 \text{ mm}^2$ ) in die Versuche eingebunden. Die Literatur beschreibt Flächen von 0,5-2  $\text{mm}^2$ . Die Messwerte sind deutlich höher als bei herkömmlichen Zug- und Scherversuchen. Die Methode eignet sich hervorragend zur Überprüfung regionaler Unterschiede (approximal, okklusale, zervikal) und zur Untersuchung an sklerotisch verändertem oder kariösem Dentin (Sano et al., 1994). Am häufigsten werden beim Mikro-Zugversuch konische oder zylindrische mit einer Zugvorrichtung (z.B. Schraube) versehene Probekörper verwendet. Die Forderung eines präzisen axialen Abzuges wurde durch die Fixierung des Unterbaus in die Zugmaschine und die starre Führung der Metallhülse in dem Unterbau realisiert. Um ein Austrocknen der Zähne während der Versuchsphase zu vermeiden und um einen intrapulpalen Druck zu simulieren, der bekanntermaßen die Haftung herabsetzen kann, wurde eine Perfusion mit Kochsalzlösung durchgeführt (Schaller et al., 1994)

### **5.1.2 Auswahl der Zähne**

Zur Simulation humanphysiologischer Bedingungen wurden in den Versuchen 180 kariesfreie menschliche Weisheitszähne verwendet. Die Verwendung der Zähne anderer Säuger birgt Fehlerquellen. Rinderzähne, die für In-vitro-Versuche gehäuft verwendet werden, besitzen ein anderes Haftmuster als Humanzähne und erzielen dadurch geringere Haftwerte (Finger, 1988; Retief et al., 1990). Deren Ergebnisse sind zwar untereinander vergleichbar, jedoch sind Dentinadhäsive für die Adhäsion an humaner Zahnhartsubstanz optimiert.

Zahlreiche Faktoren beeinflussen die Haftung moderner Dentinadhäsive. Dabei spielt die Dentinqualität in Abhängigkeit vom Alter des Patienten eine übergeordnete Rolle. Die Haftwerte an sklerotischem Dentin sind schlechter, da als Folge von Karies und Traumata Dentinkanälchen unter anderem durch Ablagerungen von peritubulären Hydroxylapatitkristallen verschlossen werden. Weiterhin zeigen In-vitro-Untersuchungen, dass die Haftkraft an kariös verändertem Dentin hochsignifikant



geringer ist als an gesundem Dentin (Schaller et al., 1998). Aus diesem Grund wurden in den Versuchen vollständig retinierte Zähne verwendet, die keinem exogenen Einfluss unterlagen. Bei diesen Zähnen lässt sich gering ausgeprägtes peritubuläres Dentin und weite Kanallumina nachweisen (Finger, 1988). Inspektorisch zeigte keiner der Zähne Zeichen initialkariöser oder fortgeschrittener kariöser Läsionen.

Einen weiteren Einfluss hat die Dentintubulidichte. Pulpanahes Dentin weist mit 45000 Tubuli pro  $\text{cm}^2$  eine höhere Tubulidichte auf als Dentin an der Schmelz-Zement-Grenze (20.000 Tubuli pro  $\text{cm}^2$ ) (Gwinnett, 1994). Die Haftwerte sind in pulpafernen Bereichen wegen des niedrigeren Liquordruckes und der geringeren Tubulidichte höher als in pulpanahen (Inoue et al., 2003). Deswegen wurde, um standardisierte Bedingungen zu erhalten, die bukkale Zahnhalsfläche auf einen Abstand von 1,5 mm ( $\pm 0,2$  mm) zum Pulpencavum eingeebnet.

### **5.1.3 Durchführung der Versuche**

Um ein Austrocknen zwischen operativer Entfernung und Versuchsdurchführung zu vermeiden, mussten die Dentinproben im feuchten Milieu gelagert werden. Die Lagerung erfolgte in isotoner Kochsalzlösung, um die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Dentins nicht zu beeinflussen und einen Einfluss des Lagermediums auf die Zugfestigkeitsuntersuchungen auszuschließen (Lee et al., 2007).

Die Dauer der Lagerung der Zähne hat im ersten Monat keinen signifikanten Einfluss auf die Zugfestigkeitswerte (Blunck et al., 1990). So wurden die Versuche innerhalb von vier Wochen nach der Extraktion des jeweiligen Zahnes durchgeführt.

Die Präparation der Dentinproben erfolgte mit zylindrischen Diamanten nach einem strikten Protokoll, um klinische Verhältnisse zu simulieren. Diese Präparationsmethode führt zu höheren Haftkraftwerten im Vergleich zu anderen Techniken (Gupta und Tewari, 2006; Sadek et al., 2005), wie beispielsweise die Probenpräparation mit Sandpapier oder Bandsägen (Tagami et al., 1991). Es wurden diamantierte Schleifer der Körnung 70  $\mu\text{m}$  und zum Finieren Schleifer mit 30  $\mu\text{m}$  großen Diamantbesatz verwendet, um klinische Verhältnisse zu simulieren. Durch das Finieren mit Schleifern geringerer Körnung bleibt die Schmierschicht relativ schmal, was zu höheren Haftwerten bei Self-etch-Adhäsiven führt (Koibuchi et al., 2001). Um eine zusätzliche

Veränderung der Dentinoberfläche durch Überhitzung und übermäßige Schmierschichtbildung zu verhindern, wurden die Probekörper unter permanenter Wasserkühlung (50 ml/min) bearbeitet (Tagami et al., 1991). Aufgrund der geringen Eigenfestigkeit des Dentins wird in verschiedenen Publikationen eine Mindestdicke der Probekörper von 3 mm gefordert (Takemori et al., 1993). So wurden die Probekörper auf eine Dicke von  $3,5 \pm 0,5$  mm getrimmt.

Das Bleichen des Dentins erfolgte nach der Präparation, um eine maximale Durchdringung und somit Bleichwirkung des Dentins zu erreichen (Arcari et al., 2007). Die Zähne wurden für sieben Tage jeweils acht Stunden mit dem Bleichmittel aufgehell, dazwischen erfolgte eine Lagerung in isotoner Kochsalzlösung (White et al., 2003, Lai et al., 2002). Dies simuliert das Tragen einer Schiene beim Bleichen. Die ungebleichten Proben wurden in isotoner Kochsalzlösung gelagert. Die Versuchsanordnung während des Bleichens wurde so gewählt, dass eine ununterbrochene Benetzung der Proben mit Kochsalzlösung gewährleistet wurde, um ein Austrocknen zu verhindern (Lee et al., 2007). Die Zugversuche wurden eine Woche nach Beendigung der Bleichphase durchgeführt, um die Regeneration der Zahnhartsubstanz zu gewährleisten (Barbosa et al., 2008).

Das Komposit wurde in Inkrementen von höchstens 1 mm Dicke auf die Probekörper aufgetragen, da bei dieser Dicke die vollständige Durchleuchtung des Komposits gewährleistet ist, auch wenn, wie im Versuch, das Komposit allseits von der Metallhülse umgeben ist. Die Inkrementtechnik bietet weiterhin den Vorteil, den C-Faktor zu minimieren, denn möglichst dünne Schichten, die viel freie Oberfläche erhalten und frei zur Kavitätenwand hin schrumpfen, verringern die Polymerisationsspannungen. Die Bestrahlungszeit und die Lichtintensität bei der Polymerisation haben einen Einfluss auf die Haftwerte (Miyazaki et al., 1995; Yamamoto, 2006). So wurde die Polymerisation des Komposits mit einer konstanten Lichtintensität für genau 60 s pro Schicht durchgeführt. Da bei einer Leistung der Polymerisationslampe von 600 bis 900 mW/ mm<sup>2</sup> keine Unterschiede in der Härtung des Komposits festgestellt werden konnte, wurde für die Versuche eine Lampe mit einer konstanten Leistung von 650 mW/ mm<sup>2</sup> gewählt (Yamamoto et al., 2007).

In allen Versuchen wurde das Komposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup> der Zahnfarbe A2 verwendet. Dadurch kann eine Variation der Haftwerte zum einen durch Einflüsse in der Zusammensetzung, zum anderen durch verschiedene Durchhärtungsgrade bei

verschiedenen Transluzenzen des Komposits vermieden werden (Ilie et al., 2006; Benetti et al., 2007).

Die Mikrozugfestigkeit wurde 15 min nach der Applikation des Komposits gemessen. Die Polymerisationsschrumpfung während der Lichthärtung fördert die Bildung von Mikrofrakturen und hat einen direkten Einfluss auf die Dentinhaftung (Ilie et al., 2006). In der klinischen Praxis ist die unmittelbar erreichbare Haftkraft entscheidend, deswegen erfolgte die Messung nach 15 min.

Die Geschwindigkeit der Zugmaschine während der Versuche betrug 1 mm/min (Yoshida et al., 1996). Dadurch kann im Komposit-Dentin-Verbund eine langsame Steigerung der Zugkraft erreicht werden und unkontrollierte Abrisse aufgrund zu schneller oder radialer Zugrichtung vermieden werden (Inoue et al., 2001).

### **5.1.4 Adhäsive**

Exemplarisch wurden vier verschiedene Dentinhaftvermittlersysteme angewandt. Zum einen ist dies Syntac<sup>®</sup>, ein 3-Schritt-Adhäsiv der Total-etch-Technik. Syntac<sup>®</sup> ist ein seit Jahren auf dem Markt gut etabliertes Adhäsiv mit hervorragenden Haftwerten, das den Nachteil inne hat, in der Verarbeitung durch die Mehrschritt-Technik sensibel auf Anwendungsfehler zu reagieren. XP Bond<sup>™</sup>, ein Vertreter der 2-Schritt-Adhäsive der Total-etch-Technik, hat den Vorteil, den Behandlungsaufwand zu reduzieren und so eine Zeitoptimierung zu erreichen. Die Haftwerte werden in der Literatur nur unzureichend beleuchtet. Syntac<sup>®</sup> und XP Bond<sup>™</sup> sind durch die Verwendung in Kombination mit Phosphorsäure in der Lage, die Schmierschicht vollständig aufzulösen und zu entfernen, was generell zu höheren Haftwerten führt. Die Dentinadhäsive Futurabond NR und AdheSE<sup>®</sup> One sind beide Vertreter der Ein-Schritt-Haftvermittler der Self-etch-Technik. Sie sind toleranter gegenüber Verarbeitungsfehlern und zeiteffizienter. Bei beiden wird die Schmierschicht lediglich angelöst und anschließend infiltriert. Eine vollständige Entfernung der Schmierschicht findet nicht statt. Die in der Literatur beschriebenen Haftkraftversuche berichten von geringeren Werten gegenüber der Total-Etch-Technik (Yeşilyurt und Bulucu, 2006).

### **5.1.5 Bleichmittel**

Als Bleichmittel dienten die beiden für das Bleichen vitaler Zähne gängigen Produkte Perfect Bleach 17 % (Carbamidperoxid) und Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> (38%iges Wasserstoffperoxid). Die Konzentration ist untereinander gut vergleichbar, denn 17%iges Carbamidperoxid entspricht 5%igem Wasserstoffperoxid. Somit ist Perfect Bleach 7,6 mal schwächer konzentriert als Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup>. Dies ließ eine gute Abstufung und Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu.

## **5.2 Ergebniskritik**

### **5.2.1 Diskussion der Ergebnisse**

Im Vergleich mit anderen Studien sind die ermittelten Ergebnisse als eher niedrig einzustufen (Frankenberger et al., 2001). Verantwortlich dafür können verschiedene Faktoren sein: Die Ermittlung der Zugfestigkeitswerte wurde unter ständiger Dentinperfusion durchgeführt. Dabei kommt es zu einem konstanten Ausstrom von Flüssigkeit durch die Dentintubuli mit einem nach außen gerichteten Druck von 14-40 cm Wassersäule (Ciucchi et al., 1995). In der vorliegenden Untersuchung wurde ein Druck von 30 cm Wassersäule verwendet. Dieser Gegendruck verwehrt den Haftvermittlern ein tiefes Eindringen in die Dentintubuli (Pioch et al., 2001).

Die Zusammensetzung des im Zahn befindlichen Dentinliquors ist jedoch nicht analog auf isotonische Kochsalzlösung übertragbar. Dentinliquor ist das Ultrafiltrat des Blutes und somit eine proteinhaltige Lösung (Maita et al., 1991). Bei Studien, die Zugfestigkeiten unter Verwendung von isotoner Kochsalzlösung und humanem und bovinem Serum verglichen, beobachteten zahlreiche Untersucher eine signifikante Steigerung der Werte unter Serumperfusion (Augustin et al., 1998; Gernhardt et al., 2006). So ist die Verwendung von isotoner Kochsalzlösung in der vorliegenden Untersuchung eine weitere mögliche Erklärung für die reduzierten Haftwerte.

Die Untersuchung wurde an pulpanahem Dentin durchgeführt. Die Literatur zeigt, dass im Dentin peripher höhere Werte erzielt werden können als in unmittelbarer Nähe zur Pulpa (Pereira et al., 1999). Diese Ergebnisse werden in jüngerer Zeit jedoch kontrovers diskutiert (Pazinatto und Atta, 2008), so dass dies nicht entscheidend für die Haftkraftwerte zu sein scheint.

Die Haftkraft von Adhäsiven an Dentin im Zusammenhang mit Bleichen ist nicht intensiv erforscht (Attin et al., 2004). Die wenigen Studien, die darüber Auskunft geben, kommen alle einstimmig zu dem Erkenntnis, dass die Haftkraft am Dentin durch Bleichen mit 30-35%igem Wasserstoffperoxid und 10-21%igem Carbamidperoxid reduziert ist (Toko und Hisamitsu, 1993; Far und Ruse, 2003). Dabei ist es unerheblich, welche Adhäsivsysteme in der Untersuchung angewendet wurden. In fast allen Untersuchungen wurde die Haftkraft erst, wie auch beim Schmelz üblich, nach einem Zeitraum von 7 Tagen nach dem Bleichen ermittelt (Torneck et al., 1990; Titley et al., 1989). Abweichend davon findet sich nur ein Ergebnis: Demarco berichtet, dass die Zugfestigkeit an Dentin sich nicht verändert, wenn nach dem Bleichen mit 30 % Wasserstoff eine Woche bis zur Untersuchung vergeht (Demarco et al., 1998).

### **5.2.2 Ursachen der Haftkraftreduktion**

Verschiedene Aspekte sind mutmaßliche Gründe für die Reduktion der Haftkraft. Bleichen führt zu einer Veränderung der Ultrastruktur der Zahnhartsubstanzen ähnlich derer wie sie beim Überätzen mit Phosphorsäure auftritt (Josey et al., 1996). Es gilt als erwiesen, dass die organische Matrix des Dentins durch den oxidierenden Effekt von Wasserstoffperoxid verändert wird (Kodaka et al., 1992). Es kommt zur Dehydrierung des Kollagenfasergeflechtes und somit zum Kollabieren. Die chemische Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen verändert sich, indem organische Bestandteile verloren gehen – Kohlenstoff, Kohlenwasserstoff und tertiäre Amingruppen werden durch Sauerstoff, Calcium und Phosphor ersetzt (Rotstein et al., 1996). Speziell im Dentin verringert sich das Calcium-Phosphat-Verhältnis durch Bleichen mit 30 % Wasserstoffperoxid und 10 % Carbamidperoxid signifikant (Rotstein et al., 1996).

Weiterhin besteht Grund zu der Annahme, dass verbliebenes Wasserstoffperoxid bzw. seine Produkte auch längere Zeit nach der Bleichtherapie in den Tubuli des Dentins verbleiben und die Wirkung der Dentinhaftvermittler inhibieren (Attin et al., 2004). Dies ist vergleichbar mit der bei der Füllungspolymerisation entstehende Sauerstoffinhibitionsschicht durch den in der Atmosphäre vorkommenden Sauerstoff. Diese jedoch ist von Vorteil, denn sie ermöglicht die Haftung der Kompositsschichten untereinander bei der Inkrementtechnik. Der freigewordene Sauerstoff inhibiert die Infiltration des Kunststoffes in die Schmelz- bzw. Dentinstruktur (Torneck et al., 1992).

Deshalb wird eine Aufschiebung der adhäsiven Füllungstherapie um zwei Wochen nach dem Bleicheingriff empfohlen, da sich nach dem Bleichen eine erhöhte Anzahl an Sauerstoffmolekülen auf der Zahnoberfläche befindet (Powell und Bales, 1991). Ähnliche Aussagen werden auch bei der Verwendung von Natriumhypochlorid getroffen. Es wird vermutet, dass residuales Hypochlorid dieses Bleichmittels innerhalb der Porositäten des oxidierten Dentins eine unvollständige Polymerisation bewirken könnte (Yiu et al., 2002).

Einige Studien zeigen, dass das Bleichen von Dentin zu Mikrohärteveränderungen führt (Hannig et al., 2007). Die signifikante Erweichung der oberen Dentinschicht und somit der für die Haftung teilweise wichtigen Dentintubuli könnte somit auch zu den geringeren Haftkraftwerten führen.

Interessanterweise zeigen rasterelektronische Aufnahmen, dass eine Säureätzung nach dem Bleichen mit 30%igem Wasserstoffperoxid nicht in der Lage ist, die Schmierschicht auf der Dentinoberfläche vollständig zu entfernen (Demarco et al., 1998). Diese Tatsache beeinflusst vermutlich die Wechselwirkung zwischen Total-Etch-Adhäsiven und Dentin. Die Forderung nach dem Bleichen ein bis drei Wochen zu warten bevor eine Adhäsivrestauration am Zahn vorgenommen wird, resultiert aus der Annahme, dass der verbliebene Sauerstoff genügend Zeit zur Verfügung haben sollte, um vollständig aus den Zahnhartsubstanzen herausgelöst zu werden (Attin et al., 2004). Um dies zu beschleunigen, können Reste von Peroxiden aufgelöst werden, indem man die Kavitäten mit Katalase oder 10%igem Natrium-Ascorbat reinigt (Rotstein, 1993). Die signifikante Reduktion der Haftkraft nach dem Bleichen mit 38%igem Wasserstoffperoxid ist damit zu begründen, dass die Wirkung der selbstätzenden Adhäsive durch den pH-Wertanstieg an der Dentinoberfläche gesenkt wird (Elkhatib et al., 2003).

## 6 Schlussfolgerungen

Da die Literaturrecherche zum Thema Haftkräfte an gebleichtem Dentin nur wenige Ergebnisse zu bieten hat, wurde diese In-vitro-Studie durchgeführt.

Mit dem ausgewählten Versuchsaufbau sollten möglichst naturgetreue Bedingungen zur Ermittlung der Haftkraft dienen. Nur so können mit der Limitation einer In-vitro-Studie die Ergebnisse auf die Verhältnisse in vivo übertragen werden. Eine In-vitro-Studie stellt in der zahnärztlichen Forschung für die meisten In-vivo-Studien eine wichtige Grundlage dar. Denn durch deren Ergebnisse können die ethisch bedenklichen Ansätze einer In-vivo-Studie reduziert werden. Es wird lediglich ein tendenzieller Ansatz dargestellt, der durch Langzeitstudien in der klinischen Anwendung nachgewiesen werden muss. In dieser Studie konnte bei allen Zugversuchen eine Haftfestigkeit zwischen Komposit und Dentin festgestellt werden, so dass eine weiterführende klinische Studie vielversprechend erscheint. Die im Vergleich niedrigen Haftwerte der vorliegenden Studie sind darauf zurückzuführen, dass in den verschiedenen Studiendesigns zum Teil erhebliche Unterschiede bestehen. Ein besonders starker Einfluss auf die Dentinhaftung wird dabei der Simulation der physiologischen Perfusion und des intrapulpalen Druckes beigemessen. Der massive Abfall der Haftfestigkeitswerte bei perfundiertem Dentin wurde vielfach nachgewiesen.

So kann aus der vorliegenden Arbeit geschlussfolgert werden, dass das Bleichen mit 17%igem Carbamidperoxid bei keinem der Dentinhaftvermittler zu einer signifikanten Haftkraftreduktion führte. Somit ist ein negativer Effekt in der klinischen Anwendung von Haftvermittlern und Kompositen nach einer Home-Bleaching-Anwendung nicht zu erwarten und demnach bedenkenlos durchführbar. Bei zwei der vier verwendeten Dentinhaftvermittlersystemen konnte eine signifikante Reduktion der Haftwerte nach der Behandlung mit 38%igem Wasserstoffperoxid festgestellt werden. Dabei liegt die Abnahme der Haftkraft bei den beiden Adhäsiven Syntac<sup>®</sup> und AdheSE<sup>®</sup> One in einer Größenordnung von rund 33 % der Haftkraft von ungebleichtem Dentin. Man könnte schlussfolgern, dass Drei-Schritt-Adhäsive der Total-etch-Technik und Ein-Schritt-Adhäsive der Self-etch-Technik sensibel auf Wasserstoffperoxid reagieren. Die beiden Zwei-Schritt-Adhäsive der Total-etch-Technik Futurabond NR und XP Bond<sup>TM</sup> zeigen in diesem Zusammenhang keine signifikanten Unterschiede. Diese Haftvermittler können demnach für die Anwendung nach dem In-office-Bleaching empfohlen werden,

## Schlussfolgerungen

wobei allerdings die Haftkraft generell niedriger ist. Der Vergleich der Inhaltsstoffe der Haftvermittler bringt in diesem Zusammenhang allerdings wenige Lösungsansätze. Zwar enthalten nur die beiden Zwei-Schritt-Adhäsive der Total-etch-Technik als Lösungsmittel Alkoholderivate und den Photoinitiator Kampherchinon, allerdings wirken beide nicht als Radikalfänger. Alkohol verdunstet nach dem Verblasen und Kampherchinon zerfällt nach Lichtaktivierung selbst in freie Radikale.

Eine signifikante Reduktion beim Vergleich der Haftkraft innerhalb der beiden Bleichmittel konnte nicht festgestellt werden. Aus dem Vergleich der Haftkraft der Adhäsive per se kann geschlussfolgert werden, dass Syntac<sup>®</sup> eine signifikant höhere Haftkraft aufweist als Futurabond NR. Die selbststützende Wirkung von AdheSE<sup>®</sup> One ist als sehr zufriedenstellend zu beurteilen. Die ermittelten Haftkräfte sind vielversprechend für die klinische Anwendung. In-vivo-Studien müssen die tatsächliche Belastbarkeitsgrenze der verschiedenen Dentinadhäsive auf gebleichtem Dentin untersuchen. Dazu können Untersuchungen zu Langzeitüberlebensraten sowie gängige Kriterien wie Randspaltanalyse, Verfärbung und Verlustrate dienen.



## 7 Zusammenfassung

Um einen spaltfreien und dauerhaften Verbund von hydrophilem menschlichem Dentin und hydrophoben Kompositfüllungsmaterialien zu ermöglichen, bedarf es Haftvermittlern, die in der Lage sind dem Schrumpfstress beim Polymerisieren des Komposits standzuhalten. Die Haftvermittler sind hochgradig spezialisierte und techniksensitive chemische Agentien, die schon bei geringsten Störfaktoren ihre Haftung versagen können. Weitgehend unbekannt ist der Einfluss von Bleichmitteln auf die Haftung an dentinbegrenzten Zahnhalskavitäten. Bleichmittel kommen in der ästhetischen Zahnmedizin zum Einsatz, um intern oder extern verfärbte Zähne aufzuhellen. Zielstellung dieser In-vitro-Untersuchung war es, den Einfluss des externen Bleichens vitaler Zähne auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Dentinadhäsive in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten zu untersuchen. Getestet wurden die Dentinhaftvermittler Syntac<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent), Futurabond NR (Voco), XP Bond<sup>™</sup> (Dentsply DeTrey) und AdheSE<sup>®</sup> One (Ivoclar Vivadent). Mit den Bleichmitteln Perfect Bleach 17 % und Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup>, die als reaktiven Wirkstoff Wasserstoffperoxid enthalten, konnten die Zähne aufgehellt werden.

Die Versuche wurden mit 180 zervikalen Dentinproben durchgeführt, die nach standardisierten Vorgaben präpariert. Der Abstand zur Pulpa belief sich auf 1,5mm ± 0,2 mm, im Durchmesser waren die Proben 8 mm groß und das Pulpencavum war der Perfusion mit Kochsalzlösung zugänglich. 60 Proben wurden sieben Tage jeweils acht Stunden bei 37 °C mit Perfect Bleach gebleicht und nach einer Woche mit den Adhäsiven und dem Komposit Tetric EvoCeram<sup>®</sup> verarbeitet. Bei weiteren 60 Proben erfolgte dieses Bleichprotokoll mit Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup>. Die Verarbeitung der Dentinhaftvermittler mit jeweils 15 der ungebleichten, mit 17%igem Carbamidperoxid gebleichten und der mit 38%igem Wasserstoffperoxid gebleichten Proben erfolgte streng nach Herstellerangaben. Unter ständiger Dentinperfusion wurden die Haftkräfte im axialen Mikro-Zugversuch 15 min nach Polymerisation des Komposits mit einer Universalprüfmaschine vom Typ Z005 ermittelt.

Im Zugversuch konnte bei allen Versuchsgruppen eine Haftung festgestellt werden. Der Wert der mittleren Mikro-Zugfestigkeit von 25,42 MPa war für die Kombination Syntac<sup>®</sup> mit ungebleichtem Dentin am höchsten.

So kann aus der vorliegenden Arbeit geschlussfolgert werden, dass das Bleichen mit 17%igem Carbamidperoxid bei keinem Dentinhaftvermittler zu einer signifikanten Haftkraftreduktion führte. Eine Aufhellung im Home-Bleaching-Verfahren ist somit bedenkenlos für die Füllungstherapie an Klasse V-Kavitäten. Bei zwei der vier verwendeten Dentinhaftvermittlersysteme konnte eine signifikante Reduktion der Haftwerte um bis zu 33 % nach der Behandlung mit 38%igem Wasserstoffperoxid festgestellt werden. Somit kann dieses Bleichverfahren nur eingeschränkt empfohlen werden und klinische Untersuchungen müssen die Signifikanz der Haftkraftreduktion belegen.

Die Ursachenforschung tendiert klar zu folgenden Gegebenheiten: In den Dentintubuli verbliebenes reaktives Wasserstoffperoxid sowie seine durch Zerfall entstehenden freien Radikale behindern die Polymerisation in der Hybridschicht der Dentinadhäsive. Denn die freigesetzten oxidierenden Moleküle haben die Eigenschaft die oberflächliche Schicht des Polymerisationsverbundes in ihrer Reaktion zu inhibieren. Eine weitere Ursache ist vermutlich die teilweise Zerstörung der für den Verbund zum Dentin wichtigen durch Ätzung mit Phosphorsäure freigelegten Kollagenschicht. Ob die Mikrohärteveränderung der Dentinoberfläche nach dem Bleichen einen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft hat, scheint fraglich.

## 8 Literaturverzeichnis

1. Abbot C (1918) Bleaching discolored teeth by means of 30% perhydrol and electric light rays. *J Allied Dent Soc* 13:259.
2. Ames JW (1937) Removing stains from mottled enamel. *J Am Dent Assoc* 24:1674-1677.
3. Arcari GM, Araújo E, Baratieri LN, Lopes GC (2007) Microtensile bond strength of a nanofilled composite resin to human dentin after nonvital tooth bleaching. *J Adhes Dent* 9:333-340.
4. Archambault G (1990) Caution, informed consent remain important as home bleaching grows. *Dentist* 68:16-22.
5. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE (2003) Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *J Adhes Dent* 1:47-56.
6. Attin T (1998) Sicherheit und Anwendung von carbamidperoxidhaltigen Gelen bei Bleichtherapien. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:11-16.
7. Attin T, Paqué F, Ajam F, Lennon AM (2003) Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. *Int Endod J* 5:313-329.
8. Attin T, Hannig C, Wiegand A, Attin R (2004) Effect of bleaching on restorative materials and restorations-a systematic review. *Dent Mat* 20:852-861.
9. Attin T, Wiegand A, Schmidlin PR (2008) Questions and answers to possible side effects of external bleaching therapies. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 10:983-991.
10. Attin T, Schmidlin PR, Wegehaupt F, Wiegand A (2009) Influence of study design on the impact of bleaching agents on enamel microhardness: A review. *Dent Mat* 2:143-157.
11. Augustin C, Paul SJ, Luthy H, Schärer P (1998) Perfusing dentine with horse serum or physiologic saline: its effect on adhesion of dentine bonding agents. *J Oral Rehabil* 25:596-602.
12. Baier RE (1992) Principles of adhesion. *Oper Dent* 5:1-9.

13. Baik JW, Rueggeberg FA, Liewehr FR (2001) Effect of light-enhanced bleaching on in vitro surface and intrapulpal temperature rise. *J Esthet Restor Dent* 13:370-378.
14. Balkenhol M (1998) *Gluma One Bond, Scientific Documentation*. Heraeus Kulzer, Hanau. 1. Auflage.
15. Barbosa CM, Sasaki RT, Florio FM, Basting RT (2008) Influence of time on bond strength after bleaching with 35% hydrogen peroxide. *J Contemp Dent Pract* 2:81-88.
16. Basting RT, Rodrigues AL, Serra MC (2007) Micromorphology and surface roughness of sound and demineralized enamel and dentin bleached with a 10% carbamide peroxide bleaching agent. *Am J Dent* 4:97-104.
17. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG (2007) Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system- 2-year results. *J Oral Rehabil* 11:855-861.
18. Benetti AR, Asmussen E, Peutzfeldt A (2007) Influence of curing rate of resin composite on the bond strength to dentin. *Oper Dent* 32:144-148.
19. Berry EA, von der Lehr WN, Herrin HK (1987) Dentin surfaces treated for the removal of the smear layer: An SEM study. *J Am Dent Assoc* 115:65-67.
20. Blunck U, Pohl M, Dieker, A (1990) Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives. *Dtsch Zahnarztl Z* 45:639-42.
21. Bowen RL (1980) Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. XXII. The effects of a cleanser, mordant, and polySAC on adhesion between a composite resin and dentin. *J Dent Res* 59:809-14
22. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA (2010) Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 26:38-49.
23. Brännström M, Noredenval, KJ (1977) The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *J Dent Res* 8:7-23.
24. Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853.

25. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ (2008) Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 16:158-165.
26. Butler WT (1984) Dentin collagen: Chemical structure and role in mineralisation. [book auth.] aus A Linde (1984) *Dentin and Dentinogenesis*, Vol. 2:37.
27. Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G (2006) Non carious cervical lesions. A review. *Minerva Stomatol* 1-2:43-57.
28. Christensen G, Leinfelder K, Tucker RV (1996) Gold: is it still the standard for restorative dentistry? Interview by Phillip Bonner. *Dent Today* 6:40-43.
29. Christensen GJ (1997) Bleaching teeth: Practitioner trends. *J Am Dent Assoc* 122:16-18.
30. Christensen GJ (2001) Self-etching primers are here. *J Am Dent Assoc* 132:1041-1043.
31. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D (1995) Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod* 21:191-194.
32. Cooper JS, Bokmeyer TJ, Bowles WH (1992) Penetration of the pulp chamber by carbamide peroxide bleaching agents. *J Endod* 18:315-317
33. Costa Pfeifer CS, Braga RR, Cardoso, PE (2006) Influence of cavity dimension, insertion technique and adhesive sastem on microleakage of class V restorations. *J Am Dent Assoc* 137:197-202.
34. Curiale F, Gallina G, Micci M, Messina P, Marcianò V (1991) S.E.M. analysis of composite resin surfaces applied to chemically and chemo-mechanically treated dentin. *Stomatol Mediterr* 2:89-94.
35. Davidsen CL, de Gee AJ, Feilzer A (1984) The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63:1343.
36. de Freitas PM, Turssi CP, Hara AT, Serra MC (2004) Dentin microhardness during and after whitening treatments. *Quintessence Int* 5:411-417.

37. Demarco FF, Turbino ML, Jorge AG, Matson E (1998) Influence of bleaching on dentin bond strength. *Am J Dent* 11:78-82.
38. Di Hipolito V, de Goes MF, Carrilho MR, Chan DC, Daronch M, Sinhoreti MA (2005) SEM evaluation of contemporary self-etching primers applied to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 7:203-211.
39. Dippel HW, Borggreven JM, Hoppenbrouwers PM (1984) Morphology and permeability of the dentinal smear layer. *J Prosthet Dent* 52:657-662.
40. Driessens FC (1977) Chemical adhesion in dentistry. *Int Dent J* 27:317-323.
41. Dunn WJ, Söderholm KJ (2001) Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. *Am J Dent* 14:297-303.
42. Eastoe JE (1967) Chemical organization of the organic matrix of dentine. aus AEW Miles (1967) *Structure and Chemical Organization of Teeth*, London: Academic Press 1:279.
43. Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ (1985) Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1:170-176.
44. Elkhatib H, Nakajima M, Hiraishi N, Kitasako Y, Tagami J, Nomura S (2003) Surface pH and bond strength of a self-etching primer/adhesive system to intracoronary dentin after application of hydrogen peroxide bleach with sodium perborate. *Oper Dent* 5:591-597.
45. Ernst CP (2001) Was sie schon immer über Dentaladhäsive wissen wollten. *Magazin für Zahnheilkunde* 5:254-269.
46. Far C, Ruse D (2003) Effect of bleaching to toughness of composite-dentin bonds. *J Adhes Dent* 5:175-182.
47. Faraoni-Romano JJ, Da Silveira AG, Turssi CP, Serra MC (2008) Bleaching agents with varying concentrations of carbamide and/or hydrogen peroxides: effect on dental microhardness and roughness. *J Esthet Restor Dent* 6:395-402.
48. Faria-E-Silva AL, Fabião MM, Sfalcin RA, de Souza Meneses M, Santos-Filho PC, Soares PV, Martins LR (2009) Bond-strength of One-Step Adhesives under Different Substrate Moisture Conditions. *Eur J Dent* 3:290-296.

49. Fasanaro TS (1992) Bleaching teeth: history, chemicals, and methods used for common tooth discolorations. *J Esthet Dent* 4:71-78.
50. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66:1636-1639.
51. Finger WJ (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 9:184-188.
52. Francisconi LF, Scaffa PM, de Barros VR, Coutinho M, Francisconi PA (2009) Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-cariou cervical lesions. *J Appl Oral Sci* 17:36436-9.
53. Frank RM, Wiedemann P and Fellingner E (1977) Ultrastructure of lymphatic capillaries in the human dental pulp. *Cell Tissue Res* 2:229-38.
54. Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000) Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaption. *Oper Dent* 25:324-330.
55. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M (2001) "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 17:373-380.
56. Fritz U, Diedrich P, Finger WJ (2001) Self-etching primers – an alternative to the conventional acid etch technique? *Journal of Orofacial Orthopedics* 62:238-245.
57. Fugaro JO, Nordahl I, Fugaro OJ, Matis BA, Mjör IA (2004) Pulp reaction to vital bleaching. *Oper Dent* 4:363-368.
58. Fuss Z, Szajkis S, Tagger M (1989) Tubular permeability to calcium hydroxide and to bleaching agents. *J Endod* 15:362-364.
59. Gernhardt CR, Bekes K, Fechner K, Schaller HG (2006) The influence of human plasma used for in vitro dentin perfusion on microtensile bond strength of 5 self-conditioning dentin adhesives. *Quintessence Int* 37:429-435.
60. Gernhardt CR (2007) Freiliegender Zahnhälse- Problematik der Wurzelkaries. *Zahnärztl Mitteil* 2:438-443.

61. Glockner K, Ebeleseder K, Städtler P (1997) Das Bleichen von verfärbten Frontzähnen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 107:413-420.
62. Goldstein RE (1997) In-office bleaching: where we came from, where we are today. J Am Dent Assoc 128:11-15.
63. Grenby TH, Phillips A, Desai T, Mistry M (1989) Laboratory studies of the dental properties of soft drinks. Br J Nutr 9:451-464.
64. Gupta R, Tewari S (2006) Effect of rotary instrumentation on composite bond strength with simulated pulpal pressure. Oper Dent 31:188-196.
65. Gwinnett AJ (1994) Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. Dent Mater 10:150-155.
66. Haller B (1994) Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49:750-751.
67. Hannig C, Duong S, Becker K, Brunner E, Kahler E, Attin T (2007) Effect of bleaching on subsurface micro-hardness of composite and a polyacid modified composite. Dent mater 23:198-203.
68. Hassink C (1995) Verschiedene Methoden des Bleichens vitaler Zähne: Ein elektronenmikroskopischer Vergleich der Veränderung des Schmelzes. Med Diss, Freiburg im Breisgau.
69. Haywood VB, Heymann HO (1989) Night guard vital bleaching. Quintessence Int 20:173-176.
70. Haywood VB, Lech T, Heymann HO, Crumpler D, Bruggers K (1990) Night guard vital bleaching: effects on enamel surface texture and diffusion. Quintessence Int 12:801-804.
71. Haywood VB (1992) History, safety, and effectiveness of current bleaching techniques and applications of the nightguard vital bleaching technique. Quintessence Int 7:471-88.
72. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2006) Einführung in die Zahnerhaltung. München, Urban & Fischer S.540.



73. Heymann HO, Bayne SC (1997) Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. *J Am Dent Assoc* 124:127.
74. Hickel R (1994) Die zervikale Füllung. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:13-19.
75. Hickel R, Kremers L, Haffner C (1996) Kompomere. *Quintessenz* 47:1581-1589.
76. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R (2006) Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater* 22:593-601.
77. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B (2001) Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 3:237-45.
78. Inoue S, Pereira PN, Kawamoto C, Nakajima M, Koshiro K, Tagami J, Carvalho RM, Pashley DH, Sano H (2003) Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. *Dent Mater* 22:39-47.
79. Janda R (2008) Schmelz-Dentin-Adhäsive-Stand der Entwicklung. *Der freie Zahnarzt* 1:37-46.
80. Jones IL, Leaver AG (1974) Studies on the minor components of the organic matrix of human dentine. *Arch oral Biol* 19:371.
81. Josey AL, Meyers IA, Romaniuk K, Symons AL (1996) The effect of a vital bleaching technique on enamel surface morphology and the bonding of composite resin to enamel. *J Oral Rehabil* 23:244-250.
82. Kihn PW, Barnes DM, Romberg E, Peterson K (2000) A clinical evaluation of 10 percent vs. 15 percent carbamide peroxide tooth-whitening agents. *J Am Dent Assoc* 131:1478-1484.
83. Kodaka T, Toko T, Debari K, Hisamitsu H, Ohmori A, Kawata S (1992) Application of the environmental SEM in human dentin bleached with hydrogen-peroxide in vitro. *J Electron Microsc* 41:381-386.
84. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N (2001) Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17:122-126.

85. Kugel G, Ferrari M (2000) The science of bonding: from first to six generation. *J Am Dent Assoc* 131:20-25.
86. Lai SC, Tay FR, Cheung GS, Mak YF, Carvalho RM, Wei SH, Toledano M, Osorio R, Pashley DH (2002) Reversal of compromised bonding in bleached enamel. *J Dent Res* 7:477-481.
87. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G (1987) Clinical experiences with composites and dentin adhesives in the posterior dental arch. *Phillip J Restaur Zahnmed* 5:12-28.
88. Lambrechts P, van Meerbeek B, Perdigao J, van Herle G (2000) Adhesives: dos and don'ts. In: Roulet, JF (Edt.) *Adhesion: The silent revolution in dentistry*
89. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV (2007) Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Dent Am Assoc* 138:1599-1603.
90. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heyman HO (1994) Non-cariou cervical lesions. *J Dent* 96:195-207.
91. Lips M (2004) Blondierte Zähne. *Zahnärztl Mitt* 14:32.
92. Litonjua LA, Andreana S, Cohen RE (2005) Toothbrush abrasions and noncariou cervical lesions: evolving concepts. *Compend Contin Educ Dent* 11:767-768.
93. Luk K, Tam L, Hubert M (2004) Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc* 135:194-201.
94. Lussi A, Portmann P (2001) Amalgam und andere Restaurationsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 3:319-324.
95. Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley DH (1991) Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Arch Oral Biol* 36:103-110.
96. Marshall MV, Cancro LP, Fischman SL (1995) Hydrogen Peroxide: A review of its use in dentistry. *J Periodontol* 66:786-796.
97. McEvoy SA (1989) Chemical agents for removing intrinsic stains from vital teeth. I. Technique development. *Quintessence Int* 20:323-328.

98. Miller WA, Eick JD, Neiders ME (1971) Inorganic components of the peritubular dentine in young human permanent teeth. *Caries Res* 5:264.
99. Minoux M, Serfaty R (2008) Vital tooth bleaching: biologic adverse effects-a review. *Quintessence Int* 39:645-59.
100. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK (1995) Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. *Am J Dent* 8:245-248.
101. Moll K, Park HJ, Haller B (2004) Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 6:293-299.
102. Moule CA, Angelis F, Kim GH, Le S, Malipatil S, Foo MS, Burrow MF, Thomas D (2007) Resin bonding using an all-etch or self-etch adhesive to enamel after carbamide peroxide and/or CPP/ACP treatment. *Aust Dent J* 2:133-137.
103. Moura SK, Pelizzaro A, Dal Bianco K, de Goes MF, Loguericio AD, Reis A, Grande RH (2006) Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes Dent* 8:75-83.
104. Murchison DF, Charlton DG, Moore BK (1992) Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and morphology of enamel. *Oper Dent* 17:181-185.
105. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N (1991) The hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J Esthet Dent* 3:133-138.
106. Nakajima M, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Yoshiyama M, Ebisu S, Ciucchi B, Russell CM, Pashley DH (1995) Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. *J Dent Res* 10:1679-1688.
107. Nyborg H, Brännström M (1968) Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent* 19:605-612.
108. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH (2000) Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater* 16:412-419.

109. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA (1988) Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Archs Oral Biol* 33:265-270.
110. Pazinato FB, Atta MT (2008) Influence of differently oriented dentin surfaces and the regional variation of specimens on adhesive layer thickness and bond strength. *J Esthet Restor Dent* 20:119-128.
111. Perdigao J, Ramos JC, Lambrechts P (1997) In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dentin adhesives. *Dent Mater* 13:218-227.
112. Perdigao J, Baratieri LN, Arcari GM (2004) Contemporary trends and techniques in tooth whitening: a review. *Pract Proced Aesthet Dent* 3:185-191.
113. Perdigao J, Lopes MM, Gomes G (2008) In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Oper Dent* 5:534-549.
114. Pereira PN, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J (1999) Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater* 15:46-53.
115. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, García-Godoy F (2001) Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 14:252-258.
116. Powell LV, Bales DJ (1991) Tooth bleaching: its effect on oral tissues. *J Am Dent Assoc* 122:50-54.
117. Prinz H (1924) Recent improvements in tooth bleaching. *Dent Cosmet* 66:558.
118. Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE (1976) A survey of factors possibly associated with cervical abrasion of tooth surfaces. *J Periodontol* 47:148-154.
119. Retief DH (1973) Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J Dent Res* 52:333-341.
120. Retief DH, Mandras R, Russell CM (1990) Extracted human versus bovine teeth. *Am J Dent* 3:253-258.
121. Robb ND, Smith BG (1990) Prevalence of pathological tooth wear in patients with chronic alcoholism. *Br Dent J* 12:367-9.

122. Rotstein, I (1993) Role of catalase in the elimination of residual hydrogen-peroxide following tooth bleaching. *J Endod* 19:567-569.
123. Rotstein I, Dankner E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M (1996) Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod* 22:23-25.
124. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE (2005) The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater* 21:1144-1149.
125. Sano H, Shono T, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho RM, Pashley DH (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10:236-240.
126. Schaller HG, Stummbaum P, Götze W (1991) Der Einfluß der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Dtsch Stomatol* 41:369-371.
127. Schaller HG, Kielbassa AM, Daiber B (1994) Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Permeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:830-833.
128. Schaller HG, Kielbassa AM, Hahn P, Attin T, Hellwig E (1998) Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:69-75.
129. Schaller HG (1999) Schmelz- und Dentinhaftung. *Dtsch Zahnärztl Z* 6:54-60.
130. Scheutzel P (1996) Etiology of dental erosion--intrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 4:178-190.
131. Schmidseder J (1998) Ästhetische Zahnmedizin – Kapitel „Bleichen“. In: Rateitschak KH, Wolf HF (Hrsg.): *Farbatlant der Zahnmedizin*. Bd 15, Thieme, Stuttgart-New York, S. 35-54.
132. Severcan F, Gokduman K, Dogan A, Bolay S, Gokalp S (2008) Effects of in-office and at-home bleaching on human enamel and dentin: an in vitro application of Fourier transform infrared study. *Appl Spectrosc* 11:1274-1279.

133. Sheridan JJ, Armbruster P (1999) Bleaching teeth during supervised retention. *J Clin Orthod* 33:339-344.
134. Smith DC (1968) A new dental cement. *Br Dent J* 124:381-384.
135. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR (2003) Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent* 5:267-282.
136. Sulieman MA (2000) An overview of tooth-bleaching techniques: chemistry, safety and efficacy. *Periodontol* 48:148-69.
137. Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H (1991) Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7:234-239.
138. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S (1993) Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 3:136-138.
139. Ten Cate AR (1985) Reaction paper: Odontoblasts. *J Dent Res* 64:549-551.
140. Titley KC, Torneck CD, Smith DC, Applebaum NB (1989) Adhesion of a glass ionomer cement to bleached and unbleached bovine dentin. *Endod Dent Traumatol* 5:132-138.
141. Toko T, Hisamitsu H (1993) Shear bond strength of composite resin to unbleached and bleached human dentine. *Asian J Aesthet Dent* 1:33-36.
142. Torneck CD, Titley KC, Smith DC, Adifbar A (1990) Adhesion of light-cured composite resin to bleached and unbleached bovine dentin. *Endod Dent Traumatol* 6:97-103.
143. Torneck CD, Titley KC, Smith DC, Adifbar A (1992) Adhesion of light-cured composite resin to bleached and unbleached bovine dentin. *J Endod* 18:488-91.
144. Tredwin CJ, Naik S, Lewis NJ, Scully C (2006) Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. *Br Dent J* 200:371-376.
145. Tyas MJ (1995) The Class V lesion-aetiology and restoration *Aust Dent J* 3:167-170.

146. Tyas MJ, Burrow MF (2004) Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J* 49:112-121.
147. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2007) Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 26:3757-3785.
148. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G (1992) Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent Suppl* 15:111-124.
149. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1-20.
150. Vongsavan N, Matthews RW, Matthews B (2000) The permeability of human dentine in vitro and in vivo. *Arch Oral Biol* 45:931-935.
151. Westlake A (1895) Bleaching teeth by electricity. *Am J Dent Sci*:201.
152. White DJ, Doerfer C, Duschner H, Kozak KM, Pioch T (2003) Effect of Bleaching on Bond Strength of Composite Resin Bonded to Dentin. *J Dent Res* 82:1814.
153. Wiegand A, Attin T (2002) Internes und externes Bleichen von Zähnen - eine Übersicht. *Oralprophylaxe* 24:153-159.
154. Wood I, Jawad z, Paisley C, Brunton P (2008) Non-cariou cervical tooth surface loss: A literature review. *J Dent* 36:759-766.
155. Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Takigawa T, Kuroda T, Miyazaki M (2006) Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci* 48:21-26.
156. Yamamoto A, Miyazaki M, Rikuta A, Kurokawa H, Takamizawa T (2007) Comparison of two methods for measuring the polymerization characteristics of flowable resin composites. *Dent Mater* 7:892-898.
157. Yeşilyurt C, Bulucu B (2006) 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* 5:26-36.

158. Yiu CK, García-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Imazato S, King NM, Lai SC (2002) A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin. *J Dent Res* 81:628-32.
159. Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M (1996) Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal. *J Prosthet Dent* 75:254-61.
160. Zero DT (1996) Etiology of dental erosion-extrinsic factors. *Eur J Oral Sci* 4:162-77.



## 9 Tabellenanhang

### KS-Syntac® ohne Bleichen

Tabelle 10: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe KS

Probe	Kraft	Kraft/Fläche
	in N	in MPa
1	19,28	24,55
2	19,72	25,11
3	18,32	23,32
4	26,73	34,03
5	15,71	20,01
6	24,37	31,03
7	29,47	37,53
8	18,05	22,99
9	16,78	21,37
10	29,70	37,81
11	22,55	28,72
12	16,38	20,86
13	14,58	18,57
14	13,31	16,95
15	14,52	18,49

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 25,42 MPa sowie eine Standardabweichung von 6,87 MPa. Das ermittelte Minimum beträgt 16,95 MPa und das Maximum liegt bei 37,81 MPa.

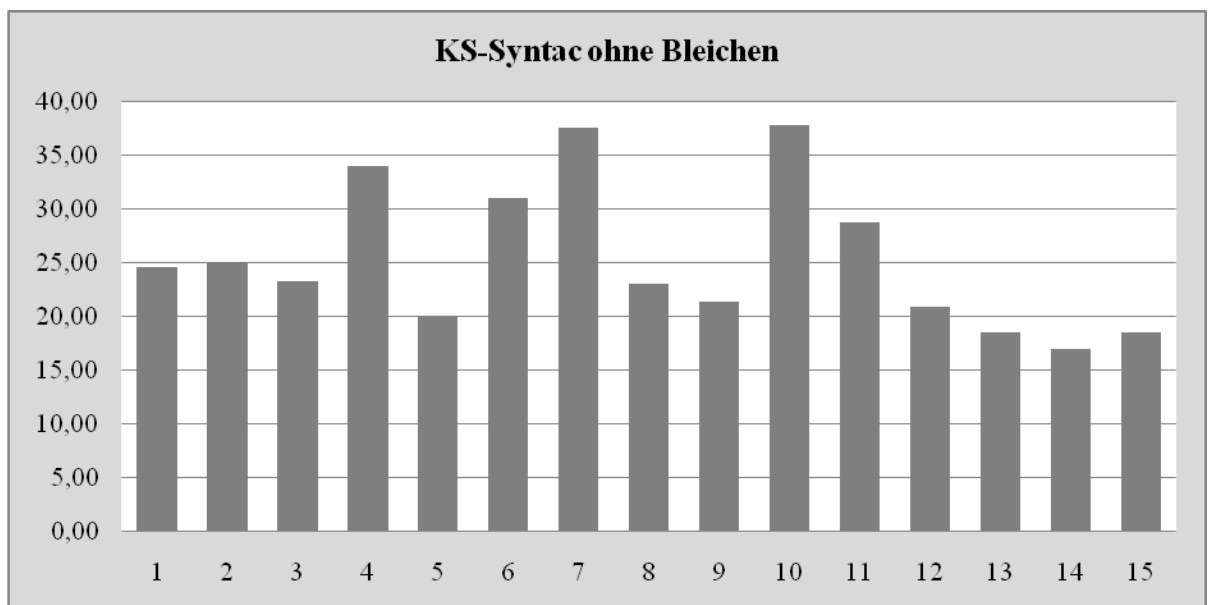


Abb. 22: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe KS

**PS- Syntac® Perfect Bleach**

Tabelle 11: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe PS

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	10,32	13,14
2	24,87	31,67
3	16,78	21,37
4	20,07	25,56
5	17,95	22,85
6	12,30	15,66
7	16,38	20,86
8	13,54	17,24
9	14,87	18,94
10	18,99	24,18
11	26,63	33,90
12	15,88	20,22
13	15,36	19,56
14	17,21	21,92
15	11,39	14,51

In dieser Versuchsgruppe liegt der Mittelwert der Haftkraft bei 21,44 MPa und die Standardabweichung bei 5,77 MPa. Das Minimum beträgt 13,14 MPa und das Maximum liegt bei 33,90 MPa.

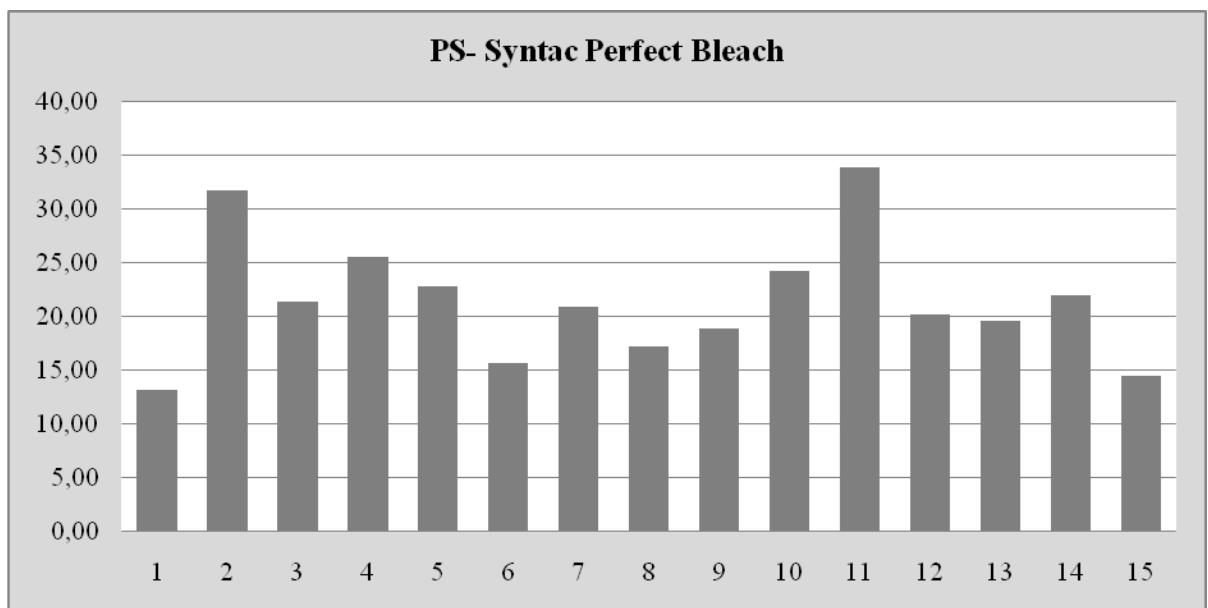


Abb. 23: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe PS

**OS-Syntac® Opalescence® Xtra® Boost™**

Tabelle 12: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe OS

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	15,44	19,66
2	8,04	10,24
3	15,44	19,66
4	16,97	21,61
5	19,93	25,38
6	13,15	16,74
7	15,22	19,39
8	8,86	11,28
9	24,62	31,35
10	8,43	10,73
11	10,36	13,20
12	8,91	11,34
13	11,02	14,04
14	11,33	14,43
15	13,51	17,20

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 17,08 MPa und eine Standardabweichung von 5,96 MPa. Das Minimum liegt bei 10,24 MPa und das Maximum bei 31,35 MPa.

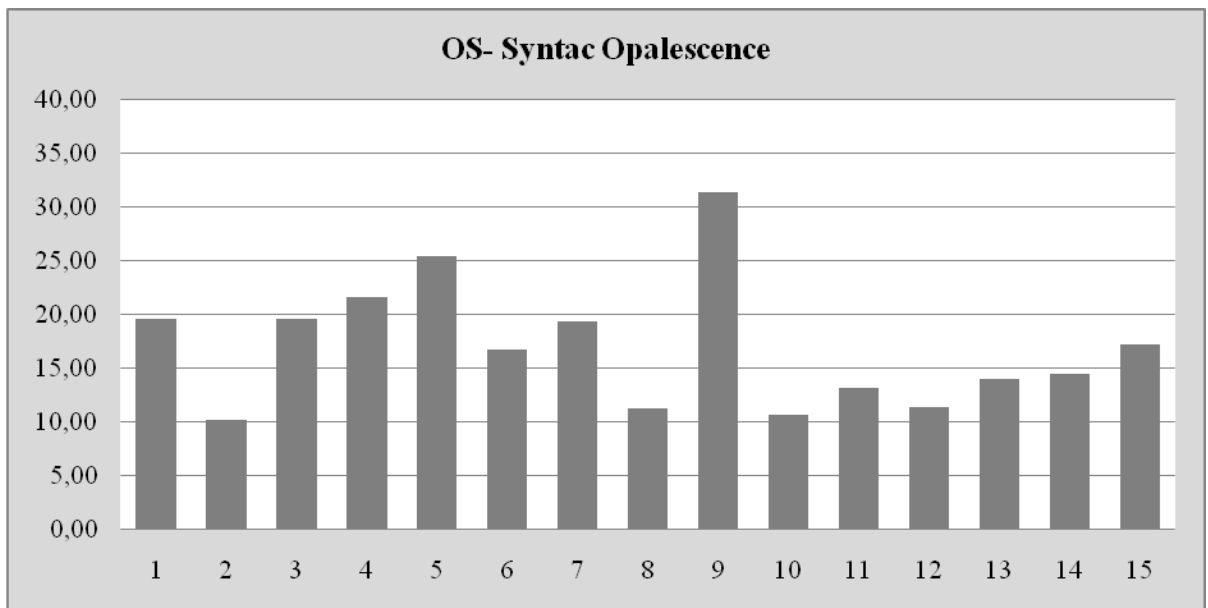


Abb. 24: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe OS

**KX- XP Bond™ ohne Bleichen**

Tabelle 13: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe KX

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	21,82	27,78
2	17,12	21,8
3	14,94	19,02
4	22,65	28,84
5	26,03	33,14
6	8,36	10,64
7	9,64	12,27
8	10,71	13,63
9	13,63	17,35
10	17,75	22,6
11	15,53	19,77
12	14,68	18,69
13	13,81	17,58
14	9,83	12,52
15	20,96	26,69

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 20,15 MPa sowie eine Standardabweichung von 6,68 MPa. Das ermittelte Minimum beträgt 10,64 MPa und das Maximum liegt bei 33,14 MPa.

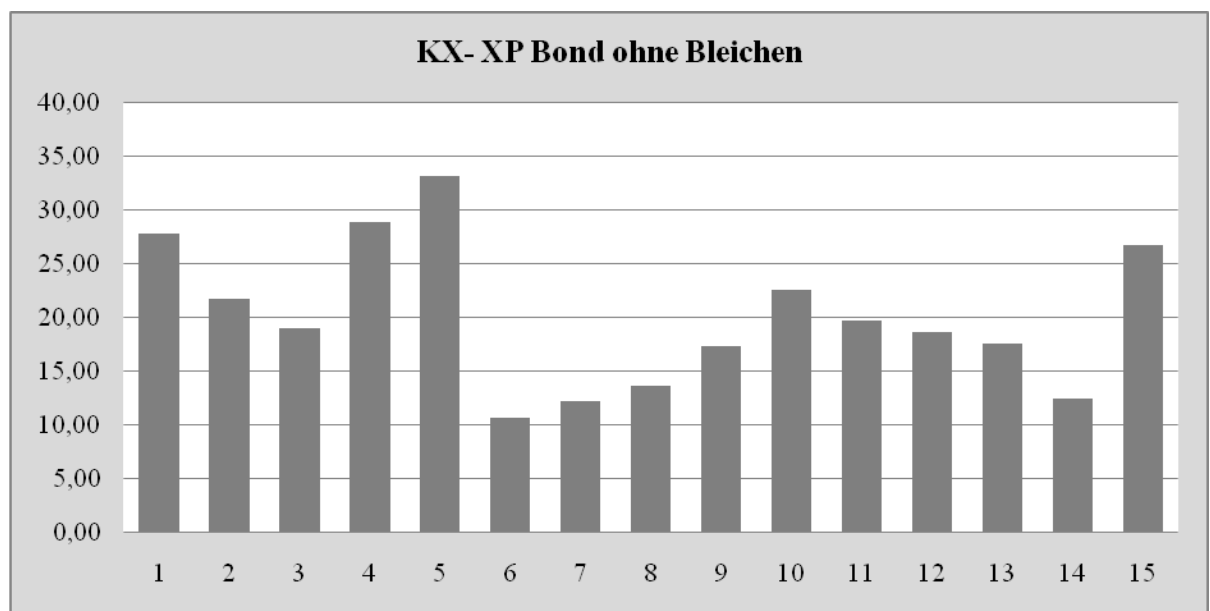


Abb. 25: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe KX

**PX- XP Bond™ Perfect Bleach**

Tabelle 14: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe PX

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	18,4	23,43
2	9,51	12,11
3	23,55	29,99
4	7,97	10,14
5	10,74	13,67
6	14,01	17,84
7	11,75	14,95
8	22,23	28,3
9	18,08	23,02
10	9,72	12,38
11	17,24	21,95
12	17,27	21,98
13	14,84	18,89
14	11,56	14,72
15	9,1	11,59

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 18,33 MPa und die Standardabweichung bei 6,23 MPa. Das Minimum beträgt 10,14 MPa und das Maximum liegt bei 29,99 MPa.

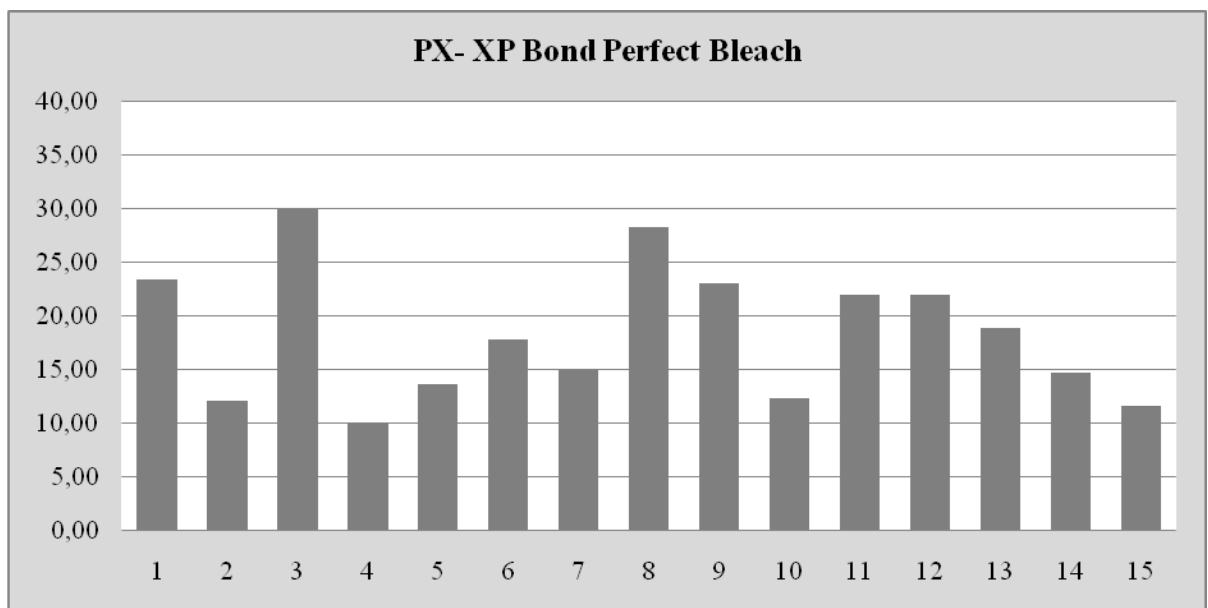


Abb. 26: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe PX

**OX- XP Bond™ Opalescence® Xtra® Boost™**

Tabelle 15: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe OX

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	13,88	17,67
2	12,76	16,24
3	12,26	15,61
4	10,58	13,47
5	12,17	15,5
6	17,93	22,84
7	10,05	12,79
8	8,2	10,45
9	11,92	15,17
10	5,11	6,51
11	11,21	14,28
12	12,84	16,35
13	9,05	11,53
14	11,91	15,16
15	12,29	15,64

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 14,61 MPa und eine Standardabweichung von 3,62 MPa. Das Minimum liegt bei 6,51 MPa und das Maximum bei 22,84 MPa.

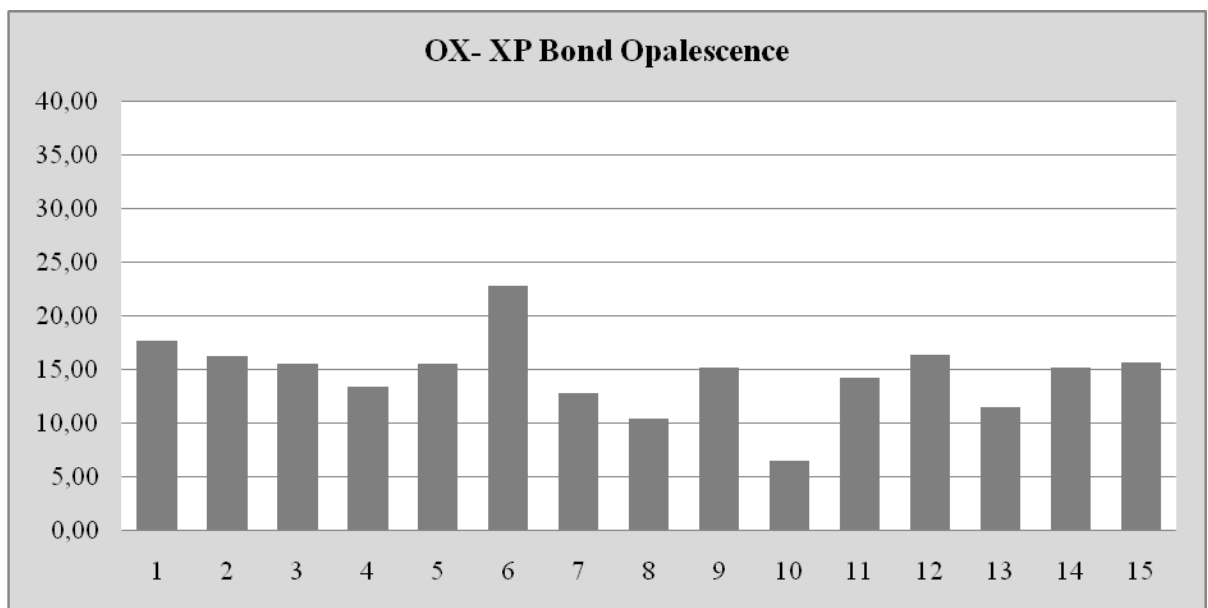


Abb. 27: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe OX

**KF- Futurabond NR ohne Bleichen**

Tabelle 15: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe KF

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	18,4	23,43
2	9,51	12,11
3	23,55	29,99
4	7,97	10,14
5	10,74	13,67
6	14,01	17,84
7	11,75	14,95
8	22,23	28,3
9	18,08	23,02
10	9,72	12,38
11	17,24	21,95
12	17,27	21,98
13	14,84	18,89
14	11,56	14,72
15	9,1	11,59

Für diese Versuchsgruppe wurde für die Haftkraft ein Mittelwert von 18,33 MPa und eine Standardabweichung von 4,79 MPa ermittelt. Das Minimum liegt bei 10,14 MPa und das Maximum beträgt 29,99 MPa.

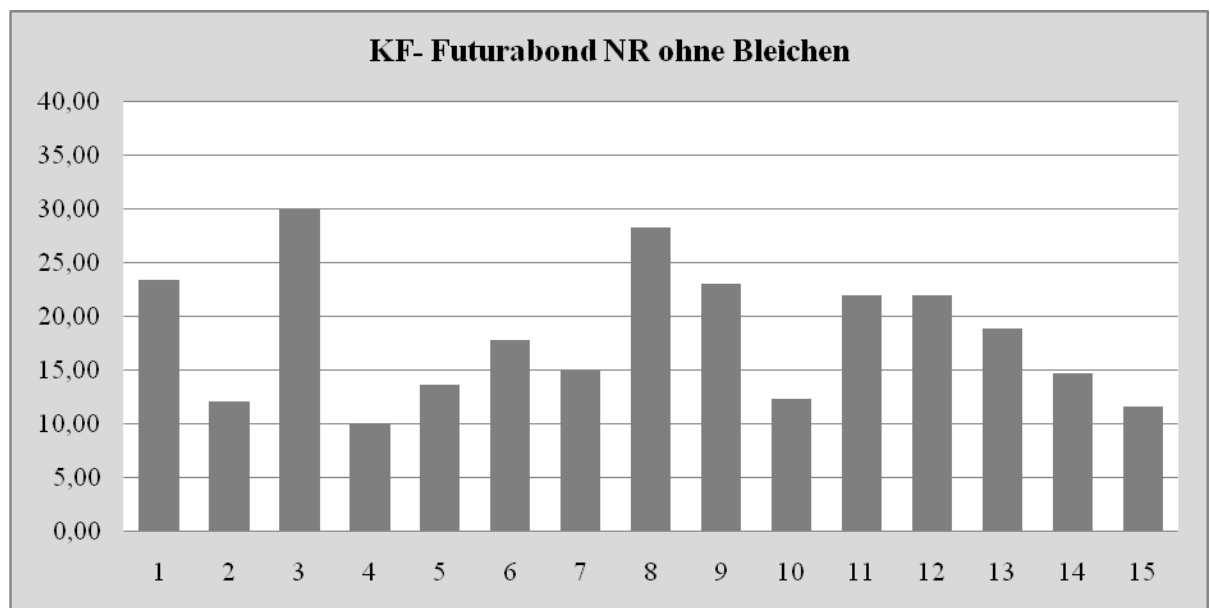


Abb. 28: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe KF

**PF- Futurabond NR Perfect Bleach**

Tabelle 16: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe PF

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	8,25	10,5
2	19,13	24,36
3	6,76	8,61
4	9,84	12,53
5	8,74	11,12
6	8,29	10,56
7	7,66	9,76
8	9,6	12,23
9	9,46	12,04
10	11,69	14,89
11	10,6	13,49
12	7,1	9,04
13	14,96	19,05
14	12,26	15,61
15	8,18	10,41

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 12,95 MPa sowie eine Standardabweichung von 4,19 MPa. Das ermittelte Minimum beträgt 8,61 MPa und das Maximum liegt bei 24,36 MPa.

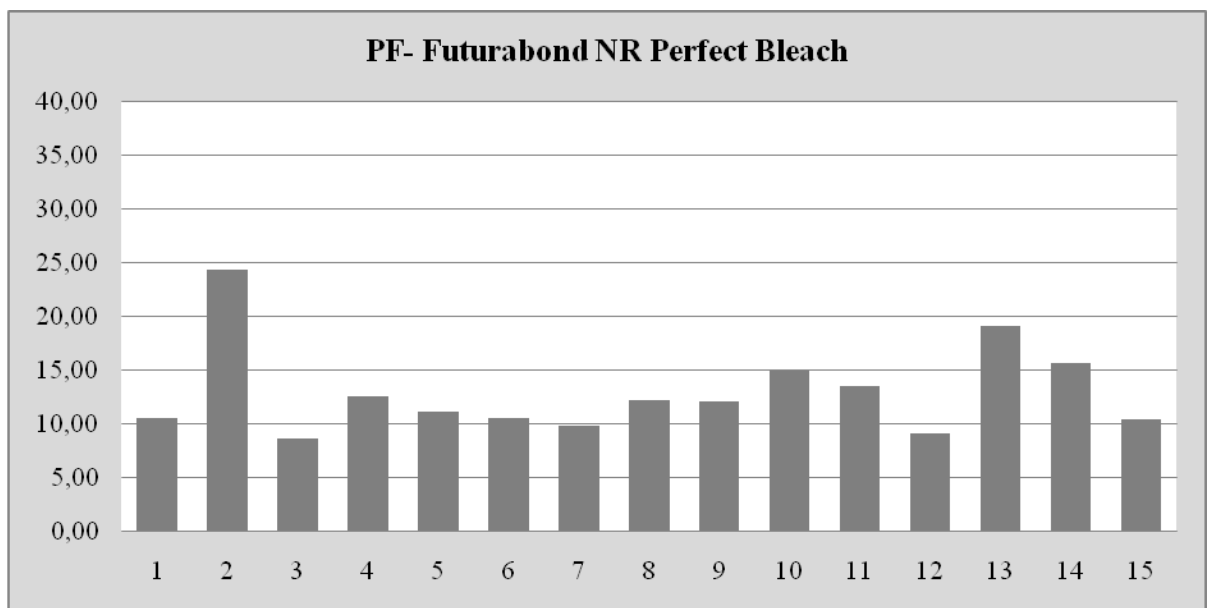


Abb. 29: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe PF



**OF- Futurabond NR Opalescence® Xtra® Boost™**

Tabelle 17: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe OF

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	6,38	8,12
2	6,03	7,67
3	11,64	14,82
4	7,99	10,17
5	14,37	18,29
6	15,52	19,76
7	12,01	15,29
8	5,65	7,19
9	15,55	19,8
10	9,5	12,09
11	7,81	9,94
12	9,09	11,57
13	7,24	9,22
14	10,86	13,83
15	10,38	13,22

In dieser Versuchsgruppe liegen der Mittelwert der Haftkraft bei 12,73 MPa und die Standardabweichung bei 4,21 MPa. Das Minimum beträgt 7,19 MPa und das Maximum liegt bei 19,80 MPa.

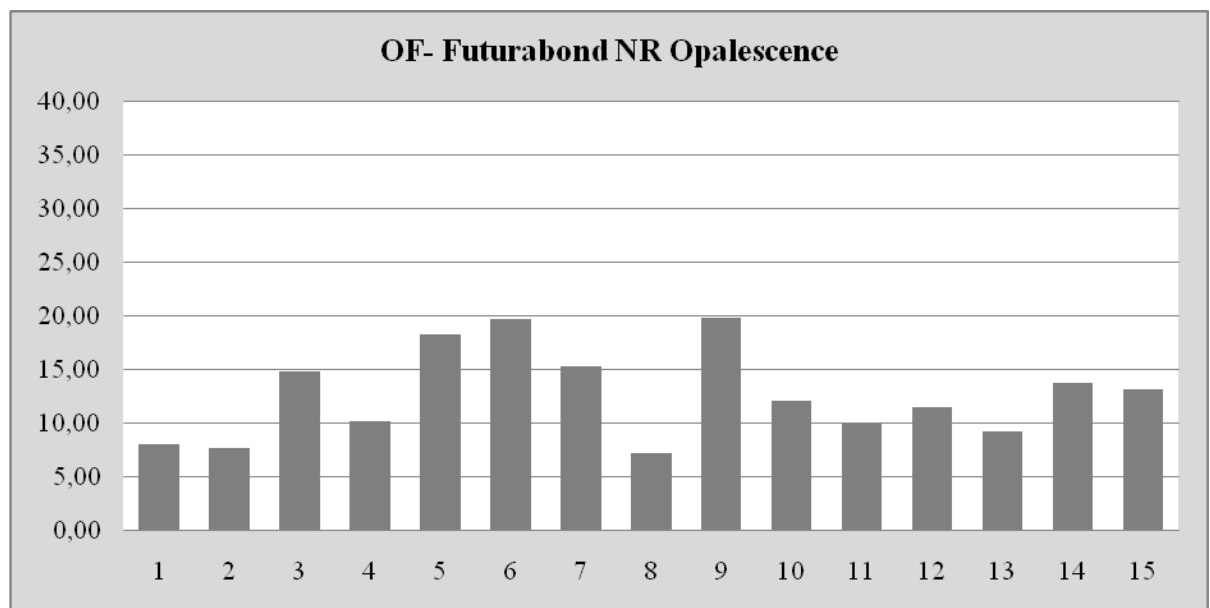


Abb. 30: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe OF

**KA- AdheSE® One ohne Bleichen**

Tabelle 18: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe KA

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	14,02	17,85
2	16,87	21,49
3	19,96	25,42
4	14,17	18,04
5	13,49	17,18
6	30,26	38,54
7	18,28	23,28
8	15,70	20,00
9	23,85	30,37
10	17,56	22,36
11	29,44	37,49
12	15,93	20,29
13	16,06	20,45
14	24,73	31,50
15	16,22	20,65

Diese Versuchsgruppe ergibt eine Haftkraft mit einem Mittelwert von 24,33 MPa sowie eine Standardabweichung von 6,94 MPa. Das ermittelte Minimum beträgt 17,18 MPa und das Maximum liegt bei 38,54 MPa.

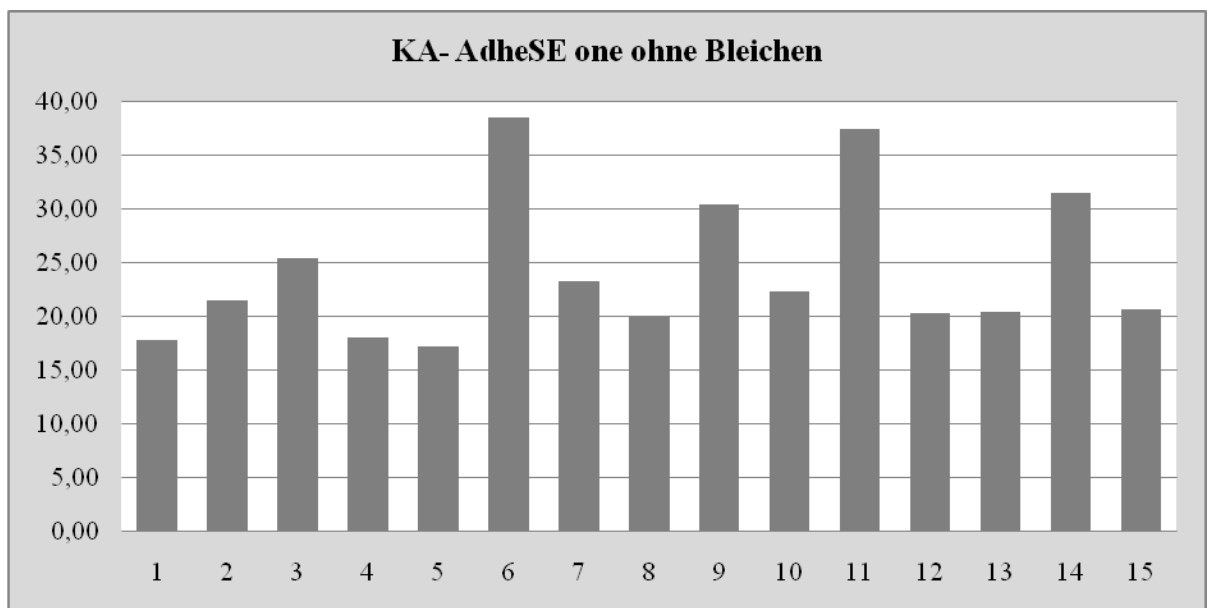


Abb. 31: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe KA

**PA- AdheSE® One Perfect Bleach**

Tabelle 19: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe PA

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	15,86	20,20
2	14,45	18,40
3	15,18	19,33
4	13,73	17,49
5	18,16	23,13
6	13,41	17,08
7	16,73	21,31
8	16,52	21,04
9	13,85	17,64
10	14,84	18,90
11	10,22	13,02
12	18,93	24,11
13	13,60	17,32
14	12,65	16,11
15	15,32	19,51

Für diese Versuchsgruppe wurden für die Haftkraft ein Mittelwert von 18,97 MPa und eine Standardabweichung von 2,80 MPa ermittelt. Das Minimum liegt bei 13.02 MPa und das Maximum beträgt 24,11 MPa.

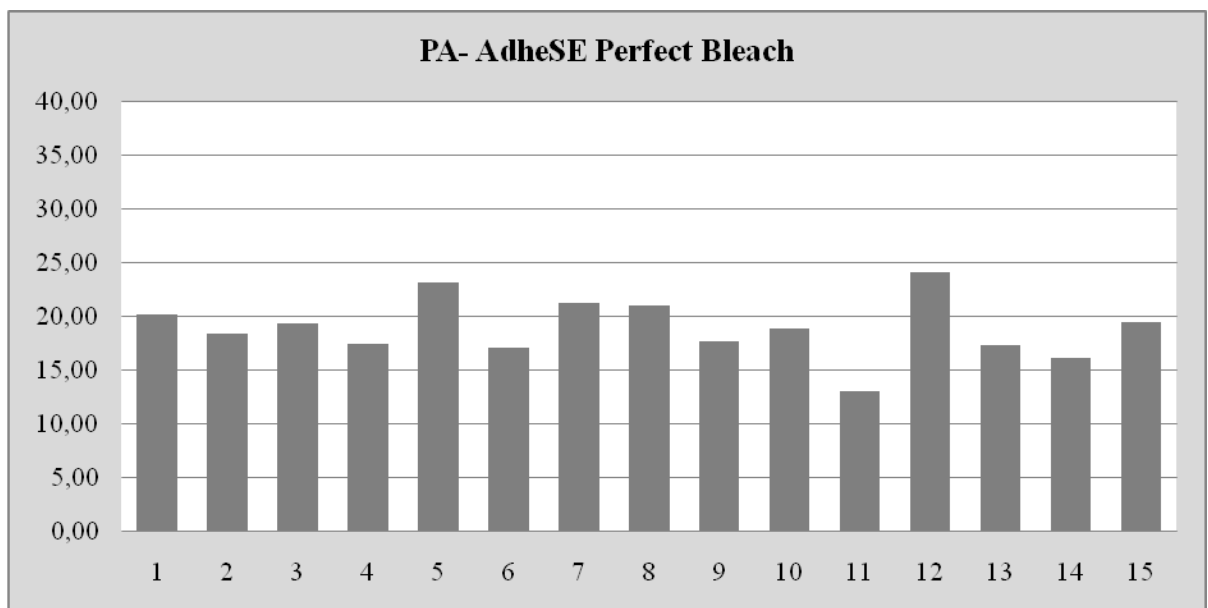


Abb. 32: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe PA

**OA- AdheSE® One Opalescence® Xtra® Boost™**

Tabelle 20: Ergebnisse der Einzelmessungen bei Gruppe OA

<b>Probe</b>	<b>Kraft</b> in N	<b>Kraft/Fläche</b> in MPa
1	9,35	11,91
2	16,66	21,22
3	11,79	15,02
4	23,35	29,73
5	15,41	19,62
6	7,49	9,54
7	15,79	20,11
8	18,81	23,95
9	7,60	9,68
10	7,63	9,72
11	12,66	16,12
12	11,60	14,77
13	13,81	17,59
14	14,53	18,50
15	17,19	21,89

In dieser Versuchsgruppe liegt der Mittelwert der Haftkraft bei 12,73 MPa und die Standardabweichung bei 4,21 MPa. Das Minimum beträgt 7,19 MPa und das Maximum liegt bei 19,80 MPa.

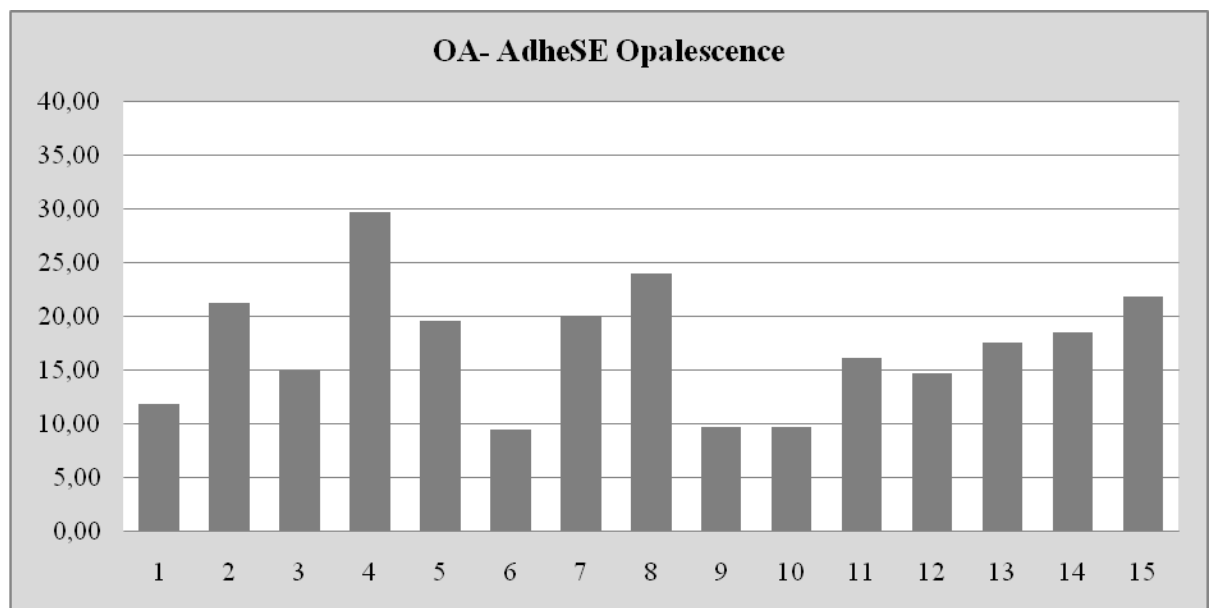


Abb. 33: Graphische Darstellung der Einzelmessungen bei Gruppe OA

## 10 Thesen

1. Die Restauration von Zahnhartsubstanzverlusten mit Kompositmaterialien hat aufgrund seiner rasanten Entwicklung, ästhetischen Vorteile und minimalinvasiven Verarbeitungsmodi den Füllungswerkstoff Amalgam weitgehend abgelöst.
2. Als limitierenden Faktor bei Kompositfüllungen gilt der Verbund zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Kunststoff.
3. Die bei der Polymerisation des Komposits entstehende Schrumpfung von 1,5-4 Vol.-% soll durch die Haftung von amphiphilen Dentinadhäsiven an Zahnhartsubstanz und Kompositmaterial kompensiert werden.
4. Im Zuge des steigenden Ästhetikbewusstseins in der Gesellschaft ist das Bleichen der Zähne die häufigste ästhetische Behandlungsmaßnahme in der Zahnmedizin.
5. Bleichen ist eine anerkannte Methode zur Aufhellung verfärbter Zähne.
6. Die demographische Entwicklung der Gesellschaft, die konsequente Durchführung von Prophylaxemaßnahmen und der damit verbundene Rückgang kariös bedingter Zahnverluste sind Gründe für die Progredienz nicht-kariös verursachter Zahnhartsubstanzverluste.
7. Zugversuche sind eine in der Zahnmedizin weit verbreitete Methode zur Ermittlung von Haftkräften. Zur Minimierung von Fehlerquellen, die durch Spannungen im Dentin-Komposit-Verbund auftreten, finden Mikro-Zugversuche Verwendung.
8. Ziel dieser In-vitro Studie war es, den Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Adhäsive in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten zu untersuchen.
9. Die Zugversuche wurden unter Perfusion mit isotoner Kochsalzlösung durchgeführt, um nahezu physiologische Verhältnisse zu simulieren.
10. Es konnten bei allen Zugversuchen Haftwerte ermittelt werden.

11. Die signifikant höchsten Werte mit 25,42 MPa wurden für die Haftung von Syntac<sup>®</sup> auf ungebleichtem Dentin ermittelt.
12. Der Verbund von Futurabond NR auf mit Opalescence<sup>®</sup> Xtra<sup>®</sup> Boost<sup>™</sup> gebleichtem Dentin lieferte mit 12,79 MPa die signifikant niedrigsten Haftkraftwerte.
13. Das Bleichen mit 17%igem Carbamidperoxid reduziert die Haftkraft nicht signifikant ( $p < 0.05$ ).
14. Nach dem Bleichen mit 38%igem Wasserstoffperoxid wird die Haftkraft der Dentinadhäsive Syntac<sup>®</sup> und AdheSE<sup>®</sup> One signifikant reduziert ( $p < 0.05$ ).
15. Unter Bedingungen einer In-vitro-Untersuchung ist schlussfolgernd zu sagen, dass das Bleichen mit hochkonzentrierten wasserstoffperoxidhaltigen Bleichmitteln die Haftkraft von Dentinadhäsiven an dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten um bis zu einem Drittel reduziert.
16. Für die klinische Anwendung ist die Verwendung von Home-Bleaching-Produkten mit niedrig konzentriertem Carbamidperoxid im Bezug auf eine folgende adhäsive Füllungstherapie empfehlenswert.
17. Die Verwendung von hochkonzentriertem Wasserstoffperoxid stellt eine Gefährdung für den Verbund von Kompositen und Dentin nach dem In-Office-Bleaching dar.
18. Ursachen für die Haftkraftreduktion könnten die Zerstörung der Ultrastruktur des Kollagens nach dem Bleichen, die Inhibition der Polymerisationsreaktion durch die freien Radikale im Bleichmittel sowie die Mikrohärteveränderungen des Dentins sein.

# 11 Anlagen

## Wissenschaftliche Preise

2. Preis Voco Dental Challenge 2007: **Brandt K**, Gernhardt CR: Der Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittlersysteme in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten in vitro. 21. September 2007, Cuxhaven

## Publikationen dieser Arbeit

**Brandt KV**, Bekes K, Schaller HG, Gernhardt CR: Influence of Bleaching Agents on Microtensile Bond Strength of Adhesives. Int Poster J Dent Oral Med 2008; 10(2): no. 406 (ISSN 1612-7749)

Boeckler L, **Brandt K**, Schaller HG, Gernhardt CR: Einfluss verschiedener Bleichmittelkonzentrationen auf die Mikrozugfestigkeit von Adhäsivsystemen. Int Poster J Dent Oral Med 2008; 10(4): no.424 (ISSN 1612-7749)

Schaller HG, **Brandt KV**, Bekes K, Gernhardt CR: Influence of Home Bleaching on Bond Strength of Dentin Adhesives. Int Poster J Dent Oral Med 2009; 11(1): no. 435 (ISSN 1612-7749)

## Zitierfähige Kurzpublikationen einschließlich Abstracts

**Brandt KV**, Bekes K, Schaller HG, Gernhardt CR: Influence of Bleaching Agents on Microtensile Bond Strength of Adhesives. J Dent Res 2007; 86 (Spec Iss B): abstract no. 0459.

Schaller HG, **Brandt KV**, Bekes K, Gernhardt CR: Influence of Home Bleaching on Bond Strength of Dentin Adhesives. J Dent Res 2008; 87 (Spec Iss A): abstract no. 3123.

## Kongressvorträge sowie Posterpräsentationen

**Brandt K**, Gernhardt CR: Der Einfluss externen Bleichens auf die Mikro-Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittlersysteme in dentinbegrenzten Klasse V-Kavitäten in vitro. Voco Dental Challenge 2007. 21. September 2007, Cuxhaven

**Brandt KV**, Bekes K, Schaller HG, Gernhardt CR: Influence of Bleaching Agents on Microtensile Bond Strength of Adhesives. Oral Poster Discussion Session, 42<sup>nd</sup> Annual Meeting of CED/ ID of IADR. 29. September 2007, Thessaloniki, Griechenland.

Schaller HG, **Brandt KV**, Bekes K, Gernhardt CR: Influence of Home Bleaching on Bond Strength of Dentin Adhesives. 86<sup>th</sup> General Session and Exhibition of the IADR. 5. Juli 2008, Toronto, Kanada.

## 12 Tabellarischer Lebenslauf

### Angaben zur Person:

Name:	Karolin Verena Brandt
Geburtsdatum:	26. Juli 1983
Geburtsort:	Halle (Saale)
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Eltern:	Klaus Guntram Diethelm Brandt Margit Susanne Brandt, geb. Lieder
E-Mail:	Karolin.Brandt@medizin.uni-halle.de

### Schulbildung:

09/1990-07/1994	Grundschule Dörlau, Halle (Saale)
10/1994-07/2003	Thomas-Müntzer-Gymnasium Halle (Saale)
07/2003	Allgemeine Hochschulreife

### Hochschulbildung:

10/2003-11/2008	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
09/2004	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2006	Zahnärztliche Vorprüfung
11/2008	Staatsexamen Zahnmedizin
11/2008	Approbation als Zahnärztin
seit 03/2009	Wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle- Wittenberg



### **13 Selbstständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, **Karolin Verena Brandt**, geboren am **26.07.1983**, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe.

Ich habe mich dabei keiner anderen als der von mir angegebenen Quellen und Hilfen bedient.

Halle (Saale), den 01. Juni 2010

Karolin Verena Brandt

## **14 Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Hiermit erkläre ich, **Karolin Verena Brandt**, geboren am **26.07.1983**, bisher an keiner in- und/oder ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um eine Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt zu haben.

Halle (Saale), den 01. Juni 2010

Karolin Verena Brandt

## 15 Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn **Privatdozent Dr. med. dent. habil. Christian R. Gernhardt** (Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie) ganz herzlich für die Überlassung dieses interessanten Themas und die vielseitige Unterstützung und Motivation bei der Anfertigung der Arbeit danken.

Mein besonderer Dank gilt Frau **Oberärztin Dr. med. dent. Katrin Bekes** (Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie, Sektion Präventive Zahnheilkunde und Kinderzahnheilkunde) für Ihre ständige Beratung, Korrektur und Motivation bezüglich dieser Arbeit.

An dieser Stelle möchte ich auch Herrn **Univ.- Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller** (Direktor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie) ganz herzlich für die Unterstützung und die Zulassung zur Promotion an seiner Klinik danken.

Meinen **Kollegen der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie**, besonders denen **der Sektion Präventive Zahnheilkunde und Kinderzahnheilkunde** gebührt Dank für die Hilfsbereitschaft und Motivation bei der Erstellung dieser Arbeit.

Den **niedergelassenen Zahnärzten** diverser Praxen in Halle danke ich für die Unterstützung bei der Bereitstellung des Probenmaterials.

Herrn **Benkwitz** (Mechanische Werkstatt des Fachbereiches Physik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) danke ich für die Herstellung und freundliche Bereitstellung der Versuchsmaterialien.

Ein ganz großes Merci gilt meinen **Freunden und Kommilitonen**.

Meiner **lieben Familie, besonders meinen Eltern, Großeltern und meiner Schwester Antje**, sei von ganzem Herzen für alles gedankt.