

**Einfluss der Anwendererfahrung
auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven
im Scherbindungsfestigkeitsversuch**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Ghezal Asef

aus Kassel

Gießen 2015

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Uniklinikum Gießen und Marburg GmbH

Standort Gießen

Leiter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Claus-Peter Ernst

Tag der Disputation: 03.11.2015

Meinen Eltern und meinen beiden Brüdern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	5
2	LITERATURÜBERSICHT	7
2.1	Dentin	7
2.1.1	Grundlagen und Aufbau	7
2.2	Adhäsive	10
2.2.1	Einteilung nach Generationen	10
2.2.2	Einteilung nach Applikationstechnik	13
2.3	Dentinhaftung	15
2.3.1	Wirkungsmechanismus	15
2.3.2	Wet-Bonding	16
2.3.3	Rewetting	17
2.3.4	Einfluss der Anwendererfahrung	18
3	ZIEL DER ARBEIT	21
4	MATERIAL UND METHODE	22
4.1	Probanden	22
4.2	Materialien	23
4.2.1	Zähne	23
4.2.2	Adhäsive	23
4.2.3	Komposit	24
4.3	Rahmenbedingungen	25

4.4	Vorbereitung der Prüfkörper.....	26
4.4.1	Einbettung der Zähne.....	26
4.4.2	Freilegung des Dentins.....	27
4.5	Versuchsablauf.....	28
4.5.1	Applikation der Adhäsive.....	28
4.5.2	Applikation des Komposits.....	30
4.5.3	Durchführung der Scherbindungsfestigkeitsprüfung.....	32
4.6	Messung der Luftparameter.....	33
4.6.1	Schwebekörperdurchflussmesser.....	33
4.6.2	Strömungsmessumformer.....	34
4.6.3	Messung des Volumenstroms und der Strömungsgeschwindigkeit.....	34
4.7	Statistische Auswertung.....	36
4.7.1	Datenerfassung.....	36
4.7.2	Datenanalyse.....	36
4.7.3	Signifikanzniveau.....	38
4.7.4	Grafische Darstellung.....	39
5	ERGEBNISSE.....	40
5.1	Anwendererfahrung in Bezug auf die Scherbindungsfestigkeit.....	40
5.1.1	Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Optibond FL.....	40
5.1.2	Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Solobond Plus.....	41
5.1.3	Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Futurabond DC.....	42
5.2	Anwendererfahrung in Bezug auf die Luftparameter.....	43
5.2.1	Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Optibond FL.....	43
5.2.2	Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Solobond Plus.....	44
5.2.3	Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Futurabond DC.....	45

5.2.4	Ergebnisse während des Verblasens des Primers für Optibond FL.....	46
5.2.5	Ergebnisse während des Verblasens des Primers für Solobond Plus	46
5.2.6	Ergebnisse während des Verblasens des Adhäsivs für Futurabond DC	47
5.3	Vergleich der Adhäsive anhand der Scherbindungsfestigkeit	48
5.4	Einfluss der Luftparameter auf die Scherbindungsfestigkeit.....	49
5.5	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	50
6	DISKUSSION	52
6.1	Diskussion der Materialien und Methodik	52
6.1.1	Materialien	52
6.1.2	Methodik	54
6.2	Diskussion der Ergebnisse	56
6.2.1	Allgemein – mögliche Anwendungsfehler in der Adhäsivtechnik	56
6.2.2	Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund der Adhäsive.....	59
6.2.3	Luftparameter der Anwender	62
6.2.4	Haftwerte der Adhäsive	63
6.3	Konklusion.....	66
7	ZUSAMMENFASSUNG	67
8	SUMMARY	69
9	LITERATURVERZEICHNIS	71
10	ANHANG	84
10.1	Tabellenverzeichnis	84
10.2	Abbildungsverzeichnis	84

11 ERKLÄRUNG.....	87
12 DANKSAGUNG.....	88

1 Einleitung

In der prothetischen Zahnheilkunde dienen Stumpfaufbauten der Restauration stark zerstörter Zähne, um eine ausreichend retentive Fläche für eine geplante Kronenversorgung zu schaffen. Während kleine kariös bedingte Defekte durch einen adhäsiven Stumpfaufbau mit Komposit wiederhergestellt werden können,^{34, 109} benötigen endodontisch vorbehandelte Zähne meist eine Stiftversorgung. Obwohl eine hochgoldhaltige gegossene Stiftversorgung als Goldstandard beim Stumpfaufbau endodontisch vorbehandelter Zähne gilt,²⁴ ist die Versorgung mit einem Glasfaserstift und dem direkten adhäsiven Stumpfaufbau aus Komposit eine preiswerte und zeitsparende Alternative.^{46, 50, 153} Doch die Vorteile dieser Therapieoption sind schnell hinfällig, wenn der Dentin-Adhäsiv-Verbund bei mangelhafter Ausführung nachgibt und der Stumpfaufbau sich samt prothetischer Versorgung löst. Aus diesem Grund sind die sorgfältige Anwendung des Dentinhaftvermittlers und der adäquate Verbund des Stumpfaufbaus zum Dentin essentiell für den langfristigen Erfolg der prothetischen Restauration.

Während früher die Funktionalität und Qualität einer Restauration im Vordergrund standen, ist heute zusätzlich zum ästhetischen Anspruch der Patienten auch der Wunsch der Zahnärzte nach einer zeitsparenden und anwenderfreundlichen Materialverarbeitung gestiegen.⁵³ Dementsprechend bietet die moderne Zahnheilkunde mittlerweile eine Vielfalt an verschiedenen Dentinadhäsiven mit unterschiedlichen Wirkmechanismen. Die derzeit erhältlichen Adhäsiv-Systeme sind Etch-and-Rinse-Adhäsive und Self-Etch-Adhäsive, die sich deutlich in ihrer Anwendung und ihrer Wirkung auf das Dentin unterscheiden.^{139, 145} Grundlegend für den adhäsiven Verbund ist die Säurekonditionierung des Dentins, der bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven separat mit Phosphorsäuregel erfolgt, welches vor der Applikation des Adhäsivs weggespült wird. Bei Self-Etch-Adhäsiven dagegen wird die selbstätzende Komponente mit dem Adhäsiv appliziert und verbleibt nach dem Lufttrocknen in der modifizierten Schmierschicht. Neben der Säurekonditionierung sind das Priming und Bonding weitere entscheidende Schritte der Adhäsivtechnik, die je nach Adhäsivsystem entweder gesondert voneinander oder kombiniert erfolgen können. Dementsprechend orientiert sich die aktuelle Klassifizierung der Adhäsive an der Anzahl der Schritte, die das entsprechende

Adhäsivsystem erfordert. Etch-and-Rinse-Adhäsive können Zwei- oder Drei-Schritt-Systeme sein, je nachdem, ob das Priming und Bonding separat oder kombiniert durch eine Flasche erfolgt. Ebenso können Self-Etch-Adhäsive Ein- oder Zwei-Schritt-Systeme sein, abhängig davon, ob der selbststänzendende Primer separat von oder kombiniert mit dem Adhäsiv in einem Ein-Flaschen-Adhäsiv vorkommt.

Jeder einzelne Applikationsschritt kann bei fehlerhafter Durchführung Auswirkungen auf den adhäsiven Verbund haben. Mögliche Anwendungsfehler sind z.B. zu langes Ätzen des Dentins im Rahmen des Etch-and-Rinse-Verfahrens, ein übermäßiges Trocknen des mit Säure konditionierten Dentins, verkürzte Einwirkzeiten der einzelnen Komponenten oder fehlende Lichtpolymerisation.^{37, 104} Im klinischen Alltag ist daher die genaue Kenntnis über die Eigenschaften des Adhäsivsystems eine wichtige Voraussetzung, um eine möglichst sorgfältige Anwendung und einen adäquaten Dentin-Adhäsiv-Verbund zu gewährleisten. Aus diesem Grund ist es über die chemische Zusammensetzung der Adhäsive hinaus vielmehr die Erfahrung und Qualifikation des Anwenders, die eine bedeutende Rolle in der adhäsiven Therapie einnimmt. Denn während es Anwendern mit wenig Erfahrung leichter fällt durch die verminderte Anzahl an Applikationsschritten mit Self-Etch-Adhäsiven zu arbeiten, scheinen Etch-and-Rinse-Adhäsive durch den separaten Ätzvorgang techniksensitiver zu sein und nur durch Anwender mit langjähriger Erfahrung adäquate Haftwerte zu erreichen.^{47, 78, 111}

Vor dem Hintergrund der Tatsache, dass nicht nur qualifizierte Zahnärzte, sondern auch Studenten im Rahmen ihrer Ausbildung Adhäsive anwenden, wurde im Rahmen dieser Arbeit insbesondere der Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven ermittelt. Hierzu sollten einerseits erfahrene Zahnärzte sowie Studenten aus dem klinischen Semester, aber auch unerfahrene Studenten aus dem vorklinischen Semester für die Untersuchung einbezogen werden. Im Rahmen einer Scherbindungsfestigkeitsprüfung wurden zwei Etch-and-Rinse-Adhäsive und ein Self-Etch-Adhäsiv miteinander verglichen.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentin

2.1.1 Grundlagen und Aufbau

Unter den Zahnhartsubstanzen bildet das Dentin die Hauptmasse des Zahnes, welches im koronalen Bereich vom Schmelz und im radikulären Bereich vom Zement bedeckt ist (Abb. 2.1). Im Innern des Dentins liegt die Pulpa in der Pulpahöhle. Die Pulpa besteht aus vaskularisiertem und innerviertem Bindegewebe⁵⁸ und hat ihren Ein- und Austrittspunkt am Foramen apicale an der Wurzelspitze des Zahnes.

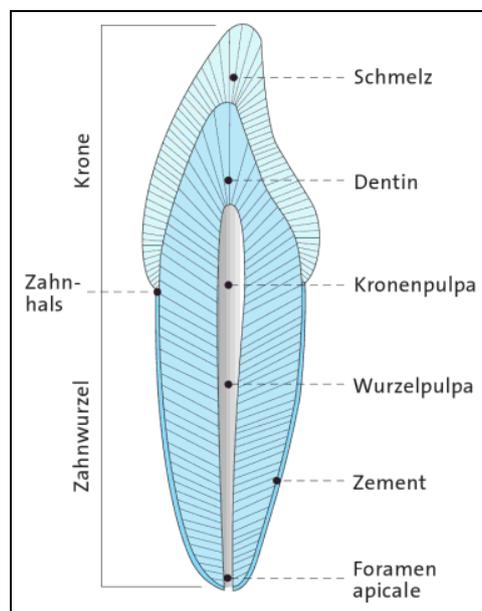


Abb. 2.1: Aufbau des Zahnes (entnommen aus Lehmann et al., Zahnärztliche Propädeutik⁷¹)

In der Peripherie der Pulpa, angrenzend zum Dentin, liegt die Zellreihe der Odontoblasten, die für die Bildung des Dentins verantwortlich sind. Wachstumslinien deuten auf eine rhythmische Dentinbildung hin. Die Fortsätze der Odontoblasten, auch Tomes'sche Fasern

genannt, durchziehen das Dentin innerhalb der Dentintubuli und können über Seitenkanäle der Tubuli mit anderen Fortsätzen in Kontakt stehen.^{81, 82} Ihnen werden wichtige Funktionen bei der Ernährung und Reizweiterleitung im Dentin zugeschrieben.⁸⁴

Das Dentin ist ein inhomogenes Gewebe und besteht zu 70 Gew.-% aus anorganischem und zu 20 Gew.-% aus organischem Gewebe. Auf das Volumen bezogen beträgt der anorganische Anteil 50 Vol.-% und der organische Anteil 30 Vol.-%, der Rest besteht aus Wasser.⁷⁴ Das anorganische Gewebe wird insbesondere von Apatitkristallen gebildet, welche hauptsächlich in Form von Kalziumhydroxylapatiten vorliegen. Das organische Gewebe besteht überwiegend aus Kollagen, wobei nur ein geringfügiger Teil eine nicht-kollagene Grundsubstanz bildet.^{66, 77} Morphologisch werden verschiedene Dentinarten unterschieden. Das Primärdentin bildet die Hauptmasse des Dentins und wird von den Odontoblasten während der Zahnentwicklung gebildet. Nach Abschluss des Wurzelwachstums und während der Nutzungsperiode des Zahnes wird in deutlich geringerem Verhältnis das Sekundärdentin gebildet. Mit zunehmendem Alter kann die fortlaufende Dentinbildung zur Einengung der Pulpahöhlen und der Wurzelkanäle bis hin zur vollständigen Obliteration führen. Als Reaktion auf externe Stimuli, wie z.B. eine chemische Irritation, Karies, eine restaurative Behandlung, Attrition oder Traumata, wird Tertiärdentin gebildet, welches eine irreguläre Dentinstruktur aufweist.^{8, 74, 120} Das Prärdentin ist auf der pulpalen Seite des Dentins lokalisiert und grenzt an das Bindegewebe der Pulpa mit der Zellreihe der Odontoblasten. Es besteht aus einer unmineralisierten organischen Matrix, welche vor allem Kollagen beinhaltet. Seine Dicke variiert zwischen 10 bis 30 µm. Das Prärdentin ist vor allem während der Dentinogenese präsent und besteht zeitlebens.⁷⁴

Das Primärdentin wird in Manteldentin und zirkumpulpaem Dentin unterteilt. Das Manteldentin ist die äußere Schicht des Dentins und liegt direkt unterhalb des Schmelzgewebes. Die Dicke variiert zwischen 5-30 µm. Das Manteldentin ist das Produkt von nicht ausdifferenzierten, jungen Odontoblasten, sodass die organische Matrix eine irreguläre Struktur aufweist und der anorganische Teil weniger mineralisiert ist als der Rest des Dentinegewebes. Das zirkumpulpa Dentin bildet den Hauptanteil des Primärdentins und ist das Produkt ausdifferenzierter Odontoblasten. Die Mineralisation findet in Form von Kalkosphäriten statt. Die kleinen nicht-mineralisierten Areale zwischen den Kalkosphäriten werden als Interglobulardentin bezeichnet. Das zirkumpulpa Dentin wird in intertubuläres und peritubuläres Dentin unterteilt. Das intertubuläre Dentin befindet sich, wie dem Namen zu entnehmen ist, zwischen den Dentintubuli und beträgt eine Dicke von etwa 0,5 bis 1 µm.

Es besteht aus einem fibrillärem Kollagenetzwerk und ist mit vereinzelt eingelagerten Mineralkristallen nur geringfügig mineralisiert. Das peritubuläre Dentin dagegen bildet einen klar abgegrenzten, dicht mineralisierten Mantel um die Odontoblastenfortsätze und formt die Wand der Dentintubuli.^{67, 74} Zwischen den Tomes'schen Fasern und der Wand der Dentintubuli liegt der periodontoblastische Raum. Dieser Bereich ist mit Dentinliquor und Kollagenfibrillen gefüllt. Der Dentinliquor gleicht der pulpalen Gewebsflüssigkeit, sodass eine unmittelbare Beziehung zur Pulpa besteht.⁶⁶

In Abb. 2.2 ist die histologische Struktur des Dentins zur Veranschaulichung nochmals schematisch dargestellt.

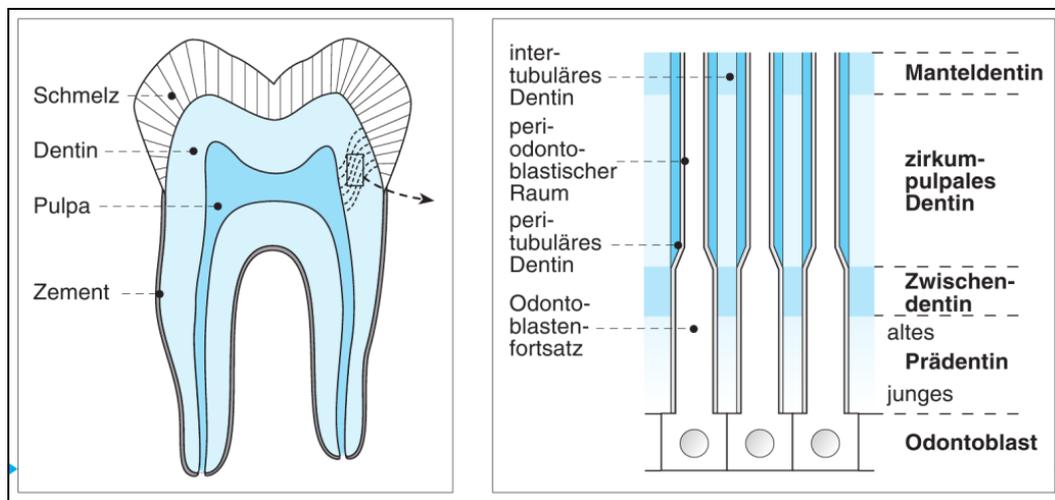


Abb. 2.2: Schematische Darstellung der Dentinstruktur und der Dentinkanälchen (entnommen aus Hellwig et al., Einführung in die Zahnerhaltung⁵⁸)

Die Dentintubuli machen eine erhebliche Menge des Dentins aus und nehmen pulpawärts an Anzahl und Durchmesser zu. In koronalen Schichten befinden sich etwa 15.000 Tubuli pro mm^2 Dentinoberfläche, zentral im Dentin zählt man etwa 25.000 Tubuli pro mm^2 und in pulpalen bis apikalen Dentinschichten kommen bis zu 55.000 Tubuli pro mm^2 Dentin vor.^{74, 77} Umso größer ist daher die Fläche der freigelegten Dentinkanälchen, je pulpennäher die Präparation im Dentin erfolgt. Diese Gegebenheit impliziert, dass die Dentinoberfläche umso mehr mit Liquor benetzt wird und feuchter ist. Da die Tubuli eine direkte Verbindung zur Pulpa darstellen, geht eine pulpennahe Präparation auch mit einer verstärkten Reizweiterleitung einher. Dies erschwert zwar die Adhäsivtechnik, erfordert jedoch umso mehr eine Versiegelung der Dentinwunde in Form einer dichten adhäsiven Restauration, um eine Randspaltbildung sowie eine Irritation der Pulpa zu vermeiden.

2.2 Adhäsive

Adhäsion leitet sich aus dem lateinischen Wort ‚*adhaerere*‘ ab, welches ‚anhängen, anhaften‘ bedeutet. Sie beschreibt das Anhaften zweier Stoffe miteinander und setzt die Bildung einer Grenzfläche voraus. Im zahnmedizinischen Bereich steht die Adhäsion u.a. auch für das Anhaften von Füllungsmaterial an der Zahnhartsubstanz. In diesem Zusammenhang fungiert das Adhäsiv als Haftvermittler und ermöglicht die Bildung einer Grenzfläche zwischen Dentin und Komposit. Während zu Beginn der Adhäsivforschung die Optimierung der Dentinhaftung maßgeblich war, sind heute zusätzlich die Anforderungen an eine einfachere und schnellere Anwendung gestiegen.⁵³ Dennoch gibt es grundlegende Kriterien, die ein gutes Adhäsivsystem erfüllen muss. Eine sichere Haftung und eine stabile Randdichtigkeit sind wichtige Voraussetzungen für eine erfolgreiche Füllungstherapie. Darüber hinaus ist die Pulpaverträglichkeit durch Vermeidung postoperativer Hypersensibilitäten eine wesentliche Forderung an ein Adhäsivsystem.⁵⁸ Innovative Erkenntnisse und Methoden sowie laufend neue Anforderungen sind Grund für das aktuell breite Angebot an Adhäsivsystemen und ihren Komponenten.

2.2.1 Einteilung nach Generationen

Bislang führte die Entwicklung der Adhäsivsysteme zu einer chronologischen Einteilung. Dabei werden die Adhäsive mit dem Zeitpunkt ihrer Markteinführung nach Generationen eingeteilt.

Die erste Generation der Adhäsivsysteme entstand, indem *Buonocore*¹⁵ 1955 mit der Erfindung der Säure-Ätz-Technik am Schmelz die Grundprinzipien der Adhäsion beschrieb. Eine Ätzung des Dentins war ein weiterer Schritt in der Adhäsivforschung, in dem eine chemische Verbindung zwischen einem Dimethacrylat-haltigen Komposit und dem säure-konditionierten Dentin angenommen wurde. Strukturelle Eigenschaften und die intrinsische Feuchtigkeit des Dentins erlaubten keinen guten Haftverbund.⁵³ *Bowen*¹² knüpfte 1965 am Konzept der Dentinätzung an und setzte das bifunktionale Molekül N-Phenylglycin-Glycidylmethacrylat (NPG-GMA) ein, welches mit einem Molekülende am Dentin und dem anderen Ende am Komposit haften sollte. Doch Haftwerte von 1 bis 3 Megapascal erlaubten keinen ausreichenden Verbund zwischen Dentin und Komposit,¹²⁸ weshalb die Adhäsivsysteme der ersten Generation klinisch keine Relevanz haben.

Im Laufe der 1970er Jahre wurde die zweite Generation der Adhäsivsysteme eingeführt. Diese enthielten Phosphatester wie Bisphenol A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) oder Hydroxyethylmethacrylat (HEMA). Man setzte eine ionische Verbindung zwischen der Phosphatgruppe und dem Kalzium im Dentin voraus. Da das Dentin selbst jedoch nicht angeätzt wurde, kam die Haftung hauptsächlich mit der Schmierschicht zustande. Hydrolytische Prozesse aufgrund der im Dentin und im oralen Milieu vorherrschenden Feuchtigkeit führten zu kleinsten Mikrorissen im adhäsiven Verbund zum Komposit, wodurch die Haftwerte dieser Adhäsive nicht zufrieden stellend waren.^{68, 128} Daher kommt den Adhäsiven der zweiten Generation im klinischen Gebrauch ebenfalls keine Bedeutung mehr zu.⁸⁵

Die Auffassung, dass die Applikation von Phosphorsäure auf Dentin eine Pulpaschädigung verursacht, führte zur Einführung der selektiven Ätztechnik. In der dritten Generation wird der Schmelz selektiv mit Phosphorsäure geätzt (Selective-Etch-Technik), während das Dentin mit einem sog. selbstkonditionierenden Primer, der eine milde Säure (z.B. Maleinsäure) enthält, vorbehandelt wird. Die Schmierschicht wird aufgelöst bzw. modifiziert und durch die Demineralisation oberflächlicher Dentinbereiche können die im Primer enthaltenen hydrophilen Monomere (z.B. HEMA) das freigelegte Kollagennetzwerk durchdringen. Anschließend wird ein Dentinadhäsiv aufgetragen, welches amphiphile Mono- und Dimethacrylate enthält und dadurch den Verbund zum hydrophoben Komposit und die Bildung einer Hybridschicht ermöglicht.⁵⁸ Der adhäsive Verbund auf der mit einer Schmierschicht bedeckten Dentinfläche war bis 1990 noch nicht sehr erfolgreich, da die Haftvermittler die Schmierschicht nicht vollständig durchdrangen.^{68, 136}

Die Adhäsivsysteme der vierten Generation erreichen mit der Total-Etch-Technik eine vollständige Entfernung der Schmierschicht.⁶⁸ Die Total-Etch-Technik wird auch Etch-and-Rinse-Technik genannt und beschreibt die Vorbehandlung des Dentins mit Säure und anschließendem Abspülvorgang. Dabei werden Schmelz und Dentin simultan mit 20- bis 40-prozentiger Phosphorsäure geätzt, wobei die Säureapplikation im Schmelz beginnt, um eine Überätzung des Dentins zu vermeiden. Die Säurekonditionierung des Dentins bewirkt sowohl eine vollständige Entfernung der Schmierschicht als auch eine Demineralisation des Dentins mit Freilegung der Kollagenfasern.^{53, 85} Nachdem das Ätzgel mit Wasserspray abgesprüht wird, muss die Dentinoberfläche feucht gehalten werden, um einen Kollaps der Kollagenfasern zu vermeiden. Im Zuge dessen sind die Techniken *wet-bonding* und *rewetting* zur Feuchthaltung des Dentins entstanden. Die hydrophile Primerlösung infiltriert das Kollagennetzwerk und durch die Penetration des Adhäsivs bildet sich die Hybridschicht.^{85, 86}

Obwohl die Dentinadhäsive der vierten Generation einen bedeutenden Fortschritt in der Adhäsivtechnologie repräsentieren, ist der Wunsch nach einem zeitsparenden und technisch weniger anfälligen Adhäsivsystem weit verbreitet.

Um die Prozedur des Bondings im klinischen Alltag zu vereinfachen, kamen die Adhäsivsysteme der fünften Generation auf den Markt. Diese charakterisieren sich durch eine reduzierte Anzahl an Applikationsschritten, wodurch man sich eine weniger techniksensitive und zeitsparende Arbeitsweise erhoffte. Auch bei diesem System wird das Dentin nach der Etch-and-Rinse-Technik mit Phosphorsäure vorbehandelt. Die Komponenten Primer und Adhäsiv sind jedoch, anders als bei den Adhäsivsystemen der vierten Generation, in einer Flasche zusammengefasst und werden in einem Arbeitsschritt appliziert. Daher kennzeichnet die Begrifflichkeit One-Bottle-Bonding das Adhäsivsystem der fünften Generation.^{40, 85, 128}

Die sechste Generation der Adhäsivsysteme arbeitet mit selbst konditionierenden Primern und beschreibt die ersten Ansätze der Self-Etch-Technik, in der die separate Säurevorbehandlung des Dentins wegfällt. Die Säurekonditionierung und die Applikation des Primers werden in einem Anwendungsschritt zusammengefasst, sodass die Demineralisation des Dentins mit einer im Primer enthaltenen schwachen Säure und die Penetration der hydrophilen Monomere in das Kollagengeflecht gleichzeitig stattfinden kann.⁸⁵ Die Verbindung des Ätzens mit der Applikation des Primers reduziert nicht nur einen Anwendungsschritt und damit die Arbeitszeit, sondern beseitigt auch den Schritt des Auswaschens und Trocknens und damit das Risiko eines Kollagenkollaps'.^{53, 68} Anschließend wird das Adhäsiv aufgetragen, welches die Verbindung der hydrophilen Primer-Dentin-Schicht mit dem hydrophoben Komposit ermöglichen soll.^{36, 43}

Die siebte Generation steht für sogenannte All-in-one-Adhäsive. Es sind selbstkonditionierende Primer-Adhäsive in nur einer Lösung, die saure Monomere enthalten und eine separate Ätzung mit Phosphorsäure nicht vorsehen.^{53, 85, 128} Frankenberg^{36, 37, 43} beschrieb bereits mehrfach in wissenschaftlichen Studien, dass All-in-one-Adhäsive insbesondere nach Wasserlagerung signifikant schlechter abschneiden als Mehrflaschenprodukte. Die Fähigkeit zur dauerhaften Dentinversiegelung ist nämlich bei Mehrflaschenprodukten wie Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven oder Etch-and-Rinse-Adhäsivsystemen viel ausgeprägter, da sie als abschließenden Schritt einen Haftvermittler beinhalten, der hydrophob ist und keinen Wasserzutritt im Komposit-Dentin-Verbund erlaubt. All-in-one-Adhäsive hingegen besitzen diesen hydrophoben Haftvermittler nicht, sodass eine vermehrte Wassereinlagerung und eine hydrolytische Degeneration die Folge sind.^{36, 37, 43}

2.2.2 Einteilung nach Applikationstechnik

Eine weitere Einteilung der Adhäsivsysteme richtet sich nach der Applikationstechnik, die angewendet wird und der Art, wie sie mit der Schmierschicht interagieren. Die Schmierschicht entsteht während der Präparation der Zahnhartsubstanz und ist eine Ablagerung aus denaturierten Kollagenfasern sowie Hydroxylapatit und ist bakteriell kontaminiert.^{33, 100} Sie stellt eine Barriere für die adhäsive Infiltration während des Bondings dar und erschwert den Kontakt des Komposits mit Dentin.^{53, 114} Um dennoch einen ausreichenden Verbund der Zahnhartsubstanz zum Restaurationsmaterial zu gewährleisten, muss die Schmierschicht entfernt, modifiziert oder infiltriert werden können.^{95, 133} Die beiden Bonding-Strategien Etch-and-Rinse-Technik und Self-Etch-Technik haben jeweils einen unterschiedlichen Einfluss auf die Schmierschicht. Jede dieser beiden Techniken wird in zwei Adhäsivtypen unterteilt, dessen Terminologie sich an der Anzahl der Behandlungsschritte bzw. Komponenten orientiert (Abb. 2.3). Dadurch entstehen die Bezeichnungen Ein-Schritt-Adhäsive oder Mehr-Schritt-Adhäsive.¹⁰⁰

Die erste Bonding-Strategie ist die Etch-and-Rinse-Technik, auch bekannt als Total-Etch-Technik. Charakteristisch für diese Technik ist ein separater Ätzvorgang, bei dem meistens 30- bis 40-prozentige Phosphorsäure auf Schmelz und Dentin aufgetragen wird. Nach einer Einwirkzeit von 15 bis 20 Sekunden auf Dentin wird das Ätzgel abgesprüht. Die Phosphorsäure kann die Schmierschicht vollständig entfernen und legt intertubuläre Porositäten durch Demineralisation im Dentin frei.^{92, 100, 114, 147}

Ursprünglich bestand das Etch-and-Rinse-System aus folgenden drei Applikationsschritten: Säurekonditionierung, Primer- und Adhäsivapplikation. Dieses Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv steht für den ersten Adhäsivtyp. Auf der Suche nach vereinfachten und schnelleren Methoden entstand der zweite Adhäsivtyp mit nur zwei Applikationsschritten: Säurekonditionierung und Primer-Adhäsiv-Applikation. Dieses Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv beinhaltet die Primer- und Adhäsiv-Lösung in einer Flasche, sodass dieser Adhäsivtyp auch als One-Bottle-Adhäsiv bekannt ist.^{40, 100, 147}

Die zweite Bonding-Strategie ist die Self-Etch-Technik. Dieses Verfahren sieht keinen separaten Ätzvorgang mit Phosphorsäure vor. Stattdessen beinhalten Self-Etch-Adhäsive saure Monomere, die für die Konditionierung des Dentins verantwortlich sind. Die Schmierschicht wird zwar permeabler, doch da der Abspülvorgang der Säure in diesem Verfahren entfällt, wird die Schmierschicht nicht vollständig entfernt.

Der erste Adhäsiivtyp der Self-Etch-Technik ist das Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiiv, bestehend aus einer selbstkonditionierenden Primerlösung und einem Adhäsiiv. Auch diese Technik sollte noch einfacher und schneller durchgeführt werden können, sodass das Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiiv entwickelt wurde. Dieser zweite Adhäsiivtyp fasst demnach alle Applikationsschritte zusammen und wird entweder aus zwei Komponenten zu einer Lösung zusammen gemischt oder er beinhaltet von vornherein nur eine Lösung, die auch als All-in-one- bzw. Ein-Flaschen-Adhäsiiv bekannt ist.^{92, 100, 147}

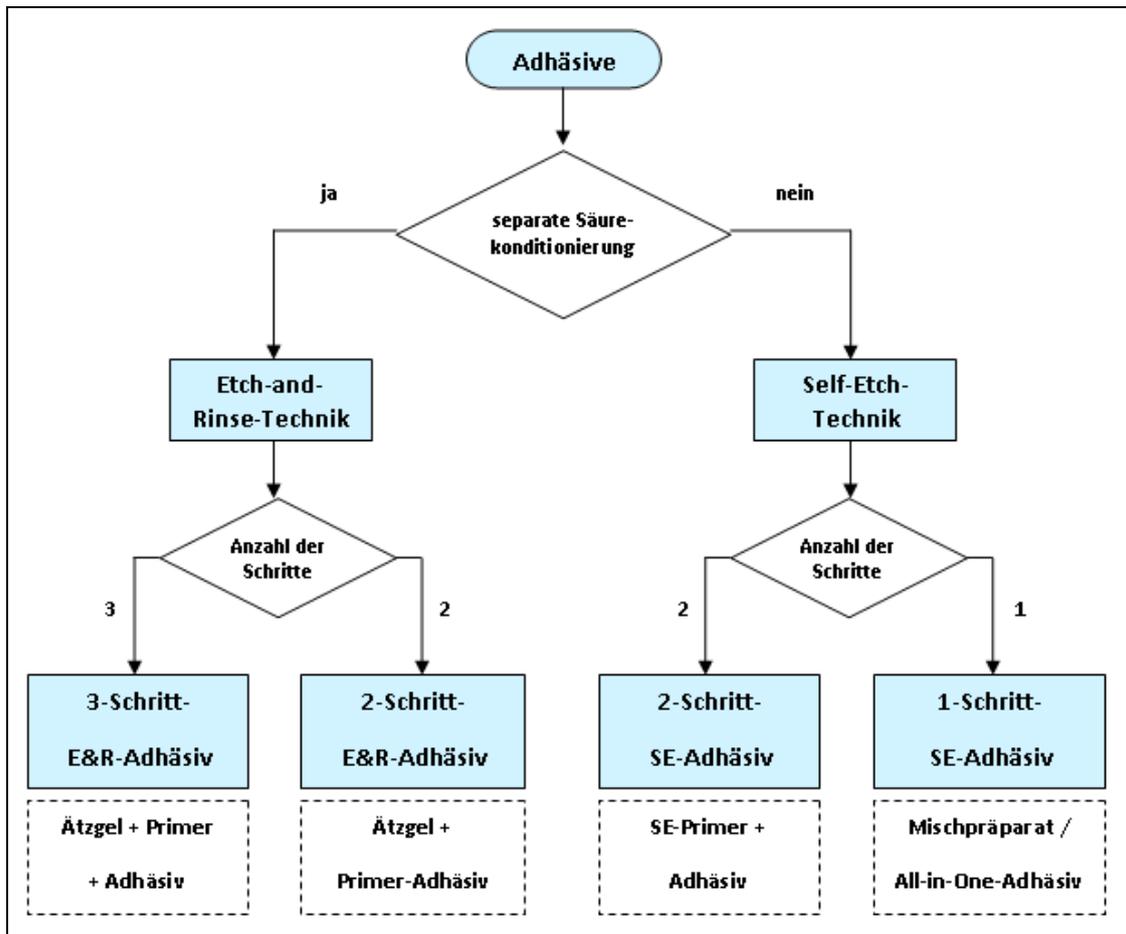


Abb. 2.3: Einteilung der Adhäsive nach Applikationstechnik

2.3 Dentinhaftung

Eines der Grundprinzipien der Adhäsion an Zahnhartsubstanzen ist es, eine möglichst große und gut benetzbare Haftfläche zu erreichen.¹⁵ Die Haftung am Dentin kommt hauptsächlich durch eine mechanische Retention an den durch Säurekonditionierung erzeugten Mikroporositäten zustande.⁵³ Dabei sind das Kollagengeflecht und die Dentintubuli wesentliche Bestandteile der retentiven Dentinfläche.

Biologische und klinische Faktoren wie die Dentinpermeabilität, die intrinsische Feuchtigkeit durch Dentinliquor, die durch Präparation entstandene Schmierschicht sowie die Gefahr eines Kollagenkollaps‘ erschweren hingegen die Dentinhaftung.^{17, 37, 97, 100} Umso wichtiger ist es, die Dentineigenschaften sowie mögliche Fehlerquellen während der Konditionierung des Dentins und der Anwendung von Adhäsivsystemen zu kennen, um die Unzulänglichkeiten zu kompensieren und den Wirkmechanismus von Dentinadhäsiven günstig zu beeinflussen.

2.3.1 Wirkungsmechanismus

Der Haftmechanismus von Dentinadhäsiven beruht auf der Penetration der Adhäsivkomponenten in das durch Säurekonditionierung demineralisierte Dentin.¹⁰⁰ Die Säureapplikation auf das Dentin führt neben der Entfernung der Schmierschicht auch zu strukturellen Veränderungen der Zahnhartsubstanz. Es werden Hydroxylapatitkristalle aus dem Dentin herausgelöst und das Kollagengeflecht des Dentins freigelegt.^{53, 114} Dabei darf das Kollagengeflecht nicht kollabieren, welches durch übermäßiges Trocknen der Dentinoberfläche erfolgen kann.⁷⁹ Die Kunststoffmonomere des Dentinadhäsivs können durch Diffusion in das Kollagengeflecht eindringen und in den eröffneten Dentintubuli die in der Literatur als *resin tags* bezeichneten Kunststoffzapfen ausbilden.¹⁴⁷ Diese Form der mikromechanischen Verankerung zwischen Kunststoffmonomeren und dem Dentinsubstrat führt zur Ausbildung einer Hybridschicht. Die säureresistente Hybridschicht besteht demnach nicht nur aus Dentin oder Kunststoff, sondern ist ein Gemisch aus beiden Substraten. Sie stellt eine mit Kunststoff verstärkte Dentinfläche dar, die einen dichten Verbund beider Substrate auf molekularer Ebene ermöglicht.^{86, 87} Die Dicke dieser Verbundschicht kann je nach Adhäsivsystem stark variieren, ihre Oberfläche besteht dennoch stets aus einer 15 µm dicken Sauerstoffinhibitionsschicht, die unpolymerisierte Monomere enthält und dadurch die Anhaftung des Komposits ermöglicht. Inwieweit die Qualität und Dicke der Hybridschicht

mit der Haftkraft des Adhäsivs korreliert und inwiefern sich die Dicke der Verbundschicht zwischen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsiven unterscheidet, ist noch nicht abschließend geklärt.^{4, 5, 27, 76}

Bei der Verwendung eines Mehrflaschenadhäsivs muss den einzelnen Komponenten des Adhäsivsystems genügend Zeit gegeben werden, um das konditionierte Dentin ausreichend zu penetrieren. Nur durch eine vollständige Infiltration der Monomere bis in das nicht mit Säure konditionierte Dentin ist die Ausbildung einer dichten Adhäsivschicht möglich.^{53, 79} Die Applikation der einzelnen Lösungen erfordert ein vorsichtiges Trocknen der jeweiligen Schicht, um das Lösungsmittel aus dem System zu entfernen, ohne jedoch die gesamte Schicht zu zerstören. Das Auftragen der letzten und abschließenden Komponente eines Mehrflaschenadhäsivs ermöglicht schließlich die Ausbildung der Hybridschicht, welche durch Lichthärtung stabilisiert wird. Durch die Vereinigung der einzelnen Bestandteile der Mehrflaschen-Adhäsive zum zeitsparenden Ein-Flaschen-Adhäsiv wurde zwar die Funktion in eine Lösung zusammengefasst, doch Studien bestätigen ein unbefriedigendes Randverhalten sowie niedrigere Haftwerte, die möglicherweise auf eine mangelhafte Ausbildung der Hybridschicht zurückzuführen sind.^{38, 53, 80}

Über die mikromechanische Hybridisierung hinaus wird mittlerweile auch eine chemische Wechselwirkung zwischen spezifischen Monomeren und dem Kalzium im Hydroxylapatit vermutet. Zahlreiche Studien haben eine mögliche chemische Interaktion zwischen Adhäsiven und Dentin untersucht und teilweise bestätigt.^{35, 90, 154, 155} Die spezifisch funktionierenden Monomere in Dentinadhäsiven können eine ionische Verbindung mit dem Kalzium des Hydroxylapatits eingehen. Aufgrund der chemischen Wechselwirkung entstehen Monomer-Kalzium-Salze, die die Adhäsivschicht zusätzlich stabilisieren können.¹⁵⁵

2.3.2 Wet-Bonding

Das *wet-bonding*, in der Literatur auch *moist-bonding* genannt, bezeichnet eine Methode der Adhäsivtechnik, in der darauf geachtet wird, dass das Dentin vor Applikation des Adhäsivs nicht zu sehr austrocknet.¹⁴⁷ Sie ist bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven von Bedeutung, bei denen das Dentin separat konditioniert, gespült und getrocknet wird. Um einen Kollagenkollaps im demineralisierten Dentin zu vermeiden, wird auf ein exzessives Trocknen verzichtet und das Dentin relativ feucht belassen. Dabei wird das Trocknen mit dem Luftbläser entweder sehr vorsichtig vorgenommen oder es wird ganz auf das Lufttrocknen

verzichtet. Stattdessen wird die Dentinfläche nach Konditionierung nur mit einem Wattepellet abgetupft.

Während ein Wasser-basiertes Adhäsiv in der Lage ist, kollabierte Kollagenfasern wiederaufzurichten, setzen Ethanol- und Aceton-basierte Adhäsive ein feuchtes Milieu, wie sie beim *wet-bonding* ermöglicht wird, voraus. Die flüchtigen Lösungsmittel Ethanol oder Aceton sind beim *wet-bonding* in der Lage, das Wasser innerhalb des Kollagengeflechts zu verdrängen. Eine ausreichende Infiltration des Monomers in das demineralisierte Dentin ist gewährleistet.^{63, 101} Wird jedoch ein Wasser-basiertes Adhäsiv aufgetragen, muss die Adhäsivschicht nicht nur verblasen, sondern ausreichend getrocknet werden, um das Restwasser vollständig zu entfernen und eine vollständige Polymerisation des Adhäsivs zu ermöglichen. Die Methode des *wet-bonding* kann zwar die Prozedur der Adhäsivtechnik verkomplizieren, bei richtiger Ausführung ermöglicht sie jedoch einen guten Haftverbund bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven.^{37, 40}

2.3.3 Rewetting

Das *rewetting* stellt eine Variante der Adhäsivtechnik dar, bei der das übertrocknete Dentin vor Applikation des Adhäsivs mit einem mit Wasser beschichteten Minibürstchen wiederbefeuchtet wird. Auch diese Methode ist bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven von Bedeutung, wenn das Dentin nach der Säurekonditionierung übermäßig getrocknet wird.^{52, 101, 137} Damit ist das *rewetting* eine wesentliche Alternative zum *wet-bonding*, wenn ein Übertrocknen des Dentins unumgänglich ist, wie es beim starken Verblasen zur Kontrolle eines Schmelzätzusters oder beim Entfernen von Restwasser in einer Kavität der Fall sein kann.^{37, 40}

Die Haftfestigkeit des adhäsiven Verbunds hängt beim *rewetting* im Wesentlichen von der Art des Lösungsmittels im Adhäsivsystem und dem entsprechenden Feuchtigkeitsmanagement⁴³ des Anwenders ab. Bei der Anwendung von Aceton- und Ethanol-basierten Adhäsivsystemen ist das Wiederanfeuchten von stark übertrocknetem Dentin obligat, um das kollabierte Kollagengeflecht wieder aufzurichten und eine ausreichende Monomerinfiltration im demineralisierten Dentin zu ermöglichen.^{40, 147} Wasser-basierte Adhäsive können niedrigere Haftwerte als Aceton- oder Ethanol-basierte Adhäsive aufweisen, wenn das verbliebene Wasser nicht ausreichend entfernt und eine Polymerisation dadurch beeinträchtigt wird. Ein *rewetting* von exzessiv übertrocknetem Dentin kann die Haftfestigkeit eines jeden

Adhäsivsystems erhöhen, wenn mindestens die doppelte Zeit investiert wird, wie sie beim Trocknen in Anspruch genommen wurde.^{52, 101, 137}

2.3.4 Einfluss der Anwendererfahrung

Inwieweit die Erfahrung des Anwenders einen Einfluss auf die Qualität des adhäsiven Verbunds hat, wurde bisher in nur wenigen Studien unter verschiedenen Gesichtspunkten untersucht.

*Giachetti et al.*⁴⁸ untersuchten den Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund verschiedener Adhäsivsysteme in einem Mikroscherbindungsfestigkeitsversuch. In dieser Studie wurde das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Optibond Solo Plus mit dem Self-Etch-Adhäsiv Optibond All-In-One verglichen. Zwei Gruppen, jeweils bestehend aus Experten und Studenten, führten die Applikation der Adhäsive durch. Für das Etch-and-Rinse-Adhäsiv konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Experten und Studenten nachgewiesen werden. Das Self-Etch-Adhäsiv dagegen zeigte für beide Gruppen gleiche Haftwerte.

*Unlu et al.*¹⁴³ ermittelten den Einfluss des Erfahrungsgrads der Anwender auf die Scherbindungsfestigkeit zweier Adhäsive. In dieser Studie wurden vier Gruppen von Operateuren gebildet. Sowohl für das Self-Etch-Adhäsiv Clearfil SE Bond als auch für das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Single Bond wurde ein signifikanter Unterschied zwischen erfahrenen und unerfahrenen Anwendern ermittelt. Darüber hinaus zeigten die Ergebnisse in allen Gruppen höhere Haftwerte für das Self-Etch-Adhäsiv.

*Guéders et al.*⁵¹ untersuchten das Auftreten von Mikrorissen in Klasse-V-Restaurationen zwischen verschiedenen Anwendern. Drei Gruppen wurden nach Erfahrungsgrad der Probanden gebildet. Die zwei Etch-and-Rinse-Adhäsive Scotchbond Multipurpose und Adper Scotchbond 1 XT sowie das Self-Etch-Adhäsiv AdheSE wurden untersucht. Beim Betrachten aller Adhäsive zusammen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich des Auftretens von Mikrorissen innerhalb der Restauration gemacht werden. Die erfahrenen Anwender hatten die wenigsten Mikrorisse, gefolgt von den moderat erfahrenen Anwendern, während die unerfahrenen Anwender die meisten Mikrorisse innerhalb der Restaurationen aufwiesen.

In einer weiteren Studie untersuchten *Giachetti et al.*⁴⁷ die Korrelation zwischen der Anwendererfahrung und dem Auftreten von Mikrorissen in Klasse-V-Restaurationen bei der Anwendung von Zwei-Schritt-Adhäsiv-Systemen. Der Vergleich erfolgte zwischen Zahnärzten und Studenten mit dem Aceton-basierten Etch-and-Rinse-Adhäsiv Prime&Bond NT und dem Self-Etch-Adhäsiv AdheSE. Das Auftreten von Mikrorissen, die bei der Anwendung des Self-Etch-Adhäsivs entstanden, war bei beiden Anwendergruppen gleich, es konnte kein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Die Prüfkörper des Etch-and-Rinse-Adhäsivs dagegen wiesen weniger Mikrorisse in der Expertengruppe auf, wobei ein statistisch signifikanter Unterschied für das Dentin im Vergleich zur Gruppe der weniger erfahrenen Studenten nachgewiesen werden konnte.

*Sano et al.*¹¹¹ untersuchten den Effekt der Anwendervariabilität auf den adhäsiven Verbund zweier Adhäsivsysteme zwischen Zahnärzten und Studenten. Auf bovinen Frontzähnen wurde die Haftung des Etch-and-Rinse-Adhäsivs Scotchbond Multipurpose und des Self-Etch-Adhäsivs Clearfil Liner Bond II getestet. Obwohl die Studenten insgesamt niedrigere Haftwerte für beide Adhäsivsysteme erzielten, konnte statistisch kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen ermittelt werden.

Tabelle 2.1 verleiht einen Überblick über die genannten Studien zur Thematik der Anwendererfahrung und deren Ergebnis. Sie lassen die Schlussfolgerung zu, dass die Haftwerte von Adhäsiven von der Erfahrung des Anwenders abhängen können. Je nach Adhäsivsystem kann die Auswirkung der klinischen Erfahrung jedoch variieren. Die o.g. Studien thematisieren zwar den Einfluss der Anwendererfahrung während der Adhäsivtechnik, allerdings wurde insbesondere der Aspekt des Luftmanagements der Anwender nicht untersucht.

Tabelle 2.1: Zusammenfassung der Studien zum Einfluss der Anwendererfahrung

Autoren	Jahr	Studie	Adhäsive	Prüfung	Ergebnis
<i>Giachetti et al.</i> ⁴⁸	2011	Comparison of experienced and inexperienced operators on bond strengths of total-etch and self-etch bonding systems	Optibond Solo Plus (Kerr) Optibond All-In-One (Kerr)	Mikroscherbindungs- festigkeit	signifikanter Unterschied zwischen Experten und Studenten für das E&R-Adhäsiv
<i>Unlu et al.</i> ¹⁴³	2011	Influence of operator experience on in vitro bond strength of dentin adhesives	Single Bond (3M) Clearfil SE Bond (Kuraray)	Scherbindungs- festigkeit	signifikanter Unterschied zwischen Erfahrenen und Unerfahrenen für das E&R- und SE-Adhäsiv
<i>Guéders et al.</i> ⁵¹	2011	Relationship between operator skill and in vitro microleakage of different adhesive systems in class V restorations	Scotchbond Multipurpose (3M) Adper Scotchbond 1 XT (3M) AdheSE (Ivoclar Vivadent)	Mikroskopische Beobachtung	signifikanter Unterschied zwischen allen Gruppen in Anbetracht aller Adhäsive zusammen
<i>Giachetti et al.</i> ⁴⁷	2007	Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems	Prime&Bond NT (Dentsply) AdheSE (Ivoclar Vivadent)	Mikroskopische Beobachtung	signifikanter Unterschied zwischen Zahnärzten und Studenten für das E&R-Adhäsiv am Dentin
<i>Sano et al.</i> ¹¹¹	1998	Effect of operator variability on dentin adhesion: Students vs. Dentists	Scotchbond Multipurpose (3M) Clearfil Liner Bond II (Kuraray)	Zugbindungs- festigkeit	statistisch kein signifikanter Unterschied

3 Ziel der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Auswirkung unterschiedlicher Anwendervorkenntnisse auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven zu ermitteln. Besonderes Augenmerk galt während der Untersuchung dem Luftmanagement der Probanden bei der Konditionierung des Dentins und der Applikation der Haftvermittler, indem die Strömungsgeschwindigkeit sowie die Durchflussmenge, im Folgenden als Luftparameter bezeichnet, ermittelt wurden. Überdies wurde untersucht, ob Etch-and-Rinse-Adhäsive trotz unterschiedlicher Erfahrung der Anwender höhere Haftwerte im Vergleich zu Self-Etch-Adhäsiven vorweisen.

Es wurde folgende Nullhypothese geprüft:

- Erfahrene und unerfahrene Anwender erreichen gleiche Haftwerte bei der Applikation und Verarbeitung der Dentinadhäsive und arbeiten mit untereinander vergleichbaren und konstanten Luftparametern
 - a) während des Trocknens des Dentins und
 - b) während des Verblasens des Primers bzw. Adhäsivs

Es wurde folgende Nebenhypothese formuliert:

- Etch-and-Rinse-Adhäsive erreichen höhere Haftwerte als Self-Etch-Adhäsive.

4 Material und Methode

4.1 Probanden

Im Rahmen dieser Arbeit wirkten 30 Probanden mit unterschiedlicher Erfahrung im zahnmedizinischen Bereich mit. Ihre Aufgabe war es, die Adhäsive auf jeweils vorbereitete Prüfkörper zu applizieren. Um die Erfahrung der Probanden zu kategorisieren, wurden drei Gruppen mit je zehn Personen nach bestimmten Kriterien gebildet.

In Gruppe 1 wurden Probanden eingeteilt, die keine Erfahrung in der Anwendung von Haftvermittlern hatten und auch keine Ausbildung als Zahnarzthelfer/in vorwiesen. Es waren Studenten/-innen der Zahnheilkunde im vorklinischen Abschnitt, die das dritte Semester besuchten.

Probanden mit mäßiger Erfahrung im Umgang mit Haftvermittlern bildeten die Gruppe 2. Auch in dieser Gruppe war das Kriterium, dass keine Ausbildung als Zahnarzthelfer/in vorlag. Es waren Studenten/-innen der Zahnheilkunde im klinischen Abschnitt, die das achte und neunte Semester besuchten.

Gruppe 3 repräsentierte die Zahnärzte/-innen, die eine ausreichende Erfahrung mit der Handhabung von Haftvermittlern hatten. Kriterien waren dementsprechend neben einem abgeschlossenen Studium der Zahnheilkunde auch eine Berufserfahrung von mindestens drei Jahren.

Tabelle 4.1 verleiht einen Überblick über die Einteilung der Gruppen mit den o.g. Kriterien:

Tabelle 4.1: Übersicht über die Einteilung der Probandengruppen

	repräsentieren	Erfahrung	Qualifikationsprofil
Gruppe 1	Anfänger	keine	Student/in, Vorklinik, 3. Semester
Gruppe 2	Fortgeschrittene	mäßig	Student/in, Klinik, 8./9. Semester
Gruppe 3	Zahnärzte	ausreichend	Staatsexamen, mind. 3jährige Berufserfahrung

4.2 Materialien

4.2.1 Zähne

Die Versuche wurden *in vitro* am Dentin boviner Frontzähne durchgeführt. Das Anforderungsverzeichnis der ISO-Norm⁶¹ für zahnärztliche Materialien zur Untersuchung von Adhäsiven auf Zahnhartsubstanzen gibt als alternative Prüfsubstanz das Dentin von Rinderzähnen an, die die Eigenschaften menschlichen Dentins aufweist. Voraussetzungen zur Untersuchung der Zahnhartgewebe ist die Karies- und Restaurationsfreiheit. Gemäß ISO/TS 11405:2003(E)⁶¹ wurden die Wurzel und die Pulpa des Frontzahnes sofort nach Extraktion entfernt (Abb. 4.1). Es erfolgte eine einwöchige Lagerung der Zähne in Chloramin T 0,5%. Anschließend wurden die Zähne bis zur Herstellung der Prüfkörper in destilliertem Wasser bei einer Temperatur von 4 °C gelagert.



Abb. 4.1: Rinderzahn mit abgetrennter Wurzel und restlos entferntem Pulpagewebe

4.2.2 Adhäsive

Es wurden die in Tabelle 4.2 aufgeführten Adhäsive untersucht: Optibond FL, Solobond Plus und Futurabond DC. Optibond FL ist ein Ethanol-basierter Haftvermittler. Das Lösungsmittel in Solobond Plus ist Aceton. Beide Adhäsive sind 2-Flaschen-Systeme, die im 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Verfahren eingesetzt wurden. Dieses Verfahren setzt eine Säurekonditionierung des Dentins voraus, welche mit dem Ätzel Vococid von Voco durchgeführt wurde. Futurabond DC ist ein Ethanol-basierter Dentinhaftvermittler, der im Rahmen eines 1-Schritt-

Self-Etch-Verfahrens eingesetzt wurde. Durch die selbstätzende Eigenschaft des Mischpräparats entfiel bei diesem Adhäsiv die vorherige Säurekonditionierung des Dentins. Pro Adhäsiv bearbeitete jeder Proband jeweils fünf Prüfkörper.

Tabelle 4.2: Übersicht über die verwendeten Adhäsive

Adhäsiv	Hersteller	Charge	Haltbarkeit	Verfahren
Optibond FL	Kerr	Lot 4485039	2014-02	3-Schritt-Etch-and-Rinse
		Lot 4571122	2013-11	
Solobond Plus	Voco	Lot 1102264	2013-01	3-Schritt-Etch-and-Rinse
		Lot 1103279	2013-01	
Futurabond DC	Voco	Lot 1221050	2014-05	1-Schritt-Self-Etch
		Lot 1221051	2014-05	

4.2.3 Komposit

Grandio Core Dual Cure ist ein dualhärtendes, fließfähiges Komposit. Laut Herstellerangaben ist es in drei Farben erhältlich: dentinfarben, blau und weiß. Im Rahmen dieser Versuche wurde das blaue Grandio Core Dual Cure verwendet. Durch seine dualhärtende Eigenschaft ist Grandio Core Dual Cure nicht nur für die Herstellung eines Stumpfaufbaus vitaler und avitaler Zähne, sondern auch zur adhäsiven Befestigung von Wurzelstiften indiziert. Es wird in der Adhäsivtechnik mit einem geeigneten Dentinhaftvermittler verwendet. Der Hersteller empfiehlt in der Gebrauchsanweisung die Verwendung von Futurabond DC. Grandio Core Dual Cure ist sowohl chemisch als auch lichthärtend. Ebenso wird für die Lichthärtung eine LED-/Halogenlampe mit einer Lichtleistung von mindestens 500 mW/cm^2 empfohlen. Würde man auf die Lichthärtung verzichten, wäre der Aufbau frühestens 5 min nach chemischer Polymerisation bearbeitungsfähig. Diese Bedingung entfiel jedoch im Rahmen dieser Versuche, da der Kompositaufbau sofort nach Applikation lichtgehärtet wurde. Es wurde eine Lichtlampe mit einer Lichtleistung von 750 mW/cm^2 verwendet.

4.3 Rahmenbedingungen

Die Rahmenbedingungen und der für die Prüfung verwendete Test folgten der Norm der ISO/TS 11405:2003(E)⁶¹. In Abb. 4.2 sind die Arbeitsschritte zur Vorbereitung, Herstellung und Untersuchung der Prüfkörper chronologisch aufgeführt. Zweck der aufgeführten Arbeitsverteilung waren die Bedingungen einer standardisierten Vorgehensweise (SOP = Standard Operating Procedure). Um sicherzustellen, dass alle Probanden qualitativ gleichwertige Prüfkörper zur Bearbeitung erhielten, wurden die Einbettung der Zähne (Kapitel 4.4.1) und die Freilegung des Dentins (Kapitel 4.4.2) durch die Autorin ausgeführt. Die Aufgabe des Probanden war es, das Dentin ggf. zu konditionieren und das Adhäsiv zu applizieren (Kapitel 4.5.1). Um Fehlerquellen bei der Kompositplatzierung zu vermeiden, erfolgte diese (Kapitel 4.5.2) sowie die Scherbindungsfestigkeitsprüfung (Kapitel 4.5.3) ebenfalls durch die Autorin selbst, sodass das Augenmerk auf die Qualität der Adhäsivschicht gelenkt wurde.

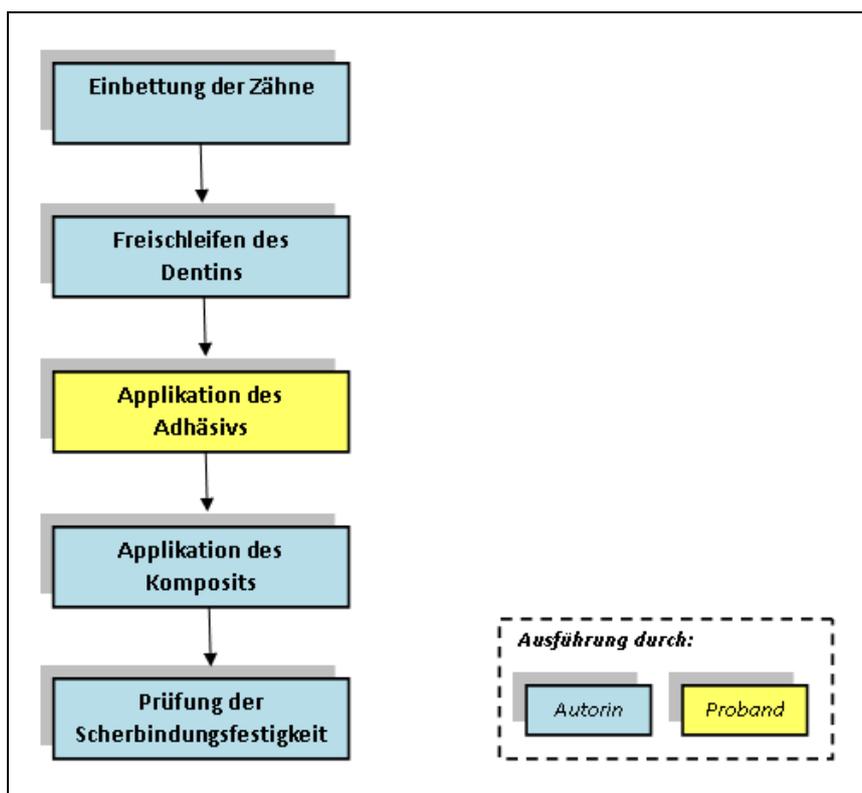


Abb. 4.2: Ablauf und Einteilung der Arbeitsschritte

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei konstanter Luftfeuchtigkeit ($50\% \pm 10\%$) und einer Raumtemperatur von $23\text{ °C} \pm 1\text{ °C}$ durchgeführt. Bei den einzelnen Produkten wurden die Gebrauchsinformationen der Hersteller befolgt.

4.4 Vorbereitung der Prüfkörper

4.4.1 Einbettung der Zähne

Die Durchführung der Scherbindungsfestigkeitsprüfung erfordert einen Prüfkörper zur Aufnahme der zu prüfenden Materialien. Daher wurde der Zahn in einem zylinderförmigen Kunststoffblock eingebettet. Für das Einbetten wurden folgende Materialien benötigt: Einbettform, Vaseline, Spatel, Silikonanrührbecher, kaltpolymerisierender Kunststoff und Silikon.

Die zweiteilige Einbettform besteht aus einem abnehmbaren Boden und einem Hohlzylinder. Die Innenwand des Zylinders wurde mit einer dünnen Schicht Vaseline isoliert. Anschließend wurden beide Teile zusammengefügt. Der Zahn wurde gründlich mit destilliertem Wasser abgespült und mit moderatem Luftstrom getrocknet. Die Pulpakammer des Zahnes wurde mit dem A-Silikon Aquasil Easy Mix Putty von Dentsply abgedichtet, um eine Penetration des Einbettkunststoffs in das Dentin zu verhindern (Abb. 4.3). Der Zahn wurde positionsstabil mit der bukkalen Seite nach unten auf den Boden der Einbettform gelegt. Als Einbettmasse diente das schnell härtende Kaltpolymerisat Technovit 4004, bestehend aus Pulver und Flüssigkeit (Abb. 4.4). In einem Silikon-Anrührbecher wurden beide Komponenten gemäß Herstellerangaben im Verhältnis von 2:1 homogen angemischt. Dabei wurde die Flüssigkeit vorgelegt und das Pulver vorsichtig hinzugegeben. In einem dünnen Strahl wurde die Einbettform bis zum Rand mit dem Kaltpolymerisat aufgefüllt. Um eine vollständige Aushärtung vor jeglicher Weiterverarbeitung sicherzustellen, wurde die Einbettung ca. 10 min stehen gelassen, bevor der Prüfkörper aus der Einbettform entnommen wurde.



Abb. 4.3: Abdichtung der Pulpakammer mit Silikon



Abb. 4.4: Technovit 4004 und Einbettzubehör

Zum Abkühlen wurde der Prüfkörper in destilliertes Wasser mit einer Kühlschrankschranktemperatur von 4 °C gelegt, um die bei der Polymerisation entstandene Reaktionswärme abzuleiten. Nach spätestens 15 min war der Prüfkörper abgekühlt. Überstehende Kunststoffbahnen auf der Grund- und Deckfläche des Kunststoffzylinders wurden mit Schleifpapier mit der Körnung 120 Grit entfernt (Abb. 4.5). Bis zur Freilegung des Dentins wurde der Prüfkörper in destilliertes Wasser bei einer Temperatur von 4 °C gelagert.

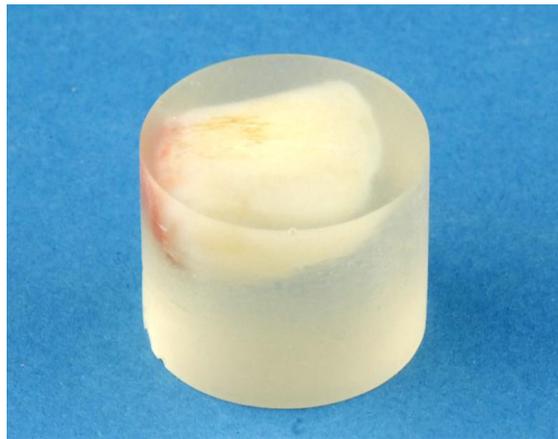


Abb. 4.5: Zahn eingebettet im Kaltpolymerisat

4.4.2 Freilegung des Dentins

Das Dentin wurde erst kurz vor der Bearbeitung freigelegt (Abb. 4.6), um jegliche Einflüsse, die die Zahnhartsubstanz verändern könnten, zu unterbinden. Wird das freigelegte Dentin für längere Zeit der Luft ausgesetzt, besteht die Gefahr der Austrocknung, die mit irreversiblen Schäden des Gewebes einhergeht. Daher wurde der Prüfkörper stets in einem Wasserbad feucht gehalten.

Das Dentin wurde an der Schleifmaschine (Knuth-Rotor, Struers) mit SiC-Schleifpapier mit der Körnung 120 Grit unter Wasserkühlung freigelegt. Zugleich wurde mit einer digitalen Messlehre die Planparallelität des Zylinders kontrolliert, sodass der Prüfkörper auch nach dem Schleifvorgang ein gerader Kreiszyylinder blieb, dessen Definition die senkrechte Ausrichtung der Mantelfläche zur Grund- und Deckfläche ist. Es wurde darauf geachtet, um eine spätere Befestigung in der Ultradent-Fixiervorrichtung spaltfrei zur vorgesehenen Schablone zu ermöglichen. Die Fläche des Prüfkörpers wurde zwischendurch mit moderatem Luftstrom getrocknet, um den Umfang der erreichten Dentinfläche zu kontrollieren. Das Dentin sollte

möglichst nahe der Schmelz-Dentin-Grenze sein, um Variationen zu vermeiden. Falls eine Perforation in die Pulpakammer eintrat, wurde der Probekörper verworfen. Eine Kontamination des Dentins mit anderen Mitteln wurde strikt vermieden. Der Feinschliff erfolgte mit SiC-Schleifpapier mit der Körnung 600 Grit. Anschließend wurde der Prüfkörper mit destilliertem Wasser abgspült, um Schleifstaub zu entfernen.



Abb. 4.6: Prüfkörper mit freigeschliffenem Dentin

Bis zur Bearbeitung des Dentins wurde der Prüfkörper in destilliertem Wasser bei einer Raumtemperatur von 23 °C gelagert.

4.5 Versuchsablauf

4.5.1 Applikation der Adhäsive

Die Konditionierung des Dentins und die Applikation des Haftvermittlers erfolgten durch den Probanden. Vor Versuchsbeginn erhielt der Proband die Gebrauchsinformationen der Materialien und eine kurze Einweisung in deren Handhabung. Darüber hinaus erhielt er Anwendungshinweise auf einem separaten Bogen, auf dem nur die für die in-vitro-Untersuchung relevanten Arbeitsschritte der Gebrauchsinformationen übersichtlich zusammengefasst waren.

Die Haftvermittler Optibond FL von Kerr (Abb. 4.7) und Solobond Plus von Voco (Abb. 4.8) sind 2-Flaschen-Systeme und werden im Etch-and-Rinse-Verfahren eingesetzt. Dazu wurde das Dentin 15 Sekunden mit dem Ätzelgel Vococid von Voco, welches zu 35% Phosphorsäure enthält, konditioniert. Das Ätzelgel wurde abgespült und überschüssige Feuchtigkeit mit dem Luftbläser entfernt. Die Applikation des Primers und des Adhäsivs der beiden Bondingsysteme erfolgte jeweils mit fabrikneuen Applikationspinseln. Die Einwirkzeiten richteten sich nach den Herstellerangaben: Bei der Verwendung von Optibond FL wirkten Primer und Adhäsiv jeweils 15 Sekunden ein, bei Solobond Plus betrug die Einwirkzeit des Primers 30 Sekunden und die des Adhäsivs 15 Sekunden. Mit moderatem Luftstrom wurden die Schichten jeweils verblasen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung der Adhäsivschicht für 20 Sekunden.



Abb. 4.7: Optibond FL



Abb. 4.8: Solobond Plus

Futurabond DC von Voco (Abb. 4.9) ist ein Mischpräparat, das aus zwei Flaschen im Verhältnis von 1 zu 1 hergestellt wird. Mit einem Applikationsbürstchen wurde das selbstätzende Adhäsiv 20 Sekunden in das Dentin eingearbeitet und schließlich verblasen. Anschließend erfolgte die Lichthärtung der Adhäsivschicht für 10 Sekunden.



Abb. 4.9: Futurabond DC

4.5.2 Applikation des Komposits

Der Aufbau des Komposits auf die Adhäsivschicht erfolgte stets durch die Autorin selbst, um durch eine standardisierte Arbeitsweise Fehlerquellen zu vermeiden und eine gleichbleibende Qualität des Kompositzylinders sicherzustellen, so dass die aufgefundenen Unterschiede bei der Scherkraftmessung auf die Adhäsivschicht zurückgeführt werden konnten.

Dazu stand eine Fixiervorrichtung von Ultradent zur Verfügung, in die eine Kunststoffschablone eingesetzt wurde. Die Kunststoffschablone bestand aus einer Bohrung und einer darüberliegenden muldenförmigen Vertiefung. Die Bohrung innerhalb der Schablone gab die Maße des aufzubauenden Abscherzylinders aus Komposit vor: Die Höhe betrug 2,5mm und der Durchmesser betrug 2,33mm, sodass eine Verbundfläche von $4,26\text{mm}^2$ gegeben war. Der Prüfkörper wurde in die Fixiervorrichtung eingespannt und die Kunststoffschablone wurde der Dentinfläche plan aufgelegt. An dieser Stelle kam die Planparallelität des Probenträgers zum Tragen, durch die die Schablone lückenlos mit der Fläche des Probenträgers abschließen konnte, sodass ein Herausquellen des Komposits verhindert wurde. Die Befestigung des Probenträgers innerhalb der Fixiervorrichtung erfolgte an zwei Rändelschrauben, die gleichzeitig und gleichmäßig, aber nicht übermäßig angezogen werden durften, da sich sonst die Bohrung der Schablone von der Prüfkörperfläche abhebe. Zu beachten war, dass die Schablone nur einmalig auf die Adhäsivschicht aufgesetzt wird, denn das Lösen und ein Neuversuch der Platzierung oder das Verschieben des Prüfkörpers mit aufgelegter Schablone hätte die Zerstörung der Adhäsivschicht zur Folge gehabt.

In die Bohrung der Schablone wurde das Komposit Grandio Core Dual Cure von Voco mit Hilfe der QuickMix Spritze und der aufgesetzten Mischkanüle Typ 11 und der Applikationspitze Typ 4 appliziert (Abb. 4.10). Das Befüllen begann vom Boden der Bohrung aus, sodass eine vollständige Benetzung der Adhäsivschicht gewährleistet war, wobei die Kanüle die Adhäsivschicht jedoch nicht berühren durfte. Das Komposit wurde leicht überschüssig innerhalb der Mulde eingebracht, wobei die Kanüle während der Applikation stets im Komposit gehalten wurde, um Lufteinschlüsse zu vermeiden. Ein in die Mulde passender abgerundeter Kunststoffspatel bewährte sich zur restlosen Entfernung des Überschusses. Die Aushärtung erfolgte direkt von oben mit dem Lichtgerät Elipar Trilight von 3M Espe für 40 Sekunden.

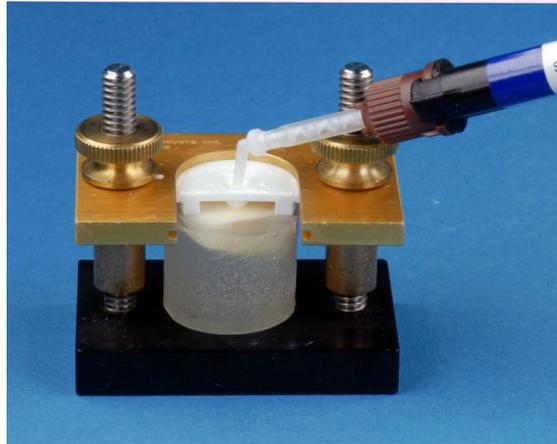


Abb. 4.10: Applikation des Komposits mit Hilfe der Fixiervorrichtung

Nach der erstmaligen Aushärtung wurden die Rändelschrauben gleichmäßig gelöst und die Halterung mit der eingelegten Schablone angehoben. Falls der Prüfkörper nicht auf dem Boden der Fixiervorrichtung liegen blieb, sondern mit der Schablone angehoben wurde, konnte er durch vorsichtige rotierende Bewegungen aus der Bohrung gelöst werden. Dabei waren kippende Bewegungen zu vermeiden, die eine vorzeitige Kraftausübung auf den Kompositzylinder bewirkt hätten. Nach Herausnahme des Prüfkörpers wurde der Kompositaufbau nochmals 40 Sekunden lichtgehärtet, indem er aus vier Richtungen jeweils 10 Sekunden belichtet wurde, sodass auch im Bereich der Mantelfläche des Kompositzylinders und der Grenzfläche zwischen Komposit und Adhäsiv eine vollständige Polymerisation sichergestellt war. Bis zur Durchführung der Prüfung wurde der fertiggestellte Prüfkörper (Abb. 4.11) für 24 Stunden in Aqua dest. bei einer Temperatur von 37 °C gelagert.



Abb. 4.11: fertiggestellter Prüfkörper mit Kompositzylinder

4.5.3 Durchführung der Scherbindungsfestigkeitsprüfung

Die Prüfung zur Ermittlung der Scherbindungsfestigkeit der Haftvermittler wurde gemäß ISO/TS 11405:2003(E)⁶¹ in einer Universalprüfmaschine (Modell 1454, Zwick/Roell, Ulm) durchgeführt. Grundlage der Prüfung war der in der Literatur^{22, 23, 57, 99, 118, 119} vielfach als Ultradent-Methode bezeichnete Ansatz. Diese zeichnet sich dadurch aus, dass der Prüfstempel nicht ebenmäßig plan ist, sondern eine halbkreisförmige Ausbuchtung hat, mit der der Kompositzylinder halbseitig umfasst wird.⁵⁷

Der Prüfkörper wurde in die Traverse eingelegt. Mit einem Abstandhalter wurden 160µm zwischen Prüfstempel und Probenträger eingestellt. Die Befestigung erfolgte an zwei Rändelschrauben. Anhand zweier seitlicher Schrauben konnte die gesamte Traverse horizontal justiert werden, um den Kompositzylinder des Prüfkörpers zentral zur halbkreisförmigen Ausbuchtung des Prüfstempels einzustellen (Abb. 4.12). Die zentrale Ausrichtung war genau einzuhalten, um während des Abscherens eine gleichmäßige Kraftverteilung auf den Kompositaufbau zu erzielen. Bei der Scherkraftmessung betrug die Prüfgeschwindigkeit 1 mm/min. Es wurde die maximale Kraft gemessen, die zur Ablösung des Kompositaufbaus nötig war. Die gemessene Kraft wurde in Bezug zur Verbundfläche gesetzt, sodass die Haftkraft errechnet und in Megapascal [$\text{MPa} = \text{N}/\text{mm}^2$] angegeben werden konnte. Abb. 4.13 zeigt den Prüfkörper nach erfolgter Abscherung des Kompositaufbaus.

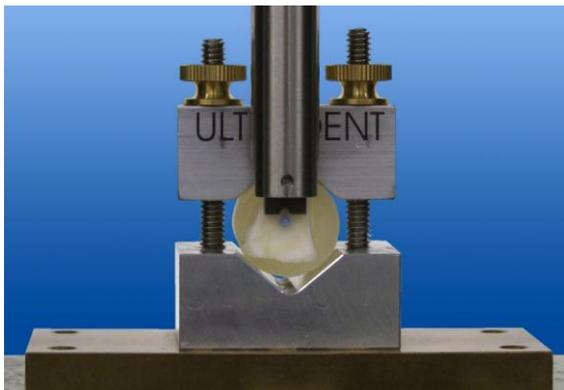


Abb. 4.12: Prüfkörper in der Abschervorrichtung der Prüfmaschine



Abb. 4.13: Kompositzylinder abgeschert

4.6 Messung der Luftparameter

Die Luftparameter wurden untersucht, um die Handhabung der Probanden mit dem Luftbläser und mögliche Einflüsse der Druckluft auf die Haftfestigkeit der Adhäsive zu untersuchen. Relevant war der Umgang mit dem Luftbläser während des Trocknens der Dentinfläche vor der Applikation des Adhäsivs bzw. bei Optibond FL und Solobond Plus explizit nach dem Schritt der Säurekonditionierung. Darüber hinaus war es von Interesse, wie das Luftmanagement während des Verblasens des applizierten Primers bei Optibond FL und Solobond Plus bzw. des Adhäsivgemischs bei Futurabond DC ausfiel. Mit einem Schwebekörper-Durchflussmessgerät wurde der Volumenstrom gemessen. Ein Strömungsmessumformer diente der Messung der Strömungsgeschwindigkeit.

4.6.1 Schwebekörperdurchflussmesser

Zur Durchflussmessung wurde das Durchflussmessgerät Typ K09 von Heinrichs Messtechnik GmbH genutzt (Abb. 4.14), welches nach dem Schwebekörper-Prinzip funktionierte. Es bestand aus einem Messrohr mit vertikal beweglichem Schwebekörper. Die Luft strömte senkrecht von unten nach oben durch das installierte Messrohr, wofür der erforderliche lotrechte Einbau beachtet wurde. Der kugelförmige Schwebekörper gab anhand seiner Höhenstellung im Messrohr das Maß für die Durchflussmenge an, indem die Oberkante der Kugel auf der Skala abgelesen wurde.⁵⁶ Der analoge Messwert wurde in Volumen pro Zeiteinheit mit der Einheit nl/h angegeben.



Abb. 4.14: Schwebekörperdurchflussmesser K09⁵⁶

4.6.2 Strömungsmessumformer

Zur Messung der Strömungsgeschwindigkeit wurde der Strömungsmessumformer EE75 von E+E Elektronik GmbH genutzt (Abb. 4.15). Der Anemometer enthielt ein Heißfilm-Sensorelement, das auf moderner Dünnschichttechnologie basierte.³² Am Display konnte die Luftgeschwindigkeit nach ca. 3 Sekunden abgelesen werden. Der Messwert wurde digital in Längeneinheit pro Zeiteinheit mit der Einheit m/s angegeben. Wurde weniger als 3 Sekunden oder zu schwach verblasen, konnte nur eine Nullmessung notiert werden.



Abb. 4.15: Strömungsmessumformer EE75³²

4.6.3 Messung des Volumenstroms und der Strömungsgeschwindigkeit

Während der Proband die Oberflächenbearbeitung des Dentins vornahm, wurden für jedes Adhäsiv mithilfe der unter Kapitel 4.6.1 und Kapitel 4.6.2 beschriebenen Messgeräte der Volumenstrom in L/h und die Strömungsgeschwindigkeit in m/s gemessen und notiert. Von Interesse waren die Luftparameter beim Trocknen der Dentinfläche nach Säurekonditionierung bei den Adhäsiven Optibond FL und Solobond Plus. Futurabond DC erfordert zwar keine separate Säurekonditionierung, es wurden dennoch die Luftparameter notiert, die beim Trocknen der Dentinfläche vor Applikation des Mischadhäsivs gemessen wurden. Darüber hinaus wurden die Luftparameter notiert, die beim Verblasen des applizierten Primers bzw. Mischadhäsivs gemessen wurden.

Abb. 4.16 veranschaulicht den Zeitpunkt der Messung der Luftparameter während des Trocknens sowie während des Verblasens für jedes Adhäsiv.

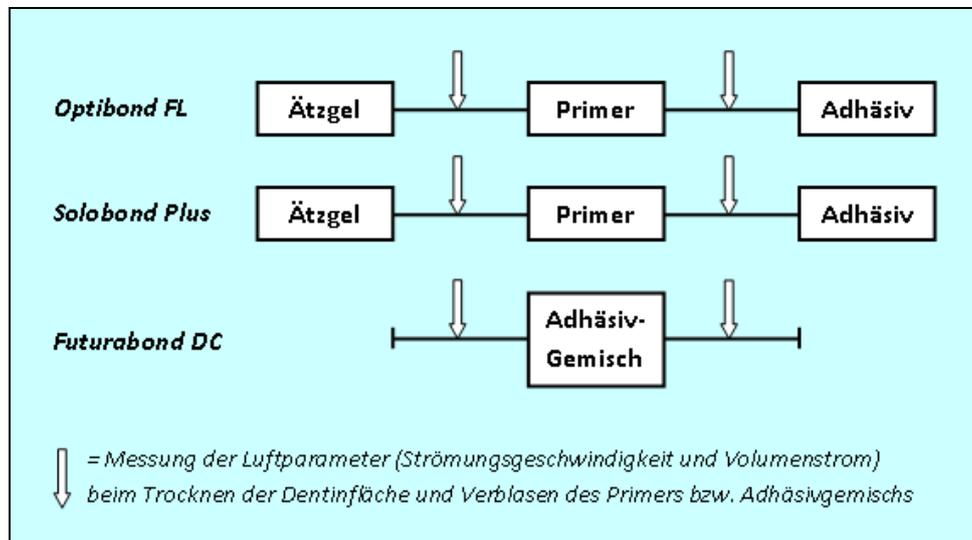


Abb. 4.16: Messzeitpunkt der Luftparameter

4.7 Statistische Auswertung

Die Erfassung der Daten erfolgte zunächst in einer Excel-Tabelle, die anschließend in eine SPSS-Datei importiert und aufbereitet wurde. Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software SPSS 20.0.0.2 unter Beratung eines externen Statistikers*.

4.7.1 Datenerfassung

Es wurden insgesamt 450 Messreihen durchgeführt. Die Einteilung der Probanden in drei Gruppen ergab 150 Messreihen pro Gruppe. Jede Gruppe wurde von zehn Probanden gebildet, die wiederum für jedes der drei zu untersuchenden Adhäsive je fünf Prüfkörper herstellten. Dementsprechend wurden pro Proband und pro Adhäsiv (450 Messreihen / 3 Gruppen / 10 Probanden / 3 Adhäsive = 5 Prüfkörper bzw. Messreihen) fünf Messwiederholungen durchgeführt. Eine Messreihe umfasste fünf Messwerte: den Haftwert und vier Luftparameter, die den Volumenstrom und die Strömungsgeschwindigkeit beim Trocknen der Dentinfläche sowie beim Verblasen des Adhäsivs wiedergaben.

4.7.2 Datenanalyse

Zunächst wurde ein Varianzkomponententest durchgeführt, um zu entscheiden, ob die Messwiederholung zu einer Abhängigkeit der Daten führt, die ggf. mitmodelliert werden muss. Der Zufallsfaktor „Proband“ erklärte erhebliche Anteile der Varianz der abhängigen Variable „Haftwert“, weshalb diese besondere Datenstruktur in den Hypothesentests berücksichtigt werden musste. Um zu entscheiden, ob die analogen und digitalen Luftmessungen separat getestet werden müssen, wurde zunächst untersucht, ob sie hoch korrelieren. Eine sehr starke Korrelation wird so interpretiert, dass die beiden Variablen prinzipiell dasselbe messen. Durchgeführt wurde eine Korrelation nach Spearman, um der ordinalen Struktur der analogen Messung gerecht zu werden. Zwischen den analogen und digitalen Messungen waren alle Korrelationen stark (ρ zwischen 0,68 und 0,87), aber nicht so stark, dass angenommen werden konnte, dass sie genau dasselbe messen.

*Statistikberatung, Dr. Johannes Herrmann, Asterweg 60, 35390 Gießen

Zur statistischen Auswertung der Ergebnisse wurde eine Regressionsanalyse mit verallgemeinerten Schätzgleichungen (Generalized Estimating Equations, GEE) durchgeführt. Die Regressionsanalyse ermöglicht es, den Einfluss bestimmter Merkmale auf einen Zielwert zu untersuchen und die Varianz der Zielvariablen durch andere Variablen zu erklären.¹³² Mithilfe einer mathematischen Gleichung kann die Art des Zusammenhangs zwischen den Variablen berechnet werden.¹⁵² Verallgemeinerte Schätzgleichungen sind eine Erweiterung des allgemeinen linearen Modells und erlauben die Berechnung der korrelierten Daten.^{54, 89}

Es wurde das in Abb. 4.17 dargestellte Regressionsmodell mit partiellem Mediatoreffekt erstellt, in dem die Luftparameter die Mediatorvariablen und die Haftwerte die Zielvariable darstellten. Es wird zwischen einem partiellen und totalen Mediatoreffekt unterschieden. Während der totale Mediatoreffekt eine direkte Beziehung zwischen den Variablen „Gruppe“ und „Haftwert“ ausgeschlossen hätte, beschreibt das Modell des partiellen Mediatoreffekts zwar eine Intervention durch die Variable „Luft“, doch sie erlaubt auch einen direkten Effekt von „Gruppe“ auf „Haftwert“.¹⁴⁴ Über die verschiedenen Pfade der Regressionsrechnungen wurden die Zusammenhänge zwischen den Variablen des Regressionsmodells untersucht.

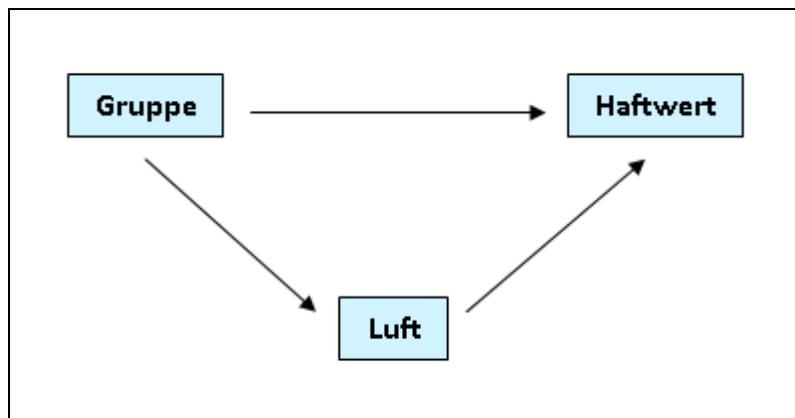


Abb. 4.17: Regressionsmodell mit partiellem Mediatoreffekt und den Pfaden der Regressionsrechnungen

Zunächst wurde der Gruppenunterschied in Bezug auf die Verwendung der Luft untersucht. Für die digitale Messung der Strömungsgeschwindigkeit kamen verallgemeinerte Schätzgleichungen mit robusten Parameterschätzern zur Anwendung, um die sich durch die wiederholten Messungen ergebenden Abhängigkeiten in den Daten angemessen zu berücksichtigen. Die paarweisen Vergleiche wurden für multiples Testen schrittweise nach der Bonferroni-Methode korrigiert. Im Modell, welches die Strömungsgeschwindigkeit beim

Verblasen untersucht, gab es erhebliche Stabilitätsprobleme, weil Null-Messungen auf der abhängigen Variablen als Ausreißer die Modellresiduen so stark störten, dass die lineare Modellierung problematisch erschien. Um zu stabilen Ergebnissen zu kommen, wurden zwei Modelle gerechnet: eine binär logistische Regression nach Dichotomisieren der Luft-Variable in „Null“ und „Nicht-Null“ und eine lineare Regression auf die von Null verschiedenen Werte.²¹ Die Werte für das zweite Modell wurden zusätzlich logarithmiert. Für die analoge Messung des Volumenstroms kam eine ordinale Regression mit verallgemeinerten Schätzgleichungen zur Anwendung. In einem nächsten Schritt wurden mögliche Gruppenunterschiede in Bezug auf die Haftwerte analysiert. Dabei wurden die Werte der Luftmessung bewusst nicht als Kovariate modelliert, um die indirekten Effekte „Gruppe > Luft > Haftwert“ nicht herauszurechnen. Von Interesse war hier der totale Effekt „Gruppe > Haftwert“.

Der Zusammenhang zwischen den Variablen „Luft“ und „Haftwert“ wurde ebenfalls mit verallgemeinerten Schätzgleichungen untersucht. Wie im ersten Schritt wurde die Analyse der Strömungsgeschwindigkeit beim Verblasen aufgrund von Nullmessungen in zwei Schritten geprüft: Zuerst wurde die Variable „Haftwert“ auf Unterschiede untersucht, je nachdem ob „Null“ oder „Nicht-Null“ gemessen wurde. Danach wurde der Zusammenhang zwischen Luft und Haftwert für die von Null verschiedenen Werte in einem linearen Modell untersucht.

Die Darstellung der kategorialen Variablen erfolgte mit dem Medianwert. Kontinuierliche Daten wurden mit dem Mittelwert beschrieben, wobei als Streumaß die Standardabweichung gewählt wurde.

4.7.3 Signifikanzniveau

Für alle angewandten statistischen Tests wurde ein Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ definiert, das für ein signifikantes Ergebnis eine Fehlerwahrscheinlichkeit von 5% zulässt.¹³² Ferner wurden Ergebnisse mit $p \leq 0,01$ als hoch signifikant und $p \leq 0,001$ als höchst signifikant gewertet. Tabelle 4.3 verleiht eine Übersicht zu den festgelegten Kategorien des Signifikanzniveaus.

Tabelle 4.3: Kategorien des Signifikanzniveaus

$p > 0,05$	$p \leq 0,05$	$p \leq 0,01$	$p \leq 0,001$
nicht signifikant	signifikant	hoch signifikant	höchst signifikant

4.7.4 Grafische Darstellung

Zur grafischen Darstellung der Daten wurden Diagramme in Form von Box-Whisker-Plots, kurz Boxplots, herangezogen (Abb. 4.18). Mit detaillierten Angaben veranschaulichen sie die Streuung der Daten einer Stichprobe. Die Grundlage eines solchen Diagramms ist ein Kästchen, die sog. Box, dessen untere und obere Grenze den Interquartilbereich markieren. Der Unterrand der Box definiert das 25%-Perzentil und der Oberrand entspricht dem 75%-Perzentil. Eine horizontale Linie innerhalb der Box beschreibt das 50%-Perzentil bzw. den Median, welches die Daten in zwei Hälften teilt. Die von der Box ausgehenden vertikalen Linien, die sog. Whiskers, stellen das Datenareal außerhalb des Interquartilbereichs dar und enden mit dem niedrigsten bzw. höchsten Wert. Ihre Länge ist jedoch auf das 1,5fache der Kastenlänge beschränkt, sodass von diesem Areal stark abweichende Daten als Ausreißer eingestuft und einzeln in Form von Kreisen dargestellt werden. Noch stärker abweichende Daten werden als Extremwerte eingestuft und in Form von Sternchen dargestellt.^{59, 132}

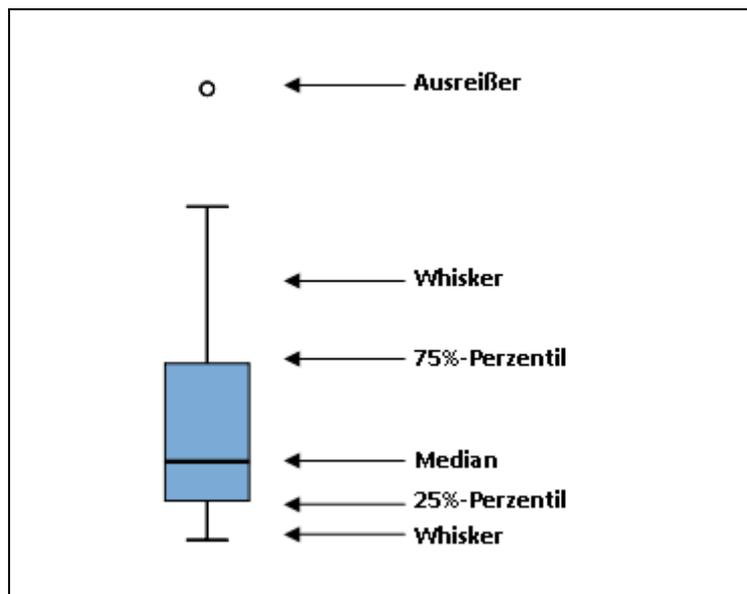


Abb. 4.18: Gliederung des Boxplot-Diagramms

5 Ergebnisse

5.1 Anwendererfahrung in Bezug auf die Scherbindungsfestigkeit

5.1.1 Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Optibond FL

Die Ermittlung der Scherbindungsfestigkeit für Optibond FL ergab für die Vorkliniker mit einem Mittelwert von $19,92 \pm 9,06$ MPa die niedrigsten Werte. Den höchsten Wert erreichten die Vorkliniker mit 36,71 MPa, der niedrigste Wert lag bei 1,82 MPa. Für die Gruppe der Kliniker wurde ein Mittelwert von $23,76 \pm 8,85$ MPa ermittelt. Der höchste Wert lag bei 42,14 MPa, der niedrigste Wert betrug 6,11 MPa. Die Zahnärzte erreichten mit einem Mittelwert von $25,58 \pm 9,92$ MPa die höchsten Werte. Auch der insgesamt höchste Wert von 44,82 MPa wurde von den Zahnärzten erreicht, der niedrigste Wert lag bei 5,76 MPa. Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Vorklinikern und Zahnärzten ermittelt werden ($p < 0,05$). Die Kliniker erreichten zu keinem der beiden Gruppen einen signifikanten Unterschied. Abb. 5.1 veranschaulicht mit der Ausdehnung der Whiskers sowie den Interquartilabständen die hohe Streuung der Werte.

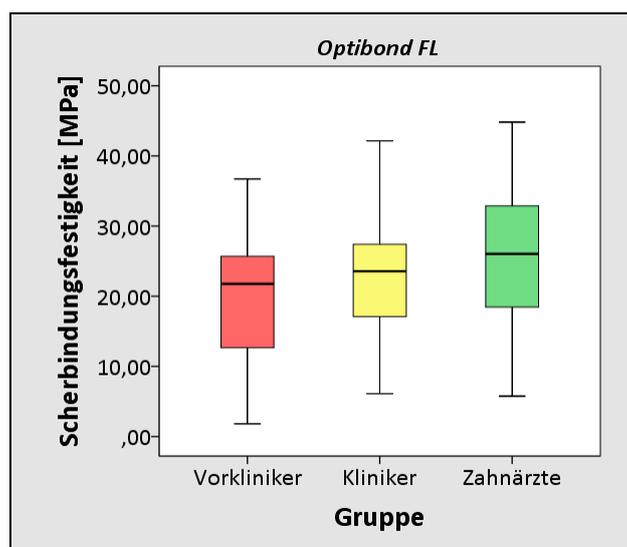


Abb. 5.1: Scherbindungsfestigkeit von Optibond FL im Gruppenvergleich

5.1.2 Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Solobond Plus

In allen Gruppen wurden mit Solobond Plus Prüfkörper hergestellt, an denen sich der Kompositaufbau vorzeitig löste. Im Boxplotdiagramm sind diese Werte in Form von Nullmessungen für alle Gruppen ablesbar (Abb. 5.2). In der Gruppe der Vorkliniker betraf dies sieben Prüfkörper, bei den Klinikern waren sechs Prüfkörper betroffen und die Zahnärzte hatten zwei Prüfkörper mit 0 MPa. Die Ermittlung der Scherbindungsfestigkeit für Solobond Plus ergab für die Vorkliniker einen Mittelwert von $11,68 \pm 9,16$ MPa. Die Klinikern erreichten einen Mittelwert von $11,01 \pm 6,95$ MPa. Der Mittelwert der Zahnärzte lag bei $14,3 \pm 8,41$ MPa. Die Vorkliniker erreichten ihren höchsten Wert mit 31,01 MPa. Der am höchsten ermittelte Wert für die Klinikern war 25,56 MPa. Mit einem Maximalwert von 32,9 MPa lagen die Zahnärzte knapp über dem Höchstwert der Vorkliniker. Keine der drei Gruppen unterschied sich signifikant.

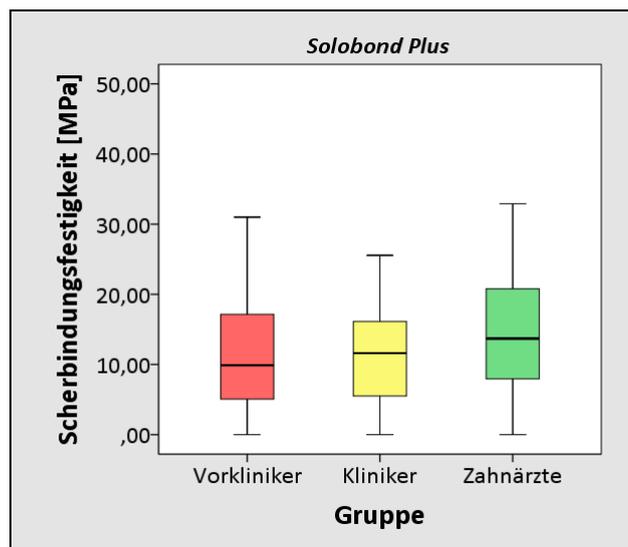


Abb. 5.2: Scherbindungsfestigkeit von Solobond Plus im Gruppenvergleich

5.1.3 Ergebnisse der Scherbindungsfestigkeitsprüfung für Futurabond DC

Auch für Futurabond DC wurden in allen Gruppen Prüfkörper hergestellt, bei denen sich der Kompositaufbau vorzeitig löste. Die entsprechenden Nullwerte erklären für alle Boxplots die Ausdehnung der Whiskers gen Null (Abb. 5.3). Dies traf auf zwei Prüfkörper bei den Vorklinikern, drei Prüfkörpern bei den Klinikern und zwei Prüfkörpern bei den Zahnärzten zu. Die Mittelwerte für die Scherbindungsfestigkeit von Futurabond DC lagen für alle Gruppen nah beieinander. Für die Vorkliniker wurde ein Mittelwert von $9,6 \pm 5,74$ MPa ermittelt, die Kliniker hatten einen Mittelwert von $9,12 \pm 5,0$ MPa und die Zahnärzte erreichten einen Mittelwert von $9,74 \pm 6,12$ MPa. Der höchste Messwert für die Vorkliniker betrug 20,64 MPa. Der höchste gemessene Wert für die Kliniker betrug 22,03 MPa in Form eines Ausreißers, innerhalb des Datenspektrums endet der obere Whisker bei 18,13 MPa. Den höchsten Wert erreichten die Zahnärzte mit 23,39 MPa. Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt. Im Vergleich zu den Diagrammen von Solobond Plus und Optibond FL fällt für Futurabond DC der kleinere Interquartilabstand der Boxplots sowie die Streuung der Werte in einem niedrigeren Haftniveau auf.

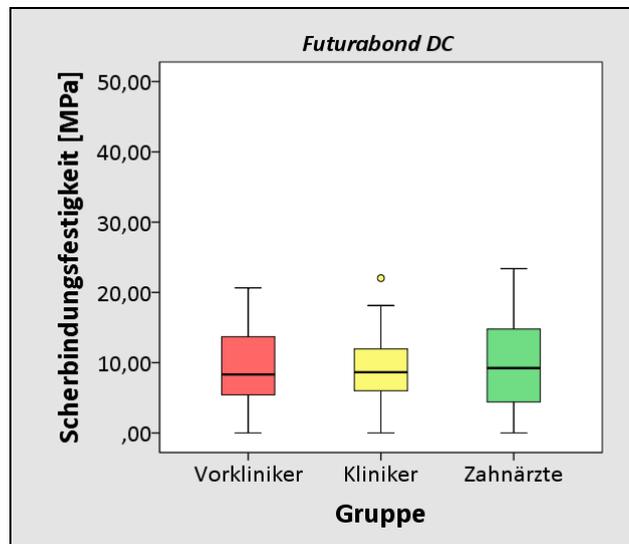


Abb. 5.3: Scherbindungsfestigkeit von Futurabond DC im Gruppenvergleich

5.2 Anwendererfahrung in Bezug auf die Luftparameter

5.2.1 Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Optibond FL

Die digitale Messung der Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins nach dem Ätzvorgang wies für die Anwendung von Optibond FL unterschiedliche Ergebnisse auf (Abb. 5.4). Die höchsten Werte wurden für die Vorkliniker mit einem Medianwert von 0,35 m/s gemessen. Die Kliniker erreichten einen Medianwert von 0,295 m/s und die Zahnärzte wiesen die niedrigsten Werte mit einem Medianwert von 0,25 m/s auf. Der Interquartilbereich lag bei den Kliniker und den Zahnärzten mit 0,1 und 0,12 m/s nah beieinander, die Vorkliniker wiesen einen Interquartilbereich von 0,06 m/s auf. Mit und ohne Ausreißer lag ein höchst signifikanter Unterschied zwischen den Vorklinikern und Zahnärzten vor ($p < 0,001$).

Die analoge Messung der Durchflussmenge zeigte gleiche Medianwerte von >250 NI/h für Vorkliniker und Kliniker. Die in Abb. 5.5 dargestellten Boxplots zeigen eine deutliche Verschiebung der Werte für die Kliniker in Anwendung niedrigerer Durchflusswerte, für die Vorkliniker lag bis auf einen Extremwert keine Streuung vor. Die Zahnärzte hatten einen Medianwert von 200-250 NI/h. Es konnte ein höchst signifikanter Unterschied sowohl zwischen Vorklinikern und Klinikern ($p < 0,001$) sowie zwischen Vorklinikern und Zahnärzten ($p < 0,001$) nachgewiesen werden.

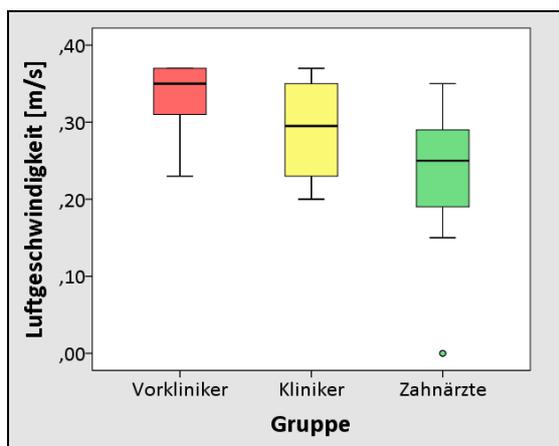


Abb. 5.4: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Optibond FL

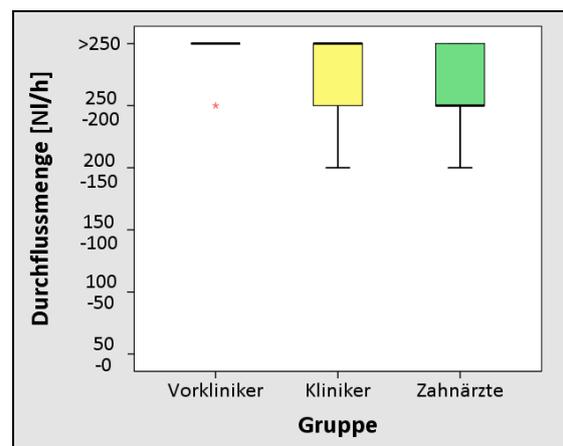


Abb. 5.5: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Optibond FL

5.2.2 Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Solobond Plus

Die Messung der Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für Solobond Plus zeigte nah beieinander liegende Medianwerte mit 0,27 m/s sowie 0,25 m/s für Kliniker und Zahnärzte (Abb. 5.6). Für die Vorkliniker wurde ein Medianwert von 0,35 m/s ermittelt. Für Solobond Plus konnte ein Interquartilbereich mit 0,07 m/s für die Vorkliniker dargestellt werden, der Interquartilbereich für die Kliniker und Zahnärzte erstreckte sich zwischen 0,13 m/s und 0,15 m/s. Es lag ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Zahnärzten vor ($p < 0,001$).

Die Messung der Durchflussmenge wies unterschiedliche Ergebnisse auf (Abb. 5.7). Die Vorkliniker erreichten die höchsten Werte mit einem Medianwert von >250 NI/h und zeigten bis auf einzelne Extremwerte keinen Interquartilbereich. Mit einem Medianwert von 250-200 NI/h hatten die Kliniker die niedrigsten Werte. Die Zahnärzte lagen mit dem Medianwert zwischen den beiden anderen Gruppen. Es konnte ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Klinikern ($p < 0,001$) und ein hoch signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Zahnärzten ($p < 0,01$) nachgewiesen werden.

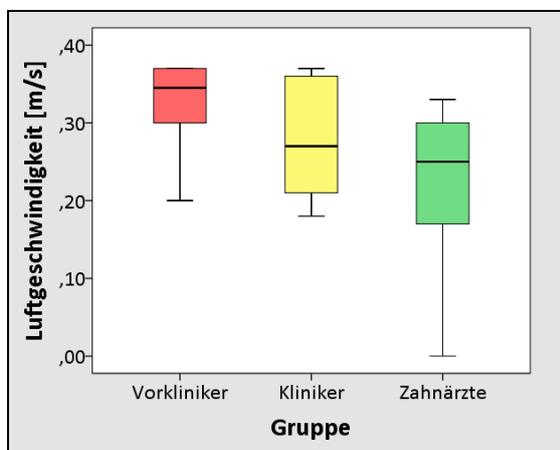


Abb. 5.6: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Solobond Plus

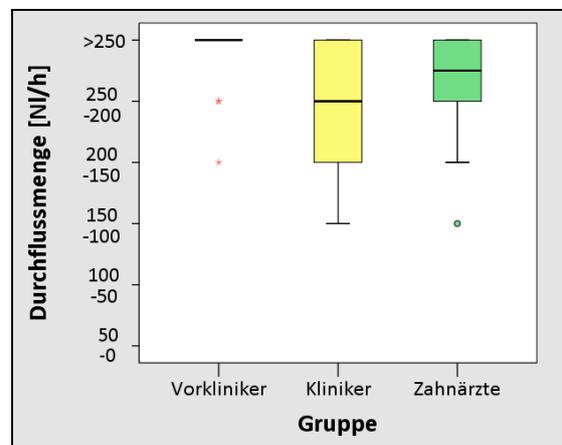


Abb. 5.7: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Solobond Plus

5.2.3 Ergebnisse während der Trocknung des Dentins für Futurabond DC

In Bezug auf die Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins vor Anwendung von Futurabond DC wurden für die Vorkliniker und Kliniker ähnliche Werte gemessen (Abb. 5.8). Die Vorkliniker hatten einen Medianwert von 0,36 m/s und für die Kliniker wurde ein Medianwert von 0,33 m/s ausgewertet. Im Vergleich hatten die Zahnärzte einen niedrigeren Medianwert von 0,23 m/s. Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Zahnärzten festgestellt werden ($p < 0,05$).

Das Diagramm für die Durchflussmenge ähnelt dem von Solobond Plus, mit dem Unterschied, dass die Zahnärzte den gleichen Medianwert von >250 NI/h wie die Vorkliniker erreichen (Abb. 5.9). Für die Vorkliniker lag bis auf vereinzelte Extremwerte keine Streuung der Messwerte vor. Die Messwerte der Zahnärzte wies eine Streuung bis 100 NI/h auf. Für die Kliniker wurde ein Medianwert von 200-250 NI/h festgestellt. Es lag ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Klinikern ($p < 0,001$) und ein signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Zahnärzten ($p < 0,05$) vor.

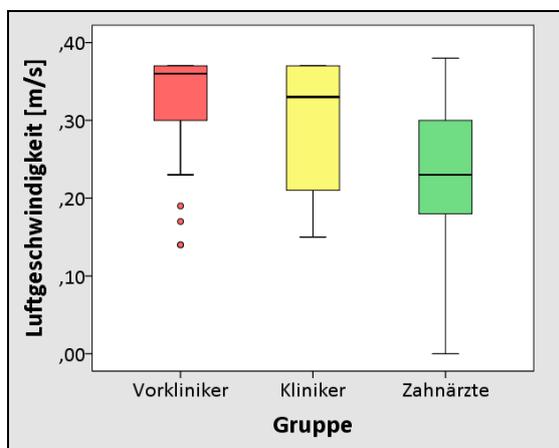


Abb. 5.8: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Futurabond DC

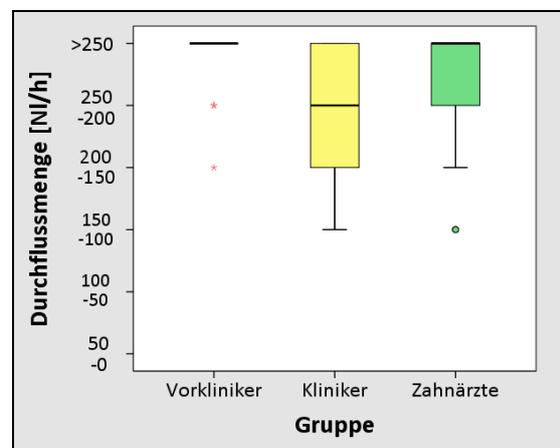


Abb. 5.9: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Futurabond DC

5.2.4 Ergebnisse während des Verblasens des Primers für Optibond FL

Die Messung der Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Optibond FL ergab für alle Gruppen ähnliche Werte (Abb. 5.10). Die Vorkliniker hatten einen Medianwert von 0,18 m/s, der Medianwert der Kliniker lag bei 0,2 m/s und die Zahnärzte hatten mit 0,17 m/s den niedrigsten Medianwert. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

Die Messung der Durchflussmenge zeigte ebenfalls ähnliche Werte für alle Gruppen (Abb. 5.11). Während der Medianwert von Vorklinikern und Klinikern bei 100-150 NI/h lag, hatten die Zahnärzte einen Medianwert von 150-200 NI/h. Auch für die analoge Messung lag kein signifikanter Unterschied vor.

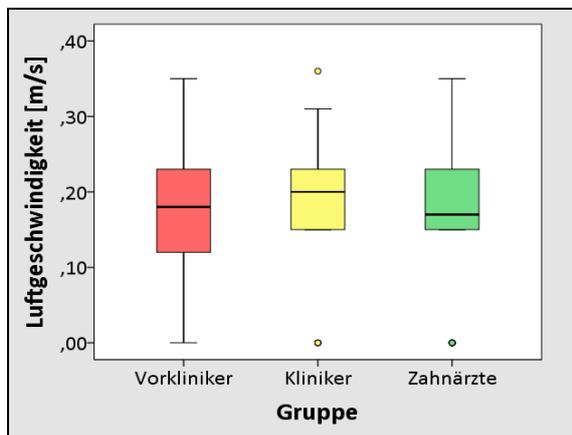


Abb. 5.10: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Optibond FL

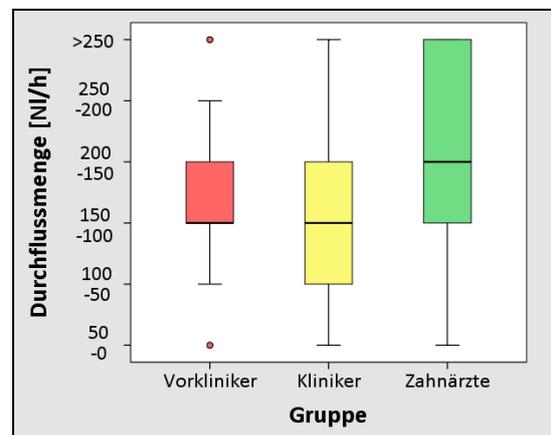


Abb. 5.11: Durchflussmenge während des Verblasens des Primers von Optibond FL

5.2.5 Ergebnisse während des Verblasens des Primers für Solobond Plus

Die Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Solobond Plus zeigte für alle Gruppen ähnliche Medianwerte (Abb. 5.12). Für die Vorkliniker lag er bei 0,195 m/s und die Kliniker erreichten einen Medianwert von 0,2 m/s. Die Zahnärzte erreichten im Vergleich den niedrigsten Medianwert mit 0,17 m/s. Es lag kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor.

Die Messung der Durchflussmenge zeigte für alle Gruppen nah beieinander liegende Medianwerte zwischen 100 bis 200 NI/h (Abb. 5.13). Es lag kein signifikanter Unterschied vor.

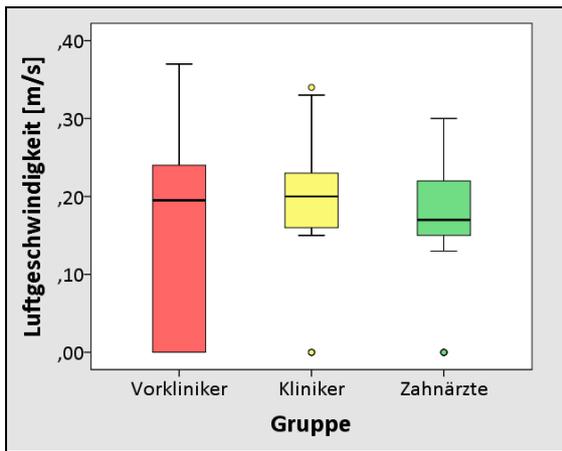


Abb. 5.12: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Solobond Plus

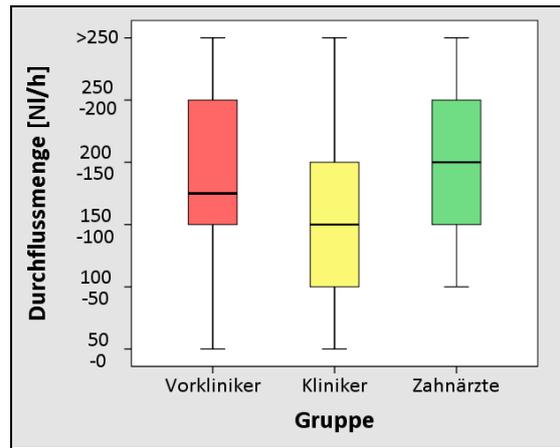


Abb. 5.13: Durchflussmenge während des Verblasens des Primers von Solobond Plus

5.2.6 Ergebnisse während des Verblasens des Adhäsivs für Futurabond DC

Das Verblasen des Mischadhäsivs von Futurabond DC erzeugte bei allen Gruppen ähnliche Werte für die Strömungsgeschwindigkeit (Abb. 5.14). Die Vorkliniker hatten einen Medianwert von 0,18 m/s, die Kliniker erreichten 0,195 m/s und die Zahnärzte lagen dazwischen mit 0,185 m/s. Es lag kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor.

Für die Durchflussmenge wurden von allen Gruppen identische Medianwerte von 150-200 NI/h erreicht (Abb. 5.15). Demzufolge lag kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen vor.

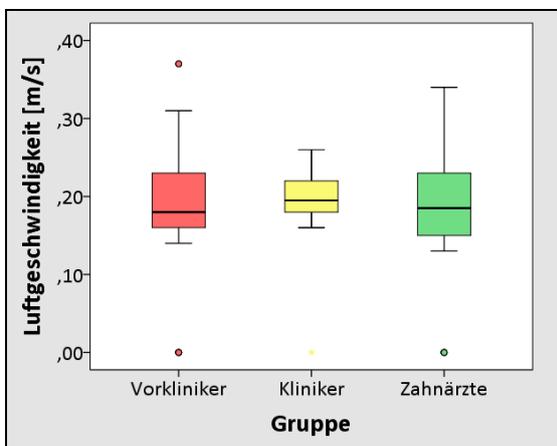


Abb. 5.14: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Adhäsivs von Futurabond DC

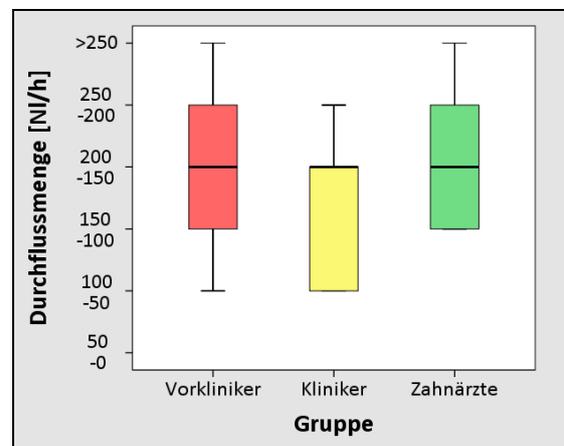


Abb. 5.15: Durchflussmenge während des Verblasens des Adhäsivs von Futurabond DC

5.3 Vergleich der Adhäsive anhand der Scherbindungsfestigkeit

Die Scherbindungsfestigkeitswerte der jeweiligen Adhäsive unter Beachtung aller Probanden aus allen Gruppen zusammen fallen deskriptiv unterschiedlich aus. Für Optibond FL wurde ein Mittelwert von $23,09 \pm 9,52$ MPa ermittelt. Solobond Plus wies einen Mittelwert von $12,33 \pm 8,29$ MPa auf. Der für Futurabond DC erreichte Mittelwert lag bei $9,49 \pm 5,61$ MPa. Die Boxplots in Abb. 5.16 stellen eine hohe Streuung der Werte für Optibond FL mit einem Interquartilbereich von 13,57 MPa dar. Der Interquartilbereich für Solobond Plus beträgt 11,44 MPa. Futurabond DC weist einen Interquartilbereich von 8,27 MPa auf. Es lag ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Optibond FL und Solobond Plus ($p < 0,001$) sowie zwischen Optibond FL und Futurabond DC ($p < 0,001$) vor. Ein signifikanter Unterschied wurde zwischen Solobond Plus und Futurabond DC nachgewiesen ($p < 0,05$).

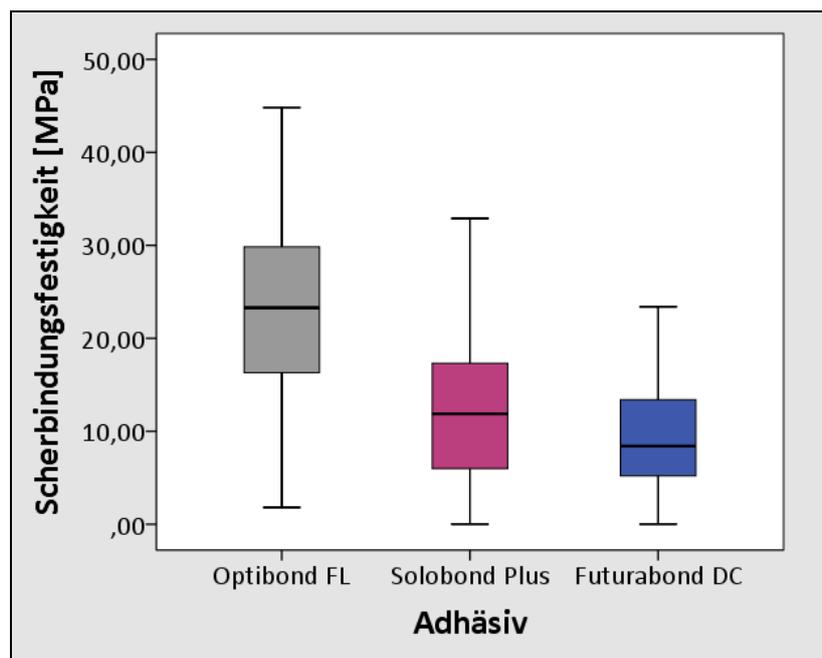


Abb. 5.16: Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive im Vergleich

5.4 Einfluss der Luftparameter auf die Scherbindungsfestigkeit

Mithilfe des Regressionsmodells konnte zusätzlich der Zusammenhang zwischen den Luftparametern und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive errechnet werden.

Die Wechselbeziehung zwischen der Strömungsgeschwindigkeit und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive stellt sich wie folgt dar: Der Zusammenhang zwischen der Strömungsgeschwindigkeit während des Trocknens der Dentinfläche und der Scherbindungsfestigkeit des Adhäsivs wird für alle drei Adhäsive als nicht signifikant ausgewiesen ($p > 0,05$). Es konnte kein Zusammenhang zwischen der Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers bzw. Adhäsivs und der Scherbindungsfestigkeit des Adhäsivs sowohl für die logistische Regression als auch für die lineare Regression ermittelt werden (jeweils nicht signifikant; $p > 0,05$).

Der Einfluss der Durchflussmenge während des Trocknens auf die Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive wird in Tabelle 5.1 dargestellt. Bei allen drei Adhäsiven wird ein negativer Zusammenhang festgestellt, der im Fall von Optibond FL als signifikant ausgewiesen wird ($p < 0,05$). Mit jeder Steigerung der Durchflussmenge um eine Klasse sinken im Mittel die Scherbindungsfestigkeitswerte für Optibond FL um 2,7 Einheiten.

Tabelle 5.1: Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Trocknens und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive

Adhäsiv	B	SEB	Signifikanzniveau
Optibond FL	-2,70	1,30	$p < 0,05$
Solobond Plus	-0,16	1,27	$p > 0,05$
Futurabond DC	-0,63	0,60	$p > 0,05$

B = Regressionskoeffizient

SEB = Standardfehler des Koeffizienten

Tabelle 5.2 verleiht einen Überblick über den ermittelten Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Verblasens und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive. Die Zusammenhänge erweisen sich für Optibond FL und Futurabond DC als negativ und für Solobond Plus als positiv. Für Futurabond DC wird der negative Zusammenhang als signifikant ausgewiesen ($p < 0,05$). Mit einem Anstieg der Durchflussmenge um eine Klasse sinkt der geschätzte Wert für die Scherbindungsfestigkeit um durchschnittlich 1,16 Einheiten.

Tabelle 5.2: Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Verblasens und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive

Adhäsiv	B	SEB	Signifikanzniveau
Optibond FL	-0,29	0,72	$p > 0,05$
Solobond Plus	+0,78	0,67	$p > 0,05$
Futurabond DC	-1,16	0,47	$p < 0,05$

B = Regressionskoeffizient

SEB = Standardfehler des Koeffizienten

5.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Hinsichtlich der im Ziel dieser Arbeit formulierten Nullhypothese lassen sich die Ergebnisse wie folgt zusammenfassen:

In Bezug auf den Haftverbund erreichten die Zahnärzte im Vergleich zu den Vorklinikern signifikant höhere Scherbindungsfestigkeitswerte für Optibond FL ($p < 0,05$). Die Scherbindungsfestigkeitswerte für Solobond Plus und Futurabond DC wiesen keine signifikanten Unterschiede zwischen Zahnärzten, Klinikern und Vorklinikern auf.

Bezüglich der Luftparameter konnten während des Trocknens des Dentins (a) für alle drei Adhäsive signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ermittelt werden. Die Werte der Strömungsgeschwindigkeit zeigten zwischen Vorklinikern und Zahnärzten einen höchst signifikanten Unterschied bei der Anwendung von Optibond FL ($p < 0,001$) und Solobond Plus ($p < 0,001$) und einen signifikanten Unterschied für Futurabond DC ($p < 0,05$). Die Ergebnisse der Durchflussmenge zeigten zwischen allen drei Gruppen einen höchst

signifikanten Unterschied für Optibond FL ($p < 0,001$) und Solobond Plus ($p < 0,001$). Bei der Anwendung von Futurabond DC wurde ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Klinikern ermittelt ($p < 0,001$) und ein signifikanter Unterschied zwischen Vorklinikern und Zahnärzten ($p < 0,05$). Während des Verblasens des Primers bzw. Adhäsivs (b) konnte bezüglich der Strömungsgeschwindigkeit und Durchflussmenge kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Gruppen für keines der Adhäsive ermittelt werden.

Die Nullhypothese konnte in Bezug auf die Haftwerte nur für Optibond FL abgelehnt werden. Angesichts der Luftparameter konnte Teil a) der Nullhypothese abgelehnt werden, Teil b) musste nicht zurückgewiesen werden.

Hinsichtlich der im Ziel dieser Arbeit formulierten Nebenhypothese lassen sich die Ergebnisse wie folgt zusammenfassen:

Unter Berücksichtigung aller Probanden wurden für Optibond FL die höchsten und für Futurabond DC die niedrigsten Scherbindungsfestigkeitswerte ermittelt. Es lag ein höchst signifikanter Unterschied zwischen Optibond FL und Solobond Plus ($p < 0,001$) und zwischen Optibond FL und Futurabond DC ($p < 0,001$) vor. Ein signifikanter Unterschied konnte zwischen Solobond Plus und Futurabond DC ermittelt werden ($p < 0,05$). Die Nebenhypothese konnte daher aufrechterhalten werden.

Zusätzlich konnten während der Untersuchungen folgende Ergebnisse festgestellt werden: Anhand des Regressionsmodells konnte für Optibond FL ein negativer Zusammenhang ($B = -2,7$) zwischen der Durchflussmenge während des Trocknens und der Scherbindungsfestigkeit signifikant nachgewiesen werden ($p < 0,05$). Für Futurabond DC konnte ein negativer Zusammenhang ($B = -1,16$) zwischen der Durchflussmenge während des Verblasens und der Scherbindungsfestigkeit signifikant ($p < 0,05$) ermittelt werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Materialien und Methodik

In der zahnmedizinischen Wissenschaft ist das Anforderungsverzeichnis der ISO-Norm⁶¹ international anerkannt, um je nach Testmethode eine Vergleichbarkeit der Daten verschiedener Studien zum Haftverbund von Adhäsiven zu ermöglichen. Dementsprechend wurde die ISO/TS 11405:2003(E)⁶¹ für die Durchführung der Untersuchungen als Prüfnorm herangezogen.

6.1.1 Materialien

Die Untersuchung der Materialien erfolgte unter prothetischen Gesichtspunkten, wie z.B. in Bezug auf die Verwendung von Adhäsiven im Rahmen eines Stumpfaufbaus vor prothetischer Restauration eines Zahnes, sodass es von Interesse war, die Prüfung am Dentin durchzuführen. Aufgrund der unzureichenden Verfügbarkeit der benötigten Menge menschlicher Zähne wurden gemäß der o.g. ISO/TS 11405:2003(E)⁶¹ im Rahmen dieser Arbeit Rinderinzisivi als alternatives Prüfsubstrat verwendet. Diverse Studien haben belegt, dass es qualitativ keinen Unterschied zwischen bovinem und humanem Dentin in Bezug auf die Adhäsivforschung gibt und dass Rinderzähne als gleichwertiger Ersatz verwendet werden können.^{88, 106, 107, 117} Daher werden in zahlreichen Studien Rinderzähne zur Untersuchung der Dentinhaftung von Adhäsiven verwendet.^{20, 25, 55, 60, 70, 78, 91, 105, 108, 111, 121, 124, 125, 149} Nichtsdestotrotz weisen *Schilke et al.*¹¹⁷ sowie *Simonetti et al.*¹²⁶ darauf hin, dass die Prüfung am koronalen Dentin und nicht am Wurzel dentin durchgeführt wird. Darüber hinaus geben *Pashley et al.*^{93, 95, 98} zu berücksichtigen, dass keine tiefen pulpanahen Dentinareale genutzt werden, da die Fläche der freigelegten Dentintubuli pulpawärts größer und die Dentinoberfläche wegen des erhöhten Liquorgehalts feuchter ist, sodass die daraus resultierende erhöhte Dentinpermeabilität den adhäsiven Haftverbund beeinträchtigt. Daraus folgt, dass das Haftvermögen mit der Tiefe des Dentins abnimmt.^{17, 88, 131, 134} Erfolgt die Untersuchung von Adhäsiven in pulpafernen oberflächlichen Schichten des Dentins, ist

kein Unterschied zwischen menschlichen und Rinderzähnen zu verzeichnen, wie *Nakamichi et al.*⁸⁸ nachweisen konnten. Aus diesem Grund wurde bei der Vorbereitung der Prüfkörper darauf geachtet, keine tiefen Dentinareale freizulegen. Sobald der Schmelz abgetragen war, wurde der Prüfkörper soweit beschliffen, bis eine für die Prüfung ausreichend große Dentinfläche zur Verfügung stand, ohne dass die Pulpakammer durchschimmerte. Ebenso wurden keine Zähne verwendet, die kariöses oder sklerotisches Dentin aufwiesen, da der Haftverbund zu irregulärem Dentin beeinträchtigt ist.^{19, 31, 69, 115, 151, 156, 157} Prüfkörper, die diese Voraussetzungen nicht erfüllten, wurden nicht für die Prüfung herangezogen und sofort verworfen.

Um eine Vergleichbarkeit des Haftverbunds der Adhäsive zu ermöglichen, wurde das Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv Optibond FL als häufig untersuchtes Referenzadhäsiv eingesetzt. Diverse Studien^{39, 83, 142} schreiben Optibond FL eine niedrige Schwankung und eine hohe Zuverlässigkeit der Messdaten zu, sodass dieses Präparat international häufig als Referenzprodukt gehandelt wird.^{7, 11, 41, 53, 83, 142, 146} Auch die in dieser Arbeit ermittelten Scherbindungsfestigkeitswerte auf Dentin liegen im Bereich der in der Literatur^{26, 62, 65} für Optibond FL angegebenen Ergebnisse. Um ein weiteres Etch-and-Rinse-Adhäsiv neben dem Referenzadhäsiv zu untersuchen, wurde Solobond Plus eingesetzt. Dieses Präparat enthält Aceton als Lösungsmittel, welches dafür bekannt ist, die Handhabung des Adhäsivs zu erschweren, da es leicht flüchtig ist, wodurch die Penetration des Adhäsivs in das freigelegte Kollagengeflecht beeinträchtigt wird.^{3, 125} Aceton-haltige Adhäsive setzen daher ein gutes Feuchtigkeitsmanagement des Anwenders voraus und erfordern oftmals die Technik des *wet-bondings*.^{101, 126} Um auch die Ergebnisse eines Self-Etch-Adhäsivs unter den Anwendern vergleichen zu können, wurde Futurabond DC hinzugezogen. Als Komposit diente das Stumpfaufbaumaterial Grandio Core Dual Cure, durch dessen fließfähige Eigenschaft die Herstellung des Kompositzylinders in der Ultradent-Fixiervorrichtung erleichtert wurde. Ein stopfbares Material hätte die Herstellungsprozedur deutlich erschwert. Es wurde die blaue Farbe gewählt, um einen Kontrast zum Dentin zu schaffen und somit die zentrale Ausrichtung des Kompositzylinders zum Prüfstempel der Zwick-Prüfmaschine auf der Ultradent-Transpose zu erleichtern. Eigentlich wird davon abgeraten, selbst konditionierende Adhäsive zusammen mit dualhärtenden Kompositen zu verwenden, da eine Inkompatibilität beider Systeme festgestellt werden konnte. Säureester inaktivieren die alkalischen Initiatorsysteme der dualhärtenden Komposite, indem sie die tertiären Amine protonieren, und verhindern dadurch die chemisch initiierte Polymerisation.^{53, 85, 110} Sind die Adhäsive jedoch insoweit modifiziert,

dass sie auch chemisch initiiert aushärten können, wird die Inkompatibilität aufgehoben.⁵³ Zu diesen dualhärtenden Systemen gehört Futurabond DC, dessen Anwendung für das Komposit Grandio Core Dual Cure vom Hersteller empfohlen wird.

6.1.2 Methodik

Der Haftverbund eines Adhäsivs kann mit unterschiedlichen Prüfmethode untersucht werden. Während die Farbstoffpenetrations- und die Hybridschichtanalyse zu den indirekten Haftverbundanalysen zählen, erlauben die Scherbindungsfestigkeitsprüfung, der Zugversuch sowie die Ausstoßprüfung eine direkte Haftverbundanalyse.⁵⁷ Die indirekten Verfahren evaluieren zwar die für den Haftverbund essentielle Hybridschicht, indem die Penetrationstiefe des Adhäsivs oder die Beschaffenheit des Penetrationsgebiets mikroskopisch ermittelt wird, diese Untersuchungen sind jedoch rein qualitativ und ermöglichen keine Aussage bezüglich der Stärke des Haftverbundes.^{75, 148, 150} Dahingegen erheben die direkten Verfahren Messdaten in Megapascal, die eine methodenabhängige Auskunft über die Haftkraft eines Adhäsivsystems ermöglichen.⁵⁷

In der vorliegenden Arbeit wurde die in Kapitel 4.5.3 beschriebene Scherbindungsfestigkeitsprüfung (*shear bond strength test*) durchgeführt, um den Haftverbund der Adhäsive zu untersuchen. Ein Nachteil dieser Scherkraftmessung ist die Stressverteilung, da die einwirkenden Kräfte im Bereich des Prüfstempels sehr hoch sind.²⁸ Je nach Ausführung des Prüfstempels kann die Messung unterschiedlich ausfallen, da die Kontaktfläche bei einem planen oder meißelförmigen Prüfstempel fast punktförmig und bei einem halbmondförmigen Prüfstempel gleichmäßiger verteilt ist.^{29, 99, 127} Letzterer stellt die in dieser Arbeit angewandte Ultradent-Methode dar und ermöglicht die Kraftverteilung vielmehr nahe des Adhäsiv-Komposit-Interface im Vergleich zu den anderen Prüfstempeln, sodass sich diese Prüfanordnung zunehmend etabliert.^{57, 146} Um aus einem Zahn mehrere Prüfkörper zu gewinnen, wurde die Mikroscherbindungsfestigkeitsprüfung (*micro shear bond strength test*) eingeführt.^{122, 123} Dieser Test kombiniert die einfache Handhabung dieser Testmethode mit der Möglichkeit, mehrere Proben aus einem Zahn zu untersuchen. Der relativ dünne Kompositzylinder mit einer Verbundfläche von ca. 1mm^2 in Verbindung mit einer dicken Adhäsivschicht führt jedoch zu einer erheblichen Biegekräft, die eine ungleichmäßige Kraftverteilung zur Folge hat. Diese scheint im Vergleich zum Makroversuch viel ausgeprägter zu sein und ermöglicht keine klare Abgrenzung des zu untersuchenden Adhäsivareals.^{6, 146}

Eine weitere Methode der direkten Haftverbundanalyse ist der Zugversuch. Der Prüfkörper wird wie für die Scherbindungsfestigkeitsprüfung beschrieben hergestellt, der Prüfcylinder wird in diesem Fall jedoch abgezogen. Dieser Ansatz des Makrozugversuchs (*tensile bond strength test*) ist weniger verbreitet und wird vielmehr zur Messung der Bindungsfestigkeit von Zementen zu härteren Materialien wie z.B. Keramiken oder Metalllegierungen verwendet.^{1, 64} Eine Modifizierung dieser Methode ist der Mikrozugversuch (*micro tensile bond strength test*), in dem der Prüfkörper in einzelne Stäbe mit einem Durchmesser von 0,8 bis 1mm gesägt wird, um dann die Prüfung an den einzelnen Stäben durchzuführen. Der Vorteil besteht darin, dass weniger Zähne notwendig sind und regionale Dentinunterschiede bewertet werden können.^{96, 112} Da diese Methode jedoch sehr technikempfindlich ist und Spontanfrakturen auftreten können, die bei fehlerhafter statistischer Aufarbeitung das Ergebnis verfälschen, wird diese Methode von *Scherrer et al.*¹¹⁶ kritisch beurteilt.

Die Ausstoßprüfung (*push out test*) ist ein weiterer Ansatz, um die Beständigkeit des Dentin-Adhäsiv-Verbunds zu testen.^{30, 39} Nachdem standardisierte Präparationen an den Zähnen mit dem Restaurationsmaterial aufgefüllt worden sind, wird die Zahnhartsubstanz bis auf Höhe der Restauration abgetragen. Anschließend wird die Restauration mit einem Prüfstempel herausgestoßen. Alternativ können im Vorfeld Dentinscheiben hergestellt werden, die anschließend aufbereitet werden.⁵⁷ Obwohl die Ausstoßprüfung den Vorteil bietet, sowohl den Randschluss als auch den Haftverbund an derselben Probe zu beurteilen,³⁹ konnte sich dieses Verfahren aufgrund der mühsamen Vorbereitung der Prüfkörper sowie der zeitraubenden Methodik nicht als allgemeingültige Haftfestigkeitsprüfung durchsetzen.¹⁴⁶ Nichtsdestoweniger wird diese Prüfung teilweise angewandt, um die Retention von in Wurzelkanälen verklebten Glasfaserstiften zu testen.^{10, 49, 158}

Grundsätzlich ist die Scherbindungsfestigkeitsprüfung das am häufigsten verwendete Untersuchungsverfahren.¹⁶ Da keine weitere Probenverarbeitung nach dem Klebevorgang erforderlich ist, wird die Scherbindungsfestigkeitsprüfung auch in großen Unternehmen und Forschungsinstituten als eine einfache, wenig technikempfindliche und schnelle Prüfmethode gern angewandt.¹⁴⁶ Um eine Standardisierung des Prüfprotokolls zu ermöglichen, wurden spezielle Vorrichtungen entwickelt, wie u.a. die Utensilien der Firma Ultradent, die im Rahmen dieser Arbeit verwendet wurden. Trotz der Bestrebung, die Abläufe der Scherbindungsfestigkeitsprüfung zu standardisieren, um eine Vergleichbarkeit der Daten zu ermöglichen, haben unterschiedliche Parameter einen nicht unerheblichen Einfluss auf das

Testergebnis. Neben der Belastungsart, die je nach Prüfstempel unterschiedlich ausfallen kann, wird z.B. auch der Geschwindigkeit der Traverse zum Teil eine wesentliche Bedeutung beigemessen. Inwiefern die Geschwindigkeit der Traverse relevant ist, wird kontrovers diskutiert. *Tamura et al.*¹³⁵ fanden im Rahmen ihrer Studie, dass höhere Haftwerte mit einer höheren Traversengeschwindigkeit korrelierten. Das Komposit verhalte sich bei schneller Krafteinwirkung wie ein spröder Festkörper, bei dem die einwirkende Kraft vielmehr auf den Bruch der Probe gerichtet ist als eine Biegung oder Deformation zu erlauben. Zugleich beschrieb dieselbe Arbeitsgruppe hohe Haftwerte bei niedriger Traversengeschwindigkeit. Diesen Umstand führten sie auf die viskoelastischen Eigenschaften der Adhäsive zurück, indem eine langsamere Geschwindigkeit eine verlängerte Erholungsphase ermöglicht, in der die Krafteinwirkung durch die Elastizität des Adhäsivs kompensiert wird. Ebenso verhalte sich das Komposit wie ein visköses Material, indem eine höhere Krafteinwirkung mit einer Deformation einhergehe und letztendlich das Testergebnis beeinflusse.¹³⁵ In einer kritischen Überprüfung der Makrotestmethoden fanden *Braga et al.*¹³ heraus, dass die Traversengeschwindigkeit keinen bedeutenden Einfluss auf das Testergebnis hat, solange die Rahmenbedingungen sich an der ISO-Prüfnorm orientieren, die eine Geschwindigkeit von $0,75 \pm 0,30 \text{ mm}/\text{min}$ vorgibt. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Untersuchung während der Scherkraftmessung eine Prüfgeschwindigkeit von $1 \text{ mm}/\text{min}$ eingehalten.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Allgemein – mögliche Anwendungsfehler in der Adhäsivtechnik

Für einen erfolgreichen adhäsiven Verbund zwischen Dentin und Komposit gilt es mögliche Fehlerquellen der Adhäsivtechnik zu kennen, da eine falsche Handhabung sowohl die Verbundfähigkeit des Dentins als auch die des Haftvermittlers beeinträchtigen kann. Mögliche Fehlerquellen sind z.B. ein Überätzen des Dentins, zu viel Restfeuchtigkeit oder starkes Trocknen, verkürzte Einwirkzeiten oder fehlende Lichthärtung. Mehrere Studien bestätigen, dass Anwendungsfehler zu dramatisch niedrigeren Haftwerten und einer schlechteren Randqualität der adhäsiven Restauration führen.^{40, 103, 104} Mangelhafte Restaurationsränder wiederum haben neben einer Irritation der Pulpa auch die Bildung von

Prädilektionsstellen für Sekundärkaries zur Folge und nicht zuletzt kann es aufgrund der schlechten Haftwerte zum Verlust des adhäsiven Aufbaus führen.^{9, 133}

Bei einer separaten Konditionierung des Dentins mit Säure empfehlen verschiedene Autoren^{37, 98, 147} eine Einwirkzeit von 15 Sekunden nicht zu überschreiten, um eine Überätzung zu vermeiden. Durch zu langes Ätzen besteht die Gefahr, dass nicht alle Bereiche des demineralisierten Dentins durch das Adhäsiv ausgefüllt werden können. Demnach legt der Primer nicht den vollständigen Weg zurück, der durch das Überätzen entstanden ist. Es verbleiben demineralisierte Kollagenfasern, die nicht durch den Haftvermittler umhüllt werden, sodass eine vollständige Hybridisierung bis zum mineralisierten Dentin ausbleibt.^{37, 98, 147} Diese Undichtigkeiten in Form nicht infiltrierten Kollagens werden auch *nanoleakages* genannt. Trotz eingehaltener Einwirkzeit der Säure von ca. 15 Sekunden kann es dennoch zu einer Überätzung des Dentins kommen, wenn die Säurereste nicht vollständig entfernt werden. Um den Verbleib von Säureresten zu vermeiden, empfehlen *Haller* und *Blunck*⁵³, den Abspülvorgang mindestens ebenso lange auszuführen, wie das Ätzen selbst andauert. Die Säurekonditionierung des Dentins eröffnet zwar den Weg für die Diffusion der Monomere ins Kollagenetzwerk, sie erleichtert jedoch auch das Herausfließen von Dentinliquor nach außen zur Dentineoberfläche.^{98, 100} Bleibt nun eine vollständige Versiegelung auf Grund des Überätzens und der Entstehung von *nanoleakages* aus, kann der Dentinliquor in den undichten Raum zwischen der adhäsiven Restauration und dem Dentin fließen, welches wiederum zur hydrolytischen Degeneration der Hybridschicht führen kann. Die Haftfestigkeit der Restauration wird reduziert und klinisch macht es sich bereits durch postoperative Hypersensitivitäten bemerkbar, noch bevor Undichtigkeiten des adhäsiven Aufbaus klinisch beurteilbar sind.^{37, 38, 98}

Selbstkonditionierende Primer, die ein Bestandteil von Self-Etch-Adhäsiven sind, erfordern keinen separaten Ätzevorgang. Das Areal der Demineralisation im Dentin, der durch die Verwendung dieser Primer erreicht wird, entspricht dem Ausmaß der Infiltration.⁵³ Doch auch bei der Nutzung von Self-Etch-Adhäsiven kann man laut *Li et al.*^{72, 73} das Auftreten von *nanoleakages* beobachten. Einige Autoren^{40, 79, 138, 141} vermuten, dass die Polymerisation der Hybridschicht beeinträchtigt wird, indem das Lösungsmittel des Self-Etch-Adhäsivs nicht vollständig entfernt wird, wodurch wiederum hydrolytische Degenerationsprozesse gefördert werden. Dieser Umstand führt zur nächsten Herausforderung der Adhäsivtechnik: Wie viel Restfeuchtigkeit verbleiben sollte und wie stark getrocknet werden darf, erfordert genaue Kenntnis über die Folgen eines falschen Luft- und Feuchtigkeitsmanagements.³⁷

Bei der Anwendung eines Etch-and-Rinse-Adhäsivs fällt der separate Schritt der Säurekonditionierung an, welcher das Abspülen und Trocknen des Dentins erfordert, bevor die Adhäsivkomponenten appliziert werden. Wird das demineralisierte Dentin nun exzessiv getrocknet, führt es zu einem Kollaps der freigelegten Kollagenfasern.^{79, 101, 130} In Fällen, in denen das Schmelzätzmuster kontrolliert werden muss, ist das starke Trocknen jedoch nicht zu vermeiden, sodass der Kollagenkollaps zwangsläufig in Kauf genommen wird. Um das Kollagengeflecht wieder aufzurichten, ist eine Wiederbefeuchtung des Dentins mit einem mit Wasser beschichteten Hilfsmittel erforderlich, auch *rewetting* genannt.^{52, 101} Wasser-basierte Etch-and-Rinse-Adhäsive dagegen können das kollabierte Kollagen aufquellen lassen, ohne dass ein *rewetting* erforderlich ist.^{101, 102} *Frankenberger*³⁷ empfiehlt hierbei, die Adhäsivschicht nicht nur zu verblasen, sondern ausgiebig zu trocknen, um das Lösungsmittel aus dem System zu entfernen. Zugleich warnt er jedoch davor, diese Schicht nicht zu stark zu verblasen, da sie sonst zu dünn ausläuft, sodass die Sauerstoffinhibitionsschicht ebenfalls eine vollständige Polymerisation verhindern kann.³⁷

Im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven hat das exzessive Trocknen bei der Anwendung von Adhäsiven der sechsten Generation keinen gravierenden Einfluss. So empfehlen sogar *Frankenberger et al.*⁴⁰ sowie *Miyazaki et al.*⁷⁹ selbstkonditionierende Primer ausreichend zu verblasen, um den Verbleib des Lösungsmittels auszuschließen, welches sonst ein hydrolytisches Potenzial hätte. *Spreafico et al.*¹³⁰ weisen dennoch darauf hin, dass die aufgetragene Schicht durch eingeschlossene Luftbläschen geschwächt werden kann, falls die Adhäsivschicht stärker als notwendig verblasen wird. Darüber hinaus wird das Adhäsiv wieder weitgehend entfernt, woraus eine unzureichende Benetzung des Kollagens resultiert.¹³⁰ Bei All-in-one-Adhäsiven hängt die Art des Verblasens vom Lösungsmittel ab.¹²⁵ Da Ethanol weniger flüchtig als Aceton ist, ist ein stärkeres Verblasen möglich, um das Lösungsmittel zu eliminieren und höhere Haftwerte zu erzielen.³ Aceton dagegen ist stark flüchtig und sollte schwach verblasen werden. Ein Übertrocknen führt zu dehydriertem Dentin, wodurch wiederum das Kollagengeflecht unzureichend aufgerichtet und umhüllt werden kann, niedrige Haftwerte sind die Folge.¹²⁵

Um die Haftfähigkeit eines Adhäsivsystems vollständig zu nutzen ist es sehr wichtig, die Einwirkzeiten, wie sie vom Hersteller empfohlen werden, einzuhalten und nicht zu verkürzen. Das Auftragen alleine stellt noch keinen ausreichenden Verbund sicher. Erst die vollständige Infiltration des Dentins ermöglicht die Ausbildung einer adäquaten Hybridschicht. Daher muss den einzelnen Komponenten eines Adhäsivs genügend Zeit zur Verfügung stehen.

Obwohl der Ätzbvorgang und das anschließende Spülen und Trocknen korrekt durchgeführt werden, kann auch eine unzureichende Infiltration aufgrund verkürzter Einwirkzeiten zur Ausbildung von *nanoleakages* führen. Es wird sogar postuliert den Primer während der gesamten Einwirkzeit aktiv einzumassieren, um die Lösung in Bewegung zu halten und die Diffusion zu verbessern.^{53, 79} Bei Self-Etch-Adhäsiven geht man davon aus, dass die verbliebene Schmierschicht sogar entfernt bzw. vermischt wird, welches einen positiven Effekt auf den Haftverbund ausübt.^{40, 53, 79}

Die Lichthärtung des applizierten Adhäsivs wird als obligat und wesentlich für die Ausbildung einer stabilen Verbundschicht angesehen.³⁷ Die Stabilisierung durch Photopolymerisation ermöglicht es der Adhäsivschicht den Polymerisationskontraktionsspannungen, die durch das Auftragen und Anpolymerisieren des Komposits entstehen, standzuhalten.^{37, 53} Andernfalls ist die stabile Ausbildung eines Dentin-Adhäsiv-Verbunds gefährdet, sodass Randundichtigkeiten langfristig zum Misserfolg der Restauration führen.

6.2.2 Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund der Adhäsive

In der vorliegenden Arbeit konnte für das Adhäsiv Optibond FL ein signifikanter Unterschied in den Scherbindungsfestigkeitswerten zwischen Zahnärzten und Vorklinikern nachgewiesen werden, weshalb die Annahme bestand, dass die Anwendererfahrung einen Einfluss auf den Haftverbund von Etch-and-Rinse-Adhäsiven hat. Die wenigen zu diesem Thema vorhandenen Studien^{47, 48, 51, 143} kommen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass der Erfahrungsgrad eine Auswirkung auf den Haftverbund von Etch-and-Rinse-Adhäsiven haben kann. *Giachetti et al.*⁴⁸ zeigten im Rahmen ihrer Studie, dass erfahrene Anwender signifikant höhere Haftwerte für das Etch-and-Rinse-Adhäsiv erreichten als unerfahrene Anwender. In der Studie von *Guéders et al.*⁵¹ korrelierte das Auftreten von Mikrorissen in Klasse-V-Kavitäten mit dem Erfahrungsgrad der Anwender, sodass die Autoren schlussfolgerten, dass die Qualität der Restauration durch die Anwendererfahrung beeinflusst werden kann. Für Solobond Plus, ebenfalls ein Etch-and-Rinse-Adhäsiv, konnten im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen statistisch zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Probandengruppen verzeichnet werden, dennoch erreichten die Zahnärzte die höchsten Werte und die Vorkliniker die niedrigsten Werte. Da Solobond Plus Aceton als Lösungsmittel enthält, ist es technikempfindlicher und erschwert den Anwendern die Handhabung.^{3, 48} Die hohe Flüchtigkeit des Lösungsmittels erfordert eine gewisse Restfeuchtigkeit des Dentins, die

bei der Etch-and-Rinse-Technik durch den Vorgang des Trocknens durch unerfahrene Anwender schwer sichergestellt werden kann.^{47, 101, 125, 137} Insbesondere den Vorklinikern, die überhaupt keine Erfahrung im Bereich der Adhäsivtechnik haben, ist die Technik des *wet-bondings* oder *rewettings* nicht bekannt, die es ermöglicht einer Über Trocknung entgegenzuwirken bzw. das kollabierte Kollagen wieder aufzurichten.^{52, 101, 102} Doch bis auf eine Zahnärztin haben auch Probanden aus der Gruppe der Kliniker und Zahnärzte keine der möglichen Maßnahmen ergriffen, um die Feuchtigkeit des Dentins sicherzustellen. Auch dies kann ein Grund dafür gewesen sein, dass für die Zahnärzte und Kliniker kein signifikanter Unterschied zu den Vorklinikern für Solobond Plus ermittelt wurde, obwohl sie im Vergleich höhere Haftwerte erzielten. Optibond FL dagegen enthält ein Wasser-Ethanol-Gemisch als Lösungsmittel und ist sowohl bei feuchtem als auch bei trockenem Dentin wirksam, da das Ethanol einerseits die Restfeuchtigkeit im Kollagengeflecht verdrängen kann, das Wasser wiederum trockenes Dentin wiederanfeuchten und kollabiertes Kollagen wiederaufrichten kann.^{37, 53, 101, 147} Ist nun ein ungünstiges Luft- und Feuchtigkeitsmanagement durch die Probanden erfolgt, konnte dies durch Optibond FL vermutlich besser kompensiert werden als Solobond Plus, dessen hohe Technikempfindlichkeit es allen Probanden erschwerte, vergleichbare Haftwerte zu erreichen. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen *Giachetti et al.*⁴⁸, die ebenfalls die Haftwerte zweier Haftvermittler zwischen unterschiedlichen Gruppen verglichen und für das Ethanol-basierte Adhäsiv signifikante Unterschiede zwischen Experten und Studenten ermittelten, während für das Aceton-basierte Adhäsiv, trotz höherer Werte für die Experten, keine Signifikanz zwischen den Gruppen vorlag.

Für das untersuchte Self-Etch-Adhäsiv Futurabond DC wurde kein signifikanter Unterschied zwischen Zahnärzten, Klinikern und Vorklinikern registriert, sodass die Nullhypothese für Self-Etch-Adhäsive aufrechterhalten werden konnte. Sowohl die Mittelwerte als auch die Streuung der Scherbindungsfestigkeitswerte ähnelten sich in allen drei Gruppen. Dieses Ergebnis führte zu der auch in der Literatur^{47, 48, 51, 111, 143} auffindbaren These, dass Self-Etch-Adhäsive weniger technikempfindlich als Etch-and-Rinse-Adhäsive sind und unerfahrene Anwender daher mit diesem Adhäsivsystem einen vergleichbaren Haftverbund erreichen wie erfahrene Anwender. *Giachetti et al.*⁴⁸ und *Sano et al.*¹¹¹ begründen diese Gegebenheit damit, dass ein Etch-and-Rinse-System mehr Schritte erfordert als ein Self-Etch-System. Je weniger Schritte in der Prozedur des Bondings anfallen, umso geringer ist die Gefahr, dass Fehler eintreten bzw. eine falsche Handhabung erfolgt.¹¹¹ *Giachetti et al.*⁴⁷ betonen jedoch, dass eine erhöhte Anzahl an Schritten nicht der alleinige Grund für eine höhere Fehlerquote ist, sondern

dass vielmehr die Prozedur des Ätzens, Spülens und Trocknens die kritische Phase bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven ausmacht und unerfahrenen Anwendern die Ausübung erschwert. Den Studenten fällt es schwer, bei der Nutzung eines Etch-and-Rinse-Adhäsivs die optimale Feuchtigkeit nach dem Ätzen zu erreichen, bevor der Primer appliziert wird.⁴⁸ Self-Etch-Adhäsive erfordern dagegen keinen separaten Ätzvorgang, wodurch dieser besonders fehleranfällige Schritt entfällt. Dies trifft auf Futurabond DC zu, das als Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv keine separate Säurekonditionierung vor Applikation des Adhäsivs erfordert, sodass der besonders technikempfindliche Schritt ausbleibt. Dadurch konnten auch die unerfahrenen Anwender aus der Gruppe der Vorkliniker sowie die weniger erfahrenen Anwender aus der Gruppe der Kliniker ähnliche Scherbindungsfestigkeitswerte für Futurabond DC erreichen wie die langjährig erfahrenen Anwender aus der Gruppe der Zahnärzte.

Angesichts der ermittelten Ergebnisse kann geschlussfolgert werden, dass die Effizienz eines adhäsiven Haftverbunds abhängig vom Anwender sein kann, der Einfluss der Anwendererfahrung dennoch je nach Adhäsivsystem variiert. Die im Vergleich zu Futurabond DC höhere Streuung der Ergebnisse von Solobond Plus und Optibond FL bekräftigt die Annahme, dass Etch-and-Rinse-Adhäsive technikempfindlicher sind als Self-Etch-Adhäsive. Für die Nutzung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven ist daher eine ausreichende klinische Erfahrung von Vorteil, um konstante Ergebnisse im Haftverbund zu erzielen.¹¹¹ Bei weniger erfahrenen Anwendern ist dagegen der Einsatz eines Self-Etch-Adhäsivs günstiger, um die Fehlerquote zu reduzieren und eine akzeptable Haftleistung zu erreichen.^{47, 48} *Sano et al.*¹¹¹ bestätigen, dass ein optimaler Haftverbund mit einem Adhäsivsystem nur dann gewährleistet ist, wenn der Anwender sich über die Technikempfindlichkeit des jeweiligen Systems bewusst ist. Die Autoren dieser Studie empfehlen stets die Gebrauchsanweisungen, insbesondere bei Anwendung eines neuen Adhäsivs, zu befolgen und den aktuellen Stand der Wissenschaft zur Adhäsivmethodik zu verfolgen.¹¹¹ Dennoch weisen *Adebayo et al.*² darauf hin, dass über den theoretischen Stand hinaus insbesondere der klinische Erfahrungsgrad und die Routine mit einem dem Anwender bekannten Adhäsiv eine wichtige Rolle für den Haftverbund spielt und die Leistung der Adhäsive dadurch entscheidend beeinflusst wird.

6.2.3 Luftparameter der Anwender

Obwohl einige Studien^{47, 48, 51, 143} einen Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund von Adhäsiven nachgewiesen haben, konnte bisher trotz standardisierter Prüfprotokolle ein einzelner Schritt nicht als vorwiegend ursächlich für die unterschiedlichen Ergebnisse des adhäsiven Haftverbunds zwischen den Probanden identifiziert werden. Vielmehr werden mehrere Faktoren diskutiert, die einen Einfluss auf den Haftverbund von Adhäsiven haben können und die dementsprechend mögliche Fehlerquellen in der Adhäsivtechnik darstellen, wie sie bereits unter Kapitel 6.2.1 erläutert wurden. Um einen besonders technikempfindlichen Schritt der Adhäsivtechnik zu beleuchten, wurde daher im Rahmen der vorliegenden Arbeit der Aspekt des Luftmanagements der Probanden während des Trocknens des Dentins sowie während des Verblasens des Primers bzw. Adhäsivs mitberücksichtigt. Dass die Luftparameter einen Einfluss auf den Haftverbund haben, wurde bisweilen in einigen Studien überprüft und beschrieben.^{40, 52, 91, 125, 130} Inwiefern sich jedoch Anwender mit unterschiedlichem Erfahrungsgrad in Bezug auf die Luftparameter während der Adhäsivtechnik unterscheiden, wurde bisher noch nicht untersucht.

In der vorliegenden Arbeit konnten zwischen den Anwendern signifikante Unterschiede in den Luftparametern während des Trocknens des Dentins bei der Anwendung jedes Adhäsivs festgestellt werden. Während für die Zahnärzte die niedrigsten Werte für die Strömungsgeschwindigkeit und die Durchflussmenge registriert wurden, erreichten die Vorkliniker die höchsten Werte. Diese Ergebnisse geben möglicherweise einen Hinweis über die Vorkenntnisse der unterschiedlichen Probandengruppen und lassen vermuten, dass die Zahnärzte mit dem Wissen über den besonders sensiblen Schritt des Trocknens nach Säurekonditionierung entsprechend vorsichtiger verblasen haben als die weniger erfahrenen Kliniker und die in dieser Hinsicht vollkommen unwissenden Vorkliniker. Möglicherweise ist dies auch ein Grund dafür, dass die Zahnärzte für Optibond FL signifikant höhere Scherbindungsfestigkeitswerte erreichten als die Vorkliniker, da sie das demineralisierte Dentin vorsichtiger getrocknet haben. Der statistisch zusätzlich festgestellte negative Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Trocknens und der Scherbindungsfestigkeit für Optibond FL bekräftigt die Annahme, dass ein stärkeres Trocknen des Dentins nach Säurekonditionierung einen schwächeren Haftverbund für Optibond FL zur Folge hat. Obwohl für Solobond Plus keine signifikanten Unterschiede in den Scherbindungsfestigkeitswerten ermittelt werden konnten, erklärt das signifikant unterschiedliche Luftmanagement der Probanden vermutlich den für die Zahnärzte

festgestellten höheren Haftverbund. Auch für Futurabond DC wurden zwar signifikant unterschiedliche Luftparameter zwischen den Gruppen beim Trocknen des Dentins ermittelt, doch da dieses Adhäsiv keine separate Säurekonditionierung erfordert, bestand keine Gefahr des Übertrocknens vor Applikation, zumal dieses Adhäsiv Wasser als Lösungsmittel enthält.

Nach Applikation des Primers bzw. Adhäsivs wurden zwischen den Anwendern keine signifikanten Unterschiede in den Luftparametern während des Verblasens registriert. Während die Hersteller in ihren Gebrauchsanweisungen das notwendige Luft- und Feuchtigkeitsmanagement insbesondere nach separater Säurekonditionierung bei den Etch-and-Rinse-Adhäsiven nicht erläutern, gehen sie auf die Handhabung ihrer Produkte ein und weisen wie in diesem Fall auf das vorsichtige Verblasen der Bondingschicht hin. Aus diesem Grund hatten die drei Probandengruppen ähnliche Voraussetzungen für diesen Schritt, sodass alle Anwender die applizierte Schicht ähnlich schwach verblasen haben und kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte. Der in der statistischen Berechnung zusätzlich festgestellte negative Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Verblasens und der Scherbindungsfestigkeit von Futurabond DC ist ein Indiz dafür, dass die applizierte Adhäsivschicht von Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven bei zu starkem Verblasen keine ausreichende Stabilität mehr hat, um einen starken Haftverbund zu ermöglichen.

6.2.4 Haftwerte der Adhäsive

Unter Berücksichtigung aller Probanden wurden für alle drei Adhäsive signifikant unterschiedliche Scherbindungsfestigkeitswerte ermittelt. Die höchsten Haftwerte wurden für das Etch-and-Rinse-Adhäsiv Optibond FL gemessen, während das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond DC die niedrigsten Scherbindungsfestigkeitswerte erreichte. Mit Solobond Plus wurden zwar niedrigere Haftwerte erreicht als Optibond FL, dennoch schnitt dieses Etch-and-Rinse-Adhäsiv signifikant besser ab als Futurabond DC. Auch in der Literatur wird darauf hingewiesen, dass mit Etch-and-Rinse-Adhäsiven meist höhere Haftwerte zu erreichen sind als mit Self-Etch-Adhäsiven.^{14, 25, 36, 37, 40, 43, 53, 113, 126} Doch wie bereits im vorherigen Kapitel erwähnt warnen einige Autoren^{18, 25, 40, 53, 83} davor, dass Etch-and-Rinse-Adhäsive auch deutlich technikempfindlicher im Vergleich zu Self-Etch-Adhäsiven sind. Diese Gegebenheit erklärt auch die in dieser Untersuchung höhere Streuung der Messdaten von Optibond FL und Solobond Plus im Vergleich zu Futurabond DC. Durch die separate Säurekonditionierung bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven wird die Prozedur des Bondings im Vergleich zu Self-Etch-

Adhäsiven verkompliziert. Um die Gefahr des Überätzens zu vermeiden, wurde das Prüfprotokoll insoweit standardisiert, als dass die Probanden instruiert wurden, eine Ätzzeit von 15 Sekunden nicht zu überschreiten. Doch insbesondere das Trocknen des säurekonditionierten Dentins stellt den besonders empfindlichen Schritt des Etch-and-Rinse-Verfahrens dar, sodass diese Adhäsivsysteme ein gutes Luft- und Feuchtigkeitsmanagement des Anwenders erfordern, um eine Übertrocknung des Dentins zu vermeiden.^{37, 43, 101, 147} *Frankenberger*³⁷ und *Perdigao et al.*^{101, 102} schreiben der Wasser-Ethanol-Basis eines Adhäsivs eine günstige Wirkung auf den Haftverbund zu, da einer Übertrocknung des Dentins durch das Lösungsmittel entgegengewirkt werden kann, indem der Wasser-Ethanol-haltige Primer kollabiertes Kollagen wiederaufrichten und die demineralisierten Bereiche des Dentins infiltrieren kann. Während Optibond FL ein Wasser-Ethanol-haltiges Lösungsmittel beinhaltet, enthält Solobond Plus dagegen Aceton als Lösungsmittel und erschwert das Verfahren, da es ein feuchtes Milieu voraussetzt.^{101, 137} Ist das Dentin jedoch nach dem Ätzen übertrocknet, so kann der Aceton-haltige Primer das kollabierte Kollagengeflecht ohne *rewetting* nicht ausreichend infiltrieren.^{3, 101, 137} Daher warnen *Haller* und *Blunck*⁵³ davor, dass die Ausbildung eines stabilen Dentin-Adhäsiv-Interface bei der Anwendung von Aceton-haltigen Präparaten schwieriger zu erreichen ist. Vor dem Hintergrund dieser Erkenntnisse ist Solobond Plus als technikempfindlicher im Vergleich zu Optibond FL einzustufen, dementsprechend waren auch niedrigere Haftwerte für Solobond Plus zu verzeichnen.

Self-Etch-Adhäsive sollten die Gefahr des Überätzens und Übertrocknens vermeiden und eine anwenderfreundliche Alternative zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven darstellen.^{25, 83} *Oliveira et al.*⁹² konnten bestätigen, dass die Schmierschicht durch die Self-Etch-Technik lediglich modifiziert und infiltriert wird, während sie durch die Etch-and-Rinse-Technik vollständig entfernt wird. Dass die Self-Etch-Technik aufgrunddessen jedoch zwingend zu niedrigeren Haftwerten führt, konnten sie widerlegen.⁹² *Pashley*⁹⁴ verweist darauf, dass das Belassen der Schmierschicht die Dentinpermeabilität reduziert, da es den Verschluss der Tubuli sicherstellt, wodurch ein Ausfließen des Dentinliquors unterbleibt, welches andernfalls die Komponenten des Haftvermittlers schwächen und den adhäsiven Verbund behindern kann.^{95, 98} Die Annahme, dass Self-Etch-Adhäsive zwingend niedrigere Haftwerte erreichen, lehnt auch *Frankenberger*⁴³ ab und weist darauf hin, dass Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive qualitativ einen ähnlichen Haftverbund erreichen können wie Etch-and-Rinse-Adhäsive. Dies wird damit begründet, dass bei Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven ebenso wie bei Multi-Step-Etch-and-Rinse-Adhäsiven durch die abschließende Applikation eines hydrophob agierenden

Adhäsiv ein Wasserzutritt in die Adhäsivschicht vermieden wird.^{36, 43} Bei Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven ist diese hydrophobe Eigenschaft durch die einmalige Applikation nicht gegeben, sodass es zu einer erhöhten Wassereinlagerung führen kann.^{36, 43, 45} Darüber hinaus enthalten Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive meist Wasser als Lösungsmittel, um eine Dissoziation der selbstkonditionierenden Monomere zu gewährleisten.⁵³ Wird das Lösungsmittel beim Verblasen nicht ausreichend aus dem System entfernt, so verbleibt Restwasser in der Adhäsivschicht, die den Haftverbund behindern und langfristig ein hydrolytisches Potenzial ausüben kann.³⁷ *Tay et al.*¹⁴⁰ konnten mithilfe der Penetrationsanalyse tatsächlich nachweisen, dass die von Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven gebildete Hybridschicht wassergefüllte Kanäle ausbildet, sodass diese Adhäsive als permeable Membranen wirken und langfristig eine hydrolytische Degeneration fördern. Auch Futurabond war Teil der o.g. Studie¹⁴⁰ und wies ebenfalls die Eigenschaft einer hydrolyseunbeständigen permeablen Membran auf. Diese Gegebenheit kann ein Grund für die niedrigeren Haftwerte von Futurabond DC im Rahmen dieser Arbeit sein, da es als Mischadhäsiv mit den sog. All-in-One-Adhäsiven verwandt ist, denen auch *Söderholm et al.*¹²⁹ sowie weitere Autoren^{14, 42, 44, 53, 83} einen weniger effizienten Haftverbund im Vergleich zu Etch-and-Rinse-Adhäsiven zuschreiben.

6.3 Konklusion

Vor dem Hintergrund der ermittelten Ergebnisse kann postuliert werden, dass die Anwendererfahrung keinen Einfluss auf den Haftverbund von Self-Etch-Adhäsiven hat, die Haftleistung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven jedoch durchaus beeinflussen kann. Ein Grund dafür kann die höhere Technikempfindlichkeit der Etch-and-Rinse-Methodik im Vergleich zur Self-Etch-Technik sein. Darüber hinaus erschweren Aceton-haltige Präparate die Ausbildung einer adäquaten Haftleistung. Dennoch sind mit Etch-and-Rinse-Adhäsiven bei richtiger Anwendung höhere Haftwerte als mit Self-Etch-Adhäsiven zu erreichen. Um dies jedoch verallgemeinern zu können, müssten die Untersuchungen zusätzlich mit einem Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv bestätigt werden. Da diese Adhäsivgruppe im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht untersucht wurde, kann in Anbetracht der ermittelten Ergebnisse zumindest geschlussfolgert werden, dass Etch-and-Rinse-Adhäsive höhere Scherbindungsfestigkeitswerte als Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive erreichen. Die erhobenen Luftparameter lassen den Rückschluss zu, dass Anwender mit unterschiedlichen Vorkenntnissen während des Trocknens des Dentins nach Säurekonditionierung und vor Applikation eines Adhäsivs die Druckluft unterschiedlich stark anwenden, das Verblasen der applizierten Adhäsivschicht jedoch ähnlich ausführen. Auch wenn es sich in der vorliegenden Arbeit um eine in-vitro-Untersuchung handelt, kann für den klinischen Gebrauch abgeleitet werden, dass eine langjährige klinische Erfahrung für die Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven von Vorteil ist, um einen adäquaten Haftverbund zu erreichen. Weniger erfahrenen Anwendern ist bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven der vorsichtige Gebrauch des Luftblägers nach Säurekonditionierung anzuraten, um mögliche Unzulänglichkeiten einzuschränken und konstante Haftwerte zu ermöglichen. Um den Verlust eines adhäsiven Aufbaus aufgrund eines schlechten Haftverbundes zu vermeiden und den langfristigen Erfolg einer adhäsiven Restauration sicherzustellen, ist die Nutzung von Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven nicht zu empfehlen.

7 Zusammenfassung

Adhäsive lassen als Haftvermittler einen Verbund zwischen Dentin und Komposit zu und ermöglichen in der prothetischen Zahnheilkunde u.a. den Aufbau stark zerstörter Zähne in Form eines adhäsiven Stumpfaufbaus. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss der Anwendererfahrung auf den Haftverbund von drei Adhäsivsystemen zu untersuchen und insbesondere die Handhabung der Druckluft unter den Anwendern zu überprüfen. Darüber hinaus wurden die Adhäsive anhand ihrer Scherbindungsfestigkeit miteinander verglichen.

Es wurden drei Gruppen mit jeweils zehn Probanden gebildet, bestehend aus Vorklinikstudenten, Klinikstudenten und Zahnärzten. Untersucht wurde das Wasser-Ethanol-basierte Etch-and-Rinse-Adhäsiv Optibond FL, das Aceton-basierte Etch-and-Rinse-Adhäsiv Solobond Plus sowie das Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiv Futurabond DC. Es wurden insgesamt 450 Rinderfrontzähne in Kaltpolymerisat eingebettet und mit SiC-Papier (120 grit, 600 grit) unter Wasserkühlung bis zum Dentin freigeschliffen. Die Aufgabe der Probanden war es, pro Adhäsiv jeweils fünf vorbereitete Prüfkörper nach Herstellerangaben zu bearbeiten. Um den Gebrauch des Luftblägers zu untersuchen, wurden die Strömungsgeschwindigkeit und die Durchflussmenge beim Trocknen des Dentins sowie beim Verblasen des Primers bzw. Adhäsivgemischs ermittelt. Auf die Adhäsivschicht wurde anschließend mithilfe einer Ultradent-Fixiervorrichtung ein Kompositzylinder mit Grandio Core Dual Cure anpolymerisiert. Die Prüfkörper wurden daraufhin in einem Wasserbad bei 37°C für 24 Stunden gelagert. Die Scherbindungsfestigkeitsprüfung erfolgte in einer Universalprüfmaschine (Modell 1454, Zwick/Roell, Ulm) nach der Ultradent-Methode und mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm/min .

Im Ergebnis erreichten in Bezug auf den Haftverbund die Zahnärzte im Vergleich zu den Vorklinikern signifikant höhere Scherbindungsfestigkeitswerte für Optibond FL. Es konnte eine hohe Streuung der Scherbindungsfestigkeitswerte für die beiden Etch-and-Rinse-Adhäsive beobachtet werden. In Hinblick auf die Strömungsgeschwindigkeit und die Durchflussmenge wurden beim Trocknen des Dentins signifikante Unterschiede zwischen allen drei Gruppen bei der Anwendung jedes der drei Adhäsive festgestellt, während kein signifikanter Unterschied beim Verblasen des Primers bzw. Adhäsivgemischs zwischen Zahnärzten,

Klinikern und Vorklinikern nachgewiesen wurde. Für den Vergleich des Haftverbunds der drei Adhäsive konnten unter Beachtung aller Probanden signifikante Unterschiede zwischen den Scherbindungsfestigkeitswerten der drei Adhäsive nachgewiesen werden, indem für Optibond FL die höchsten und für Futurabond DC die niedrigsten Werte gemessen wurden. Zusätzlich resultierte für Optibond FL ein höherer Haftverbund, wenn das Dentin nach der Säurekonditionierung vorsichtig verblasen wurde.

Konkludierend kann somit die Aussage getroffen werden, dass die Anwendererfahrung einen Einfluss auf den Haftverbund von Etch-and-Rinse-Adhäsiven, jedoch keine Auswirkung auf die Haftleistung von Self-Etch-Adhäsiven hat. Ein Grund dafür ist die höhere Technikempfindlichkeit von Etch-and-Rinse-Adhäsiven aufgrund des besonders fehleranfälligen Schritts der separaten Säurekonditionierung. Die in diesem Zusammenhang falsche Handhabung des Luftblägers beim Trocknen des Dentins kann einen entscheidenden Einfluss auf den späteren Haftverbund ausüben. Es wurde festgestellt, dass Anwender mit unterschiedlichen Vorkenntnissen gerade bei diesem Schritt unterschiedlich mit dem Luftbläser umgehen. Um einen stabilen adhäsiven Verbund zu gewährleisten, ist für den klinischen Gebrauch die Anwendung von Wasser-Ethanol-basierten Etch-and-Rinse-Adhäsiven mit besonderer Vorsicht während des Trocknens nach Säurekonditionierung ratsam. Die Anwendung von Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven ist aufgrund eines niedrigen Haftverbundes nicht empfehlenswert.

8 Summary

Adhesives allow a bonding between dentin and composit and especially in prosthetic dentistry an adhesive core build-up of severely damaged teeth is possible. The aim of this study was to analyse the influence of clinical experience on dentin bond strength of three adhesive systems and to evaluate the air-blowing step between the operators. Furthermore the shear bond strength of the three adhesives were compared.

Three groups each with ten operators were arranged by pre-clinical students, clinical students and dentists. The water-ethanol-based etch-and-rinse-adhesive Optibond FL, the acetone-based etch-and-rinse-adhesive Solobond Plus and a self-etch-adhesive Futurabond DC were investigated. A total of 450 bovine incisors were embedded into cold rubber and ground with SiC paper (120 grit, 600 grit) under water cooling to expose a flat superficial dentin surface. The bonding application step on the prepared samples (n=150/group, 15/operator, 5/adhesive) was carried out by the operators following the manufacturers' instructions. To explore the air-blowing step, flow speed and flow rate were measured when drying dentin and the primer/adhesive layer. After bonding the investigator used an Ultradent testing jig to place a cylindrical core build-up with Grandio Core Dual Cure onto the bonding surface. After storage (37°C, 24h) the shear bond strength was tested in a Universal Testing Machine (type 1454, Zwick/Roell) with a crosshead speed of 1^{mm}/min using the notched-edge method of Ultradent.

The results showed a significant difference in bond strength for Optibond FL between dentists and pre-clinical students. Wide deviations in mean shear bond strength were noted for the etch-and-rinse-adhesive-systems. Furthermore a significant difference in flow speed and flow volume was observed between all groups when drying dentin whereas no significant difference could be noted for the air-blowing step after primer/adhesive application. Considering all operators there was a significant difference in shear bond strength between all adhesives as the highest bond strength was reached for Optibond FL and the lowest bond strength was obtained for Futurabond DC. For Optibond FL higher bond strength resulted from careful blowing.

It can be concluded that the clinical experience has an influence on shear bond strength of etch-and-rinse-adhesive-systems whereas the quality of the bonding area of self-etch-adhesives is not affected by operator skills. Thus etch-and-rinse-adhesives are more technique sensitive than self-etch-adhesives especially because of the separate conditioning step. Strong air-blowing after the etch-and-rinse-step causes an overdry of dentin and has an effect on dentin adhesion. For this step different air-blowing variables were noted between operators with varying clinical experience. For clinical use a water-ethanol-based etch-and-rinse-adhesive allows a remarkable bonding performance when the air-blowing step especially after etching is carefully carried out. The use of one-step-self-etch-adhesives results in decreasing shear bond strength and should not be employed in clinical routine.

9 Literaturverzeichnis

1. Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent* 2009;**101** (2):107-118.
2. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J* 2008;**53** (2):145-150.
3. Ahmad I. Evaluating dentin bonding agents: an update. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;**15** (7):529-536.
4. Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;**15** (1):e112-118.
5. Anchieta RB, Oliveira FG, Sundfeld RH, Rahal V, Machado LS, Alexandre RS, et al. Analysis of hybrid layer thickness, resin tag length and their correlation with microtensile bond strength using a total etch adhesive to intact dentin. *Acta Odontol Latinoam* 2011;**24** (3):272-278.
6. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;**26** (2):e50-62.
7. Asmussen E, Peutzfeldt A. Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive. *J Adhes Dent* 2003;**5** (1):41-45.
8. Bergenholtz G. Inflammatory response of the dental pulp to bacterial irritation. *J Endod* 1981;**7** (3):100-104.
9. Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982;**11** (6):439-450.
10. Bitter K, Glaser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R. Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS One* 2015;**10** (2):e0118109.

11. Blunck U, Zaslansky P. Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. *J Adhes Dent* 2007;**9 Suppl 2**:231-240.
12. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965;**44** (5):895-902.
13. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010;**26** (2):e38-49.
14. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;**24** (1):90-101.
15. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;**34** (6):849-853.
16. 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* 2008;**16** (4):158-165.
17. Burrow MF, Takakura H, Nakajima M, Inai N, Tagami J, Takatsu T. The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 1994;**10** (4):241-246.
18. Cavalleiro A, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV, Gratton DG. Effect of incorrect primer application on dentin permeability. *J Adhes Dent* 2006;**8** (6):393-400.
19. Ceballos L, Camejo DG, Victoria Fuentes M, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, et al. Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries-affected dentine. *J Dent* 2003;**31** (7):469-477.
20. Cekic-Nagas I, Ergun G, Tezvergil A, Vallittu PK, Lassila LV. Effect of fiber-reinforced composite at the interface on bonding of resin core system to dentin. *Dent Mater J* 2008;**27** (5):736-743.
21. Chang BH, Pocock S. Analyzing data with clumping at zero. An example demonstration. *J Clin Epidemiol* 2000;**53** (10):1036-1043.
22. Chen L, Suh BI. Effect of hydrophilicity on the compatibility between a dual-curing resin cement and one-bottle simplified adhesives. *J Adhes Dent* 2013;**15** (4):325-331.

23. Chen L, Suh BI, Brown D, Chen X. Bonding of primed zirconia ceramics: evidence of chemical bonding and improved bond strengths. *Am J Dent* 2012;**25** (2):103-108.
24. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent* 1993;**21** (5):281-284.
25. da Silva JM, Rodrigues JR, Camargo CH, Fernandes VV, Jr., Hiller KA, Schweikl H, et al. Effectiveness and biological compatibility of different generations of dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 2014;**18** (2):607-613.
26. Davari A, Sadeghi M, Bakhshi H. Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2013;**7** (2):67-73.
27. de Oliveira FG, Anchieta RB, Rahal V, de Alexandre RS, Machado LS, Sundefeld ML, et al. Correlation of the hybrid layer thickness and resin tags length with the bond strength of a self-etching adhesive system. *Acta Odontol Latinoam* 2009;**22** (3):177-181.
28. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;**11** (2):126-131.
29. Dickens SH, Milos MF. Relationship of dentin shear bond strengths to different laboratory test designs. *Am J Dent* 2002;**15** (3):185-192.
30. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *J Biomed Mater Res* 1996;**32** (4):533-541.
31. Duke ES, Robbins JW, Snyder DS. Clinical evaluation of a dentinal adhesive system: three-year results. *Quintessence Int* 1991;**22** (11):889-895.
32. E+E ELEKTRONIK GmbH. Datenblatt EE75. 2013.
33. Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970;**49** (6):Suppl:1359-1368.
34. Ernst C-P. Komposit im Seitenzahnbereich: Möglichkeiten und Grenzen. *Quintessenz* 2010;**61** (5):545-557.
35. Feitosa VP, Ogliari FA, Van Meerbeek B, Watson TF, Yoshihara K, Ogliari AO, et al. Can the hydrophilicity of functional monomers affect chemical interaction? *J Dent Res* 2013;**93** (2):201-206.

36. Frankenberger R. Adhäsivtechnik 2009 - Neuigkeiten, Tipps und Trends. *Quintessenz* 2009;**60** (4):415-423.
37. Frankenberger R. Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz* 2006;**57** (5):485-495.
38. Frankenberger R. Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;**57**:154-171.
39. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig* 1999;**3** (1):11-17.
40. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000;**25** (4):324-330.
41. Frankenberger R, Lohbauer U, Tay FR, Taschner M, Nikolaenko SA. The effect of different air-polishing powders on dentin bonding. *J Adhes Dent* 2007;**9** (4):381-389.
42. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;**17** (5):373-380.
43. Frankenberger R, Schipper HM, Roggendorf MJ. Adhäsivtechnik 2010 - Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme. *Quintessenz* 2010;**61** (5):537-542.
44. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;**21** (5):397-412.
45. Garcia-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Feilzer A, Tjaderhane L, Pashley EL. Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. *Am J Dent* 2007;**20** (2):109-113.
46. Gernhardt CR, Bekes K, Schaller H-G. Die adhäsive Befestigung endodontischer Stiftsysteme. *Quintessenz* 2004;**55** (9):977-986.
47. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Pierleoni F, Nieri M. Effect of operator skill in relation to microleakage of total-etch and self-etch bonding systems. *J Dent* 2007;**35** (4):289-293.

48. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Rossi Campani E, Baldini M, Nieri M, Ferrari M. Comparison of experienced and inexperienced operators on bond strengths of total-etch and self-etch bonding systems. *Am J Dent* 2011;**24** (5):271-276.
49. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;**112** (4):353-361.
50. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 2005;**18** (5):399-404.
51. Gueders A, Geerts S. Relationship between Operator Skill and In Vitro Microleakage of Different Adhesive Systems in Class V Restorations. *ISRN Dent* 2011;**2011**:285624.
52. Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 1994;**7** (3):144-148.
53. Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 2003;**93**:808-818.
54. Hanley JA, Negassa A, Edwardes MD, Forrester JE. Statistical analysis of correlated data using generalized estimating equations: an orientation. *Am J Epidemiol* 2003;**157** (4):364-375.
55. Harnirattisai C, Roengrungreang P, Rangsisiripaiboon U, Senawongse P. Shear and micro-shear bond strengths of four self-etching adhesives measured immediately and 24 hours after application. *Dent Mater J* 2012;**31** (5):779-787.
56. Heinrichs Messtechnik GmbH. Betriebsanleitung K09. 2012.
57. Heintze SD, Zimmerli B. Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2011;**121** (Pt 3):1033-1040.
58. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5. Aufl. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2009.
59. Hilgers R-D, Bauer P, Scheiber V. Einführung in die Medizinische Statistik. 2. Aufl. Berlin Heidelberg: *Springer Verlag* 2007.

60. Ikeda M, Kurokawa H, Sunada N, Tamura Y, Takimoto M, Murayama R, et al. Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *J Oral Sci* 2009;**51** (4):527-534.
61. International Organization for Standardization. Dental materials - testing of adhesion to tooth structure. Technical Specification ISO/TS 11405:2003(E), Second ed; 2003-02-01.
62. Ioannidis A, Stawarczyk B, Sener B, Attin T, Schmidlin PR. Influence of dentin and enamel pretreatment with acidic sulfur compounds on adhesive performance. *Clin Oral Investig* 2013;**17** (8):1885-1892.
63. Jacobsen T, Soderholm KJ. Effect of primer solvent, primer agitation, and dentin dryness on shear bond strength to dentin. *Am J Dent* 1998;**11** (5):225-228.
64. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. *J Dent Res* 2009;**88** (9):817-822.
65. Khoroushi M, Saneie T. Post-bleaching application of an antioxidant on dentin bond strength of three dental adhesives. *Dent Res J (Isfahan)* 2012;**9** (1):46-53.
66. Kockapan C. Curriculum Endodontie. Berlin: *Quintessenz Verlags-GmbH* 2003.
67. Kockapan C. Elektronenmikroskopische Untersuchungen über die Struktur des Interglobulardentins menschlicher Zähne unter Berücksichtigung von Karies und Abrasion. Berlin: *Quintessenz Verlags-GmbH* 1986.
68. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;**131 Suppl**:20S-25S.
69. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Microtensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002;**18** (5):359-369.
70. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007;**138** (12):1599-1603.
71. Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J. Zahnärztliche Propädeutik. 12. Aufl. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2012.
72. Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002;**18** (2):111-119.

73. Li HP, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of long-term storage on nanoleakage. *Oper Dent* 2001;**26** (6):609-616.
74. Linde A, Goldberg M. Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1993;**4** (5):679-728.
75. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2008;**10** (2):97-103.
76. Machado LS, Sundfeld RH, Cardoso JD, Oliveira FG, da Silva AP, Delicio G, et al. Observation of tags and hybrid layer of a single bottle conventional adhesive system and a self-etching adhesive system, on sound dentin. *Acta Odontol Latinoam* 2009;**22** (3):183-189.
77. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993;**24** (9):606-617.
78. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 2000;**13** (2):101-104.
79. Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. *Oper Dent* 1996;**21** (4):167-172.
80. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 1998;**11** (3):118-122.
81. Mjor IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 7: The exposed pulp. *Quintessence Int* 2002;**33** (2):113-135.
82. Mjor IA, Ferrari M. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 6: Reactions to restorative materials, tooth-restoration interfaces, and adhesive techniques. *Quintessence Int* 2002;**33** (1):35-63.
83. Moll K, Park HJ, Haller B. Bond strength of adhesive/composite combinations to dentin involving total- and self-etch adhesives. *J Adhes Dent* 2002;**4** (3):171-180.
84. Morgenroth K, Bremerich A, Lange DE. Pathologie der Mundhöhle. 3. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1996.
85. Moritz A, Lindenberger R, Marvastian L, Wernisch J. Der adhäsive Verbund. *proden-tal* 2009;**1**:4-9.
86. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;**16** (3):265-273.

87. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;**3** (4):133-138.
88. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 1983;**62** (10):1076-1081.
89. Norusis MJ. PASW Statistics 18 Advanced Statistical Procedures Companion. Chicago: *Prentice Hall* 2010.
90. Nunes TG, Polido M, Amorim A, Nunes SG, Toledano M. Multinuclear magnetic resonance studies on the chemical interaction of a self-etching adhesive with radicular and coronal human dentin. *J Mater Sci Mater Med* 2007;**18** (10):2093-2099.
91. Ogura Y, Shimizu Y, Shiratsuchi K, Tsujimoto A, Takamizawa T, Ando S, et al. Effect of warm air-drying on dentin bond strength of single-step self-etch adhesives. *Dent Mater J* 2012;**31** (4):507-513.
92. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003;**19** (8):758-767.
93. Pashley DH. Dentin permeability and dentin sensitivity. *Proc Finn Dent Soc* 1992;**88 Suppl 1**:31-37.
94. Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984;**3**:13-29.
95. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;**25** (5):355-372.
96. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;**1** (4):299-309.
97. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 1992;**Suppl 5**:137-150.
98. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 2002;**46** (2):211-245, v-vi.
99. Pecora N, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of shear bond strength relative to two testing devices. *J Prosthet Dent* 2002;**88** (5):511-515.

100. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;**26** (2):e24-37.
101. Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001;**32** (5):385-390.
102. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 1999;**15** (4):282-295.
103. Peschke A, Blunck U, Roulet JF. Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations. *Am J Dent* 2000;**13** (5):239-244.
104. Peutzfeldt A, Asmussen E. Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. *J Adhes Dent* 2002;**4** (3):233-242.
105. Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann Stomatol (Roma)* 2014;**5** (1):15-22.
106. Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 1995;**20** (6):230-235.
107. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004;**6** (2):117-121.
108. Rodrigues RF, Ramos CM, Francisconi PA, Borges AF. The shear bond strength of self-adhesive resin cements to dentin and enamel: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015;**113** (3):220-227.
109. Rzanny A, Gomolka M, Welker D. Komposite für den Stumpfaufbau. *Quintessenz* 2004;**55** (7):795-805.
110. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;**17** (6):542-556.
111. Sano H, Kanemura N, Burrow MF, Inai N, Yamada T, Tagami J. Effect of operator variability on dentin adhesion: students vs. dentists. *Dent Mater J* 1998;**17** (1):51-58.

112. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;**10** (4):236-240.
113. Sasakawa W, Nakaoki Y, Nagano F, Horiuchi S, Ikeda T, Tanaka T, et al. Micro-shear bond strength of five single-step adhesives to dentin. *Dent Mater J* 2005;**24** (4):617-627.
114. Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, Armstrong SR. Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent* 2007;**35** (6):467-475.
115. Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent* 2005;**30** (1):90-98.
116. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;**26** (2):e78-93.
117. Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* 1999;**12** (2):92-96.
118. Schiltz-Taing M, Wang Y, Suh B, Brown D, Chen L. Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Oper Dent* 2011;**36** (1):86-91.
119. Schmidlin PR, Siebenmann J, Kocher P, Seemann R, Attin T, Bindl A. Effects of de- and remineralization of dentin on bond strengths yielded by one-, three-, and four-step adhesives. *J Adhes Dent* 2008;**10** (2):119-126.
120. Schroeder HE. *Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks.* 4. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1992.
121. Shibuya-Chiba Y, Iwasa M, Tsubota K, Miyazaki M, Hirose H, Platt JA. Influence of storage conditions of adhesive vials on dentin bond strength. *Oper Dent* 2010;**35** (5):508-514.
122. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 2002;**27** (4):403-409.
123. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002;**18** (5):380-388.

124. Shimizu Y, Tsujimoto A, Furuichi T, Suzuki T, Tsubota K, Miyazaki M, et al. Influence of Light Intensity on Surface Free Energy and Dentin Bond Strength of Core Build-up Resins. *Oper Dent* 2015;**40** (1):87-95.
125. Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y. Effect of air-blowing variables on bond strength of all-in-one adhesives to bovine dentin. *Dent Mater J* 2006;**25** (4):664-668.
126. Simonetti M, Radovic I, Vano M, Chieffi N, Goracci C, Tognini F, et al. The influence of operator variability on adhesive cementation of fiber posts. *J Adhes Dent* 2006;**8** (6):421-425.
127. Sinhoreti MA, Consani S, De Goes MF, Sobrinho LC, Knowles JC. Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. *J Mater Sci Mater Med* 2001;**12** (1):39-44.
128. Soderholm KJ. Dental adhesives how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 2007;**9 Suppl 2**:227-230.
129. Soderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E. Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J Adhes Dent* 2005;**7** (1):57-64.
130. Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, Re D, Gagliani M, Tanaka T, et al. The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent* 2006;**34** (3):237-244.
131. Stanford JW, Sabri Z, Jose S. A comparison of the effectiveness of dentine bonding agents. *Int Dent J* 1985;**35** (2):139-144.
132. Stengel D, Bhandari M, Hanson B. Statistik und Aufbereitung klinischer Daten. Stuttgart: *Georg Thieme Verlag* 2010.
133. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;**26** (2):95-110.
134. Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990;**6** (1):45-50.
135. Tamura Y, Tsubota K, Otsuka E, Endo H, Takubo C, Miyazaki M, et al. Dentin bonding: influence of bonded surface area and crosshead speed on bond strength. *Dent Mater J* 2011;**30** (2):206-211.

136. Tao L, Pashley DH, Boyd L. Effect of different types of smear layers on dentin and enamel shear bond strengths. *Dent Mater* 1988;**4** (4):208-216.
137. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater* 1996;**12** (4):236-244.
138. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;**4** (4):255-269.
139. Tay FR, Pashley DH. Dental adhesives of the future. *J Adhes Dent* 2002;**4** (2):91-103.
140. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 2004;**17** (5):315-322.
141. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;**81** (7):472-476.
142. Tjan AH, Castelnuovo J, Liu P. Bond strength of multi-step and simplified-step systems. *Am J Dent* 1996;**9** (6):269-272.
143. Unlu N, Gunal S, Ulker M, Ozer F, Blatz MB. Influence of operator experience on in vitro bond strength of dentin adhesives. *J Adhes Dent* 2011;**14** (3):223-227.
144. Urban D, Mayerl J. Regressionsanalyse: Theorie, Technik und Anwendung. 3. Aufl. Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften 2008.
145. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;**28** (3):215-235.
146. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;**26** (2):e100-121.
147. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;**24** (1):1-13.

148. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, Lambrechts P, et al. Microscopy investigations. Techniques, results, limitations. *Am J Dent* 2000;**13** (Spec No):3D-18D.
149. Walter R, Swift EJ, Jr., Ritter AV, Bartholomew WW, Gibson CG. Dentin bonding of an etch-and-rinse adhesive using self- and light-cured composites. *Am J Dent* 2009;**22** (4):215-218.
150. Watson TF. Fact and artefact in confocal microscopy. *Adv Dent Res* 1997;**11** (4):433-441.
151. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 2008;**10** (6):431-440.
152. Weiß C. Basiswissen Medizinische Statistik. 6. Aufl. Berlin Heidelberg: *Springer Verlag* 2013.
153. Winkler G, Balkenhol M, Wöstmann B. Klinische Untersuchung eines adhäsiven Stumpfaufbaumaterials im Vergleich zu gegossenen Stiftaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 2011;**66** (9):654-659.
154. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;**83** (6):454-458.
155. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hanabusa M, Matsumoto T, Momoi Y. X-ray diffraction analysis of three-dimensional self-reinforcing monomer and its chemical interaction with tooth and hydroxyapatite. *Dent Mater J* 2012;**31** (4):697-702.
156. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996;**75** (6):1404-1413.
157. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Ito K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002;**81** (8):556-560.
158. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008;**24** (7):967-977.

10 Anhang

10.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Zusammenfassung der Studien zum Einfluss der Anwendererfahrung	20
Tabelle 4.1: Übersicht über die Einteilung der Probandengruppen	22
Tabelle 4.2: Übersicht über die verwendeten Adhäsive.....	24
Tabelle 4.3: Kategorien des Signifikanzniveaus	38
Tabelle 5.1: Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Trocknens und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive	49
Tabelle 5.2: Zusammenhang zwischen der Durchflussmenge während des Verblasens und der Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive	50

10.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Aufbau des Zahnes (entnommen aus <i>Lehmann et al., Zahnärztliche Propädeutik</i> ⁷¹)	7
Abb. 2.2: Schematische Darstellung der Dentinstruktur und der Dentinkanälchen (entnommen aus <i>Hellwig et al., Einführung in die Zahnerhaltung</i> ⁵⁸).....	9
Abb. 2.3: Einteilung der Adhäsive nach Applikationstechnik	14
Abb. 4.1: Rinderzahn mit abgetrennter Wurzel und restlos entferntem Pulpagewebe	23
Abb. 4.2: Ablauf und Einteilung der Arbeitsschritte	25
Abb. 4.3: Abdichtung der Pulpakammer mit Silikon.....	26
Abb. 4.4: Technovit 4004 und Einbettzubehör	26
Abb. 4.5: Zahn eingebettet im Kaltpolymerisat	27
Abb. 4.6: Prüfkörper mit freigeschliffenem Dentin	28

Abb. 4.7: Optibond FL	29
Abb. 4.8: Solobond Plus.....	29
Abb. 4.9: Futurabond DC	29
Abb. 4.10: Applikation des Komposits mit Hilfe der Fixiervorrichtung	31
Abb. 4.11: fertiggestellter Prüfkörper mit Kompositzylinder	31
Abb. 4.12: Prüfkörper in der Abscher-vorrichtung der Prüfmaschine.....	32
Abb. 4.13: Kompositzylinder abgeschert.....	32
Abb. 4.14: Schwebekörper-durchflussmesser K09 ⁵⁶	33
Abb. 4.15: Strömungsmessumformer EE75 ³²	34
Abb. 4.16: Messzeitpunkt der Luftparameter.....	35
Abb. 4.17: Regressionsmodell mit partiellem Mediatoreffekt und den Pfaden der Regressionsrechnungen.....	37
Abb. 4.18: Gliederung des Boxplot-Diagramms.....	39
Abb. 5.1: Scherbindungsfestigkeit von Optibond FL im Gruppenvergleich	40
Abb. 5.2: Scherbindungsfestigkeit von Solobond Plus im Gruppenvergleich.....	41
Abb. 5.3: Scherbindungsfestigkeit von Futurabond DC im Gruppenvergleich	42
Abb. 5.4: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Optibond FL.....	43
Abb. 5.5: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Optibond FL	43
Abb. 5.6: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Solobond Plus	44
Abb. 5.7: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Solobond Plus.....	44
Abb. 5.8: Strömungsgeschwindigkeit während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Futurabond DC.....	45
Abb. 5.9: Durchflussmenge während der Trocknung des Dentins für die Anwendung von Futurabond DC.....	45

Abb. 5.10: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Optibond FL	46
Abb. 5.11: Durchflussmenge während des Verblasens des Primers von Optibond FL	46
Abb. 5.12: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Primers von Solobond Plus	47
Abb. 5.13: Durchflussmenge während des Verblasens des Primers von Solobond Plus	47
Abb. 5.14: Strömungsgeschwindigkeit während des Verblasens des Adhäsivs von Futurabond DC	47
Abb. 5.15: Durchflussmenge während des Verblasens des Adhäsivs von Futurabond DC	47
Abb. 5.16: Scherbindungsfestigkeit der Adhäsive im Vergleich	48

11 Erklärung

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

Ort, Datum

Unterschrift

12 Danksagung

Ich bedanke mich bei Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann für die freundliche Überlassung des Themas und für die Unterstützung bei der Ausführung meiner Dissertation.

Ein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Peter Rehmann für die wertvolle Unterstützung in allen Fragen und für die stetige Motivation während der Verfassung meiner Arbeit.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. Thomas Niem für die Betreuung der Versuche und den Enthusiasmus, mit dem die Grundlage meiner Arbeit entstanden ist.

Ganz herzlich bedanke ich mich bei Herrn MTA Ulrich Heun, der mir im Werkstoffkunde-Labor stets mit wertvollen Hinweisen zur Seite stand.

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich für die freundliche Beratung und Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Weiterhin gilt ein großer Dank allen Probanden, die sich bereit erklärt haben, an der Studie teilzunehmen.

Danke auch Cetin Karakus für das aufmerksame Lesen meiner Arbeit und für die unaufhörliche Motivation zu jeder Zeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, deren grenzenlose Unterstützung und Beistand mir den bisherigen Weg überhaupt ermöglicht hat.

Ich danke von Herzen meinen Brüdern Shahab und Shekeb für die Fähigkeit, mich auch in angespannten Zeiten zum Lachen zu bringen und für den Rückhalt, den sie mir geben.