Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

des Universitätsklinikums Ulm

Klinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. B. Haller

Wie universell einsetzbar sind Universaladhäsive? In-vitro-Untersuchungen zur Kompatibilität zwischen Bondingsystemen und Kompositen in Abhängigkeit vom Polymerisationsmechanismus

Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Ulm

vorgelegt von

Patrick Grimm

aus Bamberg

2018

Amtierender Dekan : Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter : Prof. Dr. Bernd Haller
2. Berichterstatter : Prof. Dr. Paul Dietl

Tag der Promotion : 12.12.2019

Meinen Eltern

in

Liebe und Dankbarkeit

gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1 Einleitung 1

1.1 Aufgaben und Anforderungenprofil von Aufbaurestaurationen 1
1.2 Komposite als Aufbaumaterial 2

1.2.1 Zusammensetzung von Kompositen 2
1.2.2 Einteilung der Komposite anhand Füllpartikel 3
1.2.3 Einteilung der Komposite anhand der Polymerisationsart 4

1.3 Grundlagen der Adhäsivtechnik 6
1.4 Einfluss saurer Monomere auf chemisch bzw. dualhärtende Komposite .. 7
1.5 Universaladhäsive 8
1.6 Problemstellung und Ziel der Untersuchung 9

2 Material und Methode 11

2.1 Übersicht 11
2.2 Untersuchte Bondingsysteme 12
2.3 Untersuchte Komposite 18

2.3.1 Vorbemerkungen zur Auswahl der Komposite 18
2.3.2 Konventionelle lichthärtende Microhybridkomposite (LC) 19
2.3.3 Bulk-Fill-Komposite (BLK) 22
2.3.4 Dual-Cure-Aufbaukomposite (DC) 25
2.3.5 Flow-Komposite (FL) 29

2.4 Probenherstellung 33

2.4.1 Vorbereitung der Dentin-Testflächen 33
2.4.2 Herstellung der Kompositaufbauten 34

2.5 Scherversuche 37
2.6 Frakturanalyse 37
2.7 Statistische Datenanalyse 38

2.7.1 Allgemeines 38
2.7.2 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsmessungen 38
2.7.3 Ergebnisse der Frakturanalysen 39
2.7.4 Korrelation zwischen Scherhaftfestigkeit und Frakturtyp 39

3 Ergebnisse 40
3.1 Einfluss von Bondingsystem und Komposittyp auf die Dentinhaftung 40
3.2 Einfluss der Komposite auf die Wirksamkeit der Haftvermittler 44
3.3 Einfluss der Bondingsysteme bei verschiedenen Komposittypen 54
3.3.1 Lichthärtende Microhybridkomposite (LC) 54
3.3.2 Bulk-Fill-Komposite (BLK) 56
3.3.3 Dualhärtende Aufbaukomposite (DC) 59
3.3.4 Dualhärtende Aufbaukomposite mit Flow-Lining (FL + DC) 60
3.4 Ergebnisse der Frakturanalyse 62
3.4.1 Allgemeines 62
3.4.2 Adhäsivfrakturen 67
3.4.3 Kohäsivfrakturen im Dentin 70
3.4.4 Kohäsivfrakturen im Komposit 72
3.4.5 Korrelationen zwischen Scherhaftfestigkeit und Frakturtyp 76
4 Diskussion 81
4.1 Methodenkritik 81
4.1.1 In-vitro-Studien in der dentalen Biomaterialforschung 81
4.1.2 Stellenwert von Haftfestigkeitsmessungen 82
4.1.3 Zahnmaterial 87
4.1.4 Auswahl und Verarbeitung der untersuchten Komposite 88
4.2 Besprechung der Ergebnisse 90
4.2.1 Einflüsse von Bondingsystemen und Kompositen auf die Dentinhaftung 90
4.2.2 Vergleich der Bondingsysteme 93
4.2.3 Vergleich der Komposittypen 100
5 Zusammenfassung 108
6 Literaturverzeichnis 111

Abkürzungsverzeichnis

10-MDP	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
4-META	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid
AFM	Additions-Fragmentierungsmonomer
AUB	AdheSE Universal Bond
AUDMA	Aromatisches Urethan-Dimethacrylat
BHT	Butylhydroxytoluol
BisEMA	Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat
BisGMA	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat
BLK	lichthärtendes Bulk Komposit
BPO	Benzoylperoxid
CUB	Clearfil Universal Bond
D3MA	Decandioldimethacrylat
DC	dualhärtendes Aufbaukomposit
DUDMA	Diurethandimethacrylat
EGDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
FBU	Futurabond U
FL	niedrigvisköses lichthärtendes Komposit
GDMA	Glyceryldimethacrylat
GPDM	Glycerinphosphatdimethacrylat
HDDMA	Hexandioldimethacrylat
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
IBU	iBond Universal

KC	Kampferchinon
LC	konventionelles lichthärtendes Komposit
MCAP	Methacryliertes Carbonsäurepolymer
MDP	Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
MEHQ	4-Methoxyphenol
MMEP	Mono-2-(Methacryloyloxy)ethylphtalat
OFL	Optibond FL
OXT	Optibond XTR
PBX	Prime&Bond XP
PEGDMA	Polyethylenglykol-Dimethacrylat
PENTA	Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz
SBU	Scotchbond Universal
TCD-DI-HEA	Bis(acryloyloxymethyl)-tricyclo[5.2.1.02,6]decane
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat
TMPTA	Trimethylolpropantriacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat

1 Einleitung

1.1 Aufgaben und Anforderungenprofil von Aufbaurestaurationen

Sind durch kariöse Läsionen, vorhandene Füllungen oder Zahnverletzungen ausgedehnte Zahnhartsubstanzdefekte entstanden, müssen diese zunächst wieder aufgebaut werden, bevor eine endgültige Versorgung mit indirekten Restaurationen (Teilkronen, Kronen) in Frage kommt. Hierfür werden Aufbaufüllungen verwendet. Die Aufgabe von Aufbaufüllungen liegt darin, große Zahnhartsubstanzdefekte aufzufüllen, eine ausreichende Retention für die spätere prothetische Versorgung zu schaffen, die Abformung zu erleichtern, eine ideale Präparationsform zu ermöglichen sowie die Restzahnsubstanz zu schützen und zu erhalten. (Morgano et al. 2004, Johnson et al. 1976, Combe et al. 1999, Shillingburg et al. 1985, Balkenhol et al. 2007, Lehmann u. Hellwig 2005). Außerdem soll bei vitalen Zähnen die Dentinwunde und bei endodontisch behandelten Zähnen die Wurzelkanalfüllung versiegelt werden, da sonst Bakterien oder deren Toxine (z. B. Endotoxine) durch die Dentintubuli bzw. entlang von Undichtigkeiten in der Wurzelkanalfüllung diffundieren können (de Oliveira et al. 2005, Nissan et al. 1995). Bei sehr starker Zerstörung des koronalen Dentins ergibt sich für endodontisch behandelte Zähnen oftmals die Notwendigkeit, die Aufbaufüllung mit einem Wurzelstift zu kombinieren. Dabei muss berücksichtigt werden, dass ein Stift den Zahn anfälliger für Längsfrakturen macht und ihn nicht stabilisiert (Guzy u. Nicholls 1979), sondern hauptsächlich der Aufbaufüllung zusätzlichen Halt gibt (Bateman et al. 2003). Das Nutzen-Risiko-Verhältnis von Wurzelstiften sollte daher stets individuell abgewogen werden. Ob dabei Metallstifte oder ein glasfaserverstärkte Kompositstifte (FRC-Stifte) verwendet werden, scheint in Bezug auf die Verlustraten keinen signifikanten Unterschied zu machen (Sarkis-Onofre et al. 2014, Figueiredo et al. 2015).

Zentrale Anforderungen an Aufbaumaterialien sind hohe Druck- und Biegefestigkeit, dentinähnliche Härte bei der Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten und Adhäsion an der verbleibenden Zahnsubstanz (Stober u. Rammelsberg 2004, Yettram et al. 1976). Die verfügbaren Werkstoffe erfüllen diese Anforderungen in unterschiedlichem Maße.

Dentale Silberamalgame verfügen zwar über sehr gute mechanische Eigenschaften, scheiden aber wegen ungenügender Korrosionsbeständigkeit und fehlender farblicher Anpassung heutzutage aus.

Glasionomerzemente sind pastöse Gemische aus einer Polyalkensäurelösung und Glaspulver, die in einer Säure-Base-Reaktion in der Kavität erhärten. Die negativ geladenen Carboxylatgruppen der Polyalkensäure sorgen für eine gewisse Adhäsion an der Zahnhartsubstanz, die allerdings deutlich schwächer ist als bei adhäsiv befestigten Kompositen (Almuammar et al. 2001). Glasionomerzemente sind daher bei großen Defekten nicht in der Lage, geschwächte Zähne zu stabilisieren. Ein weiterer Nachteil von Glasionomerzement als Aufbaumaterial im Vergleich zu Komposit ist die niedrige Druck- und Biegefestigkeit (Davidson 2006). Versuche, diese Nachteile durch Modifikationen zu beseitigen, waren nur bedingt erfolgreich. Metallpartikel-modifizierte Glasionomerzemente, so genannte Cermet-Zemente, weisen zwar eine höhere Abriebfestigkeit und Härte auf (Hellwig et al. 2013), korrodieren jedoch wie Amalgam (Gross u. Harrison 1989). Kunststoff-modifizierte Glasionomerzemente sind zwar weniger anfällig für Wasserzutritt bzw. Austrocknung während der Aushärtung, dafür expandieren sie durch Wasseraufnahme (Beriat u. Nalbant 2009, Emamieh et al. 2011), was bei Keramikrestaurationen zu Frakturen führen kann.

Komposite verfügen über eine Reihe von interessanten Eigenschaften, die für Aufbaumaterialien von Bedeutung sind. Als nichtmetallische Werkstoffe korrodieren sie nicht und ermöglichen eine gute farbliche Anpassung. Darüber hinaus verfügen Komposite über eine hohe mechanische Festigkeit und können in Kombination mit einem Bondingsystem eine feste Verbindung mit Schmelz und Dentin eingehen. Aus den genannten Gründen sind Komposite heute das am häufigsten verwendete Aufbaumaterial und sollen daher im Folgenden genauer besprochen werden.

1.2 Komposite als Aufbaumaterial

1.2.1 Zusammensetzung von Kompositen

Komposite bestehen aus zwei Basiskomponenten, einer organischen Kunstharzmatrix und darin eingebetteten anorganischen Füllpartikeln. Die organische Matrix setzt sich zum größten Teil aus mehrfunktionellen

Methacrylatmonomeren (Dimethacrylate) zusammen und enthält darüber hinaus Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe und weitere Zusätze. Ein typischer Vertreter der Basismonomere ist Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (Bis-GMA), das in fast allen gängigen Kompositen vorkommt. Die Art der Monomere bestimmt wichtige Eigenschaften des Komposits: Besitzen sie viele Sauerstoffatome oder Hydroxylgruppen, so neigt die Matrix zur Aufnahme von Wasser. Sind sie langkettig, ist die Polymerisationsschrumpfung geringer als bei kurzkettigen Monomeren. Dafür erhöht sich die Viskosität durch längere Moleküle, was eine schlechtere Verarbeitbarkeit zur Folge hat. Deshalb werden sogenannte Verdünnermonomere wie TEGDMA (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat) oder EGDMA (Ethylen-Glycol-Dimethacrylat) beigemischt, was die Verarbeitung erleichtert, die Schrumpfung jedoch wieder erhöht (Hellwig et al. 2013). Die oben genannten Initiatoren zerfallen durch ihre Aktivierung in Radikale, welche die C-C-Doppelbindung der Dimethacrylatmonomere aufbrechen und dadurch die Polymerisationsreaktion einleiten. Aber erst durch den Zusatz von Füllstoffen in die Matrix, können Radioopazität und die mechanischen Eigenschaften erreicht werden, die für den Einsatz als Füllungsmaterial benötigt werden. Als Füllpartikel kommen meist Barium-Aluminium-Silikat-Gläser zum Einsatz, deren Größe zwischen 0,04 µm und 100 µm schwankt.

1.2.2 Einteilung der Komposite anhand Füllpartikel

Komposite werden anhand der Größe und Zusammensetzung der Füllpartikel in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite unterschieden (Lutz u. Phillips 1983). Bei Makrofüllerkompositen besitzen die Füllkörper zwischen 10 und 50 µm, bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik und durch Zugabe von schwermetallhaltigen Gläsern (Barium- oder Strontiumglas) kann Röntgenopazität erreicht werden. Allerdings weisen sie schlechte Polierbarkeit und ungenügende Abrasionsbeständigkeit auf, weshalb sie heute nicht mehr Mittel der Wahl sind (Ferrance 2011, Lutz u. Phillips 1983). Die Mikrofüllerkomposite, mit einer Partikelgröße von unter 40-50 nm, erlaubten hingegen eine ausreichende Politur. Um die Viskositätserhöhung durch die kleinen Füllkörper zu umgehen, setzte man auf mikrogefüllte Vorpolymerisate als Füllstoffe zu den Mikrofüllern. Allerdings zeigen mikrogefüllte Komposite schlechtere mechanische Eigenschaften, erhöhte

Polymerisationsschrumpfung und sind im Gegensatz zu Makrofüller-haltigen Kompositen nicht röntgenopak. Die Lösung waren dann die sogenannten Hybridkomposite, bei denen es gelang, durch die Mischung von Makrofüllern (0,6-1 µm) und Mikrofüllern (ca. 40 nm) die positiven Eigenschaften von Mikro- und Makrofüllerkompositen zu vereinen (Ferrance 2011, Hellwig et al. 2013, Lutz u. Phillips 1983). Neuerdings werden bei Hybridkompositen zusätzlich so genannte Nanopartikel mit einer Größe von unter 20 nm in die Matrix eingebettet, um exzellente Polierbarkeit mit den mechanisch günstigen Eigenschaften zu kombinieren. So entstehen die inzwischen weit verbreiteten nanomodifizierten Microhybridkomposite (Ferrance 2011). Der Nachteil von Kompositen ist ihre Polymerisationsschrumpfung, die im Bereich von 1,5 – 2,5 Volumenprozent liegt.

1.2.3 Einteilung der Komposite anhand der Polymerisationsart

In Bezug auf den Polymerisationsmechanismus wird zwischen lichthärtenden Kompositen (Photopolymerisation), chemisch härtenden Kompositen (Autopolymerisaten) und dualhärtenden Kompositen unterschieden. Letztere enthalten Initiatorsysteme sowohl für die Photo- als auch für die Autopolymerisation.

Lichthärtende Komposite

Bei lichthärtenden Varianten werden traditionell Schichten zwischen 1,5 und 2 mm separat gehärtet. Dabei wird eine Polymerisationslampe verwendet, die blaues Licht mit einer Wellenlänge von ca. 468 nm emittiert. Es gibt zwei Arten von Initiatoren, die mit dem Licht interagieren: Photoinitiatoren vom Typ 1 zerfallen direkt durch die Lichteinwirkung in zwei Radikale, die sofort die Polymerisation einleiten. Photoinitiatoren vom Typ 2, häufigster Vertreter ist Kampferchinon, werden durch Lichtenergie in einen angeregten Zustand überführt und reagieren dann mit einem Wasserstoffdonator, in der Regel ein aliphatisches Amin. Dabei entsteht ein angeregter Komplex, der in Radikale zerfällt, welche die Kettenreaktion in Gang setzten (Arsu et al. 2006). Kampferchinon hat den Nachteil, dass es eine gelb-bräunliche Eigenfarbe besitzt, was bei sehr hellen Farbvarianten des Kunststoffs ungünstig sein kann. Deshalb greift man bei diesen Farben auf alternative Initiatoren wie Lucerin TPO zurück, das eine weiße Färbung besitzt und Licht mit einer

Wellenlänge von ca. 380 nm absorbiert (Neumann et al. 2005, Hellwig et al. 2013, Mahn E 2011).

Bei konventionellen Kompositen darf die Schichtstärke der einzelnen Inkremente nicht größer sein als 2 mm, da sonst die Durchhärtung nicht gewährleistet ist. Große Schichtstärken haben außerdem erhöhte Schrumpfungsspannungen zur Folge (Braga et al. 2005). Um Schichtstärken von vier bis fünf Millimeter zu ermöglichen, wurden sogenannte Bulk-Komposite eingeführt. Die erhöhte Durchhärtungstiefe wird entweder durch eine stärkere Transluzenz oder durch neuartige Photoinitiatoren (z. B. Ivocerin, Ivoclar) erzielt. Zur Reduktion der Schrumpfungs-spannungen bei der Aushärtung größerer Schichten kommen spezielle elastische Füllpartikel (so genannte Relaxatoren) oder räumlich speziell konfigurierte Monomere zum Einsatz. Auch ein verringertes Elastizitätsmodul des Komposits kann die Schrumpfungsspannungen herabsetzen.

Selbsthärtende Komposite

In der Regel bestehen selbsthärtende („chemisch härtende“) Komposite aus zwei Pasten: Eine Basispaste, die ein tertiäres Amin enthält, und eine Katalysatorpaste mit Benzoylperoxid (Antonucci et al. 1979). Beim Mischen beider Pasten reagieren Benzoylperoxid und das tertiäre Amin miteinander und es entsteht ein Übergansmolekül. Dieses zerfällt dann in ein Benzoyloxy-Radikal und ein Amin-Derivat-Radikal. Beide sind in der Lage, die Polymerisationsreaktion zu starten. Da hier die Polymerisation nicht durch Licht ausgelöst wird, ist man nicht auf bestimmte Schichtstärken angewiesen, um eine komplette Aushärtung zu erreichen. Chemisch härtende Komposite haben den Vorteil, dass sie geringeren Schrumpfungsstress verursachen, da sie langsamer aushärten (Kinomoto et al. 1999).

Dualhärtende Komposite

Diese bestehen im Prinzip aus einer Mischung aus Licht- und Selbsthärtung. Sie setzen sich in der Regel aus zwei Pasten zusammen, wie selbsthärtende Komposite, wobei in einer der beiden Pasten zusätzlich die Anteile der Lichthärtung, also zum Beispiel Kampferchinon und ein spezielles Amin, enthalten sind (Craig et al. 2006). Mischt man beide Pasten, beginnt die chemische Härtung. Zusätzlich

kann jederzeit mit Hilfe einer Polymerisationslampe die Lichthärtung gestartet werden. Das hat den Vorteil, dass alle lichtgehärteten Flächen sofort bearbeitet werden können, da die Lichthärtung deutlich schneller abläuft als die rein chemische Polymerisation.

1.3 Grundlagen der Adhäsivtechnik

Ohne geeignete Gegenmaßnahmen führt die Polymerisationsschrumpfung der Komposite dazu, dass sich zwischen Kavität und Restauration Spalten bilden, die von Bakterien besiedelt werden können. Komposite müssen daher an der Zahnhartsubstanz befestigt werden und dürfen nur in Verbindung mit der so genannten Adhäsivtechnik unter Verwendung von Bondingsystemen verarbeitet werden. Dabei unterscheidet man zwischen der Adhäsion an Schmelz und der an Dentin. Zahnschmelz ist die härteste Struktur im menschlichen Körper und besteht aus Apatitkristallen, die sich zu Schmelzprismen zusammenlagern (Lüllmann-Rauch 2009). Die Prismen weisen im Zentrum eine andere Säurelöslichkeit auf als in ihrer Peripherie. Das nutzt man über die Schmelzkonditionierung via Phosphorsäure, um die Oberfläche zu vergrößern und das Einfließen von Adhäsiven zu ermöglichen, die dann durch Lichthärtung einen Verbund zum Schmelz herstellen (Buonocore et al. 1955, Frankenberger 2013). Beim Dentin gestaltet sich die Adhäsion deutlich komplizierter. Im Vergleich zu Schmelz, der zu 93-98% aus Apatit besteht, ist Dentin deutlich weniger mineralisiert und enthält 70 Gewichtsprozent anorganisches und 20 Gewichtsprozent organische Bestandteile Material, überwiegend Kollagen (Hellwig et al. 2013). Ein besonderes Merkmal des Dentins sind die Dentintubuli, die das Dentin S-förmig von der Pulpa bis zur Schmelz-Dentin-Grenze durchziehen. In den Tubuli verlaufen die Ausläufer der Odontoblasten, die so genannten Odontoblastenfortsätze (Jud C et al. 2016). Werden bei der Präparation oder beim Exkavieren die Dentinkanälchen eröffnet, tritt aufgrund des Pulpainnendrucks Dentinliquor aus. Die organischen Bestandteile und die bei der Präparation entstandene Schmierschicht verhindern eine mikromechanische Haftung des hydrophoben Komposits am Dentin (Hellwig et al. 2013). Für die Dentinhaftung wird zuerst durch Säureätzung das Dentin demineralisiert. Dabei werden Kollagenfasern im Dentin freigelegt. Über einen Primer, der hydrophile Anteile besitzt, wird das Kollagennetzwerk sowie die

Dentinoberfläche benetzt. Das anschließend aufgetragene hydrophobe Adhäsiv stabilisiert das Kollagen und ermöglicht die Copolymerisation des Komposits.

Die Bondingsysteme werden je nach Art der Schmierschichtauflösung in zwei große Gruppen unterteilt. Bei den so genannten Etch-and-rinse-Adhäsiven wird für die Konditionierung von Schmelz und Dentin ein 35-40-%iges Phosphorsäure-Gel verwendet. Im Gegensatz dazu sorgen bei den Self-Etch-Adhäsiven saure Monomere für die Konditionierung des Dentins als auch des Schmelzes, was den Einsatz von Phosphorsäure überflüssig macht. Etch-and-rinse-Adhäsive werden je nach Zahl der Arbeitsschritte in Drei-Schritt- und Zwei-Schritt-Systeme unterteilt. Bei den Self-Etch-Adhäsiven lassen sich Zwei- und Ein-Schritt-Systeme unterscheiden. Letztere werden auch als All-in-one-Adhäsive bezeichnet. Selbstätzende Adhäsive haben den Vorteil, dass sie weniger techniksensitiv sind und seltener zu postoperativen Hypersensibilitäten führen. Allerdings erzielen sie eine geringere Schmelzhaftung als die Ätzung mit Phosphorsäure (Frankenberger et al. 2010).

1.4 Einfluss saurer Monomere auf chemisch bzw. dualhärtende Komposite

Das Prinzip der Selbstätzung beruht auf dem Einsatz saurer Monomere ohne Konditionierung mittels Phosphorsäure. Diese Monomere enthalten Phosphat-, Phosphonat- oder Carboxylatgruppen, wodurch die Konditionierung weniger aggressiv ist als beim Ätzen mit Phosphorsäure (Haller u. Merz 2016). Allerdings enthält die Adhäsivschicht auf diese Weise saure Monomere. Wird auf die saure Adhäsivschicht ein chemisch härtendes Komposit appliziert, so werden diesem über eine Säure-Base-Reaktion die Amine entzogen, die für die Autopolymerisationsreaktion essenziell wichtig sind. Dadurch wird die Copolymerisation des Komposits mit der Adhäsivschicht inhibiert (Suh et al. 2003). Ein weiterer Grund für die Inkompatibilität selbsthärtender Komposite mit vereinfachten Adhäsiven ist ihre Aushärtedauer, die deutlich größer ist als bei der Lichthärtung. Da selbstätzende Ein-Schritt-Adhäsive sogenannte semipermeable Membranen bilden, kann in dieser Zeit Feuchtigkeit aus dem Dentin an die Oberfläche gelangen und dort die Polymerisation des Komposits beeinträchtigen (Tay et al. 2002). Versuche, die Polymerisation im Grenzbereich mit speziellen

Dual-Cure- oder Self-Cure-Aktivatoren zu unterstützen, haben sich in der Vergangenheit wiederholt als untauglich erwiesen (Rathke et al. 2012).

1.5 Universaladhäsive

In den vergangenen Jahren wurden die oben beschriebenen All-in-one-Adhäsive zu den so genannten Universaladhäsiven weiterentwickelt, die sich heute großer Beliebtheit erfreuen. Universaladhäsive können sowohl im Etch-and-Rinse- als auch im Self-Etch-Modus oder - als dritte Option - im Selective-Etch-Modus verwendet werden können. Bei der selektiven Schmelzätzung wird der Schmelz mit Phosphorsäure und das Dentin mit selbstkonditionierenden Primern bzw. Primer-Adhäsiven konditioniert.

Universaladhäsive erheben nicht nur den Anspruch, mit allen Arten der Konditionierung (Etch-and-Rinse, Self-Etch, Selective-Etch) kompatibel zu sein, sondern auch mit allen Arten der Polymerisation (Lichthärtung, Autopolymerisation, Dualhärtung). Diese Kompatibilität kann auf verschiedene Arten erreicht werden:

- Geringere Azidität des Adhäsivs (pH > 2,3)
- Verzicht von Aminen bei den Initiatorsystemen für autopolymerisierenden bzw. dualhärtenden Kompositen
- Kombination der Universaladhäsive mit neu entwickelten Dual-Cure- oder Self-Cure-Aktivatoren

Grundsätzlich bietet die Nutzung selbstätzender Bondingsysteme für Aufbaufüllungen einige wesentliche Vorteile. Durch die geringere Anzahl der Arbeitsschritte wird ihre Anwendung weniger techniksensitiv und spart Zeit. Außerdem treten postoperative Hypersensibilitäten weniger häufig auf, da die Selbstkonditionierung schonender für das Pulpa-Dentin-System ist. Zusätzlich kann mit Self-Etch-Adhäsiven eine zuverlässige Dentinhaftung und -versiegelung erreicht werden (Frankenberger et al. 2010). Da der Schmelz bei der Präparation von Vollkronen abgetragen wird, spielen die reduzierte Schmelzhaftung und die damit im Lauf der Zeit einhergehenden Randverfärbungen nur eine untergeordnete Rolle für eine Aufbaufüllung.

1.6 Problemstellung und Ziel der Untersuchung

Der Vorteil dualhärtender Komposite liegt darin, dass sie in einem Schritt appliziert werden können. In Verbindung mit einen Universaladhäsiv kann damit zusätzlich Zeit gespart werden. In schwierigen Situationen, wie zum Beispiel bei sehr tiefen und ausgedehnten Kavitäten, ist diese Zeitersparnis sehr wertvoll, weil dadurch das Risiko einer Kontamination der Kavität mit Speichel oder Blut während der Anwendung der Adhäsivtechnik bis zur Aushärtung des Komposits herabgesetzt wird. So betrachtet können auch Bulk-Fill-Komposite mit einer Polymerisationstiefe von 4-5 mm bei Aufbaurestaurationen die Verarbeitungszeit verkürzen.

Allerdings liegen zur Frage der Kompatibilität dualhärtender Komposite mit selbstkonditionierenden und damit sauren Universaladhäsiven noch kaum Daten vor. Es ist damit unklar, ob diese neuen Bondingsysteme tatsächlich akzeptable Haftwerte mit dualhärtenden Kompositen erreichen. Eine eventuelle Inkompatibilität zwischen Universaladhäsiven und dualhärtenden Kompositen könnte dadurch überwunden werden, dass zwischen das ausgehärtete Adhäsiv und das fraglich kompatible dualhärtende Aufbaukomposit eine Lining-Schicht aus einem lichthärtenden Flow-Komposit appliziert wird. Durch dieses Lining soll der direkte Kontakt des Aufbaukomposits mit der sauren Adhäsivschicht verhindert und ein möglicher Wasserdurchtritt durch die Grenzfläche gestoppt werden. Ungeklärt ist auch, ob bei Bulk-Fill-Kompositen mit Schichtstärken von 4 - 5 mm eine ausreichende Durchhärtung für die Copolymerisation mit dem Adhäsiv gewährleistet ist.

Ziel der vorliegenden In-vitro-Untersuchung war es daher zu untersuchen, ob neuere Universalkomposite - wie von den meisten Herstellern versprochen - mit dualhärtenden Aufbaukompositen kompatibel sind und ob damit eine vergleichbare Dentinhaftung erzielt wird wie mit konventionellen lichthärtenden Microhybridkompositen bei Aushärtung in 2 mm starken Schichten. Die untersuchten Bondingsysteme wurden darüber hinaus in Kombination mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen und in der Variante Lining mit Flow-Komposit vor Applikation des dualhärtenden Aufbaukomposits untersucht. Die Universaladhäsive kamen im Self-Etch-Modus zur Anwendung und wurden als Kontrolle mit einem Etch-and-Rinse Drei-Schritt-System und einem Etch-and-Rinse Zwei-Schritt-System verglichen.

Geprüft wurden folgende Null-Hypothesen:

- Die Art des verwendeten Komposits (lichthärtendes Microhybridkomposit, lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, dualhärtendes Aufbaukomposit ohne und mit Flow-Lining) hat keinen Einfluss auf die Dentinhaftung der untersuchten Bondingsysteme.
- Die erzielte Dentinhaftung ist unabhängig vom verwendeten Bondingsystem.
- Es bestehen keine signifikanten Wechselwirkungen zwischen den Faktoren Bondingsystem und Art des Komposits.

2 Material und Methode

2.1 Übersicht

In dieser Studie wurden 320 Dentinproben aus Rinderzähnen, wie in Abbildung 1 dargestellt, mit Kompositaufbauten aus 32 verschiedenen Bondingsystem-Komposit-Kombinationen versehen. Zur Bestimmung der Dentinhaftung wurden die Kompositaufbauten im Scherversuch von den Dentinproben getrennt und die dafür

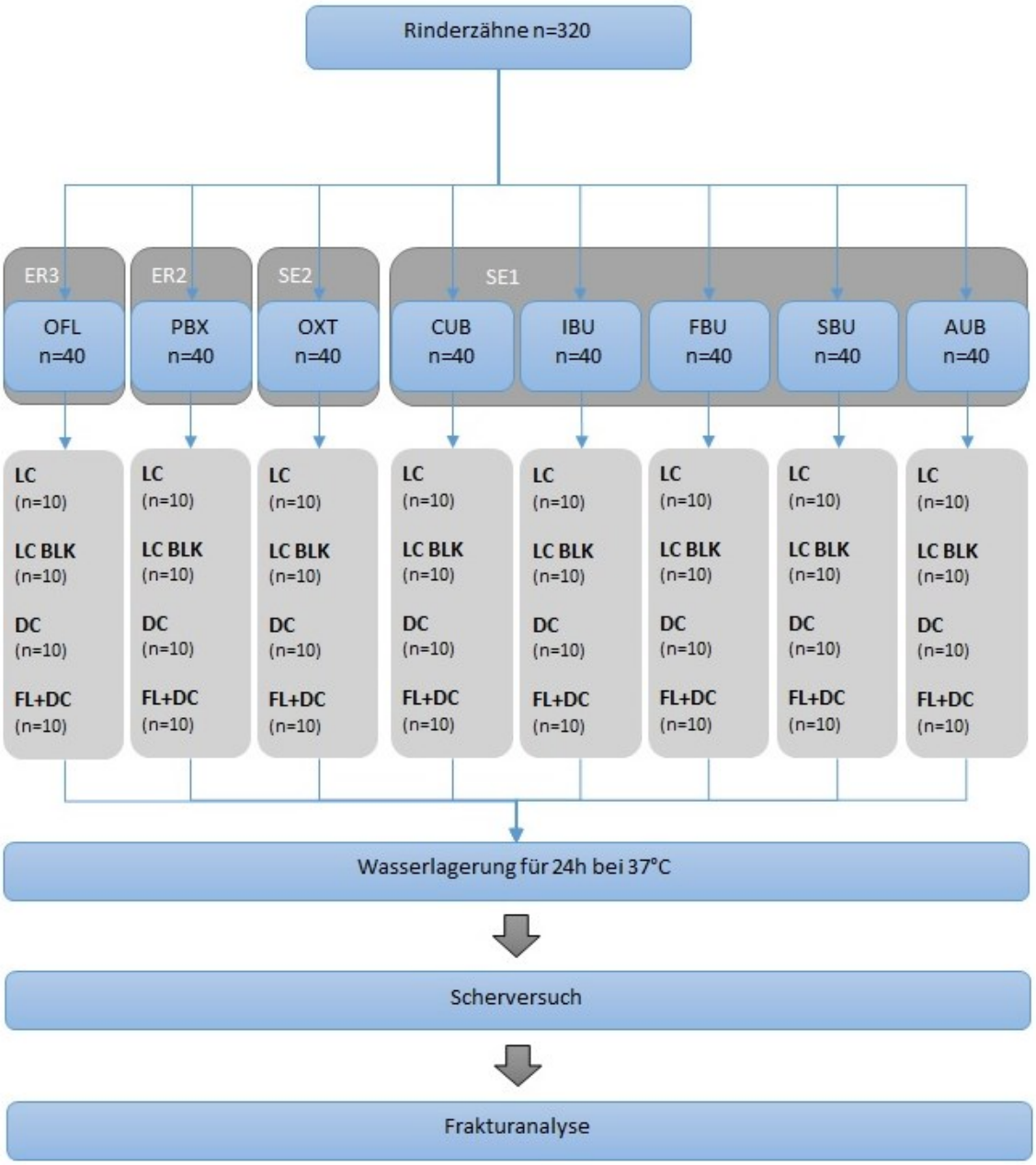

Abbildung 1: Studienplan. ER3 = 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv; ER2 = 2-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv; SE2 = 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv; SE1 = 1-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv; OFL = OptiBond FL; PBX = Prime&Bond XP; OXT = OptiBond XTR; CUB = Clearfil Universal Bond; IBU = iBond Universal; FBU = Futurabond U; SBU = Scotchbond Universal; AUB = Adhese Universal; LC = konventionelles lichthärtendes Komposit; LC BLK = lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit; DC = dualhärtendes Komposit; FL = Flow-Komposit.

erforderliche Kraft gemessen. Dabei wurden insgesamt acht Bondingsysteme benutzt: ein Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Bondingsystem (OptiBond FL), ein Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Bondingsystem (Prime&Bond XP), ein Zwei-Schritt-Self-Etch-Bondingsystem (OptiBond XTR) und fünf Universaladhäsive im Self-Etch-Modus (Clearfil Universal Bond, iBond Universal, Futurabond U, Scotchbond Universal und Adhese Universal).

2.2 Untersuchte Bondingsysteme

OptiBond FL (OFL)

Bei OptiBond FL (Kerr) handelt es sich um ein klassisches lichthärtendes Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Bondingsystem. Das Adhäsiv ist mit 48 Gew.-% Bariumglas-Partikeln gefüllt und dadurch leicht röntgenopak.

Tabelle 1: Zusammensetzung von OptiBond FL (Quelle: Delbons et al. 2015). BHT (Butylhydroxytoluol), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), GDMA (Glyceryldimethacrylat), GPDM (Glycerinphosphatdimethacrylat), HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), KC (Kampferchinon), MMEP (Mono-2-(Methacryloyloxy)ethylphtalat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von OptiBond FL (OFL)	
Hersteller	Kerr
Gel-Etchant Ch.-Nr.: LOT 5329933	Ortho-Phosphorsäure (36-39%), Pigmente
Primer Ch.-Nr.: LOT 5311528	HEMA, GPDM, MMEP, Wasser, Ethanol, KC, BHT
Adhäsiv Ch.-Nr.: LOT 5091833	BisGMA, HEMA, GPDM, GDMA, KC Dinatrium-Hexafluorosilikat, Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas, SiO2

Tabelle 2: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von OptiBond FL

Verarbeitung von OptiBond FL (OFL)
• 15 s konditionieren • 15 s mit Wasser abspülen • behutsam lufttrocknen (nicht austrocknen) • Primer 15 s einmassieren und danach 5 s sanft verblasen • Adhäsiv auftragen und mit Luft verteilen • 20 s Lichthärtung

Prime&Bond XP (PBX)

Prime&Bond XP (Dentsply Sirona) ist ein lichthärtendes Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Bondingsystem. Für das Adhäsiv wird zusätzlich ein Self Cure Activator (SCA) angeboten, der in Kombination mit selbst- oder dualhärtenden Kompositen benötigt wird.

Tabelle 3: Zusammensetzung von Prime&Bond XP (Quelle: Gebrauchsanweisung). HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), KC (Kampferchinon), PENTA (Phosphorsäure-modifiziertes Acrylatharz), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Prime&Bond XP (PBX)	
Hersteller	Dentsply Sirona
DeTrey Conditioner 36 Ch.-Nr.: LOT 1403000519	Phosphorsäure (36%), hochdisperses Silziumdioxid, Benetzer, Pigmente, Wasser
Prime&Bond XP Ch.-Nr.: LOT 14110001026	Carbonsäure-modifiziertes Dimethacrylat (TCB-Harz), PENTA, UDMA, TEGDMA HEMA, butyliertes Benzendiol (Stabilisator), Ethyl-4(Dimethylamino)benzoat, KC, funktionalisiertes amorphes Siliziumoxid, tertiäres Butanol
Self Cure Activator Ch.-Nr.: LOT 140606	UDMA, HEMA, Katalysator, Photoinitiatoren, Stabilisatoren, Aceton, Wasser

Tabelle 4: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von Prime&Bond XP

Verarbeitung von Prime&Bond XP (PBX)
• Dentin 15 s ätzen • 15 s mit Wasser abspülen • Adhäsiv oder SCA-Adhäsivgemisch (in Verbindung mit selbsthärtenden Kompositen vorher das Adhäsiv und den SCA im Verhältnis 1:1 ein bis zwei Sekunden vermischen) auftragen und 20 s ruhen lassen • 5 s mit Luftstrom verblasen bis gleichmäßige Oberfläche entsteht • 10 s Lichthärtung

OptiBond XTR (OXT)

Bei OptiBond XTR (Kerr) handelt es sich um ein Self-Etch-Präparat, das in zwei Schritten aufgetragen wird. Dank dem selbstätzenden Primer kann auf die separate Ätzung mit Phosphorsäure verzichtet werden. Das Adhäsiv ist zu 15 Gew.-% mit Bariumglas gefüllt.

Tabelle 5: Zusammensetzung von OptiBond XTR (Quelle: Delbons et al. 2015). GPDM (Glycerinphosphatdimethacrylat), HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), KC (Kampferchinon), MEHQ (4-Methoxyphenol), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von OptiBond XTR (OXT)	
Hersteller	Kerr
Primer Ch.-Nr.: LOT 5156434	Aceton, Wasser, HEMA, Ethanol, KC, GPDM
Adhäsiv Ch.-Nr.: LOT 5156436	Ethanol, HEMA, Natriumhexafluorosilikat, MEHQ-mono-(2-Methacryloyloxy)ethylpthalat, Nano-SiO_2, Barium, KC

Tabelle 6: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von OptiBond XTR

Verarbeitung von OptiBond XTR (OXT)
• Adhäsivfläschchen vor Gebrauch schütteln • Primer und Adhäsiv in getrennte Näpfchen geben • Primer 20 s einmassieren • 5 s mit mittlerem Luftstrom verblasen • Adhäsiv 15 s streichend auftragen • 5 s erst leicht, dann stark verblasen • 20 s Lichthärtung

Clearfil Universal Bond (CUB)

Bei Clearfil Universal Bond (Kuraray) handelt es sich um einen lichthärtenden Einkomponenten-Haftvermittler, der als Universaladhäsiv im Self-Etch-, im Selective-Etch- oder im Etch-and-Rinse-Modus angewendet werden kann. Ein Aktivator (Clearfil DC Activator) für chemisch härtende Komposite wird angeboten, ist jedoch in Kombination mit Clearfil DC Core Plus und Panavia SA Cement nicht nötig.

Tabelle 7: Zusammensetzung von Clearfil Universal Bond (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Clearfil Universal Bond (CUB)	
Hersteller	Kuraray
Ch.-Nr.: LOT 3D0007	BisGMA (15-35%), HEMA (10-35%), Ethanol (<20%), 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat, hydrophiles aliphatisches Dimethacrylat, Kolloidale Kieselerde, dl-Kampferchinon, Silanhaftvermittler, Beschleuniger, Initiatoren, Wasser

Tabelle 8: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von Clearfil Universal Bond

Verarbeitung von Clearfil Universal Bond (CUB)
• Bond 10 s einmassieren • 5 s mit Luftstrom verblasen bis sich das Bond nicht mehr bewegt • 10 s Lichthärtung

iBond Universal (IBU)

iBond Universal (Kulzer) ist ein lichthärtendes, selbstkonditionierendes Einkomponenten-Adhäsiv auf Aceton-Wasser-Basis, das als Universaladhäsiv in der Self-Etch-, in der Selective-Etch- und in der Etch-and-Rinse-Technik angewendet werden kann.

Tabelle 9: Zusammensetzung von iBond Universal (Quelle: Altinci et al. 2017 und Sicherheitsdatenblatt). DUDMA (Diurethandimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von iBond Universal (IBU)	
Hersteller	Kulzer
Ch.-Nr.: LOT 010020	Aceton (25-50%), 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid (10-25%), DUDMA, 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat, Wasser

Tabelle 10: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von iBond Universal

Verarbeitung von iBond Universal (IBU)
• Adhäsiv 20 s einmassieren • Mit Luftstrom verblasen, bis keine Bewegung mehr erkennbar ist • 10 s Lichthärtung

Futurabond U (FBU)

Futurabond U (VOCO) ist ein dualhärtendes Universaladhäsiv für die Anwendung im Self-Etch-, im Selective-Etch- und im Etch-and-Rinse-Modus.

Tabelle 11: Zusammensetzung von Futurabond U (Quelle: Herstellerangaben per E-Mail (Stand: 13.05.2016)). BHT (Butylhydroxytoluol), KC (Kampferchinon), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Futurabond U (FBU)	
Hersteller	VOCO
Ch.-Nr.: LOT 1445664	
Liquid 1	Dimethacrylate, Siliziumdioxid, 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat, KC, BHT
Liquid 2	Ethanol, Wasser, Dual Cure Katalysator

Tabelle 12: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von Futurabond U

Verarbeitung von Futurabond U (FBU)
• Futurabond U Singledose aktivieren • Adhäsiv 20 s einmassieren • Mindestens 5 s verblasen • 10 s Lichthärtung

Scotchbond Universal (SBU)

Bei Scotchbond Universal (3M ESPE) handelt es sich um ein lichthärtendes Universaladhäsiv für die Self-Etch-, die Selective-Etch- und die Etch-and-Rinse-Technik. Für die Anwendung in Verbindung mit dualhärtenden bzw. selbsthärtenden Kompositen ist ein Aktivator erhältlich.

Tabelle 13: Zusammensetzung von Scotchbond Universal mit Dual Cure Activator (Quelle: A Collection of Scientific Facts – Scotchbond Universal von 3M ESPE, Sicherheitsdatenblatt und Technisches Produktprofil des Scotchbonds von 3M ESPE). MDP (Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Adper Scotchbond Universal (SBU)	
Hersteller	3M ESPE
Scotchbond Universal Ch.-Nr.: LOT 571698	MDP Phosphat Monomer, Dimethacrylat-Kunststoffe, Vitrebond™ Copolymer, Füller, Ethanol, Wasser, Initiatoren, Silan
Dual Cure Activator Ch.-Nr.: LOT 572838	Ethanol (90-100%), Natriumtoluol-4-sulfinat (<5%), Butanon (<2%)

Tabelle 14: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von Scotchbond Universal

Verarbeitung von Adper Scotchbond Universal (SBU)
• Adhäsiv oder DCA-Adhäsiv-Gemsich (bei selbsthärtenden Kompositen vorher Adhäsiv und DCA im Verhältnis 1:1 für 5 s mischen) 20 s einmassieren • 5 s mit Luftstrom verblasen bis keine Bewegung mehr erkennbar ist • 10 s Lichthärtung

Adhese Universal (AUB)

Beim Adhese Universal handelt es sich um ein lichthärtendes Ein-Schritt-Adhäsiv der Firma Ivoclar Vivadent, das in der Self-Etch-Technik, der Selektiven Schmelzätzung sowie der Etch-and-Rinse-Technik verwendet werden kann. Verfügbar ist es in Flaschen oder als VivaPen.

Tabelle 15: Zusammensetzung von Adhese Universal (Quelle: Wissenschaftliche Dokumentation über Adhese Universal). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), D3MA (Decandioldimethacrylat), HEMA (Hydroxyethylmethacrylat), MCAP (Methacryliertes Carbonsäurepolymer), MDP (Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Adhese Universal (AUB)	
Hersteller	Ivoclar Vivadent
Ch.-Nr.: LOT 1445664	MDP, MCAP, HEMA, BisGMA, D3MA, Wasser, Ethanol, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren

Tabelle 16: Arbeitsschritte bei der Verarbeitung von Adhese Universal

Verarbeitung von Adhese Universal (AUB)
• Adhäsiv 20 s einmassieren • Mit Luftstrom verblasen bis unbeweglicher Film entstanden ist • 10 s Lichthärtung

2.3 Untersuchte Komposite

2.3.1 Vorbemerkungen zur Auswahl der Komposite

Jedes der untersuchten Bondingsysteme wurde mit vier Kompositypen kombiniert:

- Lichthärtendes Microhybridkomposit (LC)
- Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit (BLK)
- Dualhärtendes Aufbaukomposit (DC)
- Lining mit einem Flow-Komposit als erste Schicht, gefolgt von einem dualhärtenden Aufbaukomposit (FL + DC).

Wo immer möglich wurde auf die Einhaltung der Produktlinie geachtet. Bei einem Adhäsiv (Clearfil Universal Bond) war kein Bulk-Fill-Komposit des Herstellers verfügbar. Für dieses Adhäsiv wurde das Bulk-Fill-Komposit eines anderen Herstellers (x-tra fil, VOCO) eingesetzt. Bei drei weiteren Adhäsiven (iBond

Universal, Scotchbond Universal und Prime&Bond XP) bot der betreffende Hersteller kein dualhärtendes Aufbaukomposit an. Diese Adhäsive wurden einheitlich mit dem dualhärtenden Aufbaukomposit CoreX flow (Hersteller: Dentsply Sirona) kombiniert.

2.3.2 Konventionelle lichthärtende Microhybridkomposite (LC)

Herculite XRV Ultra (Kerr)

Herculite XRV Ultra (Kerr) ist ein lichthärtendes nanomodifiziertes Microhybridkomposit. Der Indikationsbereich umfasst alle Restaurationen der Black-Klassen I bis V. Die Zusammensetzung wird in Tabelle 17 beschrieben. Laut Herstellerangaben soll das Komposit in Schichten von maximal 2 mm Höhe appliziert und dann für 40 s lichtgehärtet werden. Verwendet wurde es für die Versuchsgruppen OFL/LC und OXT/LC in der Farbe Dentin A2.

Tabelle 17: Zusammensetzung von Herculite XRV Ultra (Quelle: Colak et al. 2016). BPO (Benzoylperoxid), MEHQ (4-Methoxyphenol), TMPTA (Trimethylolpropantriacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Herculite XRV Ultra (Kerr)
Ch.-Nr.: LOT 5336143
Nicht ausgehärtete Methacrylatester-Monomere, TiO_2, Pigmente, MEHQ, BPO, TMPTA, Initiatoren

Ceram X mono+ (Dentsply)

Das Ceram X mono+ ist ein lichthärtendes, radioopakes, nanokeramisches Füllungsmaterial der Firma Dentsply. Geeignet ist es für alle Klassen der direkten Füllungstherapie. Seine Zusammensetzung ist in Tabelle 18 aufgeschlüsselt. Vom Hersteller wird eine Applikation in Schichten von maximal 2 mm mit anschließender Lichthärtung für 20 s gefordert. In dieser Studie wurde es für die Gruppe PBX/LC in der Farbe A2 verwendet.

Tabelle 18: Zusammensetzung von Ceram X mono+ (Quelle: Gebrauchsanweisung). KC (Kampferchinon), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Ceram X mono+ (Dentsply Sirona)
Ch.-Nr.: LOT 1411000897
Methacrylat-modifiziertes Polysiloxan, Dimethacrylat-Harze, Fluoreszenzpigment, UV-Stabilisator, Stabilisator, Ethyl-4-(dimethlamono)-benzoat, KC, Barium-Aluminium-Borosilikat-Glas, Siliziumdioxid-Nanofüllstoff, Eisenoxidpigmente, Titanoxidpigmente, Aluminiumsulfosilikatpigmente

Clearfil Majesty Posterior (Kuraray)

Hierbei handelt es sich um ein lichthärtendes hochgefülltes Nanokomposit. Geeignet ist es für alle Restaurationen der Klassen I bis V. Die Schichten sollen eine Höhe von 1,5 mm nicht überschreiten und für 20 s lichtgehärtet werden. Die Zusammensetzung des Clearfil Majexty Posterior ist in Tabelle 19 dargestellt. Anwendung fand es in dieser Studie für die Versuchsgruppe CUB/LC in der Farbe A2.

Tabelle 19: Zusammensetzung von Clearfil Majesty Posterior (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Clearfil Majesty Posterior (Kuraray)
Ch.-Nr.: LOT 630146
BisGMA, TEGDMA, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, dl-Kampferchinon, silanisierte Glaskeramik (1,4 µm), oberflächenbehandelter Aluminiumoxid-Mikrofüllstoff (20 nm), Beschleuniger, Pigmente

Venus Diamond (Kulzer)

Das Venus Diamond ist ein lichthärtendes Nanohybrid-Komposit von Kulzer. Es ist universell einsetzbar für alle Kavitätenklassen. Die chemische Zusammensetzung wird in Tabelle 20 veranschaulicht. Die maximale Schichtdicke beträgt 2 mm, wobei jede einzelne dieser Schichten für 20 s lichtgehärtet werden muss. Venus Diamond kam in dieser Studie für die Versuchsgruppe IBU/LC in der Farbe A2 zum Einsatz.

Tabelle 20: Zusammensetzung von Venus Diamond (Quelle: Gebrauchsanweisung). TCD-DI-HEA (Bis(acryloyloxymethyl)-tricyclo[5.2.1.02,6]decane), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Venus Diamond (Kulzer)
Ch.-Nr.: LOT 010055L
UDMA, TCD-DI-HEA, Barium-Aluminium-Fluorid-Glas, diskrete Nanopartikel

GrandioSO (VOCO)

Dieses lichthärtende Füllungsmaterial gehört zu der Gruppe der universellen Nano-Hybrid-Komposite. Es ist für Füllungen der Kavitätenklassen I bis V zugelassen. Laut Hersteller reicht eine Lichthärtung für 10 s bei Schichten, die eine Höhe von 2 mm nicht überschreiten sollen, für eine ausreichende Polymerisation. Die genaue Zusammensetzung wird in Tabelle 21 beschrieben. Verwendet wurde dieses Komposit für die Versuchsgruppe FBU/LC in der Farbe A2.

Tabelle 21: Zusammensetzung von GrandioSO (Quelle: Herstellerangaben per E-Mail (Stand: 13.05.2016)). BHT (Butylhydroxytoluol), BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), KC (Kampferchinon), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von GrandioSO (VOCO)
Ch.-Nr.: LOT 1441298
BisGMA, BisEMA, TEGDMA, Amin, BHT, KC, SiO_2-Nano-Partikel (20-40 nm), Glaskeramik (mittlere Partikelgröße 1 µm), Eisenoxid, Titandioxid

Filtek Supreme XTE (3M ESPE)

Ein weiteres Nano-Komposit für alle Front- und Seitenzahnfüllungen ist das Filtek Supreme XTE von 3M ESPE. Die Zusammensetzung ist in Tabelle 22 beschrieben. Je nach verwendetem Farbton beträgt die Schichtungshöhe 1,5-2 mm und die Lichthärtungsdauer zwischen 20 s und 40 s. In dieser Studie wurde der Farbton A2D verwendet, welcher in 1,5 mm-Schichten und mit je 40 s Belichtung pro Schicht polymerisiert wird. Filtek Supreme XTE (Farbe A2D) fand in der Gruppe SBU/LC Anwendung.

Tabelle 22: Zusammensetzung von Filtek Supreme XTE Universal (Quelle: Technisches Produktprofil des Filtek Supreme XTE Universal von 3M ESPE). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), PEGDMA (Polyethylenglykol-Dimethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Filtek Supreme XTE Universal (3M ESPE)
Ch.-Nr.: LOT N609141
UDMA, BisEMA, PEGDMA, TEGDMA, nicht agglomerierte/nicht aggregierte Silizium-Füller (20 nm), nicht agglomerierte/nicht aggregierte Zirkonoxid-Füller (4 bis 11 nm), aggregierte Zirkonoxid- /Siliziumcluster-Füller

Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent)

Das Tetric EvoCeram ist ein lichthärtendes universelles Nanohybrid-Komposit für alle Front- und Seitenzahnrestaurationen. Eine Schichthöhe von 1,5 mm soll damit laut Hersteller nicht überschritten werden und pro Schicht wird eine Lichthärtung für 20 s vorgeschrieben. Die exakte Zusammensetzung ist in Tabelle 23 dargestellt. Das Tetric EvoCeram wurde für die Versuchsgruppe AUB/LC in der Farbe A2 verwendet.

Tabelle 23: Zusammensetzung von Tetric EvoCeram (Quelle: Wissenschaftliche Dokumentation über Tetric EvoCeram von Ivoclar Vivadent). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent)
Ch.-Nr.: LOT T22777
BisGMA, UDMA, BisEMA, Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Präpolymer, Additive, Stabilisatoren, Pigmente

2.3.3 Bulk-Fill-Komposite (BLK)

SonicFill (Kerr/Kavo)

Das SonicFill-System ist eine Methode für das Legen von Nanohybridkomposit-Füllungen. Der angepriesene Vorteil ist, dass es in Schichten bis zu 5mm gehärtet werden kann. Außerdem wird das SonicFill-Komposit durch ein spezielles Handstück (LOT 1.007.7400) durch Schall aktiviert, sodass die Viskosität beim Einbringen deutlich abnimmt. Nach der Applikation erhöht sich diese jedoch wieder und führt damit zu einer stopf- und modellierbaren Konsistenz, was der Verarbeitung zu Gute kommen soll. Die Zusammensetzung des Komposits ist in Tabelle 24

aufgelistet. SonicFill in der Farbe A2 wurde für die Versuchsgruppen OFL/BLK und OXT/BLK verwendet.

Tabelle 24: Zusammensetzung von SonicFill (Quelle: Al-Ahdal et al. 2015)). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von SonicFill (Kerr/Kavo)
Ch.-Nr.: LOT 5329933
BisGMA, BisEMA, TEGDMA, Siliziumdioxid, Glas, Oxide

SDR (Dentsply)

Smart Dentin Replacement, kurz SDR, ist ein lichthärtendes, fließfähiges Unterfüllungs-Komposit, welches für die Bulk-Fülltechnik vorgesehen ist. Sein Indikationsbereich umfasst Unterfüllungen von Klasse-I und II Füllungen, sowie kleine Klasse I Füllungen an bleibenden Zähnen, Milchzahnfüllungen der Klasse I und II, Fissurenversiegelungen und Stumpfaufbauten. Allerdings sollte es keinem direkten Okklusionskontakt ausgesetzt werden. Das SDR ist in Schichten von bis zu 4 mm applizierbar und muss 20 s lichtgehärtet werden. In Tabelle 25 ist die Zusammensetzung dargestellt. Dieses Komposit kam in der Farbe Universal für die Versuchsgruppe PBX/LC zum Einsatz.

Tabelle 25: Zusammensetzung von SDR (Quelle: Gebrauchsanweisung). BHT (Butylhydroxytoluol), BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), KC (Kampferchinon), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von SDR (Dentsply Sirona)
Ch.-Nr.: LOT 1412000540
Modifiziertes Urethandimethacrylat, BisEMA, TEGDMA, BHT, KC, Barium-alumino-fluoro-borosilikat-Glas, Strontium-alumino-fluoro-silikat-Glas, Photoakzelerator, UV-Stabilisator, Titandioxid, Eisenoxidpigmente, Fluoreszenzmittel

x-tra fil (VOCO)

Beim x-tra fil handelt es sich um ein weiteres Bulk-Komposit. Vom Hersteller wird es als Multi-Hybrid-Komposit bezeichnet. Es kann in Schichten von bis zu 4 mm ausgehärtet werden, wobei eine Belichtungszeit von 10 s ausreicht. Anwendung findet es in Kavitäten der Klasse I und II, sowie Stumpfaufbauten. Die

Zusammensetzung ist in Tabelle 26 beschrieben. In dieser Studie kam es in der Farbe Universal für die Gruppe FBU/BLK zum Einsatz.

Tabelle 26: Zusammensetzung von x-tra fil (Quelle: Herstellerangaben per E-Mail (Stand: 13.05.2016)). BHT (Butylhydroxytoluol), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), KC (Kampferchinon), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von x-tra fil (VOCO)
Ch.-Nr.: LOT 1437495
BisGMA, UDMA, TEGDMA, Amin, BHT, KC, Siliziumdioxid, Barium-Aluminiumsilikat-Glaskeramik, Pigmente

Venus Bulk Fill (Kulzer)

Dieses Nano-Hybridkomposit ist lichthärtend, röntgenopak und fließfähig. Sein Indikationsbereich setzt sich aus Basisfüllungen bei Füllungen der Klasse I und II, Milchzahnfüllungen sowie Kavitätenlining zusammen. Bei Lichthärtung für 20 s kann es in Schichten von bis zu 4 mm appliziert werden. Die Inhaltsstoffe des Venus Bulk Fill sind in Tabelle 27 aufgelistet. Verwendet wurde es in dieser Arbeit in der Farbe Universal für die Versuchsgruppe IBU/BLK.

Tabelle 27: Zusammensetzung von Venus Bulk Fill (Quelle: Gebrauchsanweisung). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Venus Bulk Fill (Kulzer)
Ch.-Nr.: LOT 010108
UDMA, BisEMA, Barium-Aluminium-Fluorosilikatglas, Ytterbiumfluorid, Siliziumdioxid

Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE)

Dieses Komposit ist je nach Anwendung in Schichten von 4-5 mm aushärtbar. Es weist ein weites Indikationsspektrum auf, zu dem unter Anderem direkte Restaurationen der Klassen I und II sowie Stumpfaufbauten zählen. Anwendung fand es in dieser Studie in der Gruppe SBU/BLK, wobei Schichten von 4 mm für 40 s gehärtet wurden. Die genaue Zusammensetzung findet sich in Tabelle 28 wieder.

Tabelle 28: Zusammensetzung von Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (Quelle: Gebrauchsanweisung und Mandava et al. 2017). AUDMA (Aromatisches Urethan-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Filtek Bulk Fill Posterior Restorative (3M ESPE)
Ch.-Nr.: LOT N619856
AUDMA, Additions-Fragmentierungsmonomer, UDMA, 1, 12-Dodecan-Dimethacrylat, Zirkonoxid-Füller, Siliziumoxid-Füller, Ytterbiumtriflourid-Füller

Tetric Evo Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)

Beim Tetric Evo Bulk Fill handelt es sich ebenfalls um ein Bulk-Komposit. Anwendbar ist es für alle Füllungen der Klassen I und II, Aufbaufüllungen sowie Füllungen im Milchgebiss. Aufgrund von reduziertem Schrumpfungsstress und einem neuen Initiator gibt der Hersteller bei einer Lichthärtung von 20 s eine Durchhärtungstiefe von 4 mm an. Tabelle 29 gibt die genaue Zusammensetzung von Tetric Evo Bulk Fill an. In dieser Studie wurde es in der Farbe IVA für die Versuchsgruppe AUB/BLK verwendet.

Tabelle 29: Zusammensetzung von Tetric EvoCeram Bulk Fill (Quelle: Wissenschaftliche Dokumentation über Tetric EvoCeram Bulk Fill). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), KC (Kampferchinon), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)
Ch.-Nr.: LOT 1437495
BisGMA, UDMA, BisEMA, KC, Ivocerin, Barium-Aluminim-Silikatglas (0,4-0,7 µm), Isofiller Ytterbiumfluorid (200 nm), sphärisches Mischoxid (160 nm), Schrumpfungsstress-Relaxator

2.3.4 Dual-Cure-Aufbaukomposite (DC)

CoreRestore 2 (Kerr)

Das CoreRestore 2 ist ein dualhärtendes, strahlendichtes Füllungsmaterial, das für Kompositstumpfaufbauten eingesetzt wird. Für Restaurationen okklusaler Oberflächen ist es nicht geeignet. Die Basispaste wird in drei Farben (universal, weiß und blau) angeboten und über den Katalysator kann zwischen hoher oder niedriger Viskosität gewählt werden. Die Zusammensetzung und Verarbeitung sind in Tabelle 30 beschrieben. Es wurde in dieser Studie in der Farbe Universal für die Gruppen OFL/DC, OFL/FL + DC, OXT/DC und OXT/FL + DC verwendet.

Tabelle 30: Zusammensetzung und Verarbeitung von CoreRestore 2 (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). BPO (Benzoylperoxid), MEHQ (4-Methoxyphenol), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung und Verarbeitung von CoreRestore 2 (Kerr)
Basispaste (Ch.-Nr.: LOT 5319359)
MEHQ, Dinatrium-Hexafluorosilikat, Zinkoxid, nicht ausgehärtete Methacrylatester-Monomere, Titandioxid, Pigmente
Katalysatorpaste (Ch.-Nr.: LOT 5292448)
Dinatrium-Hexafluorosilikat, BPO, nicht ausgehärtete Methacrylatester-Monomere, Titandioxid, Pigmente
Verarbeitung • 30 s lang Basispaste und Katalysator im Verhältnis 1:1 mischen • 2 mm Schicht applizieren • 20 s lichthärten • Kavität komplett befüllen • 20 s lichthärten • Autopolymerisation vor Bearbeitung abwarten

CoreX Flow (Dentsply)

Das CoreX Flow ist ein dualhärtendes Kompositmaterial für Stumpfaufbauten oder die Zementierung von Wurzelstiften. Es besteht aus zwei Komponenten: Basispaste und Katalysatorpaste. Geliefert wird es in einer Zweikammer-Spritze, was beim Mischen und applizieren hilfreich ist. Die Zusammensetzung und die Anleitung zur Benutzung ist in Tabelle 31 dargestellt. CoreX Flow in der Farbe Universal kam in dieser Studie für folgende Versuchsgruppen zum Einsatz: IBU/DC, IBU/FL + DC, SBU/DC, SBU/FL + DC, PBU/DC und PBU/FL + DC.

Tabelle 31: Zusammensetzung und Verarbeitung von CoreX Flow (Quelle: Gebrauchsanweisung). BPO (Benzoylperoxid), KC (Kampferchinon), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung und Verarbeitung von CoreX Flow (Dentsply Sirona)
Ch.-Nr.: LOT 140909
UDMA, di- und trifunktionelle Methacrylate, Barium-Boro-Fluoroaluminosilikat-Glas, KC, Fotoakzeleratoren, Silizium-Dioxid, BPO
Verarbeitung • CoreX Flow aus der Spritze applizieren • Die ersten 2-3 mm für 20 s lichthärten • Kavität komplett auffüllen • 20 s Lichthärtung • Die maximale Härte wird nach 10 Minuten erreicht

Clearfil DC Core Plus (Kuraray)

Hierbei handelt es sich um ein dualhärtendes, radioopakes Zwei-Komponenten-Stumpfaufbaumaterial in einem Automix-System. Erhältlich ist es in den Farben Dentin und White. Verwendung findet es bei Stumpfaufbauten und der Befestigung von Wurzelstiften. In Tabelle 32 sind die Zusammensetzung und die Gebrauchanweisung beschrieben. Clearfil DC Core Plus in der Farbe Dentin kam in dieser Studie für die Gruppen CUB/DC und CUB/FL + DC zum Einsatz.

Tabelle 32: Zusammensetzung und Verarbeitung von Clearfil DC Core Plus (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung und Verarbeitung von Clearfil DC Core Plus (Kuraray)
Ch.-Nr.: LOT 8N0134
BisGMA (<5%), TEGDMA (<5%), hydrophiles aliphatisches Dimethacrylat, hydrophobes aromatisches Dimethacrylat, silanisiertes Bariumglas-Füllmittel, silanisierte und kolloidale Kieselerde, dl-Kampferchinon, Aluminiumoxid-Füllstoff, Initiatoren, Beschleuniger, Pigmente
Verarbeitung • Clearfil DC Core Plus aus der Spritze in Kavität applizieren • Lichthärtung für 20 s • Vor Bearbeitung die chemische Härtung für mind. 6 Minuten abwarten

Grandio Core Dual Cure (VOCO)

Dieses Füllungsmaterial ist ein fließfähiges, dualhärtendes Nano-Hybrid-Stumpfaufbaumaterial der Firma VOCO. Es eignet sich für Aufbaufüllungen an vitalen und devitalen Zähnen, sowie für die Befestigung von Wurzelstiften. Erhältlich ist es in drei Farben (Dentin, Blau und Weiß) und die QuickMix Spritze sorgt für ein sicheres Mischverhältnis. In Tabelle 33 sind Verarbeitung und Zusammensetzung dargestellt. Für diese Studie fand es in der Farbe Dentin Anwendung in den Gruppe FBU/DC und FBU/FL + DC

Tabelle 33: Zusammensetzung und Verarbeitung von Grandio Core Dual Cure (Quelle: Herstellerangaben per E-Mail (Stand: 13.05.2016)). BPO (Benzoylperoxid), KC (Kampferchinon), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung und Verarbeitung von Grandio Core Dual Cure (VOCO)
Ch.-Nr.: LOT 1450291
Basispaste
Aromatische Dimethacrylate, aliphatische Dimethacrylate, KC, Amine, Barium-Alumino-Silikat-Glaskeramik, Ytterbiumfluorid, Siliziumdioxid-Nanopartikel
Katalysatorpaste
Aromatische Dimethacrylate, aliphatische Dimethacrylate, BPO, Butylhydroxytoluol, Barium-Alumino-Silikat, Ytterbiumfluorid, Siliziumdioxid-Nanopartikel
Verarbeitung • Grandio Core Dual Cure aus der Spritze in die Kavität applizieren • Lichthärtung für 40 s • Vor Bearbeitung chem. Härtung für mindestens 5 Minuten abwarten

Multicore Flow (Ivoclar Vivadent)

Dieses selbsthärtende Stumpfaufbaukomposit erlaubt zusätzlich die optionale Lichthärtung des Materials. Angeboten wird es in den Farben Light, Medium, Weiss und Blau. Indiziert sind damit Stumpfaufbauten an vitalen sowie devitalen Zähnen. In Tabelle 34 sind sowohl die Inhaltsstoffe wie auch die Verarbeitungsschritte beschrieben. Benutzt wurde Multicore Flow in der Farbe Medium für die Gruppen AUB/DC und AUB/FL + DC.

Tabelle 34: Zusammensetzung und Verarbeitung von Multicore Flow (Quelle: Wissenschaftliche Dokumentation über Multicore Flow). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), BPO (Benzoylperoxid), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung und Verarbeitung von Multicore Flow (Ivoclar Vivadent)
Ch.-Nr.: LOT T34520
UDMA, BisGMA, TEGDMA, Bariumglassfüller, Ba-Al-Fluoro-Silikatglas, hochdisperses Siliziumdioxid, Ytterbiumtrifluorid, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente, BPO
Verarbeitung • Multicore Flow aus Spritze in die Kavität applizieren • Lichthärtung für 20 s • Vor Bearbeitung die chemische Härtung für mindestens 5 Minuten abwarten

2.3.5 Flow-Komposite (FL)

Premise Flowable (Kerr)

Es handelt sich um ein kaltlichtpolymerisiertes Nanofüller-Kunstharz mittlerer Viskosität. Die einzelnen Schichten sollen 2 mm nicht überschreiten und für 20 s gehärtet werden. Anwendung findet es in Füllungen der Klassen III und IV, als Liner für Klasse-II-Füllungen oder bei okklusalen Füllungen mit geringer Kaubelastung. Tabelle 35 gibt die Inhaltsstoffe wieder. Für die Gruppen OFL/FL + DC und OTX/FL + DC wurde Premise Flowable in der Farbe A2 als Liner verwendet.

Tabelle 35: Zusammensetzung von Premise Flowable (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). BPO (Benzoylperoxid), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Premise Flowable (Kerr)
Ch.-Nr.: LOT 5312758
Nicht ausgehärtete Methacrylatester-Monomere, Dibutylphtalat (<0,5%), Titandioxid, Pigmente, BPO (<1%), Gemisch aus Propylencarbonat (<0,5%) und Antimonatsalzen (<0,5%),

X-flow (Dentsply)

Das X-flow ist ein fließendes, lichthärtendes, röntgenopakes Füllungsmaterial, das sich für kleine Kavitäten, Kavitätenlining und zur Befestigung indirekter Restaurationen eignet. Angeboten wird es nicht in einer Spritze, sondern in

Compulas (eine Mischung aus Compules und Kanüle). Es soll nicht in Schichten über 2 mm appliziert werden und muss je nach Farbe und Lichthärtelampe zwischen 10 und 40 s gehärtet werden. In dieser Studie war eine Lichthärtung von 20 s ausreichend. Die Zusammensetzung dieses Komposits ist in Tabelle 36 beschrieben. Anwendung fand X-flow als Liner in der Farbe A2 für die Gruppe PBX/FL + DC.

Tabelle 36: Zusammensetzung von X-flow (Quelle: Gebrauchsanweisung). BHT (Butylhydroxytoluol), KC (Kampferchinon), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von X-flow (Dentsply Sirona)
Ch.-Nr.: LOT 1409000754
Multifunktionelles Acrylat-Harz, difunktionelles Methacrylat-Harz, Diethylenglykoldimethacrylat, UV-Stabilisator, Ethyl-4-dimethylaminobenzoat, KC, BHT, Strontiumalumino-Natriumfluoro-Phosphorsilikat-Glas, hochdisperses Siliciumdioxid, Eisenoxidpigment, Titanoxid

Clearfil Majesty ES Flow (Kuraray)

Auch beim Clearfil Majesty ES Flow handelt es sich um ein lichthärtendes, fließfähiges und radioopakes Komposit. Geeignet ist es für Füllungen aller Kavitätenklassen sowie als Liner. Seine genaue Zusammensetzung ist in Tabelle 37 dargestellt. In der Farbe A2 darf es in Schichten von 2 mm verarbeitet werden, solange eine Lichthärtung von 20 s eingehalten wird. Für die Gruppe CUB/FL + DC wurde es in der Farbe A2 als Liner verwendet.

Tabelle 37: Zusammensetzung von Clearfil Majesty ES flow (Quelle: Sicherheitsdatenblatt). KC (Kampferchinon), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Clearfil Majesty ES flow (Kuraray)
Ch.-Nr.: LOT BB0093
TEGDMA (<10%), hydrophobe aromatische Dimethacrylate, KC, silanisierte Bariumglas-Füller, silanisierte Siliziumdioxid-Füller, Akzeleratoren, Initiatoren, Pigmente

Venus Diamond Flow (Kulzer)

Das Venus Diamond Flow ist ein fließfähiges, lichthärtendes, röntgenopakes Nano-Hybridkomposit. Sein Indikationsbereich schließt Füllungen der Klassen I und II

ohne kaukraftragende Bereiche, Füllungen der Klassen III und V sowie Kavitätenlining ein. Schichtdicken von 2 mm sollen nicht überschritten werden, wobei als Liner eine Dicke von 1 mm empfohlen wird. Diese Inkremente müssen dann für 20 s gehärtet werden. Die Zusammensetzung dieses Komposits ist in Tabelle 38 aufgelistet und verwendet wurde es in der Farbe A2 für die Gruppe IBU/FL + DC.

Tabelle 38: Venus Diamond Flow (Quelle: Gebrauchsanweisung). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung Venus Diamond Flow (Kulzer)
Ch.-Nr.: LOT 010114
UDMA, BisEMA, Barium-Aluminium-Fluoro-Silikatglas, Ytterbiumtrifluorid, Siliziumdioxid

GrandioSO Heavy Flow (VOCO)

Dieses Komposit zeichnet seine Fließfähigkeit und Röntgenopazität aus. Die Polymerisation erfolgt mit Hilfe von blauem Licht. Anwendungsgebiete bilden Füllungen der Klassen I bis V, sowie Kavitätenlining. In Tabelle 39 sind die Inhaltsstoffe zusammengefasst. GrandioSO Heavy Flow wurde in Farbe A2 für die Versuchsgruppe FBU/FL + DC verwendet.

Tabelle 39: Zusammensetzung von GrandioSO Heavy Flow (Quelle: Herstellerangaben per E-Mail (Stand: 13.05.2016)). BHT (Butylhydroxytoluol), BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), HDDMA (Hexandioldimethacrylat), KC (Kampferchinon), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von GrandioSO Heavy Flow (VOCO)
Ch.-Nr.: LOT 1435279
BisGMA, BisEMA, TEGDMA, HDDMA, KC, Amin, BHT, Siliziumdioxid (20-40 nm), Glaskeramik (1 µm), Eisenoxid, Titandioxid

Filtek Supreme XTE Flow (3M ESPE)

Beim Filtek Supreme XTE Flow handelt es sich um ein lichthärtendes, fließfähiges, radioopakes Nanocomposite niedriger Viskosität. Angeboten wird es in der Kapsel oder aus der Spritze. Es soll je nach Farbe in Schichtstärken von 1,5 mm bis 2 mm verarbeitet und zwischen 10 s und 40 s lichtgehärtet werden. In dieser Studie (Farbe A2) war eine Lichthärtung für 20 s bei Schichten bis zu 2 mm ausreichend. Die exakte Zusammensetzung ist in Tabelle 40 beschrieben. Anwendung fand Filtek Supreme XTE Flow in der Farbe A2 für die Versuchsgruppe SBU/FL + DC als Kavitätenliner.

Tabelle 40: Zusammensetzung von Filtek Supreme XTE Flow (Quelle: Gebrauchsanweisung). BisEMA (Bisphenol-A-Polyäthylenglykol-Diäther-Dimethacrylat), BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Filtek Supreme XTE Flow (3M ESPE)
Ch.-Nr.: LOT N632849
BisGMA, TEGDMA, BisEMA, Ytterbiumtrifluorid, nicht agglomerierter/nicht aggregierter oberflächenmodifizierter 20-nm-Silica-Füller, nicht agglomerierter/ nicht aggregierter oberflächenmodifizierter 75-nm-Silica-Füller, oberflächenmodifizierter aggregierter Füller aus Zirkonium-Silizium-Clustern

Tetric Evo Flow (Ivoclar Vivadent)

Tetric Evo Flow ist ein fließfähiges, lichthärtendes, röntgenopakes Nanohybrid-Komposit, das mit Licht der Wellenlänge 400-500 nm aushärtet. In dieser Studie fand es in der Farbe A2 für die Versuchsgruppe AUB/FL + DC Anwendung. Indikationen sind Füllungen der Klassen III, IV und V, Kavitätenlining und die Befestigung lichtdurchlässiger indirekter Restaurationen. In Tabelle 41 wird näher auf die Zusammensetzung des Komposits eingegangen.

Tabelle 41: Zusammensetzung von Tetric Evo Flow (Quelle: Wissenschafltiche Dokumentation über Tetric Evo Flow). BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat), D3MA (Decandioldimethacrylat), UDMA (Urethan-Dimethacrylat), Ch.-Nr. (Chargennummer).

Zusammensetzung von Tetric Evo Flow (Ivoclar Vivadent)
Ch.-Nr.: LOT R56690
BisGMA, UDMA, D3MA, Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, hochdisperses Siliziumdioxid, Präpolymer, Additive, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente

2.4 Probenherstellung

2.4.1 Vorbereitung der Dentin-Testflächen

Zahnmaterial

Für die Herstellung der Proben wurden 320 kariesfreie Rinderzähne verwendet. Dabei handelte es sich ausschließlich um Frontzähne. Bezogen wurden die Zähne als ganze Unterkieferhälften von der „Ulmer Fleisch Schlacht- und Zerlegebetrieb GmbH“. Sie wurden dann manuell mit einer Zange extrahiert, mit einem Scaler gereinigt und anschließend in 1%-iger Chloraminlösung bei 8°C im Kühlschrank gelagert. Die Lagerungsdauer bis zum eigentlichen Herstellen der Proben überschritt in keinem Fall einen Zeitraum von vier Wochen.

Präparation der Testflächen

Das Ziel hierbei war es vergleichbare, plane Dentinflächen freizulegen, um darauf die Komposit-Aufbauten zu befestigen. Zunächst wurden mit Hilfe einer wassergekühlten Trennschleifmaschine (Woco 50p, Conrad Apparatebau GmbH, 38678 Clausthal-Zellerfeld, Deutschland) die Zahnkronen an der Schmelz-Zementgrenze abgetrennt. Mit einer wassergekühlten, rotierenden Sandpapierscheibe (Woco SF 20, Conrad Apparatebau GmbH, 38678 Clausthal-Zellerfeld, Deutschland) wurden die Kronen von labial zunächst mit grobkörnigem Schleifpapier (Körnung: 80 grit) beschliffen, bis eine ausreichend große Dentinfläche freigelegt war. Im Anschluss daran wurde überprüft, ob die Proben in die Messinghülsen (Außendurchmesser 14 mm; Innendurchmesser 12 mm) passten und nach Bedarf an den Ecken noch soweit beschliffen, bis die Dentinfläche zentral in der Messinghülse platziert werden konnte. Vor dem Einbetten fand noch der Feinschliff der Dentinflächen mit einer feinkörnigen Sandpapierscheibe (Körnung: 600 grit) statt. Um zu gewährleisten, dass nur absolut plane Flächen hergestellt wurden und die Pulpa nicht eröffnet wurde, kam eine Lupenbrille (2,5x Vergrößerung) zum Einsatz.

Einbetten der Dentinproben

Um die Proben für den Scherversuch nutzbar zu machen, mussten sie in Messinghülsen mit dem Außendurchmesser von 14 mm eingebettet werden

(Abb. 3 und 4). Dafür wurde doppelseitiges Klebeband (Tesa, 20095 Hamburg, Deutschland) auf eine Glasplatte geklebt und die vorbereiteten Rinderzähne mit der planen Seite nach unten auf das Klebeband gesetzt. Daraufhin wurden die Messinghülsen über den Proben so platziert, dass die Dentinflächen im Zentrum der Hülsen lagen. Im Anschluss fand durch Auffüllen der Messinghülsen die Einbettung mit Kaltpolymerisat (Technovit 4071, Kulzer, 61273 Wehrheim, Deutschland) statt. Nachdem das Einbettmaterial ausgehärtet war, wurden die Prüfkörper bis zum Anbringen des Komposit-Aufbaus in Aqua bidest. feucht gehalten. Diese Wasserlagerung überschritt bei keiner Probe eine Dauer von zwei Stunden.

2.4.2 Herstellung der Kompositaufbauten

Applikation der Dentinhaftvermittler

Der erste Schritt zur Herstellung des Kompositaufbaus bestand im Auftragen des jeweils vorgesehenen Dentinhaftvermittlers. Zuvor wurde die Dentinfläche des Prüfkörpers noch einmal mit Sandpapier der Körnung 600 grit und Wasser gereinigt, um eventuelle Reste des doppelseitigen Klebebandes zu entfernen. Bei der Verarbeitung der jeweiligen Bondingsysteme wurde genau nach Herstellerangaben vorgegangen, wie zuvor in Abschnitt 2.2. beschrieben. Für die Lichtpolymerisation wurde eine LED-Polymerisationslampe (Bluephase G2, Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan, Lichtenstein) verwendet. Die Lichtleistung wurde regelmäßig vor und nach jeder Versuchsgruppe mit dem Bluephase Meter (Ivoclar Vivadent, 73479 Ellwangen, Deutschland) überprüft.

Applikation der Kompositzylinder

Um vergleichbare Kompositzylinder auf der Dentinfläche adhäsiv zu befestigen, wurde auf eine spezielle zweiteilige Halterung zurückgegriffen. Diese besteht aus einem Unterteil und einem Oberteil mit Schraube (Abb. 6 und 7). Beide Teile können über ein Gewinde verbunden werden. Im Unterteil befindet sich eine Öffnung, in die die Stopfhülse (Abb. 2 und 5) gesetzt werden kann. Darauf wurde die eingebettete Dentinprobe in das Unterteil gesetzt. Anschließend wurden Ober- und Unterteil zusammengefügt und mit Hilfe der Schraube des Oberteils die Dentinprobe auf der Stopfhülse fixiert. Nun konnte von außen das jeweilige Komposit appliziert und

gehärtet werden (Abb. 8). In der Studie wurden unterschiedlich hohe Stopfhülsen verwendet. Für die Gruppen DC und FL betrug die Höhe acht Millimeter. Für die Gruppen LC und BLK waren vier Millimeter als Hülsenhöhe festgelegt worden.

Künstliche Alterung der Komposit-Dentin-Proben

Im Anschluss an die Fertigstellung einer Probengruppe wurden alle Prüfkörper für 24 Stunden in Aqua bidest. gelagert. Die Temperatur wurde hierfür konstant bei 37°C gehalten, um körperähnliche Verhältnisse herzustellen. Nach Ablauf der 24 Stunden wurde der Scherversuch durchgeführt.



Abbildung 2: Stopfhülse aus Aluminium mit einem Innnendurchmesser von 4 mm und einer Höhe von 4 mm.



Abbildung 3: Messinghülse zum Einbetten der Dentinprobe in einem Kaltpolymerisat.

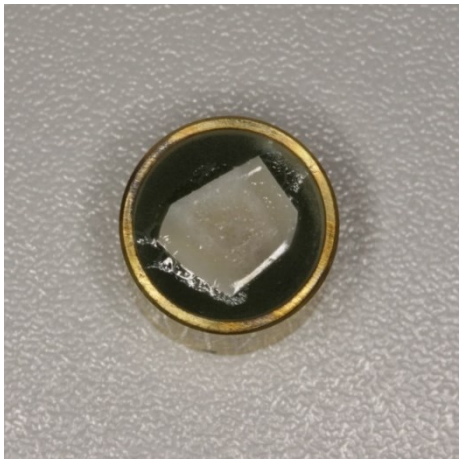

Abbildung 4: Eingebettete Dentinprobe.



Abbildung 5: Unterteil der Halterung mit zentral in der dafür vorgesehenen Öffnung platzierter Stopfhülse.

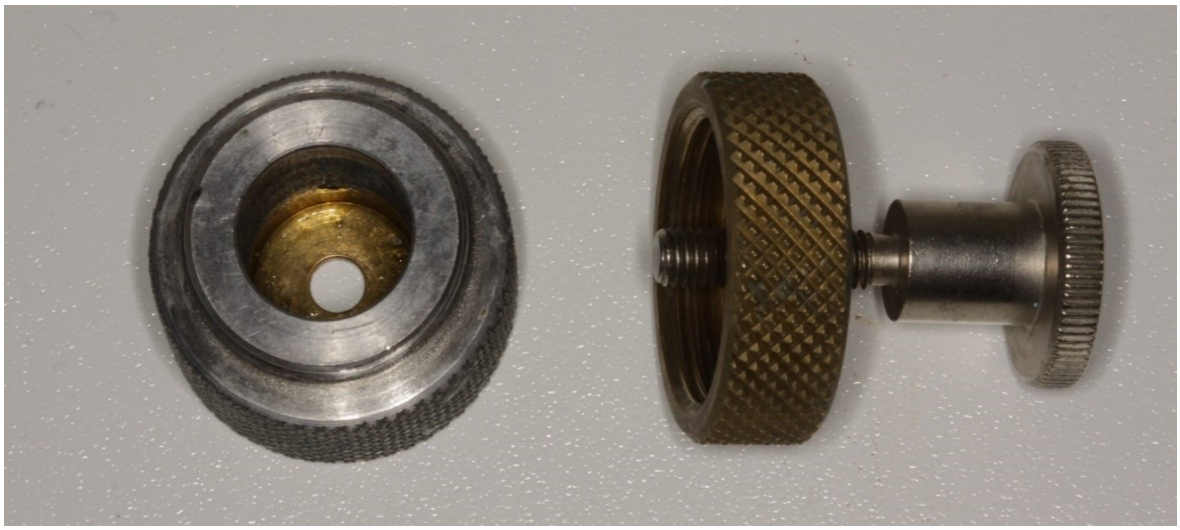

Abbildung 6: Halterung. Rechts: Oberteil mit Schraube. Links: Unterteil für Stopfhülse.



Abbildung 7: Unterteil mit eingesetzter Dentinprobe.



Abbildung 8: Zusammengesetzte Halterung. Zentral ist die Stopfhülse und das Dentin der Probe zu erkennen.

2.5 Scherversuche

Die Scherhaftfestigkeit wurde mit Hilfe einer Universalprüfmaschine (Zwicki 1120, Zwick GmbH, 89079 Ulm, Deutschland) durchgeführt. Diese war mit einem Computer verbunden und wurde über die Software „testXpert“ (Zwick GmbH, 89079 Ulm, Deutschland) gesteuert. Die Prüfgeschwindigkeit betrug 0,5 mm/min. Gemessen wurde bei dem Vorgang die Kraft, die auf den Kompositaufbau ausgeübt wurde. Diese wurde vom Computer in eine Spannung umgerechnet und graphisch als Spannungs-Dehnungs-Diagramm dargestellt. Ein Spannungsabfall um 30% des Maximalwertes wurde als Zeitpunkt des Bruchs gewertet, dem eine Maximalkraft F_{max} zugeordnet werden konnte. Zur Berechnung der Scherhaftfestigkeit R_m aus F_{max} und der Grundfläche A des Kompositaufbaus ($A = (1{,}5mm)^2 \times \pi$) wurde folgende Gleichung verwendet:

$$R_m = \frac{F_{max}}{A}$$

2.6 Frakturanalyse

Vor der eigentlichen Bruchflächenanalyse wurden alle Proben unter dem Auflichtmikroskop bei 2-facher Vergrößerung betrachtet. Von jeder Bruchfläche wurde ein digitales Foto erstellt und gespeichert. Zunächst sollten die Bruchflächen auf folgende fünf Frakturmuster hin untersucht und deren prozentuale Anteile an der jeweiligen Bruchfläche berechnet werden:

- kohäsives Versagen im Dentin (ko-D),
- kohäsives Versagen im Komposit (ko-K),
- adhäsives Versagen entlang der Grenzfläche zwischen Dentin und Adhäsiv (a-AD),
- adhäsives Versagen zwischen Adhäsiv und Komposit (a-AK) und
- Versagen im Adhäsiv selbst (a-iA).

Nachdem es sich als unmöglich erwiesen hatte, unter dem Stereoauflichtmikroskop zwischen den Frakturmustern a-AD, a-AK und aiA zu differenzieren, wurde an 44 zufällig ausgewählten Stichproben überprüft, ob eine Auswertung der Frakturflächen im Rasterelektronenmikroskop (REM) diesbezüglich von Vorteil wäre. Dabei zeigte sich, dass auch unter der deutlich stärkeren Vergrößerung im

REM keine genauere Kategorisierung der Bruchflächen erzielt werden konnte. Insbesondere war es auch im REM nicht möglich, eindeutig zwischen a-AD, a-AK und aiA zu unterscheiden, so dass diese drei theoretisch denkbaren Frakturmuster zu einer Kategorie „adhäsives Versagen (adh)“ zusammengefasst wurden. Da die Auswertung im REM keinen Mehrwert brachte, wurde im weiteren Verlauf darauf verzichtet, und die Frakturanalyse erfolgte anhand der Aufnahmen unter dem Stereoauflichtmikroskop unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille mit 4,5-facher Vergrößerung. Die Bruchfläche jeder Probe wurde demnach prozentual (in 5%-Schritten) den folgenden drei Kategorien zugeordnet:

- adhäsives Versagen entlang der Grenzfläche zwischen Dentin und Komposit
- kohäsives Versagen im Dentin
- kohäsives Versagen im Komposit.

2.7 Statistische Datenanalyse

2.7.1 Allgemeines

Die statistische Datenanalyse erfolgte mit dem Statistiksoftwarepaket IBM SPSS Statistics. Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf p=0,05 festgelegt.

2.7.2 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsmessungen

Der Einfluss der Faktoren „Bondingsystem“ und „Art des Komposits“ auf die im Scherversuch gemessene Dentinhaftfestigkeit wurde mithilfe der zweifaktoriellen Varianzanalyse überprüft. Dabei wurden auch mögliche Wechselwirkungen zwischen beiden Faktoren identifiziert. Durch Auswahl der SPSS-Option „post hoc-Test“ wurden multiple Mittelwertvergleiche mithilfe des Tukey-Tests angeschlossen, um Unterschiede zwischen den untersuchten Bondingsystemen bzw. den verwendeten Kompositarten zu identifizieren.

Im dritten Schritt der Datenanalyse in Bezug auf die Scherhaftfestigkeiten wurden mithilfe einfaktorieller Varianzanalysen und daran anschließender multipler Mittelwertvergleiche

a) für jedes Bondingsystem der Einfluss der damit kombinierten Komposite, und

b) für jeden Komposittyp der Einfluss der Bondingsysteme auf die Dentinhaftung ermittelt.

2.7.3 Ergebnisse der Frakturanalysen

Die Ergebnisse der Frakturanalysen wurden aufgrund der fehlenden Normalverteilung der Messwerte mithilfe nicht-parametrischer Testverfahren analysiert. Mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests für mehr als zwei unabhängige Stichproben wurde ähnlich wie bei der Scherhaftfestigkeit

a) für jedes Bondingsystem der Einfluss der damit kombinierten Komposite, und
b) für jeden Komposittyp der Einfluss der Bondingsysteme

auf die Häufigkeit der drei Versagensmuster (adhäsive Frakturen, kohäsive Frakturen im Dentin, kohäsive Frakturen im Komposit) ermittelt. Unterschiede zwischen den einzelnen Kompositen innerhalb der einzelnen Bondingsystem-Gruppen sowie Unterschiede zwischen den einzelnen Bondingsystemen innerhalb der einzelnen Kompositgruppen wurden mit paarweisen Vergleichen nachgewiesen. Dabei wurde von der Statistiksoftware mithilfe der Bonferroni-Korrektur eine automatische Anpassung der Signifikanzwerte für multiple Tests vorgenommen.

2.7.4 Korrelation zwischen Scherhaftfestigkeit und Frakturtyp

Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsmessungen und die Häufigkeiten der verschiedenen Versagensmuster wurden mithilfe des Korrelationskoeffizienten nach Spearman auf mögliche Korrelationen zwischen den betreffenden Variablen überprüft.

3 Ergebnisse

3.1 Einfluss von Bondingsystem und Kompositttyp auf die Dentinhaftung

Tabelle 42: Übersichtstabelle mit Mittelwerten und Standardabweichungen (in Klammern) der Scherhaftfestigkeiten (in MPa) aller 32 Versuchsgruppen. Innerhalb einer Zeile/eines Bondingsystems sind die Mittelwerte der Kompositarten, die sich nicht signifikant unterscheiden, mit identischen Großbuchstaben gekennzeichnet (Tukey-Test; p=0,05). Innerhalb einer Spalte/einer Komposittyp sind die Mittelwerte der Bondingsysteme, die sich nicht signifikant unterscheiden, mit identischen Kleinbuchstaben gekennzeichnet (Tukey-Test; p=0,05).

	Komposittyp			
Bonding-system	**Lichthärtendes Microhybridkomposit**	**Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit**	**Dualhärtendes Komposit**	**Flow-Komposit/dual-härtendes Komposit**
OptiBond FL	Herculite XRV Ultra B 32,41 (8,19) c	SonicFill A 9,37 (11,30) b,c	CoreRestore 2 B 34,89 (11,58) d	Premise Flowable/ CoreRestore 2 B 40,67 (7,84) d
OptiBond XTR	Herculite XRV Ultra C 33,02 (9,00) c	SonicFill A 0,95 (2,79) a	CoreRestore 2 B 20,79 (9,78) b,c	Premise Flowable/ CoreRestore 2 B 17,85 (11,40) a,b
Clearfil Universal Bond	Clearfil Majesty Posterior B 20,71 (8,43) a,b	x-tra Fill* A 12,11 (5,78) c,d	Clearfil DC Core Plus A,B 18,06 (2,38) a,b,c	Clearfil Majesty ES Flow/ Clearfil DC Core Plus A,B 15,15 (6,81) a
iBond Universal	Venus Diamond B 18,86 (3,51) a	Venus Bulk Fill A 13,16 (2,92) c,d	CoreX Flow* A 13,49 (2,56) a,b	Venus Diamond Flow/ CoreX Flow* A,B 15,31 (3,04) a
Futurabond U	GrandioSO B 14,38 (8,46) a	x-tra Fill A 4,20 (4,13) a,b	Grandio Core Dual Cure B 15,36 (6,98) a,b	GrandioSO Heavy Flow/ Grandio Core Dual Cure C 26,63 (7,49) b,c
Scotchbond Universal	Filtek Supreme XTE A 22,62 (9,43) a,b,c	Filtek Bulk Fill Posterior B 30,83 (4,35) f	CoreX Flow* A 21,46 (3,25) b,c	Filtek Supreme XTE Flow/ CoreX Flow* B 30,34 (2,73) c
Adhese Universal	Tetric EvoCeram C 30,92 (5,05) b,c	Tetric EvoCeram Bulk Fill B 24,06 (2,20) e,f	Multicore Flow A 9,37 (3,92) a	Tetric Evo Flow/ Multicore Flow C 30,81 (3,07) c
Prime&Bond XP	CeramX Mono+ A 24,26 (8,85) a,b,c	SDR A 19,12 (5,68) d,e	CoreX Flow A 26,07 (5,41) c,d	X-Flow/ CoreX Flow B 34,15 (4,41) c,d

Tabelle 42 zeigt die Mittelwerte und Standardabweichungen für alle 32 Versuchsgruppen in der Übersicht. Aus der Tabelle gehen außerdem sowohl die Unterschiede zwischen den Bondingsystemen innerhalb der jeweiligen Komposittypen hervor, als auch die Unterschiede zwischen den verschiedenen Komposittypen innerhalb der einzelnen Bondingsysteme. Auf diese Detailaspekte wird weiter unten eingegangen.

Die zweifaktorielle Varianzanalyse bestätigte zunächst einen stark signifikanten Einfluss sowohl des Bondingsystems als auch des Komposittyps auf die gemessene Dentinhaftung (jeweils p=0,000). Darüber hinaus zeigte sich eine stark signifikante Wechselwirkung zwischen den beiden Faktoren Bondingsystem und Komposittyp (Tabelle 43).

Tabelle 43: Ergebnis der zweifaktoriellen Varianzanalyse im Ausgabeformat von IBM SPSS Statistics.

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sigifikanz
Korrigiertes Modell	28042,525	31	904,598	20,218	p=0,000
Konstanter Term	145075,597	1	145075,597	3242,538	p=0,000
Bondingsystem	9000,236	7	1285,748	28,737	p=0,000
Komposittyp	7098,306	3	2366,102	52,884	p=0,000
Bondingsystem * Komposittyp	11943,984	21	568,761	12,712	p=0,000
Fehler	12885,515	288	44,741		
Gesamt	186003,637	320			
Korrigierte Gesamtvariation	40928,040	319			

An die zweifaktorielle Varianzanalyse schlossen sich für eine vergleichende Einschätzung der untersuchten Bondingsysteme bzw. der verwendeten Komposittypen multiple Mittelwertvergleiche mit dem Tukey-Test an. Dabei wurden für einen orientierenden Vergleich der Bondingsysteme die Messwerte für alle vier Komposittypen gepoolt (jeweils n=40; Tabelle 44), ebenso für den orientierenden

Vergleich der Komposittypen die Messwerte für alle acht Bondingsysteme (jeweils n=80; Tabelle 4). Die in den Tabellen 44 und 45 dargestellten Vergleiche der Bondingsysteme bzw. der Komposittypen haben keinen beweisenden, sondern lediglich orientierenden Charakter, da zwischen den beiden unabhängigen Variablen eine stark signifikante Wechselwirkung nachgewiesen wurde. Demnach wirkte sich das verwendete Komposit nicht auf alle untersuchten Bondingsysteme in gleicher Weise aus und umgekehrt.

Tabelle 44: Orientierender Vergleich der untersuchten Bondingsysteme in Bezug auf die Dentinhaftung (ohne Differenzierung nach den einzelnen Komposittypen) mithilfe des Tukey-Tests (p=0,05) im Anschluss an die zweifaktorielle Varianzanalyse. Mittelwerte (in MPa) aus jeweils n=40 Messungen.

Bondingsystem	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		a	b	c
Futurabond U	40	15,14		
iBond Universal	40	15,20		
Clearfil Universal Bond	40	16,51		
OptiBond XTR	40	18,15		
Adhese Universal	40		23,79	
Prime&Bond XP	40		25,90	25,90
Scotchbond Universal	40		26,31	26,31
OptiBond FL	40			29,34
Signifikanz (p-Wert)		0,474	0,696	0,299

In Bezug auf die untersuchten Bondingsysteme ergaben sich drei Signifikanzgruppen (Tabelle 44): eine Gruppe mit relativ niedrigen Haftwerten (Futurabond U, iBond Universal, Clearfil Universal Bond und OptiBond XTR), eine mit mittleren Werten (Adhese Universal, Prime&Bond XP und Scotchbond Universal) und eine mit vergleichsweise hohen Werten (Prime&Bond XP, Scotchbond Universal und OptiBond FL). Prime&Bond XP und Scotchbond Universal erscheinen in den Signifikanzgruppen zwei und drei, was bedeutet, dass

sie sich weder von Adhese Universal (MW 23,79 MPa) noch von OptiBond FL (MW 29,34 MPa) signifikant unterschieden.

Auch in Bezug auf die untersuchten Komposittypen ließen sich die Mittelwerte in drei Signifikanzgruppen einteilen (Tabelle 45): Die Bulk-Komposite bildeten mit einem Mittelwert von 14,23 MPa die Gruppe mit den niedrigsten Haftwerten. Die lichthärtenden Microhybridkomposite (MW 24,45 MPa) bildeten zusammen mit der Kombination aus Flow-Komposit und Dual-Cure-Komposit (MW 26,36 MPa) die Signifikanzgruppe mit den höchsten Haftwerte. Die Dual-Cure-Komposite bildeten mit einem Mittelwert von 19,94 MPa die mittlere Signifikanzgruppe.

Tabelle 45: Orientierender Vergleich der verwendeten Komposittypen in Bezug auf die Dentinhaftung (ohne Differenzierung nach den einzelnen Bondingsystemen) mithilfe des Tukey-Tests (p=0,05) im Anschluss an die zweifaktorielle Varianzanalyse. Mittelwerte (in MPa) aus jeweils n=80 Messungen.

Komposittyp	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		A	B	C
Lichthärtende Bulk-Fill-Komposite	80	14,23		
Dualhärtende Komposite	80		19,94	
Lichthärtende Microhybridkomposite	80			24,65
Flow-Komposite/dualhärtende Komposite	80			26,36
Signifikanz (p-Wert)		1,000	1,000	0,367

Aufgrund der signifikanten Wechselwirkungen zwischen den unabhängigen Variablen Bondingsystem und Komposittyp mussten der Einfluss des Bondingsystems für jeden einzelnen Komposittyp und umgekehrt der Einfluss des Komposittyps für jedes einzelne Bondingsystem separat betrachtet werden. Hierfür wurden multiple Mittelwertvergleiche mit dem Tukey-Test durchgeführt (Tabelle 42):

a) für jedes Bondingsystem zur Identifizierung signifikanter Unterschiede zwischen den Kompositttypen und
b) für jeden Kompositttyp zur Identifizierung signifikanter Unterschiede zwischen den Bondingsystemen.

Die Ergebnisse dieser Vergleiche werden in den nächsten Abschnitten beschrieben.

3.2 Einfluss der Komposite auf die Wirksamkeit der Haftvermittler

Im Folgenden wird dargestellt, wie der Kompositttyp die Scherhaftwerte der

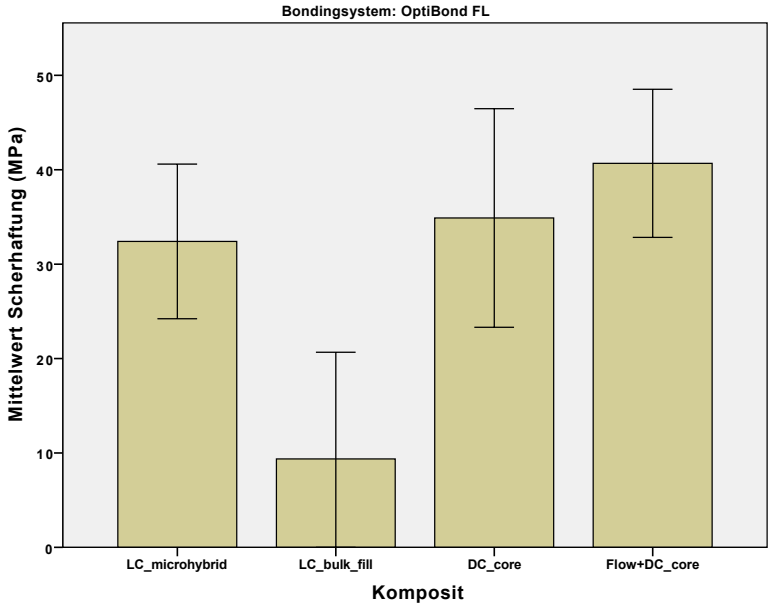

Abbildung 9: Dentinhaftfestigkeit von OptiBond FL auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Herculite XRV Ultra, LC_bulk_fill: SonicFill, DC_core: CoreRestore 2, Flow+DC_core: Premise Flowable/CoreRestore 2. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

einzelnen Bondingsysteme beeinflusste. Das heißt, es werden die einzelnen Zeilen der Übersichtstabelle (Tabelle 42) betrachtet.

OptiBond FL (OFL)

Die Ergebnisse von OptiBond FL (Abb. 9) lassen sich in zwei Signifikanzgruppen einteilen. Bei Verwendung des Bulk-Fill-Komposits SonicFill ergab sich mit 9,37 MPa der mit Abstand niedrigste Mittelwert. Dagegen unterschieden sich die drei übrigen Kompositttypen nicht signifikant voneinander. Die Kombination Premise Flowable/CoreRestore2 (FL + DC) erzielte mit 40,67 MPa den höchsten Mittelwert.

Tabelle 46: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Bondingsystems OptiBond FL (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK_ lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05	
		A	B
BLK (SonicFill)	10	9,37	
LC (Herculite XRV Ultra)	10		32,41
DC (CoreRestore 2)	10		34,89
FL + DC (Premise Flowable/CoreRestore 2)	10		40,67
Signifikanz (p-Wert)		1,000	0,258

Prime&Bond XP (PBX)

Auch bei Prime&Bond XP (Abb. 10) lassen sich die Mittelwerte in zwei Signifikanzgruppen aufteilen (Tabelle 47). Der Mittelwert für die Kombination FL + DC (X-Flow/CoreX Flow) war mit 34,15 MPa signifikant höher als die Mittelwerte der Gruppen LC (CeramX mono+), BLK (SDR) und DC (CoreX Flow, Prime&Bond XP in Kombination mit Self-Cure-Aktivator), die sich nicht signifikant voneinander unterschieden.

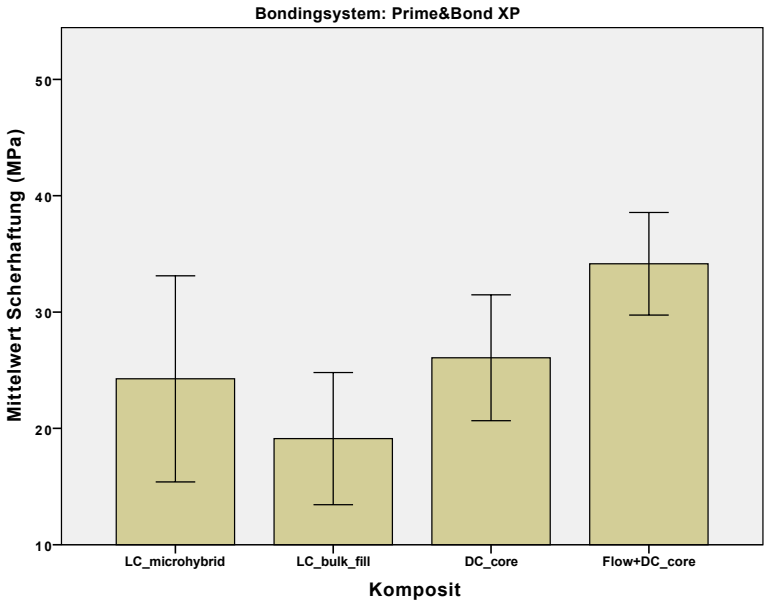

Abbildung 10: Dentinhaftfestigkeit von Prime&Bond XP auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: CeramX Mono+, LC_bulk_fill: SDR, DC_core: CoreX Flow, Flow+DC_core: X-Flow/CoreX Flow. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 47: Einfluss des Kompositttyps bei Verwendung des Bondingsystems Prime&Bond XP (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05	
		A	B
BLK (SDR)	10	19,12	
LC (CeramX Mono+)	10	24,26	
DC (CoreX Flow)	10	26,07	
FL + DC (X-Flow/CoreX Flow)	10		34,15
Signifikanz (p-Wert)		0,083	1,000

<u>OptiBond XTR (OXT)</u>

Wie aus Tabelle 48 hervorgeht, war bei OptiBond XTR (Abb. 11) eine mittlere Signifikanzgruppe mit dem dualhärtenden Aufbaukomposit (MW 20,79 MPa) und der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (MW 17,85 MPa) zu beobachten. Diese unterschied sich sowohl signifikant von dem Bulk-Fill-

Komposit SonicFill (MW 0,95 MPa) als auch von dem lichthärtenden Microhybridkomposit Herculite XRV Ultra (MW 33,02 MPa).

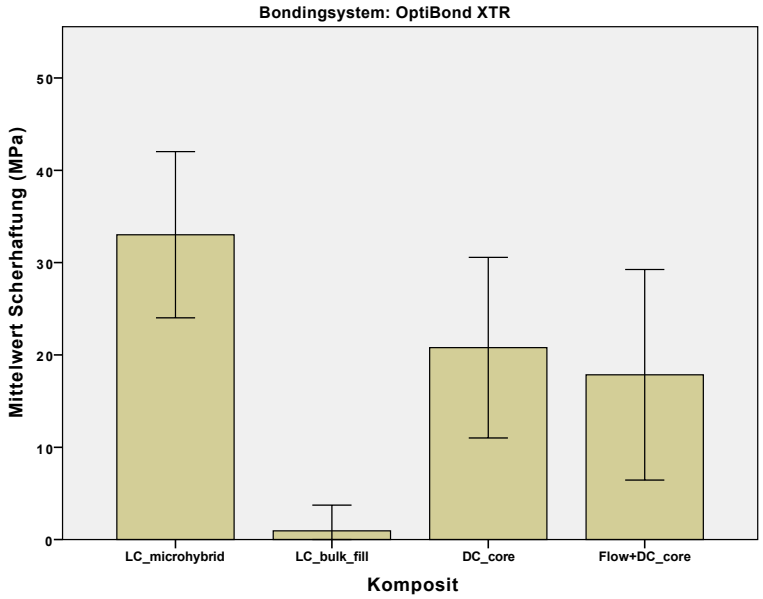

Abbildung 11: Dentinhaftfestigkeit von OptiBond XTR auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Herculite XRV Ultra, LC_bulk_fill: SonicFill, DC_core: CoreRestore 2, Flow+DC_core: Premise Flowable/CoreRestore 2. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 48: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Bondingsystems OptiBond XTR (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		A	B	C
BLK (SonicFill)	10	0,95		
FL + DC (Premise Flowable/CoreRestore 2)	10		17,85	
DC (CoreRestore 2)	10		20,79	
LC (Herculite XRV Ultra)	10			33,02
Signifikanz (p-Wert)		1,000	0,879	1,000

Clearfil Universal Bond (CUB)

Bei Clearfil Universal Bond (Abb. 12) erzielte das Bulk-Fill-Komposit x-tra fil mit 12,11 MPa den niedrigsten und das lichthärtende Microhybridkomposit Clearfil Majesty Posterior mit 20,71 MPa den höchsten Mittelwert. Dieser Unterschied war statistisch signifikant. Die Mittelwerte für das dualhärtende Aufbaukomposit und für die Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit gehörten beiden Signifikanzgruppen an (Tabelle 49).

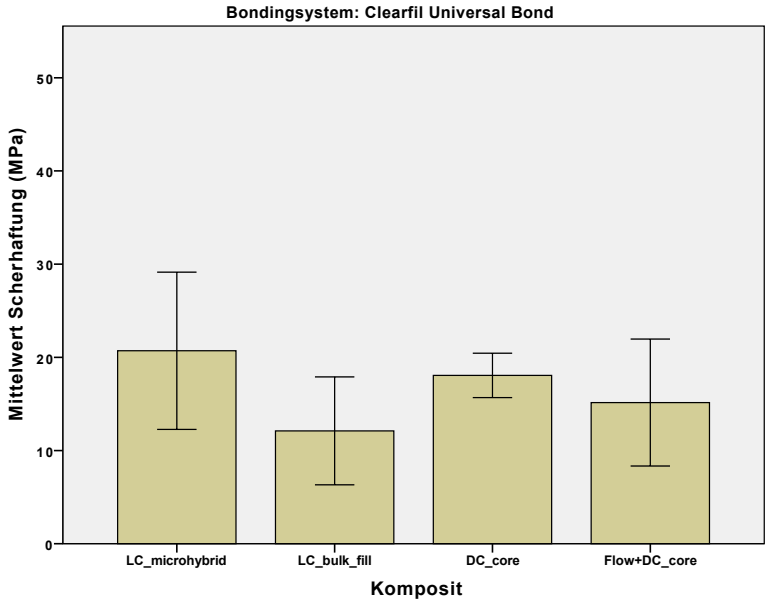

Abbildung 12: Dentinhaftfestigkeit von Clearfil Universal Bond auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Clearfil Majesty Posterior, LC_bulk_fill: x-tra Fill, DC_core: Clearfil DC Core Plus, Flow+DC_core: Clearfil Majesty ES Flow/Clearfil DC Core Plus. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 49: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Universaladhäsivs Clearfil Universal Bond (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05	
		A	B
BLK (x-tra Fill)	10	12,11	
FL + DC (Clearfil Majesty ES Flow/Clearfil DC Core Plus)	10	15,15	15,15
DC (Clearfil DC Core Plus)	10	18,06	18,06
LC (Clearfil Majesty Posterior)	10		20,71
Signifikanz (p-Wert)		0,164	0,212

iBond Universal (IBU)

Bei iBond Universal (Abb. 13) waren die Unterschiede zwischen den Kompositen auf einem insgesamt niedrigen Niveau nur schwach ausgeprägt (Tabelle 50). Als statistisch signifikant erwiesen sich nur die Unterschiede zwischen dem lichthärtenden Microhybridkomposit Venus Diamond (MW 18,86 MPa) und dem Bulk-Fill-Komposit Venus Bulk Fill (MW 13,16 MPa) bzw. dem dualhärtenden Aufbaukomposit CoreX Flow (MW 13,49 MPa).

Futurabond U (FBU)

Bei Futurabond U (Abb. 14) ergaben sich drei Signifikanzgruppen (Tabelle 51). Den niedrigsten Mittelwert erzielte mit 4,20 MPa das Bulk-Fill-Komposit x-tra fil. Die höchste Dentinhaftung wurde mit 26,63 MPa für die Kombination GrandioSO Heavy Flow/Grandio Core Dual Cure gemessen. Eine mittlere Signifikanzgruppe bildeten das lichthärtende Microhybridkomposit (MW 14,38 MPa) und das dualhärtende Aufbaukomposit (MW 15,36 MPa).

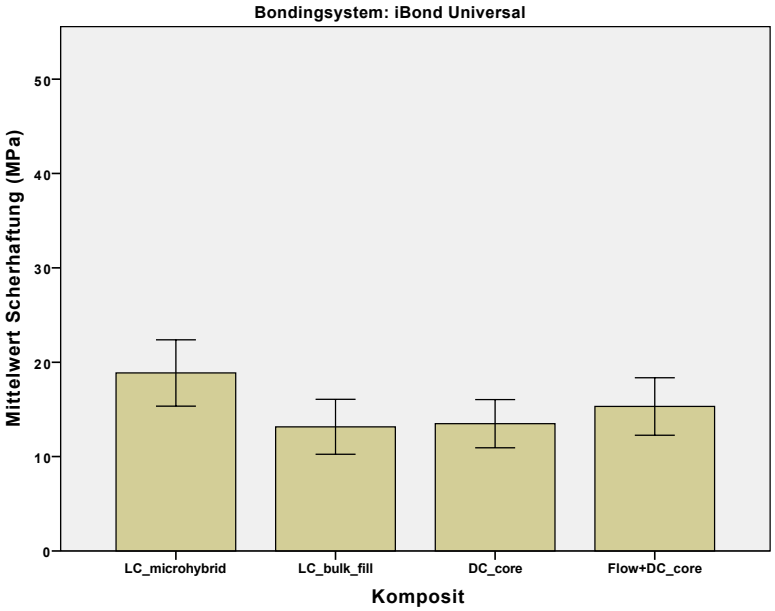

Abbildung 13: Dentinhaftfestigkeit von iBond Universal auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Venus Diamond, LC_bulk_fill: Venus Bulk Fill, DC_core: CoreX Flow, Flow+DC_core: Venus Diamond Flow/CoreX Flow. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 50: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Universaladhäsivs iBond Universal (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05	
		A	B
BLK (Venus Bulk Fill)	10	13,16	
DC (CoreX Flow)	10	13,49	
FL + DC (Venus Diamond Flow/CoreX Flow)	10	15,31	15,31
LC (Venus Diamond)	10		18,86
Signifikanz (p-Wert)		0,397	0,059

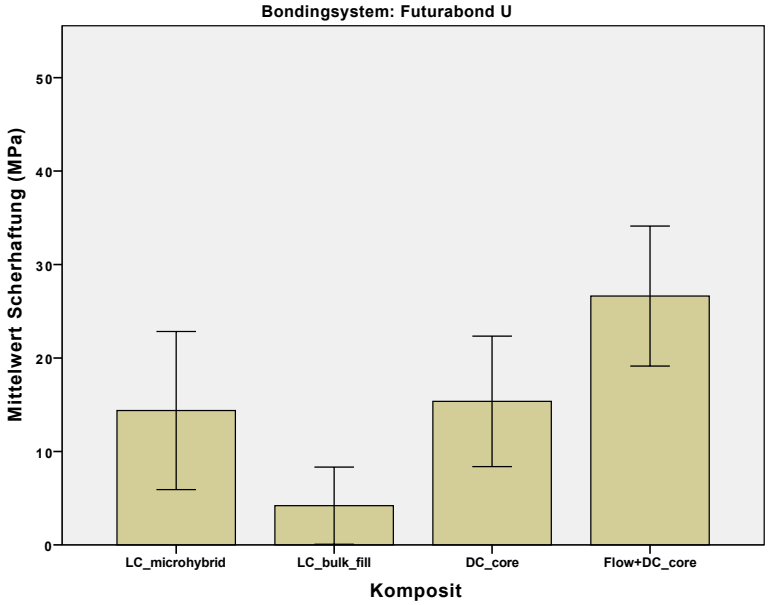

Abbildung 14: Dentinhaftfestigkeit Futurabond U auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: GrandioSO, LC_bulk_fill: x-tra Fill, DC_core: Grandio Core Dual Cure, Flow+DC_core: GrandioSO Heavy Flow/Grandio Core Dual Cure. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 51: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Universaladhäsivs Futurabond U (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		A	B	C
BLK (x-tra Fill)	10	4,20		
LC (GrandioSO)	10		14,38	
DC (Grandio Core Dual Cure)	10		15,36	
FL + DC (GrandioSO Heavy Flow/Grandio Core Dual Cure)	10			26,63
Signifikanz (p-Wert)		1,000	0,989	1,000

Scotchbond Universal (SBU)

Scotchbond Universal (Abb. 15) erzielte in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit (MW 30,34 MPa) und mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (MW 30,83 MPa) signifikant höhere Werte als mit dem

dualhärtenden Aufbaukomposit (MW 21,46 MPa) und dem lichthärtenden Microhybridkomposit (MW 22,62 MPa). Die Unterschiede zwischen den Gruppen DC und LC und zwischen den Gruppen BLK und FL + DC erwiesen sich als nicht signifikant (Tabelle 52).

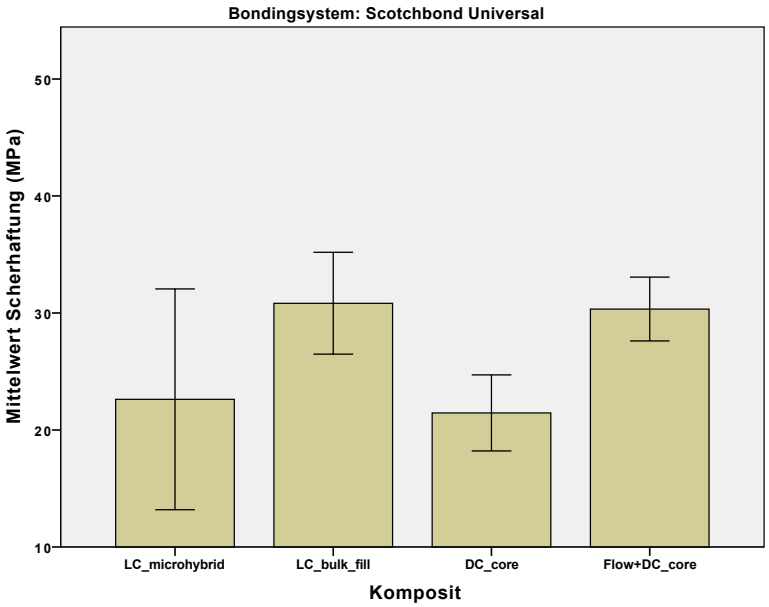

Abbildung 15: Dentinhaftfestigkeit von Scotchbond Universal auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Filtek Supreme XTE, LC_bulk_fill: Filtek Bulk Fill Posterior, DC_core: CoreX Flow, Flow+DC_core: Filtek Supreme XTE Flow/CoreX Flow. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 52: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Universaladhäsivs Scotchbond Universal (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05	
		A	B
DC (CoreX Flow)	10	21,46	
LC (Filtek Supreme XTE)	10	22,62	
FL + DC (Filtek Supreme XTE Flow/CoreX Flow	10		30,34
BLK (Filtek Bulk Fill Posterior)	10		30,83
Signifikanz (p-Wert)		0,967	0,997

Adhese Universal (AUB)

Bei Adhese Universal (Abb. 16) wurden in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit Tetric EvoCeram (MW 30,92 MPa) und der Kombination Tetric

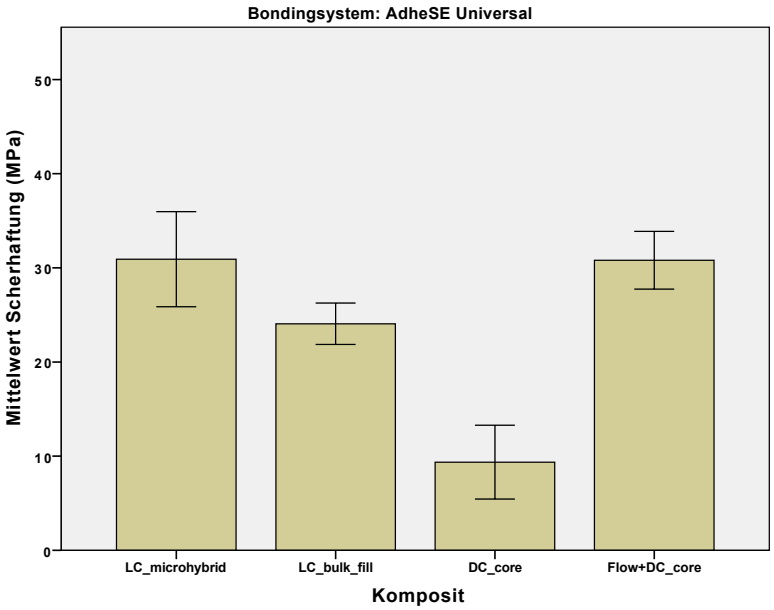

Abbildung 16: Dentinhaftfestigkeit von Adhese Universal auf Rinderdentin bei Verwendung verschiedener Komposite. LC_microhybrid: Tetric EvoCeram, LC_bulk_fill: Tetric EvoCeram Bulk Fill, DC_core: Multicore Flow, Flow+DC_core: Tetric Evo Flow/Multicore Flow. Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

EvoFlow/Multicore Flow (MW 30,81 MPa) signifikant höhere Mittelwerte registriert als mit den anderen beiden Gruppen (Tabelle 53). Das dualhärtende Aufbaukomposit Multicore Flow schnitt mit einem Mittelwert von 9,37 MPa mit den signifikant niedrigsten Haftwerten ab.

Tabelle 53: Einfluss des Komposittyps bei Verwendung des Universaladhäsivs Adhese Universal (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant. BLK lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit, LC lichthärtendes Microhybridkomposit, DC dualhärtendes Aufbaukomposit, FL + DC lichthärtendes Flow-Komposit in Kombination mit dualhärtendem Aufbaukomposit.

Komposit	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		A	B	C
DC (Multicore Flow)	10	9,37		
BLK (Tetric EvoCeram Bulk Fill)	10		24,06	
FL + DC (Tetric Evo Flow/Multicore Flow)	10			30,81
LC (Tetric EvoCeram)	10			30,92
Signifikanz (p-Wert)		1,000	1,000	1,000

3.3 Einfluss der Bondingsysteme bei verschiedenen Komposittypen

Im Folgenden wird betrachtet, welche Haftwerte die einzelnen Bondingsysteme in Verbindung mit den einzelnen Komposittypen erzielten.

3.3.1 Lichthärtende Microhybridkomposite (LC)

Bei den lichthärtenden Microhybridkompositen (Abb. 17) konnten drei Signifikanzgruppen identifiziert werden (Tabelle 54). Die Mittelwerte für Scotchbond Universal (22,62 MPa) und Prime&Bond XP (24,26 MPa) unterschieden sich weder signifikant vom niedrigsten (Futurabond U; 14,38 MPa) noch vom höchsten Mittelwert (OptiBond XTR; 33,02 MPa). Dafür waren die Mittelwerte für OptiBond XTR (33,02 MPa), OptiBond FL (32,41 MPa) und Adhese Universal (30,92 MPa) signifikant höher als die für iBond Universal (18,86 MPa) und Futurabond U (14,38 MPa).

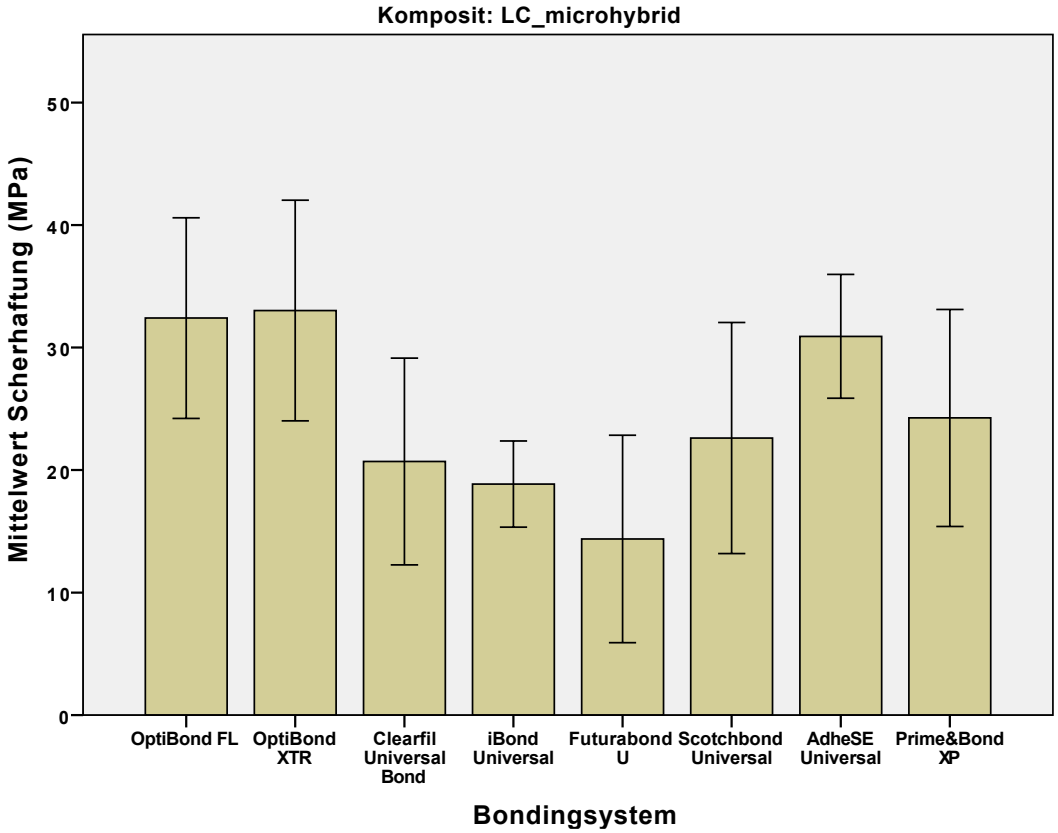

Abbildung 17: Dentinhaftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme auf Rinderdentin bei Verwendung in Kombination mit lichthärtenden Microhybridkompositen (LC_microhybrid). Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 54: Einfluss des Bondingsystems auf die Dentinhaftung bei Anwendung in Kombination mit lichthärtenden Microhybridkompositen (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant.

Bondingsystem	N	Untergruppe für Alpha = 0,05		
		a	b	c
Futurabond U	10	14,38		
iBond Universal	10	18,86		
Clearfil Universal Bond	10	20,71	20,71	
Scotchbond Universal	10	22,62	22,62	22,62
Prime&Bond XP	10	24,26	24,26	24,26
Adhese Universal	10		30,92	30,92
OptiBond FL	10			32,41
OptiBond XTR	10			33,02
Signifikanz (p-Wert)		0,110	0,088	0,077

3.3.2 Bulk-Fill-Komposite (BLK)

Tabelle 55 gibt einen Überblick über statistisch signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Bondingsystemen bei deren Anwendung in Kombination mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen (Abb. 18). Insgesamt ergab sich ein inhomogenes Bild mit sechs unterschiedlichen Signifikanzgruppen.

Tabelle 55: Einfluss des Bondingsystems auf die Dentinhaftung bei Anwendung in Kombination mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant.

Bondingsystem	N	Untergruppe für Alpha = 0,05					
		a	b	c	d	e	f
OptiBond XTR	10	0,95					
Futurabond U	10	4,20	4,20				
OptiBond FL	10		9,37	9,37			
Clearfil Universal Bond	10			12,11	12,11		
iBond Universal	10			13,16	13,16		
Prime&Bond XP	10				19,12	19,12	
Adhese Universal	10					24,06	24,06
Scotchbond Universal	10						30,83
Signifikanz (p-Wert)		0,896	0,447	0,798	0,111	0,506	0,138

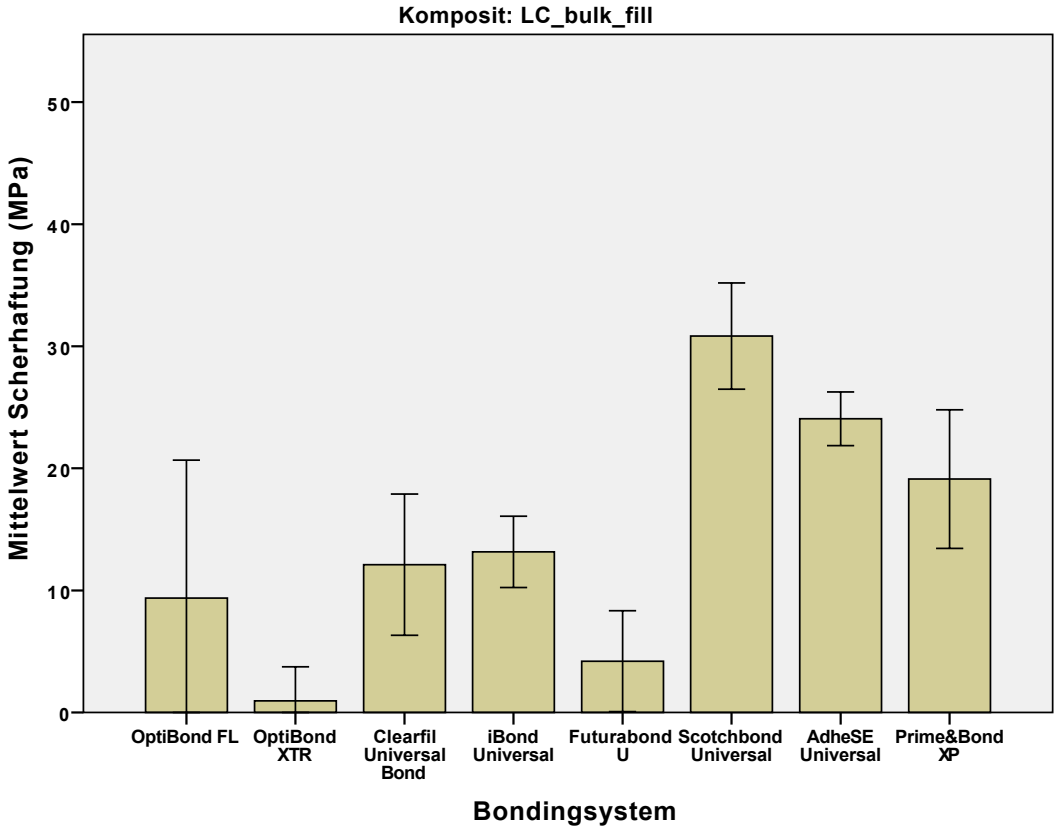

Abbildung 18: Dentinhaftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme auf Rinderdentin bei Verwendung in Kombination mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen (LC_bulk_fill). Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Scotchbond Universal erzielte mit einem Mittelwert von 30,83 MPa die höchsten und OptiBond XTR mit einem Mittelwert von 0,95 MPa die niedrigsten Haftwerte. Zwischen Adhese Universal (MW 24,06 MPa) und Scotchbond Universal (MW 30,83 MPa) bestand kein signifikanter Unterschied. Futurabond U schnitt mit einem Mittelwert von 4,20 MPa nicht signifikant besser ab als OptiBond XTR (MW 0,95 MPa). Prime&Bond XP (MW 19,12 MPa) zeigte weder im Vergleich zu Adhese Universal (24,06 MPa) noch zu iBond Universal (MW 13,16 MPa) bzw. Clearfil Universal Bond (MW 12,11 MPa) einen signifikanten Unterschied. Dagegen war der Mittelwert für Adhese Universal (24,06 MPa) signifikant höher als die Mittelwerte für iBond Universal (13,16 MPa) und Clearfil Universal Bond (12,11 MPa).

3.3.3 Dualhärtende Aufbaukomposite (DC)

In der Gruppe der dualhärtenden Komposite (Abb. 19) ergaben sich bezüglich der Unterschiede zwischen den Bondingsystemen vier Signifikanzgruppen (Tabelle 56). OptiBond FL erzielte mit einem Mittelwert von 34,89 MPa signifikant höhere Haftfestigkeiten als alle anderen Bondingsysteme mit Ausnahme von Prime&Bond XP. Adhese Universal erzielte mit einem Mittelwert von 9,37 MPa die niedrigste Haftfestigkeit. Prime&Bond XP (MW 26,07 MPa) zeigte signifikant höhere Werte als iBond Universal (MW 13,49 MPa) und Futurabond U (MW 15,36 MPa).

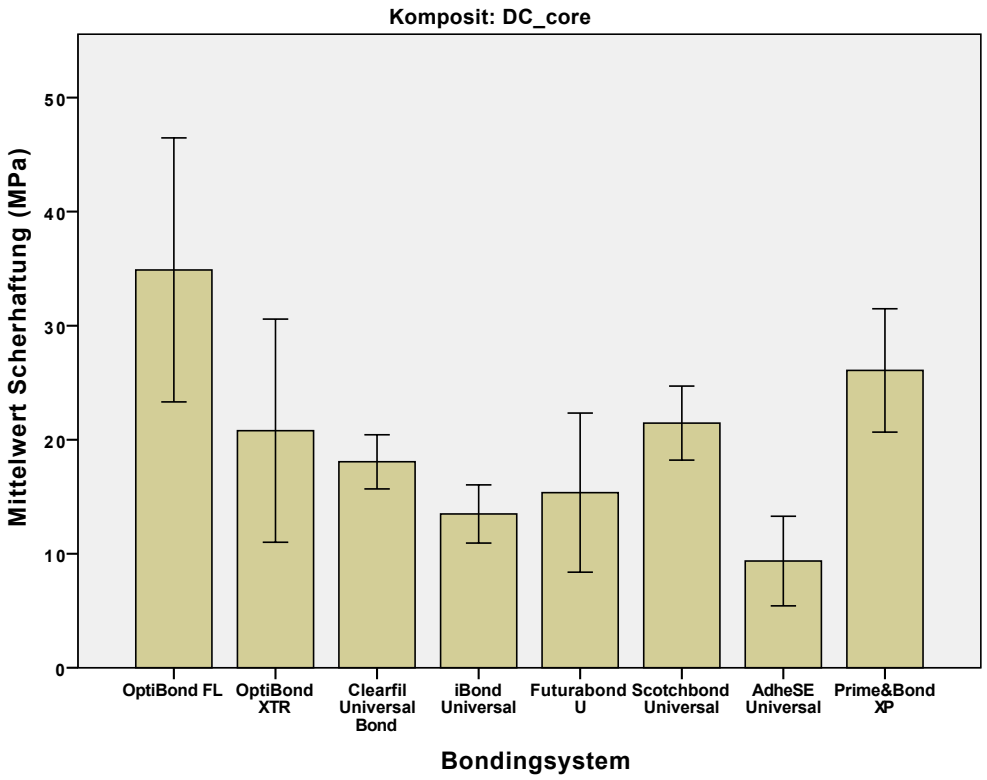

Abbildung 19: Dentinhaftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme auf Rinderdentin bei Verwendung in Kombination mit dualhärtenden Aufbaukompositen (DC_core). Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 56: Einfluss des Bondingsystems auf die Dentinhaftung bei Anwendung in Kombination mit dual-härtenden Aufbaukompositen (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant.

Bondingsystem	N	Untergruppe für Alpha = 0,05			
		a	b	c	d
Adhese Universal	10	9,37			
iBond Universal	10	13,49	13,49		
Futurabond U	10	15,36	15,36		
Clearfil Universal Bond	10	18,06	18,06	18,06	
OptiBond XTR	10		20,79	20,79	
Scotchbond Universal	10		21,46	21,46	
Prime&Bond XP	10			26,07	26,07
OptiBond FL	10				34,90
Signifikanz (p-Wert)		0,076	0,136	0,132	0,069

3.3.4 Dualhärtende Aufbaukomposite mit Flow-Lining (FL + DC)

Bei Verwendung der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit ließen sich die untersuchten Bondingsysteme in vier Signifikanzgruppen einteilen (Tabelle 57). Den höchsten Mittelwert erzielte OptiBond FL mit 40,67 MPa. Dieser war signifikant höher als bei alle anderen Bondingsystemen mit Ausnahme von Prime&Bond XP, das mit einem Mittelwert von 34,15 MPa zur gleichen Signifikanzgruppe gehörte. Die niedrigsten Werte erreichten Clearfil Universal Bond (MW 15,15 MPa) und iBond Universal (MW 15,31 MPa), die damit signifikant schlechter abschnitten als alle anderen Bondingsysteme mit Ausnahme von OptiBond XTR (MW 17,85 MPa). Außer den Etch-and-Rinse-Systemen OptiBond FL und Prime&Bond XP erzielten auch die Universaladhäsive Futurabond U (MW 26,63 MPa), Scotchbond Universal (MW 30,34 MPa) und Adhese Universal (MW 30,81 MPa) vergleichsweise hohe Haftwerte in Verbindung mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit.

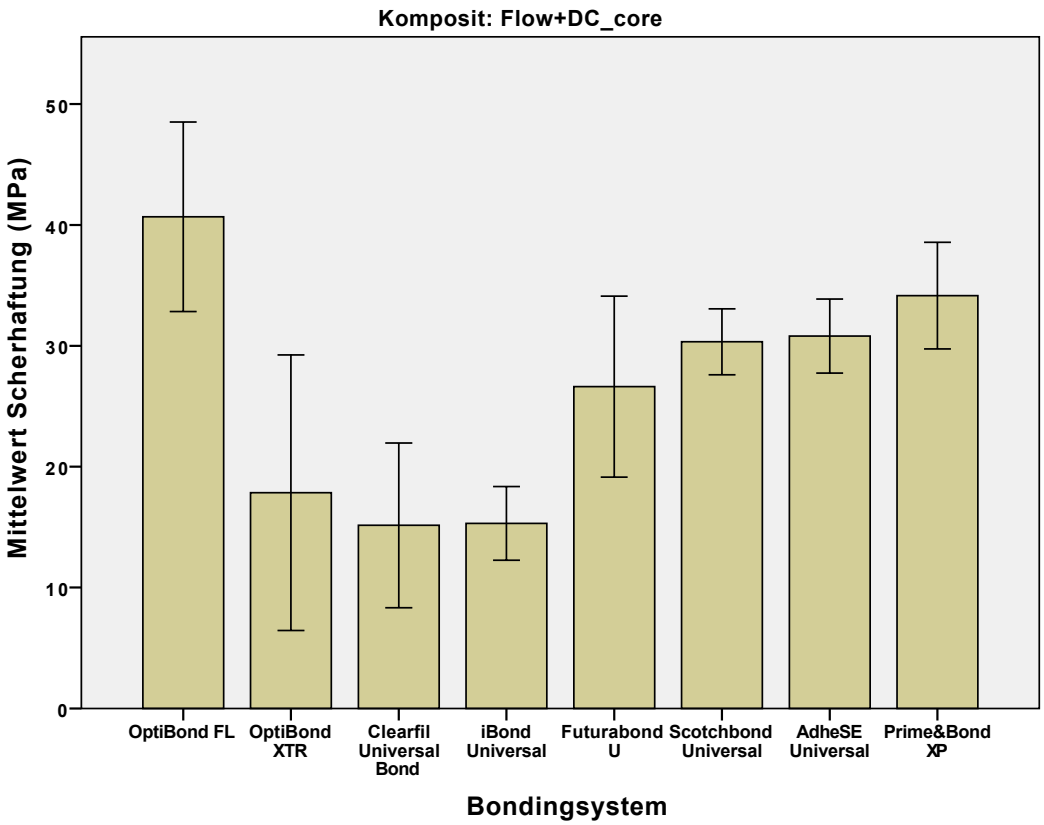

Abbildung 20: Dentinhaftfestigkeit der untersuchten Bondingsysteme auf Rinderdentin bei Verwendung in Kombination mit dualhärtenden Aufbaukompositen nach vorherigem Lining mit Flow-Komposit (Flow+DC_core). Säulendiagramm mit Mittelwerten und Standardabweichungen.

Tabelle 57: Einfluss des Bondingsystems auf die Dentinhaftung bei Anwendung in Kombination mit dualhärtenden Aufbaukompositen nach vorherigem Lining mit einem lichthärtenden Flow-Komposit (Tukey-Test). Mittelwerte (MPa) derselben Signifikanzgruppe unterscheiden sich nicht signifikant.

Bondingsystem	N	Untergruppe für Alpha = 0,05			
		a	b	c	d
Clearfil Universal Bond	10	15,15			
iBond Universal	10	15,31			
OptiBond XTR	10	17,85	17,85		
Futurabond U	10		26,63	26,63	
Scotchbond Universal	10			30,34	
Adhese Universal	10			30,81	
Prime&Bond XP	10			34,15	34,15
OptiBond FL	10				40,67
Signifikanz (p-Wert)		0,982	0,066	0,179	0,341

3.4 Ergebnisse der Frakturanalyse

3.4.1 Allgemeines

Adhäsivfrakturen waren das mit Abstand dominierende Versagensmuster in allen Versuchsgruppen. Im Vergleich dazu traten Kohäsivfrakturen im Dentin und Kohäsivfrakturen im Komposit deutlich in den Hintergrund. Die Tabellen 58 bis 65 zeigen die Medianwerte sowie die Maximal- und Minimalwerte für alle 32 Versuchsgruppen.

Tabelle 58: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von Optibond FL.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
OptiBond FL	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	77,5000	20,00	7,5000
		Min	40,00	,00	,00
		Max	95,00	40,00	20,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	85,00	,00	,00
		Max	100,00	15,00	5,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,000	p=0,000	p=0,007

Tabelle 59: Ergebnisse der Frakturanalyse im Stereoauflichtmikroskop von Prime&Bond XP.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
Prime&Bond XP	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	92,5000	2,5000	,00
		Min	75,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	10,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	85,00	,00	,00
		Max	100,00	15,00	5,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	97,5000	,00	,00
		Min	75,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	20,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	90,00	2,5000	5,00
		Min	60,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	30,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,068	p=0,156	p=0,106

Tabelle 60: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von OptiBond XTR.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
OptiBond XTR	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	30,00	,00	,00
		Max	100,00	30,00	40,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	5,00	,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,0
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,370	p=0,269	p=0,284

Tabelle 61: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von Clearfil Universal Bond.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
Clearfil Universal Bond	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	100,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,237	p=1,000	p=0,237

Tabelle 62: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von iBond Universal.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
iBond Universal	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	100,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	100,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,562	p=1,000	p=0,562

Tabelle 63: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von Futurabond U.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
Futurabond U	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	90,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	10,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	100,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	95,00	,00	5,00
		Min	90,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	10,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	95,00	,00	5,00
		Min	80,00	,00	,00
		Max	100,00	5,00	20,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,007	p=0,392	p=0,018

Tabelle 64: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von Scotchbond Universal.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
Scotchbond Universal	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	92,5000	,00	5,00
		Min	60,00	,00	,00
		Max	100,00	30,00	25,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	97,5000	2,5000	,00
		Min	55,00	,00	,00
		Max	100,00	25,00	20,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	95,00	,00	5,00
		Min	85,00	,00	,00
		Max	100,00	10,00	10,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	95,00	2,5000	,00
		Min	75,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	5,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,567	p=0,677	p=0,043

Tabelle 65: Ergebnisse der Frakturanalysen im Stereoauflichtmikroskop von AdheSE Universal.

Bondingsystem	Komposit		Adhäsiv-frakturen (%)	Kohäsiv-frakturen Dentin (%)	Kohäsiv-frakturen Komposit (%)
AdheSE Universal	Lichthärtendes Microhybrid-komposit	N	10	10	10
		Median	82,5000	5,00	5,00
		Min	70,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	20,00
	Lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit	N	10	10	10
		Median	90,00	,00	7,5000
		Min	75,00	,00	,00
		Max	100,00	20,00	25,00
	Dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	100,00	,00	,00
		Min	95,00	,00	,00
		Max	100,00	,00	5,00
	Flow-Komposit/ dualhärtendes Aufbaukomposit	N	10	10	10
		Median	92,5000	5,00	,00
		Min	60,00	,00	,00
		Max	100,00	40,00	15,00
Einfluss der Komposits (Kruskal-Wallis-Test)			p=0,006	p=0,039	p=0,012

3.4.2 Adhäsivfrakturen

Einfluss des Komposittyps auf den Anteil an Adhäsivfrakturen

Abbildung 22 zeigt in einem Boxplot-Diagramm die prozentualen Flächenanteile mit adhäsivem Versagensmuster in Abhängigkeit von den untersuchten Bondingsystemen und den damit kombinierten Komposittypen. Die Bedeutung der einzelnen Elemente der Boxplot-Darstellung ist in Abbildung 21 erklärt.

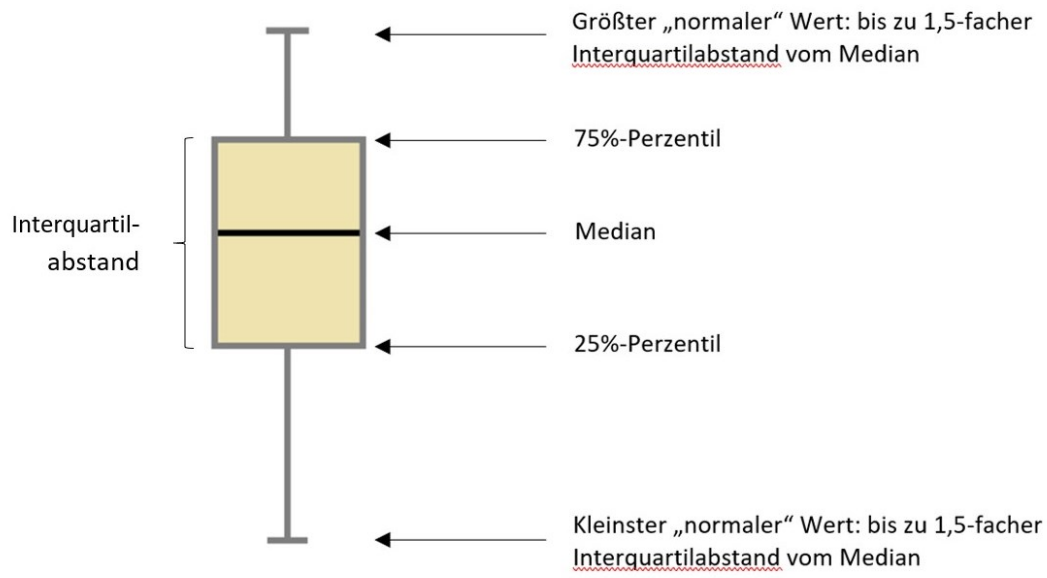

Abbildung 21: Erläuterung zu den Boxplot-Darstellungen in den Abbildungen 22, 23 und 24.

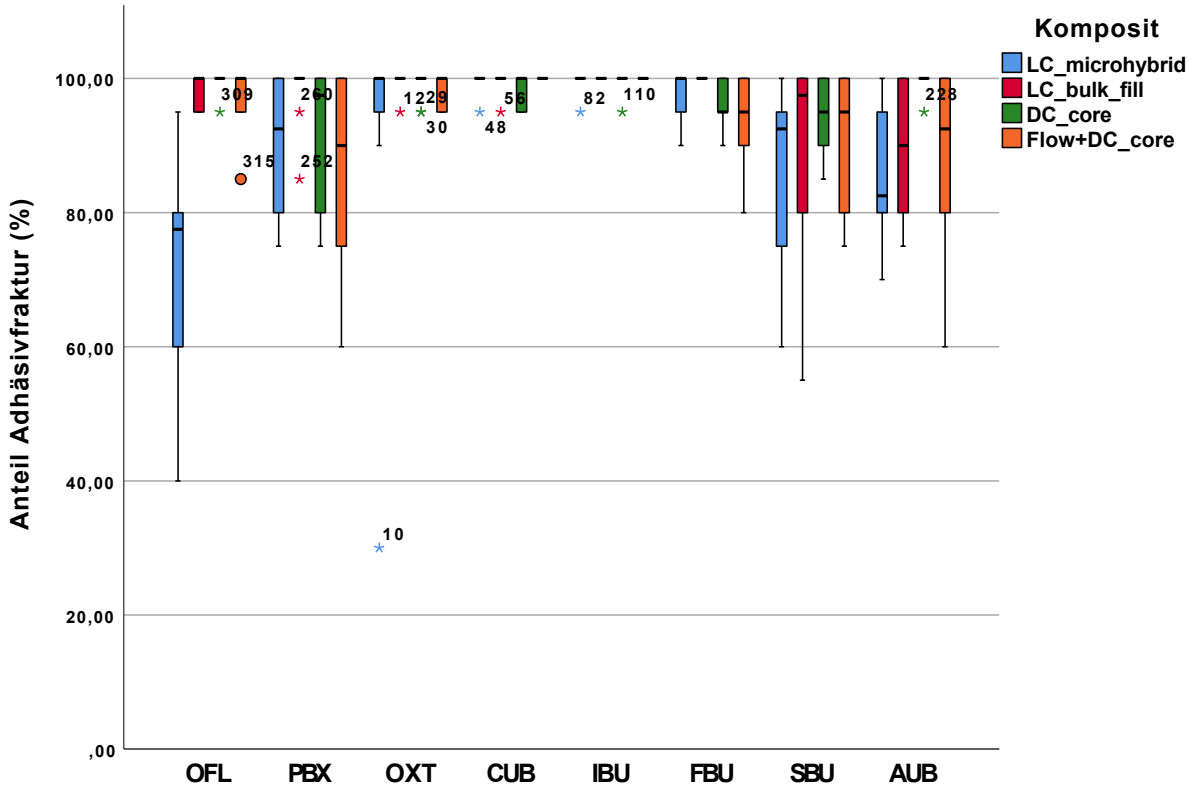

Abbildung 22: Flächenanteile (%) mit adhäsivem Versagen in Abhängigkeit vom Bondingsystem und den damit kombinierten Kompositttypen (Boxplot-Darstellung). OFL (OptiBond FL), PBX (Prime&Bond XP), OXT (OptiBond XTR), CUB (Clearfil Universal Bond), IBU (iBond Universal), FBU (Futurabond U), SBU (Scotchbond Universal), AUB (Adhese Universal Bond), LC_microhybrid (konventionelles lichthärtendes Komposit), LC_bulk_fill (lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit), DC_core (dualhärtendes Komposit), Flow+DC_core (Kombinationsgruppe aus fließfähigem und dualhärtendem Komposit).

Bei OptiBond FL war der Einfluss des Komposits auf den Anteil an Adhäsivfrakturen stark signifikant (p=0,000). Adhäsivfrakturen traten in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (Herculite XRV Ultra) signifikant weniger häufig auf als in Verbindung mit den anderen drei Kompositttypen.

Im Fall von Prime&Bond XP war der Einfluss des Kompositttyps auf die Häufigkeit von Adhäsivfrakturen nicht signifikant (p=0,068), obwohl diese bei Verwendung des Bulk-Fill-Komposits etwas häufiger in Erscheinung traten als bei den anderen drei Kompositttypen.

Bei OptiBond XTR, Clearfil Universal Bond und iBond Universal traten fast ausschließlich Adhäsivfrakturen in Erscheinung ohne signifikante Unterschiede zwischen den Kompositttypen.
Auch bei Futurabond U dominierte überwiegend der adhäsive Frakturtyp, wobei der Anteil in Verbindung mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Komposit signifikant geringer war als in Kombination mit dem Bulk-Fill-Komposit (p=0,007).

Scotchbond Universal zeigte ebenfalls überwiegend ein adhäsives Versagensmuster, lag damit allerdings unter dem Niveau anderer Adhäsive wie OptiBond XTR und Clearfil Universal Bond oder iBond Universal.

Auch Adhese Universal zeigte im Vergleich zu den o.g. Adhäsiven erkennbar geringere Anteile an Adhäsivfrakturen, die allerdings in der Gruppe mit dem dualhärtenden Komposit stark dominierten. Der Unterschied zwischen diesem und dem lichthärtenden Microhybridkomposit war signifikant (p=0,003).

Einfluss des Bondingsystems auf den Anteil an Adhäsivfrakturen

In der Gruppe der lichthärtenden Microhybridkomposite ergab der Kruskal-Wallis-Test einen starken signifikanten Einfluss der Bondingsysteme auf die Häufigkeit von Adhäsivfrakturen (p=0,000). OptiBond FL zeigte signifikant weniger Adhäsivfrakturen als OptiBond XTR (p=0,034), Futurabond U (p=0,003), Clearfil Universal Bond (p=0,000) und iBond Universal (p=0,000). Ferner wiesen Proben mit Adhese Universal signifikant weniger Adhäsivbrüche auf als Proben mit Clearfil Universal Bond (p=0,014) und iBond Universal (p=0,014). Alle anderen paarweisen Vergleiche ließen keine signifikanten Unterschiede erkennen.

In der Gruppe der lichthärtenden Bulk-Fill-Komposite ließ sich mit dem Kruskal-Wallis-Test (p=0,002) ebenfalls ein signifikanter Einfluss der Bondingsysteme auf die Prävalenz von Adhäsivfrakturen belegen. Konkrete signifikante Unterschiede zwischen den Bondingsystemen konnten mithilfe paarweiser Vergleiche identifiziert werden: Bei Verwendung von Adhese Universal traten signifikant häufiger Adhäsivfrakturen auf als bei iBond Universal und Futurabond U (jeweils p=0,02). Die übrigen paarweisen Vergleiche ergaben keine signifikanten Unterschiede.

Auch in der Gruppe der dualhärtenden Aufbaukomposite wies der Kruskal-Wallis-Test einen signifikanten Einfluss der Bondingsysteme auf die Häufigkeit von Adhäsivfrakturen nach (p=0,004). Allerdings ließen sich durch paarweise Vergleiche keine konkreten Unterschiede zwischen den Bondingsystemen auf dem Signifikanzniveau von p=0,05 nachweisen. Am markantesten waren die Unterschiede zwischen iBond Universal, Adhese Universal und OptiBond FL einerseits mit jeweils sehr hohen Anteilen an Adhäsivfrakturen und Scotchbond Universal andererseits deutlich weniger Adhäsivfrakturen (jeweils p=0,091).

In der Gruppe mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit wurde ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Bondingsystems nachgewiesen (Kruskal-Wallis-Test, p=0,000). Prime&Bond XP wies die geringsten Anteile an Adhäsivfrakturen auf, unterschied sich darin signifikant aber nur von Clearfil Universal Bond und iBond Universal (jeweils p=0,015).

3.4.3 Kohäsivfrakturen im Dentin

Einfluss des Kompositttyps auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Dentin

Abbildung 23 zeigt die prozentualen Flächenanteile mit Kohäsivfrakturen im Dentin in Abhängigkeit von den untersuchten Bondingsystemen und den damit kombinierten Kompositttypen.

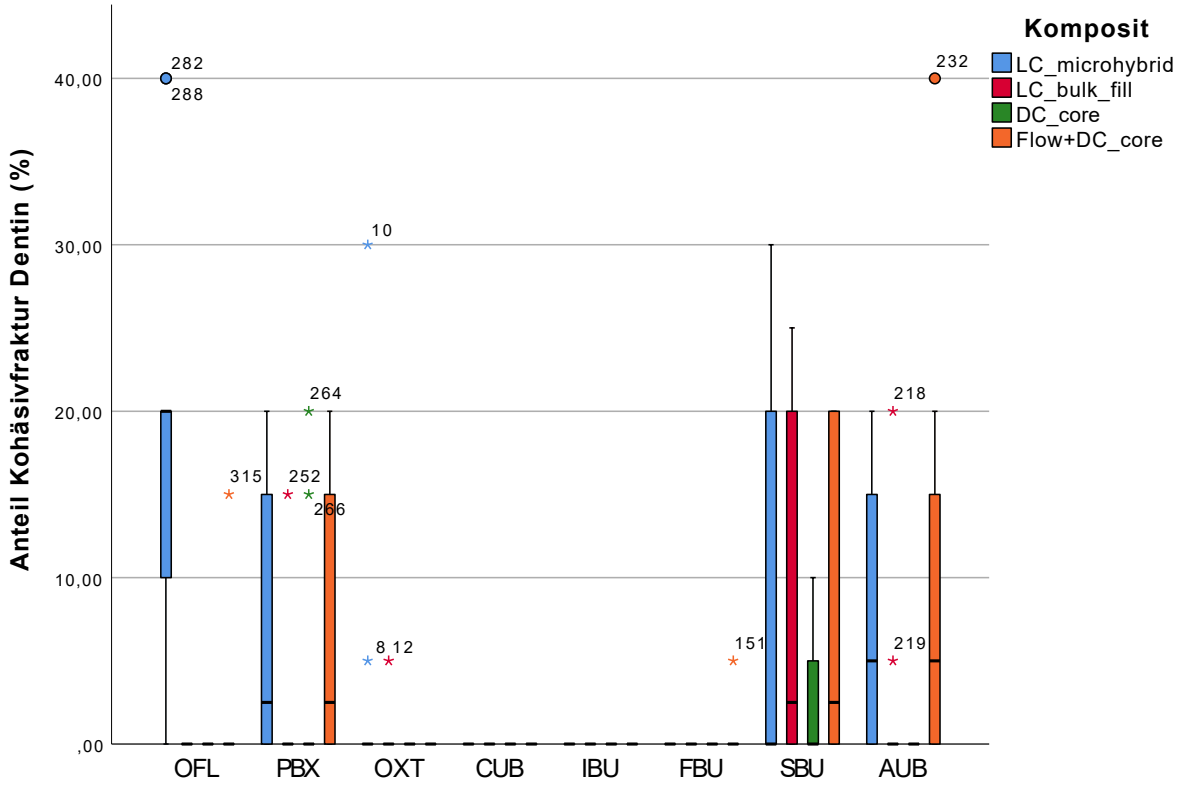

Abbildung 23: Flächenanteile (%) mit kohäsivem Versagen im Dentin in Abhängigkeit vom Bondingsystem und den damit kombinierten Kompositttypen (Boxplot-Darstellung). OFL (OptiBond FL), PBX (Prime&Bond XP), OXT (OptiBond XTR), CUB (Clearfil Universal Bond), IBU (iBond Universal), FBU (Futurabond U), SBU (Scotchbond Universal), AUB (Adhese Universal Bond), LC_microhybrid (konventionelles lichthärtendes Komposit), LC_bulk_fill (lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit), DC_core (dualhärtendes Komposit), Flow+DC_core (Kombinationsgruppe aus fließfähigem und dualhärtendem Komposit).

Ein signifikanter Einfluss des verwendeten Kompositttyps auf das Auftreten von Kohäsivfrakturen im Dentin bei den einzelnen Bondingsystems wurde lediglich bei OptiBond FL (Kruskal-Wallis-Test, p=0,000) und Adhese Universal (Kruskal-Wallis-Test, p=0,039) beobachtet. Bei allen anderen Bondingsystemen waren die Anteile an Kohäsivfrakturen im Dentin unabhängig vom verwendeten Kompositttyp.

OptiBond FL zeigte in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit signifikant mehr Kohäsivfrakturen im Dentin (Median: 20%) als in Verbindung mit den anderen Kompositttypen (Kruskal-Wallis-Test; BLK und DC: p=0,000; FL + DC: p=0,001). Bei Verwendung von Adhese Universal zeigte das dualhärtende Aufbaukomposit mehr Kohäsivfrakturen im Dentin als das lichthärtende Microhybrid (p=0,099) und die Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (p=0,102), wobei diese Unterschiede im paarweisen Vergleich nicht signifikant waren.

Einfluss des Bondingsystems auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Dentin

In der Gruppe der lichthärtenden Microhybridkomposite ergab der Kruskal-Wallis-Test stark signifikante Einflüsse des verwendeten Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Dentin (Kruskal-Wallis-Test; p=0,000). OptiBond FL zeigte in dieser Kompositgruppe die größten Anteile an Kohäsivfrakturen im Dentin (Median: 20%) und unterschied sich damit signifikant von Futurabond U (p=0,001), OptiBond XTR (p=0,049), iBond Universal (0,001) und Clearfil Universal Bond (p=0,001), deren Proben allesamt keine oder nur vereinzelte Kohäsivfrakturen im Dentin aufwiesen.

In der Gruppe der lichthärtenden Bulk-Fill-Komposite ließ sich mit dem Kruskal-Wallis-Test ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Bondingsystems auf die Prävalenz von Kohäsivfrakturen im Dentin belegen (Kruskal-Wallis-Test; p=0,004). In Verbindung mit einem Bulk-Fill-Komposit traten Kohäsivfrakturen im Dentin am häufigsten, wenn auch absolut betrachtet selten, bei Verwendung von Scotchbond Universal auf. Die Unterschiede zwischen Scotchbond Universal und den anderen Bondingsystemen war statistisch signifikant im Fall von Clearfil Universal Bond, iBond Universal, Futurabond U und OptiBond FL (Kruskal-Wallis-Test; jeweils p=0,010).

Auch in der Gruppe der dualhärtenden Aufbaukomposite wies der Kruskal-Wallis-Test einen signifikanten Einfluss des Bondingsystems auf das Auftreten von Kohäsivfrakturen im Dentin nach (Kruskal-Wallis-Test; p=0,022), indem diese bei Scotchbond Universal häufiger beobachtet wurden als bei den anderen Bondingsystemen. Allerdings fiel die Signifikanz dieses Effekts deutlich schwächer aus als bei den Kompositgruppen mit Lichthärtung. So ergab dann auch keiner der paarweisen Vergleiche einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen einzelnen Bondingsystemen.

In der Gruppe mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Dentin (Kruskal-Wallis-Test, p=0,001). Dieses Frakturmuster trat bei den Universaladhäsiven Scotchbond Universal und Adhese Universal sowie bei dem Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-System Prime&Bond XP häufiger auf als bei den anderen Bondingsystemen, allerdings ließ sind durch die paarweisen Vergleiche in keinem Fall ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen einzelnen Bondingsystemen identifizieren.

3.4.4 Kohäsivfrakturen im Komposit

Einfluss des Kompositttyps auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit

Die Anteile des Versagensmusters „Kohäsivfraktur im Komposit“ an den Trennflächen ist als Boxplot-Grafik in Abbildung 24 dargestellt. Ein signifikanter Einfluss des Komposits auf die Prävalenz von Kohäsivfrakturen im Komposit in den einzelnen Bondingsystem-Gruppen ließ sich für OptiBond FL, Futurabond U, Scotchbond Universal und Adhese Universal (Kruskal-Wallis-Test; $p<0,05$) nachweisen.

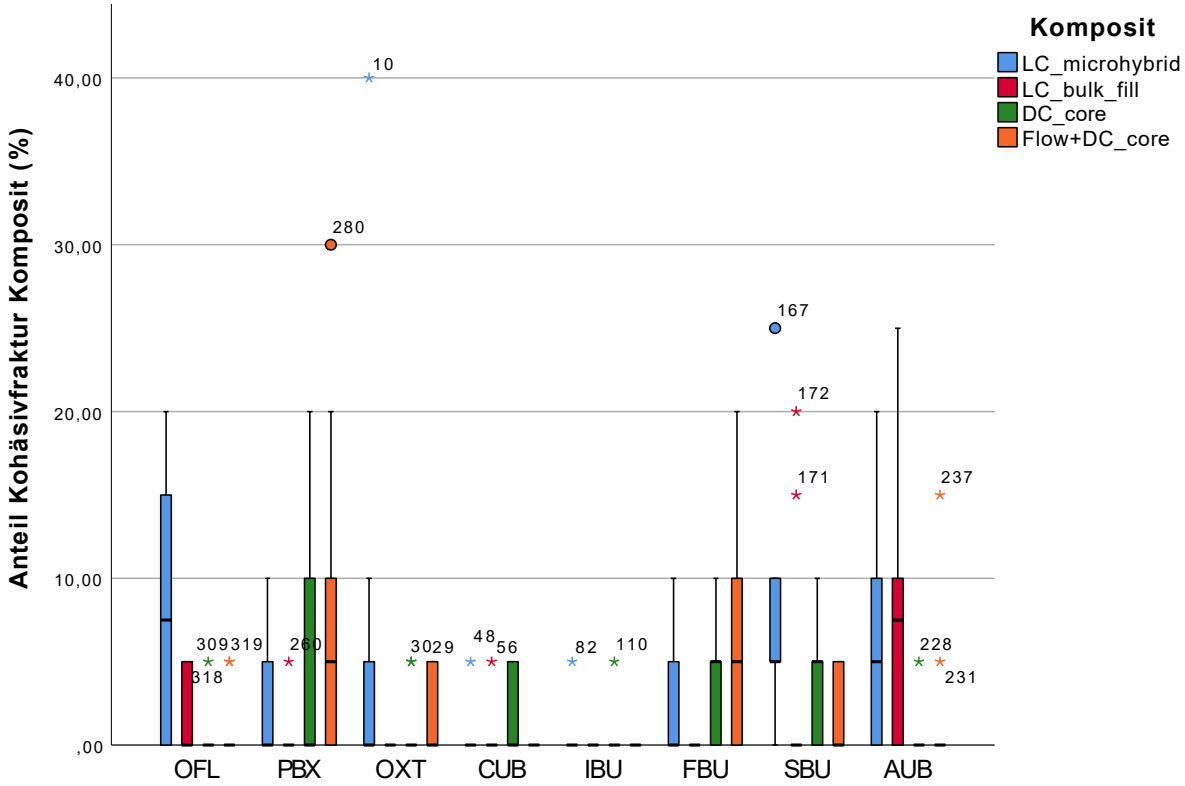

Abbildung 24: Flächenanteile (%) mit kohäsivem Versagen im Komposit in Abhängigkeit vom Bondingsystem und den damit kombinierten Kompositypen (Boxplot-Darstellung). OFL (OptiBond FL), PBX (Prime&Bond XP), OXT (OptiBond XTR), CUB (Clearfil Universal Bond), IBU (iBond Universal), FBU (Futurabond U), SBU (Scotchbond Universal), AUB (Adhese Universal Bond), LC_microhybrid (konventionelles lichthärtendes Komposit), LC_bulk_fill (lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit), DC_core (dualhärtendes Komposit), Flow+DC_core (Kombinationsgruppe aus fließfähigem und dualhärtendem Komposit).

Dagegen hatte der Kompositтyp bei Prime&Bond XP, OptiBond XTR, Clearfil Universal Bond und iBond Universal keinen signifikanten Einfluss auf das Auftreten von Kohäsivfrakturen im Komposit.

Bei OptiBond FL ließ sich ein signifikanter Einfluss des Kompositтyps auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit bestätigen (Kruskal-Wallis-Test; p=0,007). Am häufigsten wurden Kohäsivfrakturen in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit beobachtet (Median: 7,5%). Damit unterschied sich diese Kompositgruppe, wie paarweise Vergleiche ergaben, signifikant von dem dualhärtenden Aufbaukomposit (p=0,009) und von der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (p=0,033).

Auch im Falle von Futurabond U wurde ein signifikanter Einfluss des Kompositтyps auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit nachgewiesen (Kruskal-Wallis-Test; p=0,018). Während bei Verwendung des Bulk-Fill-Komposits keine Kohäsivfrakturen im Komposit auftraten, wurden mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (Median: 5%) signifikant höhere Anteile

dieses Frakturmusters gefunden (p=0,024). Der Unterschied zwischen dem Bulk-Fill-Komposit und dem dualhärtenden Aufbaukomposit war trotz desselben Medianwerts (5%) statistisch nicht signifikant (p=0,075).

Bei Scotchbond Universal wurden in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit und mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit kaum kohäsive Frakturen im Komposit beobachtet. Dieses Frakturmuster war am häufigsten in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (Median: 5%) bzw. dem dualhärtenden Aufbaukomposit (Median: 5%) vertreten. Damit ließ sich zwar ein signifikanter Einfluss des Komposittyps auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit bestätigen (Kruskal-Wallis-Test; p=0,043), konkrete signifikante Unterschiede zwischen einzelnen Komposittypen konnten in den paarweisen Vergleichen jedoch nicht nachgewiesen werden.

Auch bei Adhese Universal ließ sich ein signifikanter Einfluss des Komposits auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit bestätigen (Kruskal-Wallis-Test; p=0,012). Dieses Frakturmuster trat am häufigsten in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (Median: 5%) bzw. dem Bulk-Fill-Komposit (Median: 7,5%) auf. In Verbindung mit dem dualhärtenden Aufbaukomposit und mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit wurden Kohäsivfrakturen im Komposit nicht oder nur in sehr geringem Umfang gefunden. In den paarweisen Vergleichen ergab sich ein signifikanter Unterschied jedoch nur zwischen jedoch nur zwischen dem lichthärtenden Microhybridkomposit und dem dualhärtenden Aufbaukomposit (p=0,049), während der Unterschied zwischen dem dualhärtenden Aufbaukomposit und dem Bulk-Fill-Komposit aufgrund der stärkeren Schwankung der Messwerte in dieser Gruppe nicht signifikant bestätigt werden konnte (p=0,078).

<u>Einfluss des Bondingsystems auf den Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit</u>

In der Gruppe der lichthärtenden Microhybridkomposite ergab der Kruskal-Wallis-Test (p=0,002) einen signifikanten Einfluss des Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Komposit. Das Frakturmuster war bei Verwendung von OptiBond FL am häufigsten vertreten (Median: 7,5%) und in geringerem Umfang auch bei Scotchbond Universal (Median: 5%) und Adhese Universal (Median: 5%).

Die Unterschiede zwischen diesen drei Bondingsystemen einerseits und anderen Bondingsystemen, bei denen Kohäsivfrakturen im Komposit nicht oder kaum auftraten, andererseits (Clearfil Universal Bond, iBond Universal), waren zwar erkennbar (Tabellen 58 bis 65, Abbildung 24), konnten jedoch durch paarweise Vergleiche nicht signifikant bestätigt werden.

In der Gruppe der lichthärtenden Bulk-Fill-Komposite ließ sich mit dem Kruskal-Wallis-Test (p=0,002) ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Komposit belegen. Am häufigsten traten Kohäsivfrakturen im Komposit bei Adhese Universal in Erscheinung (Median: 7,5%). Damit unterschied sich Adhese Universal signifikant von den Bondingsystemen OptiBond XTR, iBond Universal und Futurabond U (jeweils p=0,005), sowie von Clearfil Universal Bond und Prime&Bond XP (jeweils p=0,038).

Auch in der Gruppe der dualhärtenden Aufbaukomposite wies der Kruskal-Wallis-Test (p=0,029) einen, wenn auch schwachen, signifikanten Einfluss des Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Komposit nach. Hier zeigten Futurabond U und Scotchbond Universal (Median: jeweils 5%) die meisten Anteile an Kohäsivfrakturen im Komposit. Allerdings ergaben die paarweisen Vergleiche keine signifikanten Unterschiede zwischen einzelnen Bondingsystemen.

In der Gruppe mit der Kombination Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Bondingsystems auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Komposit (Kruskal-Wallis-Test; p=0,004). Dieses Frakturmuster war bei Futurabond U und Prime&Bond XT am häufigsten zu beobachten (Median: jeweils 5%), während es bei iBond Universal und bei Clearfil Universal Bond überhaupt nicht gefunden wurde. In den paarweisen Vergleichen waren jedoch nur die Unterschiede zwischen Prime&Bond XT einerseits und iBond Universal und Clearfil Universal Bond signifikant (jeweils p=0,039), während die Unterschiede zwischen Futurabond U und iBond Universal bzw. Clearfil Universal Bond das gewählte Signifikanzniveau nicht erreichten (jeweils p=0,061).

3.4.5 Korrelationen zwischen Scherhaftfestigkeit und Frakturtyp

Korrelation zwischen der Scherhaftfestigkeit und der Prävalenz von Adhäsivfrakturen

Bei Einbeziehung aller 320 Proben bestand zwischen der gemessenen Scherhaftfestigkeit und dem im Stereoauflichtmikroskop beobachteten Auftreten von Adhäsivfrakturen auf den Frakturflächen eine signifikante negative Korrelation (Tabelle 66), d. h. die Anteile an Adhäsivfrakturen nahmen mit zunehmender Scherhaftfestigkeit ab (Abbildung 25).

*Tabelle 66: Korrelation zwischen der gemessenen Scherhaftfestigkeit und dem Auftreten des Versagensmusters „Adhäsive Fraktur“. **. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).*

			Scher-haftung	**Anteil Adhäsivfraktur (%)**
Spearman-Rho	Scherhaftung	Korrelationskoeffizient	1,000	-,397**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	320	320
	Anteil Adhäsivfraktur (%)	Korrelationskoeffizient	-,397**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	320	320

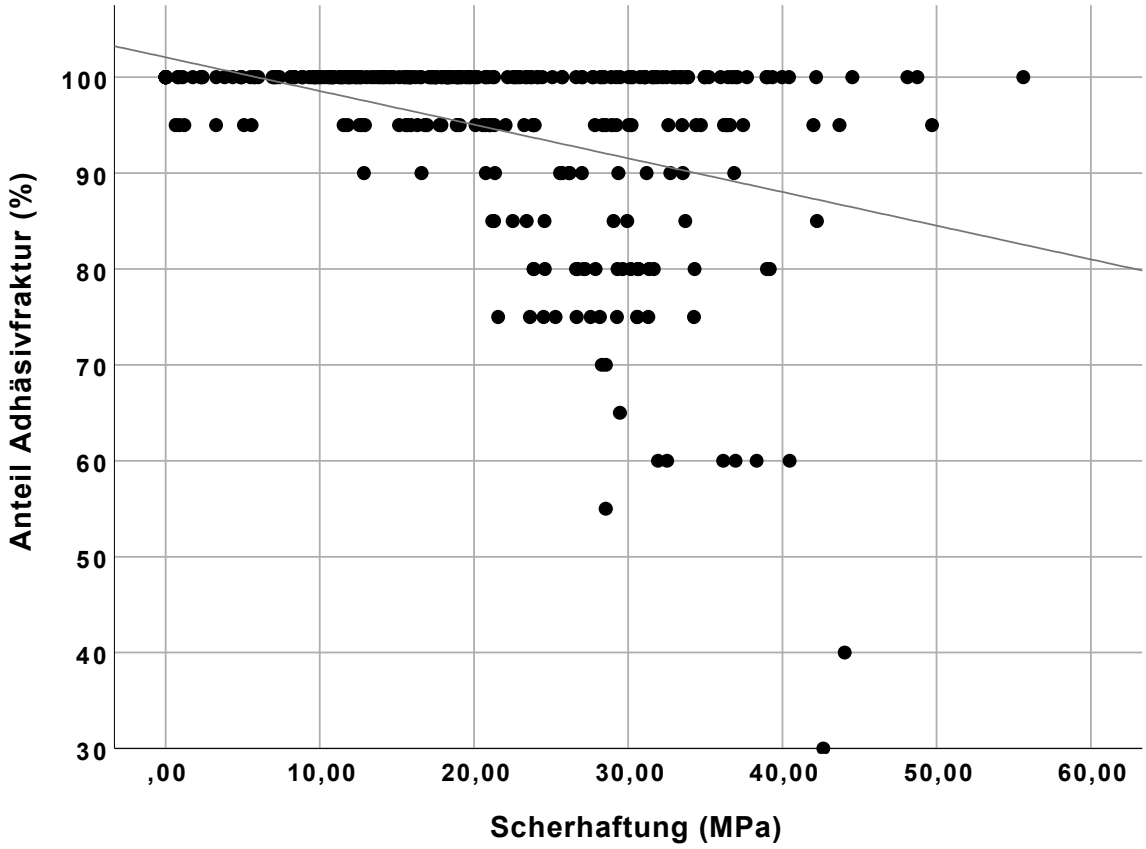

Abbildung 25: Zusammenhang zwischen der gemessenen Scherhaftung und dem Anteil des Versagensmusters „Adhäsive Fraktur" für alle 320 getesteten Proben. Streudiagramm mit Ausgleichgerade.

Bei isolierter Betrachtung der einzelnen Versuchsgruppen (jeweils n=10) fand sich eine signifikante Korrelation zwischen der Haftfestigkeit und dem Anteil an Adhäsivfrakturen nur bei dem Universaladhäsiv Scotchbond Universal in Kombination mit dem lichthärtenden Bulk-Fill-Komposit (r_{Sp}=0,793; p=0,006), während sich die in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit beobachtete negative Korrelation (r_{Sp}=-0,593; p=0,071) nicht signifikant bestätigen ließ.

<u>Korrelation zwischen der Scherhaftfestigkeit und der Prävalenz von Kohäsivfrakturen im Dentin</u>

Zwischen der gemessenen Scherhaftfestigkeit und dem im Stereoauflichtmikroskop beobachteten Auftreten von Kohäsivfrakturen im Dentin ließ sich eine signifikante positive Korrelation nachweisen (Tabelle 67). Mit zunehmender Scherhaftfestigkeit stiegen die Anteile an Kohäsivfrakturen im Dentin an (Abbildung 26).

*Tabelle 67: Korrelation zwischen der gemessenen Scherhaftfestigkeit und dem Auftreten des Versagensmusters „Kohäsive Fraktur im Dentin“. **. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).*

			Scherhaftung	Anteil Kohäsivfraktur Dentin (%)
Spearman-Rho	Scherhaftung	Korrelationskoeffizient	1,000	,351**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	320	320
	Anteil Kohäsivfraktur Dentin (%)	Korrelationskoeffizient	,351**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	320	320

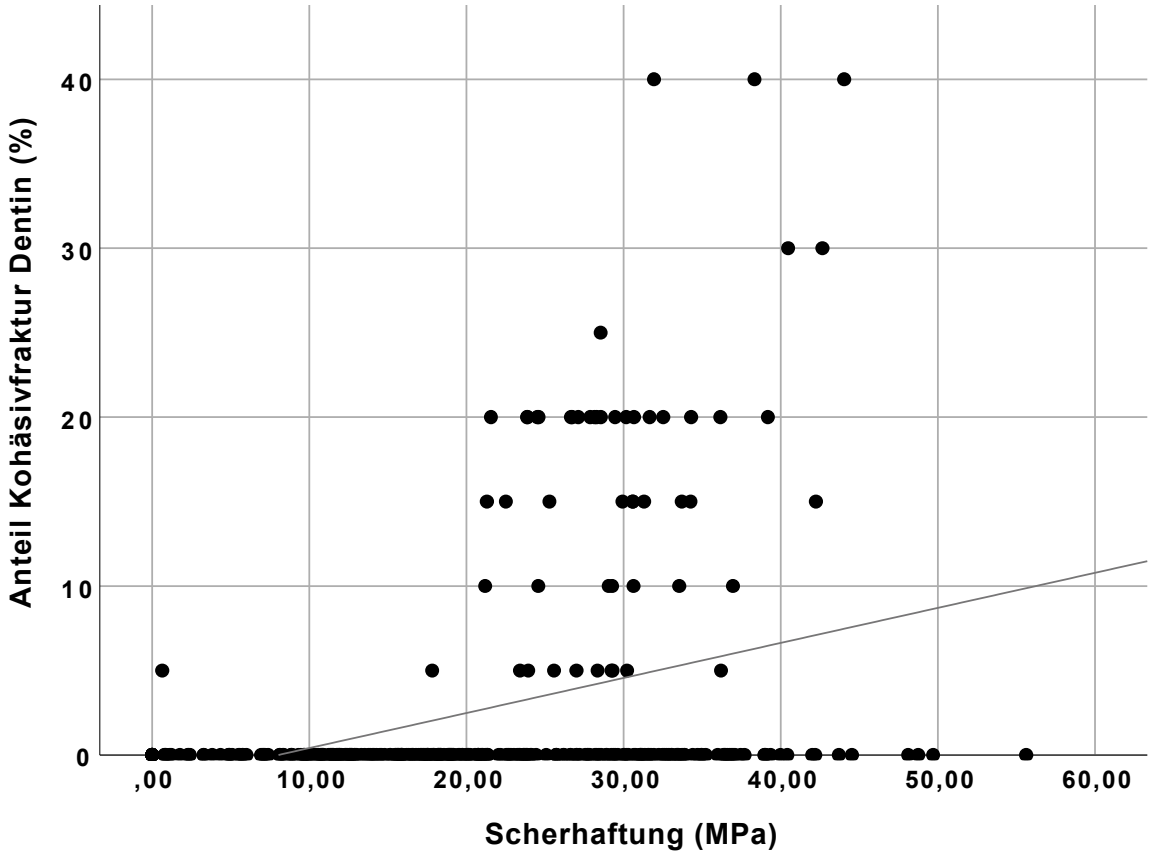

Abbildung 26: Zusammenhang zwischen der gemessenen Scherhaftung und dem Anteil des Versagensmusters „Kohäsive Fraktur im Dentin“ für alle 320 getesteten Proben. Streudiagramm mit Ausgleichgerade.

Bei isolierter Betrachtung der einzelnen Versuchsgruppen (jeweils n=10) ließ sich eine Korrelation zwischen der Haftfestigkeit und dem Anteil an Kohäsivfrakturen im Dentin nur bei Scotchbond Universal in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit (r_{Sp}=-0,846; p=0,002) und bei Adhese Universal in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (r_{Sp}=-0,859; p=0,001) signifikant bestätigen. Die positive Korrelation für das Zwei-Schritt-Universaladhäsiv OptiBond XTR in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit SonicFill (r_{Sp}=0,580) erwies sich dagegen als nicht signifikant (p=0,079).

Korrelation zwischen der Scherhaftfestigkeit und der Prävalenz von Kohäsivfrakturen im Komposit

Auch zwischen dem Auftreten von Kohäsivfrakturen im Komposit und der gemessenen Scherhaftfestigkeit zeigte sich eine signifikante positive Korrelation (Tabelle 68). Mit einer Zunahme der Scherhaftfestigkeit war demnach ein Anstieg der Anteile an Kohäsivfrakturen im Komposit verbunden (Abbildung 27).

*Tabelle 68: Korrelation zwischen der gemessenen Scherhaftfestigkeit und dem Auftreten des Versagensmusters „Kohäsive Fraktur im Komposit“. **. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).*

			Scherhaftung	**Anteil Kohäsivfraktur Komposit (%)**
Spearman-Rho	Scherhaftung	Korrelationskoeffizient	1,000	,278**
		Sig. (2-seitig)	.	,000
		N	320	320
	Anteil Kohäsivfraktur Komposit (%)	Korrelationskoeffizient	,278**	1,000
		Sig. (2-seitig)	,000	.
		N	320	320

Allerdings ergab die isolierte Betrachtung der einzelnen Versuchsgruppen (jeweils n=10) wiederum nur bei Scotchbond Universal einen signifikanten Zusammenhang, und zwar in Form einer negativen Korrelation in Verbindung mit der Kombination

Flow-Komposit/dualhärtendes Aufbaukomposit (r_{Sp}=-0,646; p=0,044). Bei Adhese Universal in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit verfehlte eine positive Korrelation (r_{Sp}=0,627; p=0,052) die Signifikanzgrenze knapp.

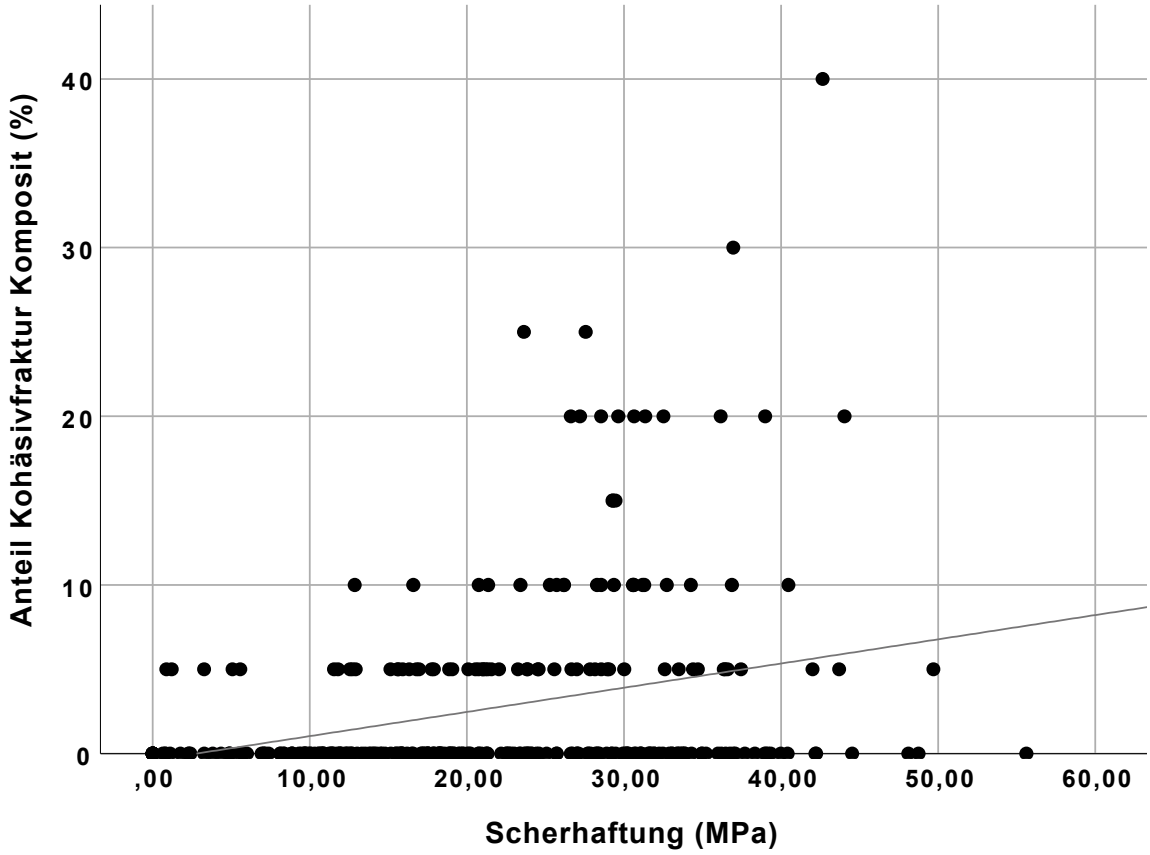

Abbildung 27: Zusammenhang zwischen der gemessenen Scherhaftung und dem Anteil des Versagensmusters „Kohäsive Fraktur im Komposit“ für alle 320 getesteten Proben. Streudiagramm mit Ausgleichgerade.

4 Diskussion

4.1 Methodenkritik

4.1.1 In-vitro-Studien in der dentalen Biomaterialforschung

Problematik klinischer Studien

Klinische Studien weisen zwar einen höheren Evidenzgrad auf als In-vitro-Studien, sind allerdings auch deutlich aufwändiger. Generell muss vor jeder klinischen Studie am Patienten die Zustimmung der zuständigen Ethikkommission eingeholt werden, die prüft, ob bei der Durchführung der Studie die Rechte und die Sicherheit der Probanden im Sinne der Deklaration von Helsinki gewährleistet werden können (Weltärztebund 2013). Nicht alle Fragestellungen lassen sich im Einklang mit der Ethikkommission über klinische Studien beantworten, da deren Hürden zu hoch sind. Darüber hinaus ist es allein schon aufgrund der Vielzahl der denkbaren Fragestellungen, zum Beispiel die Einflüsse verschiedener Verarbeitungsvarianten oder sonstige Faktoren, unmöglich, diese alle in klinischen Studien zu evaluieren. Eine weitere Besonderheit klinischer Studien liegt darin, dass sie erst nach einem mehrjährigen Beobachtungszeitraum eine ausreichende Relevanz erreichen. So kommt es nicht selten vor, dass zum Zeitpunkt der Veröffentlichung einer klinischen Studie die getesteten Materialien (z. B. Komposite, Bondingsysteme bereits veraltet oder im ungünstigsten Fall gar nicht mehr auf dem Markt sind. Aus diesen Punkten lassen sich im Umkehrschluss die Vorteile von In-vitro-Studien ableiten. Diese sind einfach durchzuführen und daher vergleichsweise kostengünstig durchzuführen. Auch sind die ethischen Hürden deutlich niedriger und durch die Möglichkeit der künstlichen Alterung kann der Beobachtungszeitraum verkürzt werden.

Nachteile von In-vitro-Studien

Da in In-vitro-Studien die In-vivo-Verhältnisse nur imitiert werden können, sind die Ergebnisse von Laboruntersuchungen nicht uneingeschränkt auf die klinische Situation übertragbar. So werden bei In-vitro-Verbundfestigkeitsmessungen in der Regel höhere Werte erzielt als bei vergleichbaren Studien in vivo. Außerdem steht häufig die Frage im Raum, ob in vitro beobachtete Unterschiede zwischen Materialien, Verarbeitungsvarianten oder anderen Einflussfaktoren unter den komplexen In-vivo-Bedingungen überhaupt eine klinische Relevanz besitzen. Die Standardisierung der Versuchsdurchführung, die bei In-vitro-Versuchen möglich ist,

führt zum einen zur Minimierung der Streuung der Messwerte, zum anderen kann dadurch die klinisch vorhandene Variabilität in der Studie nicht abgebildet werden.

4.1.2 Stellenwert von Haftfestigkeitsmessungen

Vorteile von Haftfestigkeitsmessungen

Haftfestigkeitsmessungen zur Prüfung dentaler Verbundsysteme sind methodisch relativ einfach durchzuführen und deshalb weit verbreitet. Auf den zu untersuchenden Substratoberflächen, zum Beispiel Dentin oder Schmelz, werden über vorher festgelegte adhäsive Verfahren Materialproben, zumeist bestehend aus oder unter Verwendung von Komposit (im Falle von Keramiken) befestigt. Diese werden dann so lange belastet, bis der Verbund nachgibt. Die Kraft (in N), die nötig ist, um ein Versagen des Verbundes herbeizuführen, wird registriert und unter Berücksichtigung der Verbundfläche (in mm^2) in einen Spannungswert (in N/mm^2 oder MPa) umgerechnet. Aufgrund der einfachen Durchführbarkeit solcher Trennversuche lassen sich hohe Stichprobenzahlen mit verhältnismäßig geringem Aufwand realisieren. Die gewonnenen Werte sind zudem eindeutig und weisen in der Regel eine Normalverteilung auf, was die statistische Datenanalyse mit parametrischen Testverfahren und damit mit ein- oder mehrfaktoriellen Varianzanalysen ermöglicht.

Kritik an In-vitro-Haftfestigkeitsmessungen

Die Langzeitbewährung im klinischen Gebrauch ist das Maß, an dem dentale Produkte gemessen werden müssen. In der Literatur wird recht kontrovers über die Aussagekraft von In-vitro-Untersuchungen und deren Übertragbarkeit auf die klinische Situation diskutiert. So kommen Sudsangiam und van Noort (1999) in einem Review zu dem Ergebnis, dass Dentinhaftfestigkeiten aus In-vitro-Studien nicht auf die klinische Situation übertragen werden können. Im Gegensatz dazu schlussfolgern Peumans et al. (2005) in einem anderen Review, dass mit den passenden In-vitro-Studien sehr wohl das klinische Abschneiden dentaler Restaurationssysteme prognostiziert werden kann, was zu den Ergebnissen einer Studie von Van Meerbeek et al. aus dem Jahr 2003 passt. Ferner wurde für nicht retentive Zahnhalsfüllungen eine Korrelation zwischen In-vitro-Haftwerten und dem klinischen Abschneiden festgestellt (Van Meerbeek et al. 2010). Ein entsprechender

Zusammenhang ist für Seitenzahnrestaurationen der Kavitätenklassen I und II nicht belegt. Die Aussagekraft von Haftfestigkeitsmessungen für die Überlebenswahrscheinlichkeit von Zahnfüllungen scheint damit von der Art der Versorgung abhängig zu sein, was bei der Interpretation der Messergebnisse berücksichtigt werden muss. Als weiteren Kritikpunkt ist zu nennen, dass keine Norm- bzw. Soll- oder Zielwerte existieren, anhand derer die experimentell ermittelten Haftfestigkeiten eingeordnet und bewertet werden könnten. Es kann also für ein gegebenes dentales Restaurationssystem (bestehend aus einem Bondingsystem und einem Komposit) kein Haftwert definiert werden, der erreicht werden muss, damit eine aus den fraglichen Materialien gefertigte Füllung eine akzeptable Liegedauer erreicht. Zum anderen können über die Haftfestigkeit keine Rückschlüsse auf die Randqualität einer Füllung gezogen werden, da diese beiden Parameter nicht miteinander korrelieren (Heintze 2007). Das bedeutet, dass hohe Haftwerte zwar erwünscht sind, aber alleine nicht ausreichen, um klinischen Erfolg zu prognostizieren.

Bestimmung der Haftfestigkeit mithilfe des Scherversuches

Grundsätzlich gibt es drei Verfahren zur Messung von Haftfestigkeiten: den Scherversuch, den Zugversuch sowie den Push-out-Test. Zusätzlich unterscheidet man zwischen Mikro- und Makrotests. Dabei wird die Grundfläche des befestigten Körpers als Unterscheidungsmerkmal benutzt. Ist diese größer als 3 mm^2, so wird das Trennverfahren als „Makro-Schertest“ bezeichnet, ist sie kleiner als „Mikro-Schertest“ (Van Meerbeek et al. 2010, Sirisha et al. 2014a). Insgesamt gibt es bei diesen Testverfahren zahlreiche Faktoren, die das Ergebnis beeinflussen können. So spielen das Zahnmaterial (Suzuki u. Finger 1988, Prati et al. 1995), die Eigenschaften des Komposits, die Größe der Klebefläche, die Lagerung der Proben und die Kraftübertragung eine wichtige Rolle. So erzeugen Komposite mit hohem Elastizitätsmodul (unter sonst gleichen Bedingungen) höhere Haftwerte als Komposite mit niedrigem Elastizitätsmodul (Leloup et al. 2001). Ein weiterer Nachteil von Haftversuchen, unabhängig davon, ob Zugtest oder Schertest, besteht darin, dass der Prüfkörper ein einziges Mal bis zum Versagen getestet wird. In der Realität versagt der Verbund jedoch häufiger aufgrund von Dauerbelastung (DeHoff et al. 1995), was die Ergebnisse nicht eins zu eins auf die klinische Realität übertragbar macht (Sudsangiam u. Van Noort 1999). Der Makroschertest ist das am häufigsten verwendete Trennverfahren (Burke et al. 2008). Hierbei wird auf den

Prüfkörper möglichst nah an der Verbundfläche eine Kraft, die parallel zur Verbundfläche gerichtet ist, ausgeübt, bis der Verbund versagt. Die Kraft kann über einen Meißel, eine Schneide oder einen Draht übertragen werden. Wesentliche Vorteile des Scherversuchs sind zum einen seine weite Verbreitung, was den Vergleich der eigenen Messergebnisse mit der Resultaten anderer Studien erleichtert, sowie die einfache und standardisierbare Probenherstellung (Sudsangiam u. Van Noort 1999, Oilo 1993). Kritisch ist zu sehen, dass die Spannungen entlang der Klebefläche nicht gleichmäßig verteilt sind (Van Noort et al. 1989). Vielmehr treten dort, wo der Trennstempel ansetzt, höhere Spannungen auf als an Stellen, die weiter von der Ansatzstelle entfernt sind. Die Berücksichtigung der gesamten Klebefläche hat daher zur Folge, dass zu niedrige Haftwerte errechnet werden. Der Einfluss der Spannungsverteilung im Prüfkörper lässt sich dadurch reduzieren, dass anstatt eines Scherstempels eine Drahtschlinge verwendet wird, obwohl auch damit die Werte zu niedrig bleiben (DeHoff et al. 1995). Beim Makrozugversuch wirkt die trennende Kraft senkrecht auf die Verbundfläche ein. Dadurch wird die Stressverteilung an der Grenzfläche deutlich homogener (Van Noort et al. 1989, Braga et al. 2010). Das führt dann zu höheren Werten, die auch näher an den realen Werten zu liegen scheinen. Der Push-Out-Versuch ist im Gegensatz zu Scher- und Zugversuch ein ganz eigener Test. Wie der Name schon sagt, wird hierbei mit Hilfe eines Stempels etwas aus dem Prüfkörper herausgedrückt und dafür ein Haftwert ermittelt. Daher eignet er sich besonders für Untersuchungen, die Materialien in Wurzelkanälen betreffen (Chen et al. 2013). Dazu zählen Studien, in denen die Haftfestigkeit von Wurzelkanalsealern oder Wurzelstiften untersucht wird (Goracci et al 2004, Ungor et al 2006). Die Makrohaftfestigkeitsversuche haben insgesamt den Nachteil, dass sie häufig in kohäsiven Frakturen enden und damit die Haftwerte überschätzt werden (Sirisha et al. 2014b). Das liegt daran, dass mit der Größe der Grundfläche auch die Wahrscheinlichkeit von Defekten in Dentin, Komposit oder Adhäsiv zunimmt (Griffith 1921). Das resultiert sehr häufig in kohäsiven Frakturen (Kelly 1994, Perinka et al. 1992). Dieses Problem führte zur Weiterentwicklung der Tests und so wurden die Mikrohaftfestigkeitstests eingeführt. Die beiden am häufigsten verwendeten Verfahren sind der Mikro-Scherversuch (μSBS) und der Mikro-Zugversuch (μTBS). Die Vorteile dieser neuen Verfahren liegen auf der Hand: Da Defekte in den Proben weniger ins Gewicht fallen, kommt es häufiger zu einem

rein adhäsiven Versagen (Sano et al. 1994). Dadurch, dass der adhäsive Frakturmodus nicht oder nur in geringem Ausmaß von Kohäsivfrakturen überlagert und damit verfälscht wird, werden höhere Messwerte ermittelt. Zusätzlich ist die Variabilität innerhalb eines Zahnes abbildbar und es können gezielt lokale oder regionale Haftwerte gemessen werden, zum Beispiel an verschiedenen Stellen in Kavitäten (Sano et al. 1994). Nachteilig ist der hohe Aufwand, den die Methode mit sich bringt. Außerdem ist es sehr anspruchsvoll, die Proben herzustellen, ohne die Verbundfläche vor dem Testen zu beschädigen. Nicht zuletzt wird eine spezielle Ausrüstung benötigt, um Mikrotrennversuche durchzuführen, und bei niedrigen Verbundfestigkeiten (<5 MPa) besteht die Gefahr, dass die komplexe Manipulation der Proben zu einer vorzeitigen Beschädigung des Verbundes und damit zu einer Verfälschung der Messwerte führen, wenn nicht gar zum Versagen von Proben vor der eigentlichen Testung (Pashley et al. 1995).

Analyse des Frakturmusters

Die gemessene Haftfestigkeit sagt lediglich aus, bei welcher Spannung das komplexe Verbundsystem zwischen Dentin, Adhäsiv und Komposit versagt hat. Dabei wird keine Erkenntnis über die genaue Schwachstelle in diesem Verbund gewonnen. Aus diesem Grund werden Haftfestigkeitsmessungen in der Regel mit einer Frakturanalyse kombiniert. Grundsätzlich gibt es fünf Stellen des Verbundes, an denen eine Fraktur stattfinden kann. Das Versagen des Verbundes kann entweder kohäsiv im Komposit stattfinden (1), an der Grenzfläche zwischen Komposit und Adhäsiv (2), kohäsiv im Adhäsiv selbst (3), am Übergang zwischen Adhäsiv und Dentin (4) oder kohäsiv im Dentin (5).

Da es jedoch selbst mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops nicht möglich war, die Versagensmuster 2, 3 und 4 sicher zu unterscheiden, wurden diese zu einer Kategorie „adhäsives Versagen“ zusammengefasst. Das Vorliegen von Frakturmuster 1 (Kohäsivversagen im Komposit) deutet darauf hin, dass die Eigenfestigkeit des Komposits kleiner war als die Verbundfestigkeit zwischen Adhäsiv und Komposit, die Eigenfestigkeit des Adhäsivs, der Verbund zwischen Adhäsiv und Dentin sowie die Festigkeit des Dentins an sich. Die Schwachstelle liegt demnach im Komposit. Umgekehrt verhält es sich im Falle des Frakturmusters 5, wo die schwächste Stelle des Verbundsystems in der Eigenfestigkeit des Dentins zu sehen ist. Das heißt, Adhäsiv und Komposit sind in ihrer Festigkeit sowie im

Verbund untereinander und zum Dentin so stark, dass eher das Dentin kohäsiv bricht, als dass das Verbundsystem zwischen Dentin, Adhäsiv und Komposit nachgibt. Dies ist eigentlich das gewünschte Frakturmuster. Allerdings kann auch durch spezielle Umstände ein kohäsives Versagen entstehen, das eventuell fehlinterpretiert wird. Zum einen kann es Mikrorisse im Dentin geben (Griffith 1921), die die Widerstandsfähigkeit im Zahnmaterial beeinflussen, bei Belastung größer werden und zu verfrühtem Versagen führen (Irwin 1957). Auch die Vorbehandlung des Dentins, also Konditionierung etc., könnte Einfluss auf die Festigkeit des Dentins haben. Zum anderen ist es denkbar, dass das Komposit nicht ausreichend polymerisiert (ungenügende Belichtung etc.) und damit auch von den mechanischen Eigenschaften beeinträchtigt ist, was dann in ein kohäsives Versagen mündet. Aus den genannten Gründen sollten die Ergebnisse der Frakturanalysen lediglich als ergänzende Information betrachtet und nicht überbewertet werden.

4.1.3 Zahnmaterial

Verwendung von Rinderzähnen

Als Material für die einzelnen Proben wurde bovines Dentin verwendet. Der wesentliche Vorteil im Verhältnis zu menschlichen Zähnen liegt hierbei in der einfachen Beschaffung des Zahnmaterials, welche auch in größeren Mengen möglich ist. Allerdings wird die Verwendung von Rinderzähnen in der Literatur sehr kontrovers diskutiert, da sich die Studienlage diesbezüglich sehr widersprüchlich darstellt (Yassen et al. 2011). Studien, die zu dem Ergebnis kommen, dass auf bovinem Dentin höhere Haftwerten erzielt werden als auf humanem Dentin (Fowler et al. 1992), stehen Studien gegenüber, in denen mit humanem Dentin höhere Haftwerte erzielt wurden als mit Rinderdentin (Kaplan et al. 1996; Retief et al. 1990). Wieder andere Studien fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen bovinem und humanem Dentin (Krifka et al. 2008). Die heterogene Studienlage legt nahe, dass die auf bovinem Dentin gemessenen Dentinhaftfestigkeiten nicht oder nur sehr eingeschränkt auf die Verhältnisse an menschlichen Zähnen übertragen werden können. Allerdings verwenden einige Hersteller wie zum Beispiel Kulzer oder 3M ESPE auf ihren Internetseiten Haftwerte, die an Rinderdentin erzielt wurden als Nachweis für die Funktionalität ihrer Produkte.

In der vorliegenden Untersuchung ging es in erster Linie darum, die Auswirkungen verschiedener Komposite auf die Verbundfestigkeit von Bondingsystemen zu überprüfen und eventuelle Inkompatibilitäten zwischen einzelnen Bondingsystemen bestimmten Kompositypen zu identifizieren. Selbst wenn die Interaktion der Bondingsysteme mit bovinem Dentin nicht mit deren Interaktion mit humanem Dentin übereinstimmt, so kann doch davon ausgegangen werden, dass sich eventuelle Inkompatibilitäten zwischen Bondingsystem und Komposit auf beiden Dentinarten gleichermaßen auswirken, wenn auch gegebenenfalls auf unterschiedlichem Niveau.

Lagerung der Rinderzähne in 1%ige Chloramin-T-Lösung

Die Lagerung des Zahnmaterials hat Einfluss auf die erzielten Haftwerte. Es werden im Allgemeinen verschiedene Lagerungsmedien genutzt. Einige Beispiele sind Ethanol, Thymol, Kochsalzlösung oder Chloramin T. Thymol hemmt jedoch durch die Reaktion mit Radikalen die Polymerisation (Fujisawa u. Kadoma 1992) und ist

deswegen für Studien zur Bestimmung der Dentinhaftung ungeeignet. Ethanol als Lagermedium ist ebenfalls keine Option, da dadurch wie beim Thymol die Haftwerte gesenkt werden (Retief et al. 1989). Auch die Kochsalzlösung ist nicht optimal, da es ebenfalls die Haftwerte beeinflusst (Goodis et al. 1993). Darum wurden die Rinderzähne nach der Extraktion bis zur Probenherstellung, jedoch nie länger als vier Wochen, in einer wässrigen 1% Chloramin-T-Lösung im Kühlschrank gelagert. Einige Studien belegen, dass die Lagerung in Chloramin die Scherhaftwerte nicht beeinflusst und so als Mittel der Wahl für die Lagerung von Zähnen vor Haftversuchen anzusehen ist (Haller et al. 1993, Zheng et al. 2005). Mobarak et al. konnten 2010 nachweisen, dass auch eine Lagerungsdauer von mehr als zwei Jahren keinen Einfluss auf die Haftwerte im Verhältnis zu frisch extrahierten Zähnen hat.

4.1.4 Auswahl und Verarbeitung der untersuchten Komposite

In dieser Studie wurden Haftwerte von Aufbaufüllungen, die mit zeitsparenden Materialien auf Dentinoberflächen gelegt wurden, untersucht. Mittlere Schneidezähne im Oberkiefer sowie Eckzähne des Unterkiefers weisen häufig eine Kronenlänge von mehr als 11 mm auf (Lehmann u. Hellwig 2005). Daher erschien es nicht unrealistisch, eine Höhe der Aufbaufüllung von 8 mm anzunehmen. Aus diesem Grund wurden für die Versuche mit dualhärtenden Aufbaukompositen (DC) und mit der Kombination aus Flow-Komposit und dualhärtendem Aufbaukomposit (FL + DC) Stopfhülsen mit einer Länge von 8 mm ausgewählt. Im Prinzip hat aber nur die erste gehärtete Schicht, die in direktem Kontakt mit der Adhäsivschicht steht, einen Einfluss auf die Scherhaftung. Deshalb wurden bei den Versuchen mit lichthärtenden Microhybridkompositen (LC) und lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen (BLK) Hülsen mit einer Höhe von nur 4 mm verwendet, um Zeit und Material zu sparen. Zu berücksichtigen ist hierbei jedoch, dass die 8 mm-Hülsen einen deutlich größeren Hebelarm aufweisen als die mit einer Höhe von 4 mm. Das bedeutet, dass die Gefahr einer Beschädigung des adhäsiven Verbundes vor der Testung, sowohl beim Herausnehmen aus der zweiteiligen Halterung als auch bei der allgemeinen Manipulation der Proben, bei den 8 mm-Hülsen größer gewesen sein könnte als bei den 4-mm-Hülsen, was sich möglicherweise negativ auf die Haftfestigkeit ausgewirkt hat. Da die Stopfhülsen nicht wie ein Matrizenband von

der Probe entfernt werden können, war eine zusätzliche Belichtung von lateral unmöglich, was bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden muss.

Im Folgenden sollen die Überlegungen, die der Auswahl der Kompositttypen zugrunde lagen, erläutert werden. Innerhalb der einzelnen Bondingsysteme dienten die lichthärtenden Microhybridkomposite als Referenzmaterial oder Kontrolle. Es kann angenommen werden, dass jedes Bondingsystem mit diesem in der Praxis erprobten Kompositttyp bei Einhaltung der maximalen Schichtstärke die maximale Dentinhaftung erzielt. Diese sollte in der Auswertung der anderen Proben dann als Vergleichswert für die Ergebnisse der zeitsparenderen Varianten dienen. Mit der Bulk-Fill-Variante sollte überprüft werden, ob die erhöhte maximale Schichtstärke, die je nach Hersteller 4 mm oder 5 mm beträgt, negative Auswirkungen auf die Dentinhaftung hat. Dadurch soll dann auch abgeschätzt werden können, in wie weit diese neuen Kompositttypen als Alternative für Aufbaurestaurationen geeignet wären, falls die bekannte Inkompatibilität zwischen DC-Kompositen und selbstätzenden Adhäsiven weiterhin bestehen sollte (Suh et al. 2003; Tay et al. 2002; Rathke et al. 2012). Diese Frage wird in der DC-Gruppe extra untersucht. Die letzte Versuchsgruppe innerhalb jedes Bondingsystems bildete die Kombination FL + DC. Dahinter stand die Überlegung, dass ein lichthärtendes Flow-Komposit den direkten Kontakt zwischen saurer Adhäsivschicht und DC-Komposit verhindert, so dass eine eventuell bestehende Inkompatibilität zwischen beiden Materialien nicht zum Tragen kommt. Eine solche Vorgehensweise könnte in der Praxis als einfacher Ausweg bei weiterhin bestehenden Unverträglichkeiten zwischen selbsthärtenden Kompositen und Universaladhäsiven empfohlen werden.

Die Materialien, also die Adhäsive, Komposite und das Ätzgel der unterschiedlichen Hersteller, wurden für diese Untersuchung exakt nach Vorschrift gelagert. Im Kühlschrank zu lagernde Materialien wurden 24 Stunden vor der Verarbeitung aus dem Kühlgerät entnommen, damit die Verarbeitung unter Raumtemperaturen erfolgen konnte. Die Temperatur im Kühlschrank wurde täglich überprüft, um eventuelle Defekte und deren Einfluss auf das Ergebnis der Studie rechtzeitig erkennen zu können. Von jedem der sieben Hersteller, die in dieser Studie getestet wurden, wurde ein vereinfachtes Adhäsiv ausgewählt. Das bewährte Präparat OptiBond FL, ein Vertreter der klassischen Drei-Schritt Etch-and-Rinse-Systeme, diente als Referenz um die Werte der neuen Universaladhäsive mit etwas Altbewährtem vergleichen zu können. Soweit möglich wurden die weiteren

Materialien aus der Produktkette des jeweiligen Herstellers ausgewählt, um eventuelle Kompatibilitätsprobleme auszuschließen. Nicht alle Hersteller bieten jedoch alle vier der verwendeten Komposittypen (LC, LC BLK, DC, FL) an. Somit musste bei Clearfil Universal Bond (Kuraray) auf ein Bulk-Fill-Komposit eines anderen Herstellers (x-tra fil, VOCO) zurückgegriffen werden. Da weder die Firma Kulzer noch die Firma 3M ESPE ein dualhärtendes Aufbaukomposit im Sortiment führen, wurden die entsprechenden Universaladhäsive (iBond Universal, Kulzer; Scotchbond Universal, 3M ESPE) in Kombination mit dem dualhärtenden Komposit CoreX Flow der Firma Dentsply Sirona untersucht. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass die Leistungsfähigkeit der genannten Adhäsive durch die Kombination mit herstellerfremden Kompositen nicht maximal ausgeschöpft worden ist.

4.2 Besprechung der Ergebnisse

4.2.1 Einflüsse von Bondingsystemen und Kompositen auf die Dentinhaftung

Einflussfaktoren von Bondingsystemen

Die Wirksamkeit von Bondingsystemen wird von zahlreichen Faktoren beeinflusst. Ein wichtiger Aspekt ist hierbei die Zusammensetzung. Zum einen spielt die Art der verwendeten funktionellen Monomere eine wichtige Rolle. So haben Yoshida et al. (2004) nachgewiesen, dass das Monomer 10-MDP im Verhältnis zu 4-MET und Phenyl-P den besten Verbund zu Hydroxylapatit ergibt und dass dieser Verbund gleichzeitig auch sehr hydrolysestabil ist. Die Verwendung von 10-MDP allein sagt jedoch nichts über die Qualität des Verbundes aus. Vielmehr scheint die Reinheit bzw. der Hersteller des Monomeres ein wichtiger Faktor zu sein. So wurden 10-MDP-Monomere von drei unterschiedlichen Herstellern untersucht und die Ergebnisse deuten darauf hin, dass es je nach Hersteller für das gleiche Monomer Unterschiede in der Performance sowie der Hydrolyseanfälligkeit des Verbundes zu Hydroxylapatit gibt. In der besagten Studie wies das 10-MDP der Firma Kuraray Noritake die besten Eigenschaften auf (Yoshihara et al. 2015).

Ein weiterer Faktor ist der pH-Wert der Bondingsysteme. Diese werden entsprechend ihrer Azidität in Präparate mit starker (pH < 1), mittelstarker (pH ca. 1,5), milder (pH ca. 2) und ultra-milder (pH > 2,5) Ätzwirkung eingeteilt (Van

Meerbeek et al. 2010). Eine starke Ätzwirkung führt zum einen zur fast vollständigen Entfernung der Smear Layer und einer guten Haftung am Schmelz. Zum anderen werden gelöste Kalziumphosphate nicht vollständig beseitigt (Perdigao et al. 2008). Das führt zu Schwächen in der Verbundschicht und beeinträchtigt so die Langlebigkeit des Verbundes (Van Meerbeek et al. 2011). Im Gegensatz dazu reicht eine milde Ätzwirkung alleine nicht aus, um akzeptable Haftung an Schmelz zu erzielen. Dagegen bleiben im Dentin Hydroxylapatitkristalle um die Kollagenfasern herum erhalten. Das hat den entscheidenden Vorteil, dass spezielle Monomere – wie das oben genannte 10-MDP – eine chemische Verbindung zu diesen Kristallen aufbauen können, was zu einer guten und beständigen Haftung führen kann (Yoshida et al. 2004).

Manche Adhäsive enthalten Füllstoffe. Dadurch soll, besonders in Verbindung eines starken Drucks beim Verblasen des Adhäsivs, die Thixotropie beeinflusst werden. Das scheint zur Folge zu haben, dass die Dentintubuli besser infiltriert werden und die Bildung von Lufteinschlüssen vermieden wird (Niem et al. 2016). Eine gewisse Menge an Füllern kann damit die Haftfestigkeit erhöhen (Belli et al. 2014).

Einflussfaktoren von Kompositen

Auch das verwendete Komposit hat Einfluss auf die erzielten Haftwerte. In diesem Zusammenhang können mehrere Faktoren eine Rolle spielen. Zum einen schrumpfen Komposite bei ihrer Aushärtung, da bei der radikalischen Polymerisation die Van-der-Waals-Kräfte, die als Kohäsionskräfte das Komposit zusammenhalten, in kovalente Einzelbindungen umgewandelt werden. Die damit verbundene Verringerung des Molekülabstandes ist Ursache für die so genannte Polymerisationsschrumpfung (Peutzfeldt 1997). Diese erzeugt an den gebundenen Flächen, also dort, wo das Komposit mittels eines Adhäsivs mit der Kavitätenwand verklebt wurde, Schrumpfungsspannungen, die ihrerseits Schäden am Zahn (Mikrorisse) erzeugen oder den gerade hergestellten Verbund zwischen Zahn und Komposit wieder zerstören können (Peutzfeldt 1997, Davidson u. Feilzer 1997, Kaisarly u. Gezawi 2016). Daher ist eine möglichst niedrige Polymerisationsschrumpfung des Komposits anzustreben. Ein sinnvolles Ziel scheint hierbei eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 0,5-1 Vol.% zu sein, um dem Quellen durch Wasseraufnahme ausreichend Raum zu gewähren (Ferrance 2011). Zum anderen hängen die erzielten Haftfestigkeiten beim Scherversuch, wie

oben ausgeführt, von der Steifheit des untersuchten Komposits, also von dessen Elastizitätsmodul ab. Je höher das E-Modul, desto höher werden die gemessenen Haftwerte (Leloup et al. 2001). Dieser Einfluss des Komposits spielt in der vorliegenden Studie jedoch vermutlich eine eher untergeordnete Rolle, da jeder Kompositprüfkörper während des Abscherens von einer Aluminiumhülse umgeben war, was Unterschiede im E-Modul nivellieren sollte. Was jedoch einen Einfluss gehabt haben könnte, ist eine unterschiedliche Transluzenz der Komposite. Damit ergibt sich beim gleichen Abstand der Polymerisationslampe zu den Proben sowie der konstanten Lichtleistung (diese wurde regelmäßig geprüft und betrug jederzeit zwischen 970 und 1090 mW/cm^2) eine unterschiedliche Lichtausbeute an der Grenzfläche zum Adhäsiv. Bei zu wenig Transluzenz könnte das eine ungenügende Co-Polymerisation von Komposit und Adhäsiv bedeuten, was die Haftwerte negativ beeinflussen würde. Dieser Unterschied in der Lichtdurchlässigkeit lässt sich jedoch bei Bulk-Fill-Kompositen mehr beobachten als bei den konventionellen Kompositen (Bucuta u. Ilie 2014). Was außerdem zu niedrigeren Haftwerten führen kann, ist ein ungenügender Kontakt zwischen gebondetem Dentin und dem Komposit. Hierfür sind zwei Ursachen plausibel. Zum einen ist nachgewiesen, dass die Klebrigkeit von Komposit zu Komposit stark unterschiedlich ist (Al-Sharaa u. Watts 2003). Zusätzlich haften manche Komposite besser an Stahlinstrumenten als an mit Adhäsiv behandeltem Dentin (Ertl et al. 2010). Zusammen kann das zur Folge haben, dass beim Legen einer Füllung ein Spalt zwischen Komposit und der Adhäsivschicht entsteht, also ein Bereich, in dem keine Haftung erzielt werden kann. Zum anderen ist es denkbar, dass bei Flow-Kompositen beim Applizieren oder schon beim Herstellungsprozess Luftblasen entstehen, die wiederum an der Adhäsivschicht eine Co-Polymerisation verhindern und damit die Haftwerte negativ beeinflussen. Dieser Effekt hängt stark davon ab, welches Flow-Komposit verwendet wird (Nazari et al. 2013). Als weitere mögliche Ursache für eine verringerte Haftung ist eine Inkompatibilität von Adhäsiv und Komposit zu erwähnen, wie sie zwischen selbstätzenden Adhäsiven und chemisch- oder dual-härtenden Kompositen seit längerem bekannt ist (Suh et al. 2003; Tay et al. 2002).

4.2.2 Vergleich der Bondingsysteme

Vergleich der Bondingsysteme in Verbindung mit lichthärtenden Microhybridkompositen

In Kombination mit lichthärtenden Microhybridkompositen (LC) ließen sich in Bezug auf die gemessenen Haftfestigkeiten zwei Gruppen erkennen. So erzielten OptiBond XTR, OptiBond FL und Adhese Universal mit mehr als 30 MPa verhältnismäßig hohe mittlere Haftfestigkeiten. Im Vergleich dazu fielen die Werte für Clearfil Universal Bond, iBond Universal und Futurabond U signifikant niedriger aus. Ein unterschiedliches Schrumpfungsverhalten der verwendeten Komposite kann als mögliche Ursache für diesen Unterschied ausgeschlossen werden, da alle verwendeten Komposite laut Herstellerangaben eine Polymerisationsschrumpfung zwischen 1,5 und 2,3 Volumen-% aufweisen. Wahrscheinlicher ist, dass entweder die Funktionalität der benutzten Adhäsive bzw. deren Zusammensetzung eine Rolle spielen. OptiBond FL als Vertreter der klassischen Etch-and-Rinse-Bondingsysteme wird in der Literatur aufgrund seines guten Abschneidens in zahlreichen Studien als Goldstandard in der Adhäsivtechnik bezeichnet (Frankenberger et al. 2013, Sarr et al. 2010). Auch in dieser Studie schnitt OptiBond FL mit sehr guten Haftwerten ab. Selbstätzende Zwei-Schritt-Systeme erzielten in früheren Studien ebenfalls gute Werte (Sarr et al. 2010), während es bei selbstätzenden Ein-Schritt-Adhäsiven, so genannten All-in-One-Adhäsiven, starke Unterschiede je nach Zusammensetzung zu geben scheint (Perdigao et al. 2006). In Übereinstimmung damit wurden in der vorliegenden Untersuchung mit dem Zwei-Schritt-System OptiBond XTR ebenfalls hohe Haftfestigkeiten erreicht.

Von besonderem Interesse waren in dieser Studie die Universaladhäsive, die sich aufgrund ihrer einfachen Verarbeitung großer Beliebtheit bei den niedergelassenen Zahnärzten erfreuen. Die vorliegenden Ergebnisse deuten darauf hin, dass es sich bei den Universaladhäsiven um keine homogene Materialgruppe handelt, sondern dass es auffällige materialspezifische Unterschiede gibt. So erzielte Adhese Universal Haftwerte, die sich nicht signifikant von denen von OptiBond FL (OFL) und OptiBond XTR (OXT) unterschieden, während iBond Universal (IBU) und Futurabond U (FBU) deutlich schlechter abschnitten. Die Gründe für das signifikant schlechtere Abschneiden von CUB, IBU und FBU im Vergleich zu OptiBond FL und OptiBond XTR bei Verwendung mit lichthärtenden Microhybridkompositen lassen

sich nur schwer ermitteln. Bei iBond Universal fiel jedoch auf, dass es unabhängig vom Komposit, mit dem es kombiniert wurde (LC, BLK, DC oder FL + DC), nur Mittelwerte zwischen 13,16 MPA und 18,86 MPa erzielte. Möglicherweise ist die Zusammensetzung von iBond prinzipiell nicht geeignet, eine akzeptable Dentinhaftung zu etablieren. Bei Futurabond U verhielt es sich etwas anders. Dieses Universaladhäsiv erzielte in der FL + DC-Gruppe eine mittlere Scherhaftfestigkeit von 26,63 MPa, scheint also grundsätzlich in der Lage zu sein, annehmbare Dentinhaftwerte zu erzielen. In Verbindung mit dem herstellereigenen Microhybridkomposit GrandioSO gelang dies jedoch nicht. Der wesentliche Unterschied zwischen beiden Versuchsgruppen war, dass das lichthärtende Microhybridkomposit in Schichten von 2 mm, die erste Schicht des Flow-Komposits (GrandioSO Heavy Flow) in der FL + DC-Gruppe dagegen in einer Schichtstärke von maximal 1 mm ausgehärtet wurde. Hier machte sich also eventuell ein Unterschied in der Lichtausbeute an der Grenzfläche von Komposit zu Adhäsivschicht bemerkbar. So könnte eine geringere Transluzenz von GrandioSO eine ausreichende Co-Polymerisation mit dem Adhäsiv behindert haben.

Bei der Frakturanalyse war besonders auffällig, dass CUB in der LC-Kompositgruppe signifikant mehr Anteile an Adhäsivfrakturen aufwies als OFL ($p=0,000$), AUB ($p=0,001$), SBU ($p=0,002$) oder PBX ($p=0,012$). Ähnlich verhielt sich IBU. Diesem Universaladhäsiv konnten signifikant mehr Anteile an Adhäsivfrakturen zugeordnet werden als OFL ($p=0,000$), AUB ($p=0,001$), SBU ($p=0,002$) oder PBX ($p=0,012$). Dies kann dahingehend interpretiert werden, dass bei IBU und CUB in Kombination mit ihrem jeweiligen lichthärtenden Komposit noch Verbesserungsbedarf im Sinne der Adhäsivwirkung besteht. Auch dem Universaladhäsiv FBU können Mängel in Kombination mit dem LC-Komposit zugeschrieben werden, da es im Vergleich zu OFL ($p=0,000$), AUB ($p=0,004$) und SBU ($p=0,002$) signifikant mehr Flächenanteile mit Adhäsivfrakturen aufwies. Umgekehrt verhielt es sich bei den Kohäsivfrakturen im Dentin sowie im Komposit selbst. So waren bei CUB, IBU und FBU signifikant weniger kohäsive Frakturen zu beobachten als bei PBX, AUB und OFL. Denkbar ist, dass es für Dentinfrakturen oder Kohäsivfrakturen im Komposit einer gewissen Scherkraft bedarf, die von CUB, IBU und FBU nicht erreicht wird, da vorher ihre Adhäsionskraft überschritten wird und der Verbund an bzw. in der Adhäsivschicht nachgibt.

Vergleich der Bondingsysteme in Verbindung mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen

In Verbindung mit Bulk-Fill-Kompositen waren ebenfalls deutliche Unterschiede zwischen den Bondingsystemen zu erkennen. Sowohl OptiBond FL als auch OptiBond XTR, die beide mit in Kombination mit dem Bulk-Fill-Komposit SonicFill der Firma Kerr getestet wurden, erreichten nur sehr niedrige Werte. Bei OptiBond XTR lösten sich einige Kompositproben sogar schon vor dem eigentlichen Test vom Dentin ab („pre-testing failures“). Zwei Erklärungsversuche könnten dafür in Frage kommen: Zum einen ist es mit der in dieser Studie verwendeten Versuchsanordnung nicht möglich, von lateral mit der Polymerisationslampe zu belichten, da die Stopfhülse um den Kompositaufbau verbleibt. Eine solche zusätzliche Polymerisation wird vom Hersteller ausdrücklich empfohlen, zumal die maximale Schichtstärke bei diesem Bulk-Fill-Komposit mit 5 mm angegeben wird, während sie bei den meisten anderen Bulk-Fill-Kompositen auf 4 mm begrenzt bleibt. Von der beschriebenen Besonderheit der Methodik waren jedoch auch alle anderen Komposite betroffen. Eine andere Erklärung für das unbefriedigende Abschneiden von OFL und OXT in Verbindung mit SonicFill könnte in einem produktspezifischen Defizit bei der Durchhärtung dieses Bulk-Fill-Komposits liegen. So gibt es in der Literatur eine Reihe von Hinweisen darauf, dass die Durchhärtungstiefe von SonicFill, die vom Hersteller geweckten Erwartungen nicht erfüllt (Ibarra et al. 2015; Garcia et al. 2014, Benetti et al. 2015). In diesem Zusammenhang verwundert es nicht, dass das Bulk-Fill-Komposit SonicFill kurz nach Durchführung der hier vorgestellten Versuchsreihen von einem Nachfolgeprodukt (SonicFill 2) abgelöst wurde. Wie weiter oben schon erwähnt, kann eine ungenügende Transluzenz zu einer ungenügenden Co-Polymerisation an der Kontaktfläche zwischen Adhäsivschicht und Komposit führen. Das könnte ebenfalls eine Ursache für das mangelhafte Abschneiden des SonicFill sein, da es eine geringere Transluzenz als andere Bulk-Fill-Komposite aufweist (Bucuta u. Ilie 2014).

Die Universaladhäsive Adhese Universal und Scotchbond Universal bildeten die Spitzengruppe unter den Bondingsystemen in Kombination mit Bulk-Fill-Kompositen. Scotchbond Universal schnitt in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit (Filtek Bulk Fill Posterior) sogar signifikant besser ab als mit dem konventionellen lichthärtenden Komposit (Filtek Supreme XTE). Dagegen waren bei

Adhese Universal mit den lichthärtenden Microhybridkomposit (Tetric EvoCeram) Vorteile in Bezug auf die erzielte Dentinhaftung gegenüber dem Bulk-Fill-Komposit (Tetric EvoCeram Bulk Fill) zu erkennen. Bezüglich der Abstimmung zwischen AUB und Tetric EvoCeram Bulk Fill scheint demnach noch Optimierungsbedarf zu bestehen, da mit AUB in Kombination mit anderen Komposittypen höhere Haftwerte erzielt wurden. Ähnliche Effekte waren bei dem Bulk-Fill-Komposit x-tra fil (VOCO) zu erkennen, das in Kombination mit dem Universaladhäsiv Clearfil Universal Bond der Firma Kuraray signifikant höhere Werte erreichte als mit dem herstellereigenen Universaladhäsiv Futurabond U. Da sowohl das Adhäsiv FBU als auch das Bulk-Fill-Komposit x-tra fil mit anderen Materialien in dieser Studie jeweils besser funktioniert haben als miteinander, scheint das Zusammenspiel von Adhäsiv und Komposit auch bei dieser Materialkombination verbesserungswürdig zu sein. Bei der Auswertung der Frakturanalyse stachen auch in Verbindung mit Bulk-Fill-Kompositen die Universaladhäsive Adhese Universal (AUB) und Scotchbond Universal (SUB) hervor. AUB erzeugte in Kombination mit dem herstellereigenen Bulk-Fill-Komposit signifikant weniger Adhäsivfrakturen als alle anderen Adhäsive mit Ausnahme von SBU. Ähnlich verhielt es sich bei SBU. Adhäsivfrakturen waren bei diesem Adhäsiv signifikant seltener als bei OXT ($p=0,017$), CUB ($p=0,017$), IBU ($p=0,005$) und FBU ($p=0,005$). Gleichzeitig lag der Anteil an Kohäsivfrakturen im Dentin bei Scotchbond Universal signifikant höher als bei allen anderen Bondingsystemen in Kombination mit Bulk-Fill-Kompositen. Bei der Verteilung der Kohäsivfrakturen im Komposit hob sich das Adhese Universal von allen anderen Bondingsystemen ab. Es wurden hier signifikant mehr Kohäsivfrakturen im Komposit detektiert als bei allen anderen Bondingsystemen. Insgesamt deuten sowohl die ermittelten Haftfestigkeiten als auch die Befunde der Frakturanalysen darauf hin, dass die Universaladhäsive AUB und SBU in der Kombination mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen über ein gutes Adhäsionsvermögen verfügen. Im Falle von SBU unterstreicht das relativ häufige Auftreten von Kohäsivfrakturen im Dentin diese Annahme.

Bei Adhese Universal bedürfen die vermehrt aufgetretenen Kohäsivfrakturen im Komposit einer genaueren Betrachtung. Grundsätzlich lässt diese Tatsache vermuten, dass das Bulk-Fill-Komposit Tetric EvoCeram Bulk Fill Schwächen bezüglich seiner Eigenfestigkeit aufweist, die entweder intrinsisch, d. h. durch die Materialzusammensetzung verursacht, oder auf eine unvollständige Polymerisation

in der Tiefe, entlang der Verbundzone zum Adhäsiv, zurückzuführen sein könnte. Allerdings wurden in der Kompositgruppe BLK mit einigen Bondingsystemen auch nur sehr niedrige Haftwerte erzielt. Das könnte bedeuten, dass in diesen Gruppen die Eigenfestigkeit des verwendeten Komposits beim Scherversuch eventuell nicht bis an seine Grenze beansprucht wurde. Dagegen wurde Tetric EvoCeram Bulk Fill zum Teil einer deutlich höheren Belastung ausgesetzt, da das Abscheren erst bei höheren Spannungen eingetreten ist. Dennoch ist ein Unterschied der Haftwerte von SBU (p=0,015) und PBX (p=0,001), die beide mit den Haftwerten ihrer Bulk-Fill-Komposite in der gleichen Signifikanzgruppe vertreten waren wie das AUB, zu erkennen, der weiter untersucht werden sollte.

Vergleich der Bondingsysteme in Verbindung mit dualhärtenden Aufbaukompositen

In der Verbindung mit dualhärtenden Kompositen erzielten OptiBond FL und Prime&Bond XP relativ hohe Haftfestigkeiten. OptiBond FL wies mit 34,89 MPa den höchsten Mittelwert in dieser Gruppe auf. Der Grund für das gute Abschneiden dieser beiden Bondingsysteme könnte in der Tatsache zu suchen sein, dass beide nicht zur Gruppe der selbstkonditionierenden Universaladhäsive zählen. Beide Bondingsysteme zählen zur Gruppe der Etch-and-Rinse-Systeme, die einen separaten Konditionierungsschritt mit Phosphorsäure beinhalten. Zwar enthält der Primer von OptiBond FL ein selbstkonditionierendes Monomer, doch wird der Primer nach dem Trocknen mit einem nicht-aziden Adhäsiv überzogen. Somit tritt die bekannte Inkompatibilität zwischen selbstätzenden Adhäsiven und dem Autopolymerisationsmechanismus bei OptiBond FL und Prime&Bond XP nicht in Erscheinung (Suh et al 2003; Tay et al. 2002).

Scotchbond Universal mit Dual-Cure-Aktivator erreichte mit dem dualhärtenden CoreX Flow Werte, die sich nicht signifikant von den Werten mit dem LC-Komposit unterscheiden, was darauf hindeutet, dass der Dual-Cure-Aktivator seinen Zweck zu erfüllen scheint. Das gleiche gilt für Prime&Bond XP und den dazugehörigen Self-Cure-Aktivator. Dass CoreX Flow in Verbindung mit Prime&Bond XP und seinem Self-Cure-Aktivator durchaus akzeptable Haftwerte erzielen konnte, bedeutet aber, dass die niedrigen Werte des Universaladhäsivs iBond Universal in Kombination mit CoreX Flow entweder auf ein geringeres Haftpotenzial dieses

Universaladhäsivs an sich oder auf eine Unverträglichkeit der beiden Materialien zurückzuführen sind. In diesem Zusammenhang sei darauf hingewiesen, dass in der vorliegenden Studie mit iBond Universal unabhängig vom verwendeten Komposit relativ niedrige Haftwerte erzielt wurden. Die niedrigsten Werte in den Versuchsreihen mit dualhärtenden Aufbaukompositen erzielte Adhese Universal Bond. In der Frakturanalyse zeigte Scotchbond Universal (SBU) signifikant weniger Adhäsivfrakturen als CUB (p=0,035), OXT (p 0,012), IBU (p=0,003), AUB (p=0,003) und OFL (p=0,003) und mehr Kohäsivfrakturen im Dentin als alle zuvor genannten Bondingsysteme (jeweils p=0,007). Außerdem wurden bei Scotchbond Universal und Futurabond U signifikant mehr Kohäsivfrakturen im Komposit gefunden als bei IBU, AUB und OFL (jeweils p=0,017). Das Frakturverhalten von Scotchbond Universal in Verbindung mit seinem Dual-Cure-Aktivator bei Anwendung in Kombination mit dem (herstellerfremden) dualhärtenden Aufbaukomposit CoreX Flow deutet insgesamt auf eine günstige Interaktion dieses Adhäsivs sowohl mit dem Dentin als auch mit dem dualhärtenden Aufbaukomposit hin: Sowohl der geringe Anteil an Adhäsivfrakturen als auch die erhöhten Anteile an Kohäsivfrakturen im Dentin sprechen für einen funktionierenden Verbund zum Dentin. Die Schwachstelle in diesem Verbundkomplex scheint das dualhärtende Komposit zu sein, da hier ein höherer Anteil an Kohäsivfrakturen im Komposit zu beobachten war als bei IBU, AUB und OFL. Die Unterschiede zu IBU und AUB dürfen allerdings nicht überinterpretiert werden, da beide Universaladhäsive in Verbindung mit dualhärtenden Aufbaukompositen relativ niedrige Werte erzielt haben, was bedeuten kann, dass der adhäsive Verbund nachgegeben hat, bevor es zu einem Versagen der Eigenfestigkeit des Komposits kommen konnte.

Vergleich der Bondingsysteme bei deren Verwendung in Verbindung mit dualhärtenden Aufbaukompositen nach Flow-Lining

Das Ziel dieser Anwendungsvariante besteht darin, die Inkompatibilität zwischen sauren Adhäsiven, z. B. Universaladhäsiven, und dem Amin-Benzoylperoxid-Initiatorsystem für die Autopolymerisation, wie er z. B. in dualhärtenden Aufbaukompositen enthalten ist, zu beseitigen. Durch das Lining mit einem lichthärtenden Flow-Komposit soll der direkte Kontakt des Initiatorsystems mit der sauren Adhäsivschicht verhindert und gleichzeitig eine Durchtrittsbarriere für Wasser während der Polymerisation des Aufbaukomposits erzeugt werden. Dadurch soll - zumindest in der Theorie - die Inkompatibilität zwischen sauren Adhäsiven und dualhärtenden Kompositen behoben werden können (Suh et al 2003; Tay et al. 2002). Das vielversprechende Potenzial dieser Vorgehensweise ist daran erkennbar, dass bei vier der acht verwendeten Bondingsysteme mittlere Haftfestigkeiten von über 30 MPa erreicht wurden (OptiBond FL, Prime&Bond XP, Adhese Universal, Scotchbond Universal). Auch bei PBX, AUB und SBU wurden mit der Kombination FL + DC signifikant höhere Werte erzielt als in der DC-Gruppe, was ebenfalls für den positiven Effekt des Flow-Linings spricht. Zusätzlich kann in der Frakturanalyse abgelesen werden, dass diese drei Universaladhäsive in der FL + DC-Gruppe signifikant mehr Kohäsivfrakturen im Komposit erzeugten als alle anderen, was weiter auf eine gute Funktionalität des Adhäsiv-Komposit-Verbunds hindeutet. Bei OFL wurde in der FL + DC-Gruppe zwar ebenfalls ein höherer Wert gemessen als in der DC-Gruppe, jedoch war der Unterschied nicht signifikant, was ebenfalls zu den theoretischen Überlegungen passt, da OFL als Etch-and-Rinse-Bondingsystem mit der Applikation von Primer und Adhäsiv in separaten Arbeitsschritten die genannte Inkompatibilität gar nicht aufweisen sollte.

Bei Verwendung der Kompositkombination FL + DC wurden signifikant niedrigere Dentinhaftwerte mit den Universaladhäsiven CUB und IBU registriert. In beiden Fällen zeigte die Kombination Flow-Lining/dualhärtendes Aufbaukomposit jedoch keine signifikanten Unterschiede zu den übrigen Kompositgruppen (LC, BLK, DC). Folglich kann bei CUB und IBU eine ungenügende Adhäsivwirkung vermutet werden. Diese Vermutung wurde durch einen signifikant höheren Anteil an Adhäsivfrakturen im Vergleich zu PBX (für CUB und IBU jeweils p=0,001), AUB (für CUB und IBU jeweils p =0,004), FBU (für CUB und IBU jeweils p =0,005) und SBU (für CUB und IBU jeweils p =0,007) bestätigt. Bei drei Bondingsystemen (FBU,

SBU, PBX) konnten mit der Kombination Flow-Lining/dualhärtendes Aufbaukomposit sogar signifikant höhere Dentinhaftfestigkeiten erzielt werden als in Verbindung mit den jeweiligen Kontrollgruppen mit einem lichthärtenden Microhybridkomposit. Eine mögliche Erklärung für dieses Phänomen könnte in der besseren Benetzung des Dentins durch ein Flow-Komposit im Vergleich zu einem pastösen Kompositmaterial zu suchen sein. In der Literatur wird dem Lining mit einem fließfähigem Komposit allerdings keine Erhöhung der Haftwerte, sondern lediglich eine Verschiebung der Frakturmuster zugunsten von Kohäsivfrakturen zugeschrieben (Abdalla 2010, Cavalcanti et al. 2007, Figueiredo Reis et al. 2003). Im Fall von Futurabond U könnte auch eine unterschiedliche Lichtausbeute an der Kontaktfläche eine Rolle gespielt haben. Während in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (GradioSO) die mittlere Haftfestigkeit von FBU nur 14,38 MPa betrug, erreichte es mit der FL + DC-Variante einen signifikant höheren Mittelwert von 26,63 MPa. Der wesentliche Unterschied zwischen beiden Kompositvarianten besteht in der Höhe der jeweils ersten Schicht. GrandioSO Heavy Flow wurde in einer dünneren Schicht (1 mm) appliziert und polymerisiert als die erste Schicht von GrandioSO (2 mm). Möglicherweise erlaubte GrandioSO in den Metallhülsen keinen ausreichenden Lichtzutritt an die Grenzfläche, um eine ausreichende Co-Polymerisation zu gewährleisten. Auch Unterschiede in der Adaptationsfähigkeit oder in der chemischen Zusammensetzung könnten mögliche Ursachen für die bei FBU beobachteten Unterschiede zwischen den Kompositvarianten LC und FL + DC sein.

4.2.3 Vergleich der Komposittypen

OptiBond FL (OFL)

Häufig wird das klassische Drei-Schritt Etch-and-Rinse-Bondingsystem OptiBond FL als Goldstandard in der adhäsiven Füllungstherapie bezeichnet (Frankenberger et al. 2013). Diese Tatsache wird durch die Haftwerte in Verbindung mit LC, DC sowie FL + DC in dieser Studie bekräftigt. Der in der Gruppe FL + DC registrierte Mittelwert von 40,67 MPa war von den Mittelwerten aller 32 Gruppen der höchste in dieser Studie. Dass das Lining mit Flow-Komposit der Grund für den höheren Wert als bei der LC-Kontrollgruppe sein könnte, kann wie schon in Abschnitt 4.2.2 beschrieben in der Literatur nicht bestätigt werden. Eine markante Ausnahme im

negativen Sinn stellte bei den Versuchen mit OptiBond FL das Bulk-Fill-Komposit SonicFill dar. Mit einem Mittelwert von lediglich 9,37 MPa schnitt es signifikant schlechter ab. als die anderen drei Kompositvarianten. Bucuta und Ilie (2014) fanden für SonicFill eine deutlich niedrigere Transluzenz als für alle anderen Bulk-Fill-Komposite im Test. Das könnte zu einer ungenügenden Polymerisation an der Adhäsiv-Komposit-Grenzschicht führen und die niedrigen Haftwerte erklären. Ein weiterer Erklärungsansatz könnte sein, dass ein vom Hersteller empfohlenes zusätzliches Härten nach dem Entfernen der Matrize bei dem Versuchsaufbau dieser Studie nicht möglich war, da die Stopfhülse nicht entfernt werden kann. Allerdings betraf diese versuchstechnische Einschränkung nicht nur das SonicFill, sondern alle verwendeten Bulk-Fill-Komposite und dennoch konnten in anderen Versuchsgruppen für Bulk-Fill-Komposite ausreichende Haftwerte erzielt werden. Über eine ungenügende Durchhärtungstiefe von SonicFill wurde jedoch in der Literatur schon mehrfach berichtet (Ibarra et al. 2015; Garcia et al. 2014, Benetti et al. 2015). Vermutlich war dieses Defizit auch der Grund dafür, dass SonicFill kurz nach Durchführung dieser Studie vom Markt genommen und durch das Nachfolgeprodukt SonicFill 2 ersetzt wurde. Die Frakturanalyse ergab, dass in Verbindung mit dem LC-Komposit mehr Kohäsivfrakturen und weniger Adhäsivfrakturen zu beobachten waren als in Verbindung mit SonicFill, was im Einklang steht mit den höheren Haftwerten bei Verwendung des lichthärtenden Microhybridkomposits. In Verbindung mit dem niedrigen Haftwert von durchschnittlich nur 9,37 MPa kann daraus ein Mangel im adhäsiven Verbund, also der Wirksamkeit des Adhäsivs in Verbindung mit dem benutzten Komposit, oder in der Eigenfestigkeit des Komposits gefolgert werden. Mängel in der Eigenfestigkeit oder der adhäsiven Verbindung können darüber hinaus auch eine ungenügende Polymerisation durch zu geringe Lichtausbeute an der Grenzfläche oder in der Tiefe des Komposits als Ursache haben (siehe 4.2.1).

Prime&Bond XP (PBX)

Bei Prime&Bond XP lassen sich in Abhängigkeit vom verwendeten Kompositttyp zwei Signifikanzgruppen unterscheiden. Die Kompositvarianten LC, BLK und DC (hier wurde PBX in Kombination mit dem zugehörigen Dual-Cure-Activator verwendet) befanden sich in einer Signifikanzgruppe. Offensichtlich funktioniert der Dual-Cure-Activator von PBX zufriedenstellend, weshalb sich die Haftwerte der DC-Gruppe nicht signifikant von denen der Kontrollgruppe LC unterschieden. Schon

2006 fanden Dieng Sarr et al., dass der Self-Cure-Activator die Haftwerte von Prime&Bond NT, dem Vorgängerprodukt von Prime&Bond XP, signifikant erhöhte. Die zweite Gruppe bestand lediglich aus der Kompositkombination FL + DC, die signifikant höhere Haftwerte aufwies als die zuvor genannten Komposittypen. Die Vermutung, dass das Flow-Lining einen positiven Einfluss auf die Haftfestigkeit genommen haben könnte, wird jedoch in der Literatur nicht bestätigt. So stellte Abdalla in einer Studie aus 2010 mit einem Flow-Lining zwar eine Erhöhung der Haftwerte fest, die jedoch nicht signifikant ausfiel. Allerdings bewirkte das Flow-Lining eine signifikante Zunahme der Häufigkeit von Kohäsivfrakturen. Über entsprechende Ergebnisse wurde schon in früheren Studien berichtet (Cavalcanti et al. 2007, Figueiredo Reis et al. 2003).

OptiBond XTR (OXT)

Das Zwei-Schritt Self-Etch-System OptiBond XTR (OXT) schnitt in dieser Studie in Verbindung mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (LC) Herculite XRV Ultra mit sehr hohen Haftwerten ab. Es erreichte von allen untersuchten Bondingsystemen mit 33,02 MPa den höchsten Mittelwert in den Versuchsgruppen mit konventionellen lichthärtenden Microhybridkompositen. Dies entspricht den Ergebnissen einer Meta-Analyse von In-vitro-Studien, der zufolge bei den Self-Etch-Systemen die Zwei-Schritt-Varianten besser abschneiden als die Ein-Schritt-Systeme (Vanajasan et al. 2011). Auch bei OXT schnitt die Kombination mit dem Bulk-Fill-Komposit SonicFill mit sehr niedrigen Haftwerten ab. Mögliche Ursachen hierfür wurden bereits weiter oben im Zusammenhang mit OptiBond FL erörtert (Abschnitt 4.2.3.1). Dass bezüglich der Dentinhaftwerte kein signifikanter Unterschied zwischen dem dualhärtenden Aufbaukomposit alleine (Gruppe DC) und der Gruppe FL + DC nachgewiesen werden konnte, bedeutet entweder, dass die Variante mit dem Flow-Lining keine Vorteile bringt, oder, dass OptiBond XTR kein Kompatibilitätsproblem in Verbindung mit dualhärtenden Kompositen aufweist. Allerdings war die Haftfestigkeit von OXT/LC signifikant höher als die von OXT/DC bzw. von OXT/FL + DC. Dies lässt die Interpretation zu, dass entweder (a) das Adhäsivpotential von OXT in diesen beiden Gruppen im Vergleich zur Gruppe OXT/LC nicht vollständig ausgeschöpft wurde, oder dass (b) zwischen OXT und dem damit kombinierten dualhärtenden Aufbaukomposit eine Inkompatibilität bestand, die jedoch durch das Flow-Lining in diesem Fall nicht beseitigt werden konnte. Vermutlich liegt das Problem dabei nicht in dem Flow-Komposit Premise

Flowable, sondern im Adhäsiv selbst begründet, denn in Verbindung mit OptiBond FL hat die Kompositkombination Premise Flowable/CoreRestore 2 sehr hohe Werte erzielt, die ebenfalls im Bereich der Kontrollgruppe (LC) lagen.

Clearfil Universal Bond (CUB)

Mit Mittelwerten zwischen 12,11 MPa (BLK) und 20,71 MPa (LC) lag das Universaladhäsiv Clearfil Universal Bond in dieser Studie im Mittelfeld der untersuchten Bondingsysteme. Was den Einfluss der vier Kompositgruppen betrifft, so war ein signifikanter Unterschied nur zwischen dem herstellereigenen lichthärtenden Microhybridkomposit und dem Bulk-Fill-Komposit x-tra fil (VOCO) zu erkennen. Auf ein herstellerfremdes Bulk-Fill-Komposit musste zurückgegriffen werden, weil Kuraray, der Hersteller von CUB, kein eigenes lichthärtendes Bulk-Fill-Komposit anbietet. Es spricht einiges dafür, dass die unbefriedigenden Ergebnisse der Materialkombination CUB (Kuraray)/x-tra fil (VOCO) nicht in erster Linie dem Universaladhäsiv zuzuschreiben sind, sondern den spezifischen Eigenschaften des Bulk-Fill-Komposits x-tra-fil, zumal dieses auch in Kombination mit dem herstellereigenen Universaladhäsiv Futurabond U (VOCO) nur unterdurchschnittlich abschnitt. Das Flow-Lining hatte bei CUB keinen positiven Einfluss auf die Haftwerte im Vergleich zu dem dualhärtenden Aufbaukomposit (DC) allein. Diese Beobachtung spricht dafür, dass dieses Universaladhäsiv und das herstellereigene DC-Komposit so gut aufeinander abgestimmt sind, dass offenbar keine Inkompatibilität zwischen beiden Materialien besteht. Da CUB in Verbindung mit dem DC-Komposit ähnlich gut abschnitt, wie in Verbindung mit dem LC-Komposit (Kontrolle), scheint die Variante mit dem Flow-Lining hier nicht sinnvoll zu sein.

iBond Universal (IBU)

Das Universaladhäsiv iBond Universal erreichte insgesamt ebenfalls nur mittelmäßige Haftwerte und kam nicht über einen Mittelwert von 18,86 MPa in Verbindung mit dem lichthärtenden Komposit Venus Diamond hinaus. Der Unterschied zu den anderen Adhäsiven dieser Studie liegt besonders in der Verwendung von Aceton als Lösungsmittel. Aceton verfügt über ein hohes Dipolmoment und weist einen höheren Dampfdruck auf als zum Beispiel Ethanol. Aus dem Dipolmoment resultieren geringere Wasserstoffbrückenbindungen, was dazu führt, dass ein Re-wetting von Kollagenfasern weniger gut möglich ist (Nikhil

et al. 2011). Zusätzlich besteht die Gefahr, dass das Aceton zu schnell verdampft. Das würde zu einer höheren Viskosität im Adhäsiv führen, was die Penetration der demineralisierten Kollagenfasern erschwert und eine unvollständige Hybridschicht nach sich zieht (Reis et al. 2004). Die Verwendung von Aceton als Lösungsmittel könnte also eine Erklärung für die mittelmäßigen Haftwerte von IBU sein. IBU schnitt in der Gruppe mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit (LC) Venus Diamond dennoch signifikant besser ab als in den Gruppen BLK und DC. Hierbei muss erwähnt werden, dass der Hersteller von IBU, die Firma Kulzer, kein eigenes dualhärtendes Aufbaukomposit (DC) anbietet, so dass auch hier auf ein herstellerfremdes Aufbaukomposit zurückgegriffen werden musste. Zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Versuchsgruppen fiel die Wahl auch hier auf CoreX Flow (Dentsply Sirona). Es machte in dieser Studie jedoch keinen Unterschied, ob iBond Universal mit den Kompositvarianten BLK, DC oder die FL + DC kombiniert wurde. Über die möglichen Gründe für das schlechtere Abschneiden in diesen Gruppen lassen sich wiederum nur Vermutungen anstellen. So könnte, wie bereits im Abschnitt 4.2.1 beschrieben, bei dem Bulk-Fill-Komposit eine ungenügende Transluzenz eine Rolle spielen. Aber auch die bekannte Hemmung des Autopolymerisationsmechanismus durch saure Adhäsive könnte sich in der DC-Gruppe negativ bemerkbar gemacht haben.

Futurabond U (FBU)

Bei Futurabond fällt auf, dass es mit dem DC-Komposit keine signifikant unterschiedlichen Haftwerte erzielte als mit dem lichthärtenden Microhybridkomposit der Versuchsgruppe. Dafür lässt sich erkennen, dass die Variante FL + DC mit 26,63 MPa signifikant höhere Haftwerte erreichte als die anderen Komposite, die mit Futurabond U verwendet wurden. Ein Erklärungsversuch besteht darin, dass das Flow-Komposit eine bessere Benetzung der Adhäsivschicht ermöglichte und dadurch höhere Haftwerte erzielte. Allerdings finden sich für diesen Erklärungsansatz – wie bereits vorher erwähnt - keine Belege in der Literatur (Cavalcanti et al. 2007, Figueiredo Reis et al. 2003). Eine Sonderstellung nimmt bei dem Universaladhäsiv Futurabond U das x-tra fil – also das lichthärtende Bulk-Fill-Komposit von VOCO – ein. In der Kombination mit Futurabond U erreichte es mit 4,20 MPa nur sehr niedrige Haftwerte. Caixeta et al. (2015) konnten zeigen, dass x-tra fil beim Push-Out-Versuch an Rinderzähnen signifikant niedrigere Werte erzielte als die anderen untersuchten Komposite.

Hierbei wurde jedoch als Adhäsiv nicht Futurabond U verwendet, sondern Adper Scotchbond Multipurpose Plus. Ein weiterer Grund könnte eine ungenügende Polymerisation in der Tiefe sein. Der Beweis für eine ausreichende Polymerisation in der Tiefe wird in der Regel über die Vickers-Härte erbracht. So unterstellen Moharam et al. in einer Studie von 2017 dem x-tra fil eine sehr hohe Vickers-Härte und attestieren ihm damit eine gute Polymerisation. Im Gegensatz dazu behaupten Leprince et al. 2012, dass die bisherigen Methoden zur Messung der Aushärtetiefe, wie die Vickershärte, den tatsächlichen Wert nicht wahrheitsgetreu erfassen können. Durch die ursprünglichen Methoden, wie die Vickers-Härte, würden tendenziell zu hohe Werte für die Durchhärtungstiefe erreicht werden. Wenn man das berücksichtigt, könnte die Polymerisation von x-tra fil bei Schichten von 4 mm nicht ausreichen, um akzeptable Haftwerte zu erzielen. Der Kruskal-Wallis-Test ergab, dass es bei Futurabond U statistische Unterschiede in der Verteilung der Adhäsivfrakturen ($p=0,007$) und der Kohäsivfrakturen im Komposit ($p=0,018$) gab. In der Verteilung der Dentinfrakturen war dagegen kein signifikanter Unterschied zu erkennen. Die bestehenden Unterschiede waren im Wesentlichen auf das Bulk-Fill-Komposit zurückzuführen. Es erzielte fast ausschließlich Adhäsivfrakturen und signifikant weniger Kohäsivfrakuren im Komposit. Das bedeutet in Verbindung mit dem erzielten Mittelwert von 4,20 MPa, dass der adhäsive Verbund bzw. die Wirksamkeit des Adhäsivs die Schwachstelle im Dentin-Adhäsiv-Komposit-System darstellt, besonders in Verbindung mit dem Bulk-Fill-Komposit. Der Unterschied zu den Mittelwerten der anderen Kompositypen zeigt aber, dass das Adhäsiv doch auch zu höheren Werten fähig ist. Somit kann das Bulk-Fill-Komposit x-tra fil ebenfalls als negativer Einflussfaktor erwogen werden und es stellt sich die Frage, ob die Lichtausbeute bzw. die Polymerisation an die Adhäsivschicht ausreichend gut funktioniert.

Scotchbond Universal (SBU)

Bei diesem Universaladhäsiv lassen sich zwei Gruppen erkennen: So erreichte es in der LC-Gruppe und in der DC-Gruppe zwar Werte über 20 MPa, blieb damit jedoch signifikant unter den Werten in Verbindung mit dem BLK (30,83 MPa) bzw. der Kombination FL + DC (30,34 MPa). Das bedeutet, dass der Dual-Cure-Aktivator den Haftwert auf das Niveau des LC-Komposits erhöht, aber dennoch Potential zu besseren Haftwerten besteht. Über die Gründe, weshalb das Bulk-Fill-Komposit (Filtek Bulk Fill Posterior) im Verhältnis zu dem lichthärtenden nanomodifizierten

Komposit Filtek Supreme XTE so gut abschneidet, können an dieser Stelle nur Vermutungen angestellt werden, da die Datenlage begrenzt ist. Eine Erklärungsmöglichkeit könnte in der speziellen Zusammensetzung zu suchen sein. Filtek Bulk Fill Posterior enthält neuartige Monomere: AUDMA und ein sogenanntes AFM-Molekül, welches während der Polymerisation durch Öffnung an einer reaktiven Stelle zur Relaxation des Gefüges führt und somit den Polymerisationsstress reduziert. Andererseits könnte auch die Konsistenz des Bulk-Fill-Komposits günstiger sein als die des herkömmlichen LC-Komposits. Auch über das Abschneiden der Variante FL + DC lässt sich nur mutmaßen. In der Literatur lässt sich kein Nachweis finden, dass das Lining die Haftwerte verbessert (Cavalcanti et al. 2007, Figueiredo Reis et al. 2003), aber dennoch sind in dieser Studie die Werte der Gruppe FL + DC ähnlich wie schon bei Futurabond U und Prime&Bond XP signifikant höher als die der LC-Gruppen. Vielleicht führte auch das Anmischen der zwei Komponenten der DC-Komposite zu kleinen Bläschen, die in direktem Kontakt zur Adhäsivschicht niedrigere Haftwerte zur Folge hatten, bei der Variante FL + DC jedoch nicht zum Tragen kommen. Bei diesem Adhäsiv zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Kompositttypen nur in Bezug auf die Häufigkeit von Kohäsivfrakturen im Komposit ($p=0,043$). Es gab bei Filtek Bulk Fill Posterior signifikant weniger Frakturen im Komposit als bei den anderen Kompositttypen. Unter Berücksichtigung des Mittelwerts von 30,83 MPa scheidet ein schlechter adhäsiver Verbund, der Kompositfrakturen zu Gunsten von Adhäsivfrakturen reduzieren würde, als Erklärung dieses Phänomens aus. Plausibel erscheint aber, dass der adhäsive Verbund zusammen mit einer hohen Eigenfestigkeit dazu führte, dass es zu hohen Haftwerten und prozentual weniger kohäsiven Frakturen im Komposit kommen konnte.

Adhese Universal (AUB)

Die Problematik von dual- bzw. selbsthärtenden Kompositen in Kombination mit selbstätzenden Adhäsiven (Suh et al. 2003; Tay et al. 2004) scheint im Fall des Universaladhäsivs Adhese Universal noch nicht behoben zu sein. So betrug der Mittelwert der Dentinhaftung in der DC-Gruppe lediglich 9,37 MPa und lag damit deutlich unter dem der Kontrollgruppe (LC). Zudem lag in der DC-Gruppe der Anteil der Adhäsivfrakturen bei annähernd 100%, was den Verdacht der Inkompatibilität zwischen dem Universaladhäsiv Adhese Universal und dem dualhärtenden Aufbaukomposit Multicore Flow erhärtet. Das Bulk-Fill-Komposit Tetric EvoCeram

Bulk Fill nahm eine Zwischenstellung ein: Es erreichte mit 24,06 MPa einen grundsätzlich akzeptablen Wert, konnte jedoch nicht mit dem LC-Komposit oder der FL + DC-Gruppe konkurrieren. Die Abgrenzung zur Adhäsivschicht durch das Flow-Komposit scheint zu funktionieren, denn der Haftwert steigt von 9,37 MPa in der DC-Gruppe auf einen Wert von 30,81 MPa in der FL + DC-Gruppe. Diese Werte sind vergleichbar mit denen der Kontrollgruppe, was die FL + DC-Variante bei Adhese Universal als Ausweg aus der oben beschriebenen Inkompatibilität mit DC erscheinen lässt.

5 Zusammenfassung

In Zeiten von Qualitätsmanagement und Hygieneanforderungen werden wirtschaftliche Aspekte für den Erfolg einer zahnärztlichen Praxis immer wichtiger. Da Leistung Arbeit pro Zeit ist, gewinnt das Einsparen an Arbeitszeit immer mehr an Bedeutung. So wird von den Herstellern dentaler Produkte versucht, möglichst jeden Arbeitsschritt zu verkürzen bzw. zu vereinfachen, um die Attraktivität der eigenen Produkte für den Zahnarzt zu erhöhen. Beim Thema Aufbaufüllung kommen daher vereinfachte selbstätzende Adhäsive und selbst- oder dualhärtende Aufbaukomposite zum Einsatz, da hierbei aufwändige Zwischenschritte bei der Adhäsivtechnik oder das schichtweise Einbringen des Restaurationsmaterials vermieden werden können. Allerdings besteht, wie mehrfach nachgewiesen wurde, eine chemische Inkompatibilität zwischen sauren selbstkonditionierenden Adhäsiven und dem Autopolymerisationsmechanismus chemisch oder dualhärtender Komposite. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich daher mit folgenden Fragen: Erstens: Können vereinfachte Adhäsive grundsätzlich, d. h. in Kombination mit einem lichthärtenden Komposit, annehmbare Haftwerte auf Dentin erzielen? Zweitens: Verändert sich diese Haftfestigkeit in Kombination mit dualhärtenden Kompositen, oder ist die bisher bekannte Inkompatibilität mit neueren Produkten, wie von den Herstellern reklamiert, überwunden? Darüber hinaus wurden zwei alternative Varianten für Aufbaufüllungen getestet: Neue lichthärtende Bulk-Fill-Komposite versprechen eine Aushärtung von 4 bis 5 Millimetern und somit weniger Schichten, die separat gehärtet werden müssten. Dadurch kann Zeit gespart werden. Zum anderen wurde getestet, ob das Lining mit einem Flow-Komposit als Trennschicht zwischen Adhäsiv und Aufbaukomposit die genannte Inkompatibilität vermeidet, was im Vergleich zur konventionellen Schichtung von lichthärtendem Komposit ebenfalls die Arbeitszeit verkürzen würde. Zur Beantwortung dieser Fragen wurden 320 Proben aus Rinderfrontzähnen hergestellt, indem auf diesen eine gleichmäßige, plane Dentinoberfläche freigelegt wurde. Die Proben wurden in Kaltpolymerisat eingebettet und je nach verwendetem Adhäsiv acht Versuchsgruppen zugeordnet: OptiBond FL (OFL), OptiBond XTR (OXT), Clearfil Universal Bond (CUB), iBond Universal (IBU), Futurabond U (FBU), Scotchbond Universal (SBU), AdheSE Universal (AUB), Prime&Bond XP (PBX). Die 40 Proben pro Adhäsiv wurden je nach verwendetem Komposit in vier gleich große Untergruppen (n=10) unterteilt: Konventionelles

lichthärtendes Microhybridkomposite (LC), Bulk-Fill-Komposite (BLK), dualhärtende Komposite (DC) und die Kombination aus Flow-Komposit und DC (FL + DC). Auf 24h Wasserlagerung folgte die Ermittlung der Haftwerte über den Scherversuch und eine Bruchflächenanalyse mit Hilfe des Auflichtmikroskops.

Nach statistischer Auswertung der Daten konnten einige Unterschiede festgestellt werden. Das in der Literatur als Goldstandard bezeichnete OptiBond FL diente in dieser Studie als Maßstab für die anderen Werte. In Verbindung mit lichthärtenden Microhybridkompositen (LC) erzielten OFL, OXT und AUB Werte über 30 MPa ohne signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Systemen. Im Vergleich dazu erreichten IBU und FBU signifikant niedrigere Haftwerte. Bei den Bulk-Fill-Kompositen erzielte SonicFill sowohl in Verbindung mit OFL (9,37 MPa) als auch mit OXT (0,95 MPa) auffallend niedrige bis kaum messbare Werte. FBU mit dem zugehörigen BLK schnitt ebenfalls mangelhaft ab. Die höchsten Werte der BLK-Gruppe erreichte SBU mit Filtek Bulk Fill Posterior (30,83 MPa). Der Mittelwert für AUB war zwar mit 24,06 MPa niedriger, allerdings statistisch nicht signifikant. OFL erzielte in der Gruppe der DC-Komposite sehr hohe Werte, die mit denen der LC vergleichbar waren. Alle anderen Adhäsive mit Ausnahme von PBX erreichen diese Werte nicht bzw. unterscheiden sich signifikant davon. Auffällige Schwächen offenbarten IBU, FBU und AUB. SBU erzielte mit dem Aktivator zwar keine Höchstwerte, aber der Mittelwert der DC-Gruppe unterschied sich nicht signifikant von den LC-Werten. Der höchste Wert wurde mit OFL in der Gruppe FL + DC erzielt (40,67 MPa).

Grundsätzlich scheinen die erzielten Dentinhaftwerte stark von den verwendeten Materialkombinationen abzuhängen. In Kombination mit lichthärtenden Kompositen erzielten nur zwei der untersuchten Universaladhäsive (OXT und AUB) akzeptable Ergebnisse. Mit lichthärtenden Bulk-Fill-Kompositen wurden erhebliche Qualitätsunterschiede in der Dentinhaftung beobachtet, wobei Filtek Bulk Fill Posterior und Tetric EvoCeram Bulk Fill zufriedenstellende Ergebnisse erzielten. Die Inkompatibilität zwischen DC-Kompositen und sauren, selbstätzenden Adhäsiven scheint in einigen Fällen nach wie vor zu bestehen. Die bei SBU und PBX vorgeschriebenen Aktivatoren scheinen ihre Aufgabe zu erfüllen: Die DC-Komposite erreichten damit ähnliche Haftwerte wie LC-Komposite. Die Kombination von Flow- und dualhärtendem Komposit hat sich in dieser Studie als

vielversprechende Alternative erwiesen, wobei auch hier der Erfolg von den verwendeten Materialien abhängt.

6 Literaturverzeichnis

1. Abdalla AI: Bond strength of a total-etch and two self-etch adhesives to dentin with and without intermediate flowable liner. Am J Dent 23: 157-160 (2010)

2. Al-Ahdal K, Ilie N, Silikas N, Watts DC: Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. Dent Mater 31: 1207-1213 (2015)

3. Almuammar MF, Schulman A, Salama FS: Shear bond strength of six restorative materials. J Clin Pediatr Dent 25: 221-225 (2001)

4. Al-Sharaa KA, Watts DC: Stickiness prior to setting of some light cured resin-composites. Dent Mater 19: 182-187 (2003)

5. Altinci P, Mutluay M, Tezvergil-Mutluay A: Repair bond strength of nanohybrid composite resins with a universal adhesive. Acta Biomater Odontol Scand 4: 10-19 (2017)

6. Antonucci JM, Grams CL, Termini DJ: New initiator systems for dental resins based on ascorbic acid. J Dent Res 58: 1887-1899 (1979)

7. Arsu N, Aydin M, Yagci Y, Jockusch S, Turro NJ: One component thioxanthone based Type II photoinitiators. In: Fouassier J (Hrsg) Photochemistry and UV Curing: New Trends, 1. Aufl, Research Signpost Trivandrum, S.17-29 (2006)

8. Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P: Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. J Dent 35: 50-58 (2007)

9. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP: Fibre-based post systems: a review. Br Dent J 195: 43-48 (2003)

10. Belli R, Kreppel S, Petschelt A, Hornberger H, Boccaccini AR, Lohbauer U: Strengthening of dental adhesives via particle reinforcement. J Mech Behav Biomed Mater 37: 100-108 (2014)

11. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honore D, Pedersen MK, Pallesen U: Bulk-fill resin composites: Polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. Oper Dent 40: 190-200 (2015)

12. Beriat NC, Nalbant D: Water Absorption and HEMA Release of Resin-Modified Glass-Ionomers. Eur J Dent 3: 267-272 (2009)

13. Braga RR, Boaro LC, Kuroe T, Azevedo CL, Singer JM: Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. Dent Mater 22: 818-823 (2005)

14. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA: Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. Dent Mater 26: e38-49 (2010)

15. Bucuta S, Ilie N: Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. Clin Oral Investig 18: 1991-2000 (2014)

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

17. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ: Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Restor Dent 16: 158-165 (2008)

18. Caixeta RV, Guiraldo RD, Kaneshima EN, Barbosa AS, Picolotto CP, Lima AE, Gonini Júnior A, Berger SB: Push-Out Bond Strength of Restorations with Bulk-Fill, Flow, and Conventional Resin Composites. The Scientific World Journal 2015: http://doi.org/10.1155/2015/452976 (16.12.2017)

19. Cavalcanti AN, Mitsui FH, Ambrosano GM, Marchi GM: Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 80: 50-58 (2007)

20. Chen WP, Chen YY, Huang SH, Lin CP: Limitations of push-out test in bond strength measurement. J Endod 39: 283-287 (2013)

21. Colak H, Ercan E, Hamidi MM: Shear bond strength of bulk-fill and nano-restorative materials to dentin. Eur J Dent 10: 40-45 (2016)

22. Combe EC, Shaglouf AM, Watts DC, Wilson NH: Mechanical properties of direct core build-up materials. Dent Mater 15: 158-165 (1999)

23. Craig RG, Powers JM, Wataha JC: Zahnärztliche Werkstoffe, 8. Aufl, Urban & Fischer, München: S. 74 (2006)

24. Davidson CL: Advances in glass-ionomer cements. J Appl Oral Sci 14: 3-9 (2006)

25. Davidson CL, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 25: 435-440 (1997)

26. De Oliveira LD, Carvalho CA, Valera MC, Koga-Ito CY, Jorge AO: Diffusion ability of endotoxin through dentinal tubules. Braz Oral Res 19: 5-10 (2005)

27. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z: Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater 11: 126-131 (1995)

28. Delbons FB, Perdigao J, Araujo E, Melo Freire CA, Caldas DD, Cardoso JL, Pagani M, Borges GA, Lima RB: Randomized clinical trial of four adhesion strategies in posterior resotrations-18-month results. J Esthet Restor Dent 27: 107-117 (2015)

29. Dieng Sarr FY, Sall OH, Faye B, N'Diaye Gaye F, Sembene M: [Performance and Compatibility of Self Polymerizing Prime and Bond NT Adhesive and the Composite LuxaCore]. Odontostomatol Trop 29: 30-34 (2006)

30. Emamieh S, Ghasemi A, Torabzadeh H: Hygroscopic expansion of aesthetic restorative materials: one-year report. J Dent (Tehran) 8: 25-32 (2011)

31. Ertl K, Graf A, Watts D, Schedle A: Stickiness of dental resin composite materials to steel, dentin and bonded dentin. Dent Mater 26: 59-66 (2010)

32. Ferracane JL: Resin composite—state of the art. Dent Mater 27: 29-38 (2011)

33. Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL: Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. J Endod 41: 309-316 (2015)

34. Figueiredo Reis A, Giannini M, Ambrosano GM, Chan DC: The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. J Dent 31: 59-66 (2003)

35. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF: Influence of selected variables on adhesion testing. Dent Mater 8: 265-269 (1992)

36. Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel. 3. Aufl, Spitta, Balingen: S. 33, S. 77 (2013)

37. Frankenberger R, Schipper HM, Roggendorf MJ: Adhäsivtechnik 2010 – Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme? Quintessenz 61: 537-542 (2010)

38. Fujisawa S, Kadoma Y: Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. Dent Mater 8: 324-326 (1992)

39. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G: Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. Oper Dent 39: 441-448 (2014)

40. Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM, Gee L, Homberger B, Marshall SJ: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. Dent Mater 9: 79-84 (1993)

41. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M: The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. Eur J Oral Sci 112: 353-361 (2004)

42. Griffith AA, Eng M: The phenomena of rupture and flow in solids. Philosophical Transactions of the Royal Society of London A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences 221: 163-198 (1921)

43. Gross MJ, Harrison JA: Some electrochemical features of the in vivo corrosion of dental amalgam. J Appl Electrochem 19: 301-310 (1989)

44. Guzy GE, Nicholls JI: In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 42: 39-44 (1979)

45. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. Dent Mater 9: 191-197 (1993)

46. Haller B, Merz A: Neue Adhäsive – neue Möglichkeiten? BZB Bayer Zahnärztebl 53: 48-57 (2016)

47. Heintze SD: Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. J Adhes Dent 9: 77-106 (2007)

48. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 6. Aufl, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln: S. 4, S. 8-11, S. 197, S. 200, S. 204-205, S. 218, S. 258 (2013)

49. Ibarra ET, Lien W, Casey J, Dixon SA, Vandewalle KS: Physical properties of a new sonically placed composite resin restorative material. Gen Dent 63: 51-56 (2015)

50. Irwin GR: Analysis of Stresses and Strains Near the End of a Crack Traversing a Plate. J Appl Mech E24: 361-364 (1957)

51. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT: Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. J Am Dent Assoc 93: 597-605 (1976)

52. Jud C, Schaff F, Zanette I, Wolf J, Fehringer A, Pfeiffer F: Dentinal tubules revealed with X-ray tensor tomography. Dent Mater 32: 1189-1195 (2016)

53. Kaisarly D, Gezawi ME: Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. Odontology 104: 257-270 (2016)

54. Kaplan AE, Ubios AM, Beigelis AA: Suitability of different substrates for reliable bond strength tests. Acta Odontol Latinoam 9: 3-12 (1996)

55. Kelly JR: Extrapolation from strength: Caveat Emptor. Trans Acad Dent Mater 7: 16-22 (1994)

56. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S: Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. J Dent 27: 383-389 (1999)

57. Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH: Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel—human vs. bovine primary teeth in vitro. Dent Mater 24: 888-894 (2008)

58. Lehmann KM, Hellwig E: Zahnärztliche Propädeutik, 10. Aufl, Urban & Fischer, München: S. 16-18, S. 145-146 (2005)

59. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J: Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. J Dent Res 80: 1605-1614 (2001)

60. Leprince JG, Leveque P, Nysten B, Gallez B, Devaux J, Leloup G: New insight into the "depth of cure" of dimethacrylate-based dental composites. Dent Mater 28: 512-520 (2012)

61. Lüllmann-Rauch R: Taschenlehrbuch Histologie, 3. Aufl, Thieme, Stuttgart: S. 361 (2009)

62. Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50: 480-488 (1983)

63. Mahn E: Klinische Kriterien für die erfolgreiche Komposite-Aushärtung. https://www.zm-online.de/archiv/2011/04/zahnmedizin/klinische-kriterien-fuer-die-erfolgreiche-komposite-aushaertung/ (30.06.2018)

64. Mandava J, Vegesna DP, Ravi R, Boddeda MR, Uppalapati LV, Ghazanfaruddin MD: Microtensile bond strength of bulk-fill restorative composites to dentin. J Clin Exp Dent 9: e1023-1028 (2017)

65. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H: Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. J Prosthet Dent 104: 92-97 (2010)

66. Moharam LM, El-Hoshy AZ, Abou-Elenein K: The effect of different insertion techniques on the depth of cure and Vickers surface micro-hardness of two bulk-fill resin composite materials. J Clin Exp Dent 9: e266-271 (2017)

67. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE: Restoration of endodontically treated teeth. Dent Clin Noth Am 48: 397-416 (2004)

68. Nazari A, Sadr A, Saghiri MA, Campillo-Funollet M, Hamba H, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y: Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography. Dent Mater 29: 278-286 (2013)

69. Neumann MG, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC: Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. J Dent 33: 525-532 (2005)

70. Niem T, Schmidt A, Wöstmann B: Bonding resin thixotropy and viscoxity influence on dentine bond strength. J Dent 51: 21-28 (2016)

71. Nikhil V, Singh V, Chaudhry S: Comparative evaluation of bond strength of three contemporary self-etch adhesives: An ex vivo study. Contemp Clin Dent 2: 94-97 (2011)

72. Nissan R, Segal H, Pashley D, Stevens R, Trowbridge H: Ability of bacterial endotoxin to diffuse through human dentin. J Endod 21: 62-64 (1995)

73. Olio G: Bond strength testing—what does it mean? Int Dent J 43: 492-498 (1993)

74. Pashley DH, Sano H, Ciucci B, Yoshiyama M, Carvalho RM: Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater 11: 117-125 (1995)

75. Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW: In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. J Adhes Dent 8: 367-373 (2006)

76. Perdigao J, Lopes MM, Gomes G: In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. Oper Dent 33: 534-549 (2008)

77. Perinka L, Sano H, Hosoda H: Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. Dent Mater 8: 229-233 (1992)

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

79. Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 105: 97-116 (1997)

80. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL: Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. J Dent 23: 217-226 (1995)

81. Rathke A, Balz U, Muche R, Haller B: Effects of self-curing activator and curing protocol on the bond strength of composite core buildups. J Adhes Dent 14: 39-46 (2012)

82. Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH: Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. Dent Mater 20: 669-676 (2004)

83. Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR: Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. Am J Dent 3: 253-258 (1990)

84. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR: The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. Am J Dent 2: 269-273 (1989)

85. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 10: 236-240 (1994)

86. Sarkis-Onofre R, Jacinto RC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T: Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. J Dent 42: 582-587 (2014)

87. Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Pneumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B, De Munck J: Microtensile bond strength and

interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. Oper Dent 35: 94-104 (2010)

88. Shillingburg HT Jr., Jacobi R, Brackett SE: Preparation modifications for damaged vital posterior teeth. Dent Clin North Am 29: 305-326 (1985)

89. Sirisha K, Rambabu T, Shankar YR, Ravikumar P: Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. J Conserv Dent 17: 305-311 (2014a)

90. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P: Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. J Conserv Dent 17: 420-426 (2014b)

91. Stober T, Rammelsberg P: The failure rate of adhesively retained composite core build-ups in comparison with metal-added glass ionomer core build-ups. J Dent 33: 27-32 (2005)

92. Sudsangiam S, van Noort R: Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? J Adhes Dent 1: 57-67 (1999)

93. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR: 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 (2003)

94. Suzuki T, Finger WJ: Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins. Dent Mater 4: 379-383 (1988)

95. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A: Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent 30: 371-382 (2002)

96. Ungor M, Onay EO, Orucoglu H: Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. Int Endod J 39: 643-647 (2006)

97. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 28: 215-235 (2003)

98. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J: Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 26: e100-121 (2010)

99. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL: State of the art of self-etch adhesives. Dent Mater 27: 17-28 (2011)

100. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G: A critique of bond strength measurements. J Dent 17: 61-67 (1989)

101. Vanajasan PP, Dhakshinamoorthy M, Rao CS: Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. J Conserv Dent 14: 62-67 (2011)

102. Weltärztebund: WMA Deklaration von Helsinki – Ethische Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen. www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/pdf-Ordner/International/Deklaration-von-Helsiniki_2013_DE.pdf (29.07.2018)

103. Yassen GH, Platt JA, Hara AT: Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. J Oral Sci 53: 273-282 (2011)

104. Yettram AL, Wright KW, Pickard HM: Finite element stress analysis of the crowns of normal restored teeth. J Dent Res 55: 1004-1011 (1976)

105. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B: Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 83: 454-458 (2004)

106. Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Maruo Y, Nishigawa G, De Munck J, Yoshida Y: Functional monomer impurity affects adhesive performance. Dent Mater 31: 1493-1501 (2015)

107. Zheng TL, Huang C, Zhang ZX, Wang S, Zhang G: [Influence on storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system]. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 14: 147-150 (2005)

Die Danksagungen wurden aus Gründen des Datenschutzes entfernt

Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes entfernt