

Aus der
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Verbund zwischen Dentin und Komposit nach
unterschiedlichen Konditionierungsmaßnahmen bei
Füllungsreparatur
(*In vitro*)**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von
Michael Markus Braun
aus Gräfelfing

Würzburg, April 2022

Referent:

Priv.-Doz. Dr. med. dent. Norbert Hofmann

Korreferent:

Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter

Dekan:

Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

20.07.2022

Der Promovend ist Zahnarzt

Meiner Familie in großer Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung	1
2 Kompositfüllungen und deren Reparatur	3
2.1 Haltbarkeit und Gründe für das Scheitern von Kompositfüllungen.....	3
2.2 Definition Füllungsreparatur	4
2.3 Vorteile der Füllungsreparatur.....	4
2.4 Indikationsspektrum und Prognose der Füllungsreparatur.....	5
2.5 Vorbehandlung der Substrate Schmelz, Dentin und Komposit	7
2.5.1 Der Schmelz-Komposit-Verbund.....	7
2.5.1.1 Konditionierung mittels Phosphorsäure	7
2.5.1.2 Konditionierung mittels selbstätzender Adhäsivsysteme	8
2.5.2 Der Dentin-Komposit-Verbund	8
2.5.2.1 Konditionierung mittels Phosphorsäure	9
2.5.2.2 Konditionierung mittels saurer Monomere	10
2.5.3 Der Komposit-Komposit-Verbund	11
2.5.3.1 Mechanische Konditionierung via Schleifkörper	11
2.5.3.2 Mechanische Konditionierung via Sandstrahlen mit Alu- miniumoxid.....	12
2.5.3.3 Chemo-mechanische Konditionierung via Sandstrahlen mit CoJet und Verwendung eines Silans	12
2.5.3.4 Chemische Konditionierung via Säuren.....	13
2.5.3.5 Chemo-mechanische Konditionierung via Adhäsiv.....	14
2.5.3.6 Chemischer Verbund zwischen Kompositschichten	15
2.6 Erkenntnisse aus der Literaturübersicht.....	16
2.7 Fragestellung.....	17

Inhaltsverzeichnis

3	Material und Methode.....	18
3.1	Herstellung der Dentinscheiben	18
3.1.1	Testzähne	18
3.1.2	Zerteilen der Zähne.....	18
3.1.3	Vorbereitung der Dentinscheiben für das Beschleifen.....	19
3.1.4	Beschleifen der Dentinscheiben.....	20
3.1.5	Einbetten der Dentinscheiben	21
3.2	Herstellung der Proben	22
3.2.1	Die Gruppen und Konditionierungsschritte im Überblick.....	22
3.2.2	Applikation der Komposite	25
3.3	Belastung der Proben.....	27
3.3.1	Lagerung 1	27
3.3.2	Thermocycling.....	27
3.3.3	Lagerung 2.....	28
3.4	Zugversuch.....	29
3.4.1	Durchführung des Zugversuchs	29
3.4.2	Berechnung der Verbundfestigkeit.....	30
3.5	Klassifikation des Versagensmodus.....	30
3.6	Herstellung der Proben für die elektronenmikroskopische Untersuchung	31
3.6.1	Replikaherstellung der Dentinproben.....	31
3.6.2	Herstellung der Silikonabformungen.....	31
3.6.3	Herstellung der Kunstharzreplika	32
3.7	Beschreibung der statistischen Auswertung	33

4	Ergebnisse	34
4.1	Vorzeitiges Versagen einzelner Proben	34
4.2	Verbundfestigkeit.....	36
4.2.1	Filtek Supreme XTE	36
4.2.2	Tetric EvoCeram	38
4.2.3	Relative Verbundfestigkeit zur positiven Kontrollgruppe in Prozent	40
4.3	Versagensmodus	42
4.4	Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen	43
4.4.1	Dentinoberflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung	44
4.4.2	Dentinoberflächen innerhalb der Klebeflächen nach dem Zugversuch	49
4.4.3	Übergangsbereiche zwischen Klebefläche und circumferentem Dentin	54
4.4.4	Verwendete Strahlmittel.....	56
5	Diskussion	57
5.1	Diskussion von Material und Methode	57
5.1.1	Gegenüberstellung von In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen	57
5.1.2	Art der Proben.....	58
5.1.3	Auswahl und Lagerung der Zähne.....	58
5.1.4	Herstellung der Proben	60
5.1.5	Alterung der Proben.....	61
5.1.6	Zugversuch	62
5.1.7	Anwendung der REM-Aufnahmen	64
5.1.8	Fehlerbetrachtung.....	65
5.1.9	Übertragbarkeit von In-vitro-Studien auf die Praxis	65

Inhaltsverzeichnis

5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	67
5.2.1	Vergleich des Komposit-Dentin-Verbunds bei alleiniger Applikation des Adhäsivsystems ohne und mit vorherigem Strahlen.....	67
5.2.2	Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds durch Phosphorsäureätzung vor Strahlen	67
5.2.3	Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds durch Phosphorsäureätzung nach Strahlen	68
5.2.4	Strahlmittelabhängige Auswirkungen auf den Komposit-Dentin- Verbund	69
5.2.5	Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds in Abhängigkeit des Adhäsivs	70
5.3	Schlussfolgerung.....	72
6	Zusammenfassung.....	73
7	Literaturverzeichnis	75
8	Abbildungsverzeichnis	84
9	Tabellenverzeichnis	86
10	Herstellerverzeichnis	87

Danksagung

Lebenslauf

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
A	Verbundfläche
ca.	zirka
F_{\max}	Zugkraft
°C	Grad Celsius
min	Minute
mm ²	Quadratmillimeter
µm	Mikrometer
MPa	Megapascal
mW/cm ²	Milliwatt/Quadratzentimeter
nm	Nanometer
N/mm ²	Newton/Quadratmillimeter
REM	Rasterelektronenmikroskop
R_z	Verbundfestigkeit
r	Radius
SiO ₂	Siliziumdioxid
Vol.-%	Volumenprozent
z. B.	zum Beispiel

1 Einleitung

„Es gibt nichts auf der ganzen Welt, das bestehen bleibt“, heißt es bei dem römischen Dichter Ovid. „Nihil est toto, quod perstat, in orbe“ (Ovid 8). Über zweitausend Jahre später gilt dies – jedenfalls im Hinblick auf dentale Restaurationen – noch immer. Trotz stetiger Weiterentwicklung und Verbesserung der Werkstoffe (Baur und Ilie 2013) können zahnärztliche Restaurationen nicht als permanenter Ersatz für verlorengegangene Zahnhartsubstanz betrachtet werden: Burke und Lucarotti (2018) geben die Überlebensrate von Restaurationen nach 15 Jahren mit 77,8 % bis 84,2 % an. In diesem Zeitraum wurde nach Anfertigung der Restauration in 32 % bis 42 % der Restaurationen mindestens eine weitere Maßnahme erforderlich.

In der Zahnmedizin des 21. Jahrhunderts werden daher neben Prophylaxemaßnahmen Methoden zur frühzeitigen Karieserkennung propagiert (Frencken et al. 2012), um die Gesunderhaltung der originären Zahnhartsubstanz lebenslang oder zumindest über einen möglichst langen Zeitraum hinaus zu gewährleisten. Trotz der Bemühungen um den Schutz der Zähne stellt Karies die zentrale Indikation im Rahmen der Füllungstherapie dar. An erster Stelle ist hierbei die Sekundärkaries mit 27 %, gefolgt von der Primärkaries mit 24 % zu nennen. Neben Karies erfordern Frakturen (20 %), Füllungsverlust (10 %), Undichtigkeiten am Füllungsrand (6 %), Schmerzen (5 %), ästhetische Faktoren (4 %) und sonstige Gründe (5 %) eine zahnärztliche Intervention (Forss und Widstrom 2004).

Weltweit ist Amalgam derzeit immer noch das meist verbreitetste Füllungsmaterial für den kaulasttragenden Bereich der Seitenzähne. Geringe Kosten und schnelle Verarbeitung machten Amalgam zum wirtschaftlichsten Füllungsmaterial und sicherten seine Popularität über 150 Jahre hinweg (Brunthaler et al. 2003; Rasines Alcaraz et al. 2014). Zwischenzeitlich ist der Einsatz von Amalgamfüllungen rückläufig. Komplementär dazu steigt die Anwendung von Komposit als Füllungsmaterial (Frankenberger et al. 2021; Opdam et al. 2010). Ursächlich für beides ist insbesondere das gesteigerte ästhetische Bewusstsein der Patienten (Frankenberger 2013; Frankenberger et al. 2003b; Hamano et al. 2011; Manhart et al. 2004; Van Meerbeek et al. 2003), weswegen die Nachfrage nach zahnfarbenen Restaurationen beständig ansteigt (Hamano et al. 2011). Von großer Bedeutung ist auch, dass eine Ausdehnung der Kavität über die kariöse Läsion hinaus zur Schaffung makromechanischer Retention auf Kosten gesunder Zahnhartsubstanz (Kamann 2010) nicht in Einklang mit minimalinvasiven Postulaten zu bringen ist (Lynch et al. 2014). Ferner spielen gesundheitliche Bedenken über das im Amalgam enthaltene

Einleitung

Quecksilber eine bedeutende Rolle (Brunthaler et al. 2003). Eine Empfehlung des finnischen Gesundheitsministeriums sieht daher vor, vorzugweise Komposit als alternatives direktes Füllungsmaterial zu verarbeiten (Forss und Widstrom 2004).

Die Ansicht, dass Amalgamfüllungen eine längere Lebensdauer aufweisen, kann heutzutage als überholt gelten. Prospektive klinische Studien zeigten vergleichbare jährliche Verlustraten beider Materialien (Hurst 2014; Manhart et al. 2004; Rasines Alcaraz et al. 2014), beziehungsweise bessere Überlebensraten für Komposit (Opdam et al. 2010). Höhere Verlustraten von Komposit im Vergleich zu Amalgam beruhen auf der geringeren Erfahrung und Routine im Umgang mit diesem Werkstoff (Opdam et al. 2007). Die Vorteile von Komposit mit seinen minimalinvasiven Therapiemöglichkeiten führten dazu, dass Komposit sowohl bei Behandlern als auch bei Patienten Material erster Wahl für direkte Restaurationen wurde (Celik et al. 2010; Demarco et al. 2012; Lynch et al. 2014). Doch auch Kompositfüllungen haben, wie alle Füllungen, eine begrenzte Lebensdauer (Sharif et al. 2014). Die klassische Therapie insuffizienter Füllungen besteht für den Großteil der Zahnärzte in einem vollständigen Tausch der Füllung (Fernandez et al. 2015), so dass etwa 65 % der Behandlungen im Austausch alter Füllungen bestehen (Forss und Widstrom 2004; Lynch et al. 2014). Hierbei gelangen Patienten in einen Restaurationszyklus, bei dem alte Füllungen immer wieder durch neue ausgetauscht werden (Elderton 1990). Dabei werden auch Füllungen, die nicht mehr dem Ideal entsprechen, häufig aber noch klinisch akzeptabel sind, komplett erneuert (Gordan et al. 2006). Besonders kritisch ist dies aufgrund der Tatsache zu sehen, dass jeder Füllungsaustausch unweigerlich zu einer Schwächung des Zahnes und zu unnötigem Verlust von an die Füllung angrenzender Zahnhartsubstanz führt. Darüber hinaus sind wiederholte Reizungen der Pulpa sowie unnötig lange Behandlungssitzungen die Folge (Blum et al. 2003; Crumpler et al. 1989).

Da die meisten Füllungen aufgrund insuffizienter Primärrestaurationen gelegt werden und da ein vergrößertes Kavitätenvolumen auch zwangsläufig beim Entfernen von Kompositfüllungen entsteht (Hunter et al. 1995), sollte kritisch geprüft werden, ob ein Verlust gesunder Zahnhartsubstanz durch eine minimalinvasive Füllungsreparatur auf ein Minimum reduziert werden kann.

2 Kompositfüllungen und deren Reparatur

2.1 Haltbarkeit und Gründe für das Scheitern von Kompositfüllungen

Konkrete Aussagen über die Haltbarkeit von Kompositfüllungen sind aufgrund vieler zu berücksichtigender Faktoren schwierig. Die wesentlichen Einflussgrößen sind der Patient selbst, der Zahnarzt und das verwendete Restaurationsmaterial. Zu den patientengebunden Aspekten zählen unter anderem die häusliche Mundhygiene, Compliance des Patienten und orale Faktoren, wie Qualität der Zahnhartsubstanz, Zusammensetzung/Fließrate des Speichels, Lage des Zahnes und Anzahl der Füllungsflächen. Von Seiten des Behandlers sind die korrekte Indikationsstellung und die sachgemäße Verarbeitung für die Haltbarkeit mit von Bedeutung. Materialtechnisch entscheidend sind in erster Linie Frakturfestigkeit und Widerstandsfähigkeit gegen Abrasion, Abnutzung und Materialermüdung (Hickel und Manhart 2001).

Je nach Studie wird die durchschnittliche Lebensdauer von Kompositfüllungen mit mindestens sechs Jahren beziffert (Forss und Widstrom 2004; Jokstad et al. 1994; Rosenstiel et al. 2004). Dies steht im Einklang mit jährlichen Verlustraten von unter 3 % (Demarco et al. 2012; Manhart et al. 2004), sodass nach zehn Jahren noch über 70 % der Kompositfüllungen intakt sind.

Eine Studie aus dem Jahr 2004 gibt Aufschluss darüber, woran Kompositfüllungen scheitern. Sekundärkaries (36 %), Frakturen (23 %) und Füllungsverlust (16 %) machen den Großteil aus. Weitere Gründe sind Undichtigkeiten am Füllungsrand (9 %), ästhetische Faktoren (5 %), Schmerzen/Sensitivität (5 %) und sonstige Ursachen (6 %) (Forss und Widstrom 2004). Auch sechs beziehungsweise zehn Jahre später stellt Sekundärkaries immer noch den häufigsten Versagensgrund dar (Asghar et al. 2010; Hurst 2014). Zu ähnlichen Ergebnissen gelangen auch Hickel und Manhart, die eine Differenzierung in frühe und späte Versagensgründe vornehmen. Zu den frühen – nach Wochen beziehungsweise Monaten – auftretenden Versagensgründen gehören beispielsweise Behandlungsfehler wie ein unsachgemäßer Umgang mit den Materialien, postoperative Beschwerden oder auch eine mangelhafte Polymerisation der Füllung, die zu einer Verschlechterung der Materialeigenschaften führt. Spätes Versagen umfasst Sekundärkaries, Frakturen, Abnutzung oder Verschlechterung der Materialeigenschaften durch Ermüdung nach mehreren Jahren (Hickel und Manhart 2001).

2.2 Definition Füllungsreparatur

Der Terminus „Füllungsreparatur“ umfasst subtraktive oder additive Maßnahmen, die zum Erhalt einer Restauration beitragen. Dabei können einerseits Stufen oder Überhänge eliminiert, andererseits Material ergänzt werden. Sofern vor dem Hinzufügen von Material noch Schleifmaßnahmen erfolgen, spricht man von einer Reparaturfüllung, wobei der Übergang hier fließend verläuft (Kamann und Gängler 2000). Die beiden Begriffe Füllungsreparatur und Reparaturfüllung werden in der Literatur zusammen mit dem Begriff Korrekturfüllung synonym verwendet (Foitzik und Attin 2004). Nach der Topographie können die zentrale und die periphere Reparaturfüllung unterschieden werden. Die zentrale Reparaturfüllung findet sich bei einem kohäsiven Versagen des Füllungswerkstoffes, wenn die Reparaturfüllung ausschließlich von der Primärrestauration umgeben ist. Wenn aufgrund von Karies im Randspalt sowohl Zahnhartsubstanz als auch ein Teil der Primärfüllung beteiligt ist, spricht man von der peripheren Reparaturfüllung. Die Lokalisation hat entscheidenden Einfluss auf die Materialwahl. Kommen für die Reparaturfüllung die gleichen Werkstoffgruppen zum Einsatz wie für die Primärfüllung, so handelt es sich um eine homotype Reparaturfüllung, andernfalls um eine heterotype Reparaturfüllung. Je nach Koinzidenz zwischen Primär- und Reparaturfüllung wird die Frühreparatur von der Spätreparatur abgegrenzt. Der Unterschied besteht darin, dass der Abbindevorgang des Materials der Primärrestauration bei der Frühreparatur noch nicht vollständig abgeschlossen ist. Bei der Spätreparatur dahingegen ist das Material der Primärrestauration schon abgebunden und war über eine längere Zeit dem oralen Milieu ausgesetzt (Kamann und Gängler 2000).

2.3 Vorteile der Füllungsreparatur

Lange Zeit wurde die Füllungsreparatur als indiskutabel deklariert und als „Pfuscher“ abgetan (Kamann und Gängler 2000). Die Bedeutung und der Nutzen der Füllungsreparatur lassen sich mittlerweile daran ablesen, dass die Reparatur von Füllungen Einzug in die universitäre Lehre, unter anderem in England, Irland, Skandinavien und Deutschland (Blum et al. 2003) ebenso wie in Nordamerika (Hickel et al. 2013) gefunden hat.

Beim Entfernen einer farblich gut adaptierten Kompositfüllung werden die Vorteile einer Füllungsreparatur klar ersichtlich. Der Zeitaufwand verglichen mit dem beim Entfernen einer Amalgamfüllung ist in etwa doppelt so hoch. Zudem fällt der Verlust an gesunder Zahnhartsubstanz ebenfalls in etwa doppelt so hoch aus. Ursächlich hierfür ist die

schwierige visuelle Kontrolle der zahnfarbenen Komposite sowie die geringe taktile Differenz zwischen Komposit und Dentin (Krejci et al. 1995). Wird die Füllung also nicht in toto entfernt, sondern nur partiell ausgebessert, lässt sich der Verlust an Zahnhartsubstanz minimieren und kostbare Behandlungszeit einsparen. Das minimalinvasive Vorgehen kommt dem Schutz der Pulpa, die dadurch weniger traumatisiert wird, zugute (Blum et al. 2003). Damit hat die Reparatur bedingt durch den geringeren Zeitaufwand gegenüber einem vollständigen Füllungsaustausch sowohl einen ökonomischen als auch einen behandlungsstrategischen Nutzen. Dem Patienten ermöglicht die Füllungsreparatur eine weniger zeit- und kostenintensive Behandlung (Blum et al. 2003; Kamann und Gängler 2000; Moncada et al. 2008). Nicht zuletzt kann die Vereinfachung und Verkürzung der Behandlung sowohl in der Kinderzahnheilkunde (Croll 1997) als auch in der Gerostomatologie (Ettinger 1990) ein bedeutender Vorteil sein.

2.4 Indikationsspektrum und Prognose der Füllungsreparatur

Allgemein besteht die Indikation zur Reparatur bei allen Primärrestorationen, wenn dadurch ein Verlust intakter Zahnhartsubstanz vermieden werden kann (Kamann und Gängler 2000). Prädestiniert dafür sind ästhetisch weniger relevante Bereiche, Trepanationsverschlüsse oder aber Füllungskorrekturen zum Beispiel nach falscher Farbwahl (Frankenberger 2012).

Leider ist die Sachlage nicht immer so eindeutig wie bei den genannten Punkten. Daher wurden von der FDI (Fédération Dentaire Internationale) objektive Kriterien zur Entscheidungsfindung erstmalig 2007 (aktualisiert 2010) vorgestellt. Anhand dieser lässt sich prüfen, ob eine Füllung ausbesserungsfähig ist oder auszutauschen ist. Die Bewertung einer Restauration basiert auf drei Gruppen. Diese orientieren sich an ästhetischen, funktionellen und biologischen Gesichtspunkten. Jede dieser Gruppen ist in weitere Subkategorien gegliedert. Zu den ästhetischen Kriterien der ersten Gruppe zählt unter anderem Oberflächenglanz, Verfärbungen, Transluzenz und eine anatomisch ansprechende Form. Die zweite Gruppe, in der nach funktionellen Gesichtspunkten bewertet wird, enthält Angaben z. B. zu Frakturen, Randschluss und dem Approximalkontakt. Bei der dritten Gruppe kommen biologische Parameter zum Tragen wie Vitalität, Erosionen und der Gesamtzustand des Patienten. Um Aussagen über den Zustand einer Restauration zu treffen, wird jede der drei genannten Gruppen hinsichtlich ihrer klinischen Akzeptanz bewertet. Wenn eine Gruppe als inakzeptabel eingestuft wird, gilt die gesamte

Restauration als inakzeptabel. Ist die Ursache dafür gefunden, wird geprüft, ob eine Reparatur in Frage kommt oder ob ein Füllungstausch die Therapie der Wahl ist. Handelt es sich beispielsweise um einen begrenzten Defekt, lässt sich dieser oftmals gut reparieren (Hickel et al. 2010). Bei sehr ausgedehnten bzw. mehrflächigen Defekten ist die Indikation zur Füllungsreparatur jedoch nicht mehr gegeben (Foitzik und Attin 2004). Zu bedenken ist, dass größere Restaurationen ein höheres Versagensrisiko haben. Mit jeder Fläche steigt die Wahrscheinlichkeit um 30 % bis 40 % (Opdam et al. 2014).

Konkrete Aussagen über die Funktionszeit von Füllungsreparaturen gestalten sich schwierig, da verschiedene Parameter wie die Restlebensdauer der Primärrestauration, die Funktionszeit der Füllungsreparatur sowie die Qualität des Verbunds zwischen Primär- und Reparaturfüllung zu berücksichtigen sind (Kamann und Gängler 2000).

In einer Studie aus dem Jahr 2008 zeigten reparierte und vollständig erneuerte Kompositfüllungen vergleichbare klinische Ergebnisse insbesondere hinsichtlich Parameter wie Randqualität oder der anatomischen Form (Moncada et al. 2008). Dies bestätigte sich in einer aktuellen über 10 Jahre kontrollierten Studie. Bei dieser zeigten zum gleichen Zeitpunkt angefertigte Füllungsreparaturen und ausgetauschte Kompositfüllungen eine ähnliche Funktionalität. Ausschlaggebende Kriterien waren Randschluss, Sekundärkaries, anatomische Form und Farbe der Restauration (Fernandez et al. 2015). In einer weiteren Studie wurde festgestellt, dass Karies als Anlass für eine Füllungsreparatur prognostisch besser zu werten ist als eine Fraktur der Primärfüllung (Opdam et al. 2012). In großem Umfang ist die Prognose einer Füllungsreparatur bei einem an Zahngesundheit interessierten und aufgeklärten Patienten mit guter häuslicher Mundhygiene, der an einem regelmäßigen Recall teilnimmt, als potentiell besser einzustufen (Blum et al. 2014), da die Haltbarkeit von Kompositrestaurationen maßgeblich mit dem individuellen Kariesrisiko des Patienten korreliert und mit zunehmendem Kariesrisiko sinkt (Opdam et al. 2010).

Die Studien zeigen, dass die Füllungsreparatur eine minimalinvasive konservierende Behandlungsalternative darstellt, mit der sich die Lebensdauer von Kompositfüllungen sowohl zahnschonend als auch kostengünstig zuverlässig verlängern lässt (Moncada et al. 2008). Daher sollte sie als therapeutische Alternative zum Füllungsaustausch in die Therapieplanung mit einbezogen werden (Fernandez et al. 2015). Das Generationen prägende Paradigma „im Zweifel ersetzen“ sollte also durch „im Zweifel erhalten“ ersetzt

werden (Kamann und Gängler 2000) und klinisch per se akzeptable Füllungen minimal-invasiv repariert werden (Krejci et al. 1995).

2.5 Vorbehandlung der Substrate Schmelz, Dentin und Komposit

Der Haftmechanismus der heute verwendeten Komposite beruht auf der Adhäsivtechnik. Diese minimalinvasive Technik bedarf keiner Entfernung gesunder Zahnhartsubstanz, da sie ohne eine makromechanische Verankerung auskommt (Breschi et al. 2008; Cardoso et al. 2011). Mittels Adhäsivtechnik können Kompositfüllungen mit den Substraten Schmelz und Dentin verklebt werden (Van Landuyt et al. 2005). Hierbei ist für einen festen und dauerhaften Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz eine substratspezifische Vorbehandlung, das heißt Konditionierung der Oberfläche, unabdingbar. Ohne eine suffiziente Konditionierung ist der Verbund nicht von Dauer (Van Landuyt et al. 2005). Die primäre Aufgabe dentaler Adhäsive besteht darin, Kompositfüllungen mikromechanische Retention zu verleihen, mechanischen Kräften zu widerstehen und Mikroleakage entlang der Kavitätenränder zu verhindern (Van Landuyt et al. 2007). Zudem wird der bei der Polymerisation von Kompositen auftretenden Volumenschrumpfung und der damit verbundenen Problematik der Randspaltbildung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz durch die Verklebung in der Zahnhartsubstanz entgegengewirkt (Hellwig et al. 2010; Van Landuyt et al. 2007).

Dabei unterscheiden sich die Konditionierungsmaßnahmen je nach vorliegendem Substrat. Die Konditionierung kann entweder mit Phosphorsäure oder mit selbstätzenden Monomeren erfolgen (Van Meerbeek et al. 2003).

2.5.1 Der Schmelz-Komposit-Verbund

2.5.1.1 Konditionierung mittels Phosphorsäure

Mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik gilt Michael Bounocore (1955) als Wegbereiter jeglicher Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie (Frankenberger 2013). Die Adhäsion von Kunststoff an Schmelz kann durch Säurevorbehandlung erheblich verbessert werden (Gwinnett 1971). Die Schmelzkonditionierung erfolgt durch Ätzen der Schmelzoberfläche mit 30- bis 40-prozentiger Phosphorsäure für mindestens 30 Sekunden. Dabei wird sowohl das residuale Schmelzpellikel als auch der Smear-Layer entfernt. Zudem kommt es zu einer erheblichen Oberflächenvergrößerung (Gwinnett 1988).

Hellwig et al. (2010) beschreiben, dass durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen und der interprismatischen Substanz ein mikroretentives Relief mit einer Tiefe von 30 bis 50 Mikrometer und einer hohen Oberflächenenergie entsteht, wodurch es zu einer Verbesserung der Benetzbarkeit der Oberfläche um bis zu 400 % kommt. Dies vereinfacht die Penetration eines hydrophoben Adhäsivs über kapillare Anziehungskräfte in die durch Ätzung geschaffenen Mikroporositäten. Hierbei umkapselt das Bonding die kristallinen Komponenten des Schmelzes und nach Polymerisation entsteht eine wirksame und andauernde mechanische Verbindung (Gwinnett und Matsui 1967). Eine Hybridschicht ist das Ergebnis der mit Adhäsiv infiltrierten Schmelzoberfläche (Van Landuyt et al. 2005).

2.5.1.2 Konditionierung mittels selbstätzender Adhäsivsysteme

Selbstätzende Adhäsivsysteme werden auch zur Schmelzätzung eingesetzt und erfahren aufgrund der suggerierten Zeitersparnis immer größere Beliebtheit (Frankenberger 2013). Ein separater Ätzschritt kann hierbei entfallen (Van Meerbeek et al. 2011), da die Ätzwirkung durch saure Primer oder saure Monomermischungen erreicht wird. Das Ätzmuster selbstätzender Systeme fällt im Vergleich zur Phosphorsäureätzung jedoch schwächer aus (Frankenberger 2013).

2.5.2 Der Dentin-Komposit-Verbund

Die Etablierung der Adhäsivtechnik im Dentin erfolgte aufgrund zweier zu lösender Probleme erst wesentlich später, denn aufgrund der komplexen und hydratisierten Struktur des Dentins sind große Herausforderungen zu bewältigen. Schmelz besteht zu etwa 90 Volumenprozent aus anorganischem Material mit einem sehr kleinen Wasseranteil. Dagegen ist Dentin aus weniger als 50 Vol.-% anorganischem Material aufgebaut und besitzt einen hohen Wassergehalt von 21 Vol.-% (Van Landuyt et al. 2005). Die damit verbundene hydrophile Eigenschaft des Dentins wird durch die mit Dentinliquor gefüllten Dentintubuli in vitalen Zähnen noch verstärkt (Cardoso et al. 2011). Konsekutiv erschwert der hydrophile Charakter des Dentins die Anbindung hydrophober Komposite (Hellwig et al. 2010). Eine weitere Herausforderung für die Adhäsivtechnik im Dentin stellt der nach Präparationsmaßnahmen an den Kavitätenwänden auftretende Smear-Layer dar (Van Landuyt et al. 2005). Die Dicke des Smear-Layers korreliert mit der Rauheit des Bohrers und steigt mit zunehmender Rauheit des Bohrers an (Tani und Finger 2002). Bei einer elektronenmikroskopischen Untersuchung zeigt sich der Smear-Layer

als eine 1 bis 2 µm dicke, überwiegend granuläre, aus Debris bestehende Substruktur, die dem Dentin vollständig aufliegt (Pashley et al. 1988). Der Smear-Layer setzt sich in Form der Smear-Plugs über die Eingänge der Dentintubuli in diesen fort (Pashley et al. 1988). Der Smear-Layer verhindert eine Verankerung der Restauration im kompakten Dentin.

Die Hydrophilie des Dentins einerseits und das Auftreten des Smear-Layers andererseits zeigen deutlich, dass zur mikromechanischen Verankerung hydrophober Komposite im Dentin umfangreichere Konditionierungsmaßnahmen unabdingbar sind (Hellwig et al. 2010).

2.5.2.1 Konditionierung mittels Phosphorsäure

Im Dentin erfolgt die Ätzung ebenfalls mit Phosphorsäure, jedoch nur für eine Zeit von 15 bis 20 Sekunden, um ein Überätzen des Dentins zu verhindern (Hellwig et al. 2010). Durch die Phosphorsäure wird nicht nur der Smear-Layer vollständig beseitigt und das Dentin über eine Tiefe von mehreren Mikrometern demineralisiert (Van Meerbeek et al. 1992), sondern auch die Smear-Plugs aus den Dentintubuli entfernt (Van Landuyt et al. 2005). Die Säureeinwirkung bedingt eine nahezu vollständige lokale Auflösung des stark mineralisierten peritubulären Dentins und führt zu einer trichterförmigen Erweiterung der Eingänge der Dentintubuli (Van Landuyt et al. 2005). Mit der Demineralisation und der damit verbundenen Auflösung des Hydroxylapatits wird das Kollagennetzwerk freigelegt (Van Meerbeek et al. 2010). Eine Übertrocknung mit der Folge eines Kollabieren des exponierten Kollagennetzwerkes muss unbedingt verhindert werden, da sonst die später folgende Infiltration des Adhäsivs gefährdet wird (El Feninat et al. 2001). Die sichere Durchdringung des durch Phosphorsäureätzung freigelegten Kollagennetzwerkes und des demineralisierten Dentins wird durch Primer zur Aufnahme des Adhäsivs vorbereitet. Ob die Penetrationstiefe der Demineralisationstiefe entspricht, kann nicht garantiert werden. Klinisch äußert sich eine unvollständige Penetration in Form von postoperativen Hypersensitivitäten (Frankenberger 2013). Primer sind amphiphil und vermitteln dadurch zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Adhäsiv, das als Haftvermittler für das ebenfalls hydrophobe Komposit fungiert. Je nach verwendetem Adhäsivsystem können dafür unterschiedlich viele Arbeitsschritte notwendig sein (Frankenberger 2013). Neben den interfibrillären Räumen des Kollagennetzwerkes dienen auch die Dentintubuli der mikromechanischen Verankerung des Adhäsivs (Cardoso et al. 2011), wobei dies in einer früheren Studie noch fraglich schien (White et al. 1989).

Nach diffusionsbasierter Penetration des Adhäsivs in das konditionierte Dentin wird dieses in situ polymerisiert. Dies führt zur Bildung der Hybridschicht, die die mikromechanische Verankerung der Kompositrestauration gewährleistet (Nakabayashi et al. 1991; Van Meerbeek et al. 1993). Daneben kommt es auch zur Ausbildung stabiler chemischer Bindungen zwischen speziellen phosphathaltigen sauren Monomeren und dem Calcium aus dem Hydroxylapatit des Dentins (Fukeygawa et al. 2006; Van Meerbeek et al. 2011).

2.5.2.2 Konditionierung mittels saurer Monomere

Selbstätzende Adhäsive sollen nicht nur die Benutzerfreundlichkeit verbessern und die Techniksensitivität verringern, sondern auch durch eine Reduktion der Behandlungsschritte die Anwendungszeit verkürzen. Die Anzahl der notwendigen Behandlungsschritte ist dabei abhängig von dem verwendeten Adhäsivsystem (Van Meerbeek et al. 2011). Die enthaltenen sauren Monomere ätzen und primen gleichzeitig die Zahnhartsubstanz. Somit kann ein separater Ätzschritt entfallen (Van Landuyt et al. 2005). Dabei vorteilhaft ist, dass die Monomerinfiltration simultan mit dem Ätzvorgang erfolgt. Dadurch ist sichergestellt, dass die Zahnhartsubstanz auf gleicher Tiefe demineralisiert und infiltriert wird. Somit sind Demineralisationstiefe und Penetrationstiefe potentiell kongruent (Carvalho et al. 2005). Im Gegensatz zur Phosphorsäureätzung, bei der der Smear-Layer entfernt wird, kommt es zu einer Einbindung des aufgelösten Smear-Layers in die Hybridschicht (Tay und Pashley 2001; Van Meerbeek et al. 2010). Die selbstätzenden Adhäsive mit einem pH-Wert von ca. 2 demineralisieren das Dentin nur bis zu einer Tiefe von 1 μm . Diese oberflächliche Demineralisation erfolgt nur partiell und das im Dentin enthaltene Hydroxylapatit wird nicht vollständig aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst. Dennoch entstehen ausreichend oberflächliche Porositäten, die eine mikromechanische Verzahnung des Adhäsivs nach der Polymerisation im Dentin ermöglichen (Van Meerbeek et al. 2003). Zudem wurden chemische Bindungen zwischen den Phosphat- bzw. Carboxylgruppen der Monomere mit dem Kalzium des verbliebenen Hydroxylapatits nachgewiesen (Van Meerbeek et al. 2010). Maßgeblich für den Verbund ist auch hier die mikromechanische Verankerung. Zu bedenken ist, dass verbliebenes Lösungsmittel den Verbund schwächt und Nanoleakage begünstigt (Van Meerbeek et al. 2003). Durch zusätzliche Phosphorsäureätzung ist eine Erhöhung der Verbundfestigkeit und Verringerung des Nanoleakage zu erreichen (Taschner et al. 2012).

Abschließend ist anzumerken, dass herkömmliche 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Systeme, also Systeme, bei denen nach einer primären Phosphorsäureätzung die Applikation eines Primers und Adhäsivs getrennt voneinander erfolgt, von neueren, scheinbar vereinfachten Systemen noch immer nicht übertroffen werden (Frankenberger und Tay 2005) und daher nach wie vor als Goldstandard betrachtet werden können (Van Meerbeek et al. 2010). Zudem zeigen sie in Langzeitstudien die höchste Zuverlässigkeit (Van Meerbeek et al. 2003). Jede Art der Vereinfachung der klinischen Anwendung führt zu einer Verringerung der Effektivität des adhäsiven Verbunds (De Munck et al. 2005a).

2.5.3 Der Komposit-Komposit-Verbund

Eine Oberflächenbehandlung des gealterten Komposits ist essentiell, wenn neues Komposit im Rahmen einer Füllungsreparatur angefügt werden soll. Ohne suffiziente Vorbehandlung der alten Restauration existiert nahezu keine Verbindung (Jafarzadeh Kashi et al. 2011). Um einen dauerhaften Verbund herzustellen, gibt es zur Aktivierung der Oberfläche der alten Füllung verschiedene Ansätze (Özcan et al. 2013).

2.5.3.1 Mechanische Konditionierung via Schleifkörper

Die Erzeugung einer Oberflächenrauheit stellt einen bekannten Mechanismus dar, um das Adhäsionspotential von Materialien über mikromechanische Retentionen zu steigern (Shahdad und Kennedy 1998; Yesilyurt et al. 2009). Eine mechanische Aufrauung der Oberfläche kann mittels Diamantbohrer erreicht werden (Crumpler et al. 1989). Hierbei entstehen Makro- und Mikroretentionen auf der behandelten Oberfläche (Cavalcanti et al. 2007), die eine Erhöhung der Haftkraft ermöglichen (Costa et al. 2012; Jafarzadeh Kashi et al. 2011; Yesilyurt et al. 2009). Dabei besitzt die Körnung des Schleifkörpers keinen Einfluss auf die Haftkraft. Obwohl grobkörnige Schleifkörper eine größere Rauigkeit als feine und mittelgrobe Bohrer erzeugen, ist das Mikroretentionsmuster der Bohrer komparabel. Eine Erhöhung der Rauigkeit bedeutet daher nicht zwangsläufig eine Vergrößerung der zur Adhäsion verfügbaren Oberfläche (Costa et al. 2012).

Zusätzliche Präparationsmaßnahmen, die Unterschnitte erzeugen, sind nicht empfehlenswert und verbessern den Verbund nicht (Shen 2004). Ganz im Gegenteil resultiert eine minimalinvasive Präparation in den besten Ergebnissen, und Versuche, zusätzliche

Retentionen zu schaffen, bedingen lediglich einen ungünstigen C-Faktor mit einem höheren Polymerisationsstress und folglich einer geringeren Ermüdungsresistenz (Frankenberger et al. 2003b).

Für eine Füllungsreparatur scheint die alleinige Präparation mit einem Diamanten ohne zusätzliche Vorbehandlungsmaßnahmen jedoch nicht ausreichend zu sein (Frankenberger et al. 2003a).

2.5.3.2 Mechanische Konditionierung via Sandstrahlen mit Aluminiumoxid

Das intraorale Sandstrahlen der Reparaturfläche mit Aluminiumoxid (50 µm) hat sich als Universalmethode etabliert (Frankenberger 2012). Dabei handelt es sich um eine Oberflächenbearbeitung, die zu Mikroretentionen auf der gestrahlten Oberfläche führt (Cavalcanti et al. 2007). Diese begünstigen die Benetzbarkeit der behandelten Oberfläche mit einem Adhäsiv (Cho et al. 2013) und führen zu einer signifikanten Steigerung der Haftkraft (Costa et al. 2012; Yesilyurt et al. 2009).

Die geringere Haftkraft einer mit Diamantbohrern bearbeiteten Oberfläche im Vergleich zu einer gestrahlten Oberfläche lässt sich mit dem geringer ausfallenden mikroretentiven Muster rotierender Instrumente und der beim Sandstrahlen erzeugten größeren Oberflächenrauheit begründen (Costa et al. 2010). In einer Studie aus dem Jahr 2015 wurde festgestellt, dass die Präparation mit einem diamantierten Schleifkörper den Verbund nicht zusätzlich verstärkt, sofern ein Sandstrahlen der Oberfläche mit Aluminiumoxid nach der Präparation erfolgt. Sandstrahlen führt zur Entstehung eines gleichförmigen mechanischen Retentionsmusters, welches effizienter ist als das bei einer Präparation erzeugte Relief. Demnach können Präparationsmaßnahmen entfallen, sofern defekte Bereiche nicht ohnehin entfernt werden müssen (Dalazen et al. 2015). Vorteilhaft beim Sandstrahlen ist zudem, dass die Strahlpartikel auch in weniger gut zugänglichen Bereichen eine Aufrauung bewirken können (Foitzik und Attin 2004).

2.5.3.3 Chemo-mechanische Konditionierung via Sandstrahlen mit CoJet und Verwendung eines Silans

Beim CoJet-Sand (30 µm) handelt es sich um mit Siliziumdioxid modifiziertes Aluminiumoxid (3M ESPE 2012). Neben dem reinigenden Effekt bewirkt der Spezielsand eine

mikroretentive Aufrauung und insbesondere eine Silikatisierung (keramikartige Beschichtung) der gestrahlten Oberfläche (Matinlinna und Vallittu 2007). Das anschließend applizierte Silan ist ein Zwittermolekül und stellt eine chemische Verbindung zwischen der silikatisierten Oberfläche und den organischen Monomeren des Komposits her (Lung und Matinlinna 2012). Dazu besitzt das Silan zwei unterschiedliche funktionelle Gruppen an den Moleküleenden. Das eine Ende mit der Alkoxy-Gruppe der Silanoleinheit hydrolysiert zunächst und kondensiert dann mit den Silanolgruppen der silikatisierten Oberfläche (Söderholm und Shang 1993). Auf der anderen Seite des Silanmoleküls kann die nicht hydrolysierbare Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindung mit im Monomer des Komposits enthaltenen Doppelbindungen polymerisieren (Matinlinna und Vallittu 2007).

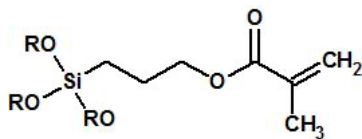


Abbildung 1: Silanmolekül mit Alkoxy-Gruppen links und Methacrylatgruppe rechts (eigene Abbildung)

Exponierte Schmelz- bzw. Dentinareale sollten jedoch ausgespart werden, da sonst der Verbund zwischen Komposit und Schmelz bzw. Dentin beeinträchtigt werden kann (Cho et al. 2013).

2.5.3.4 Chemische Konditionierung via Säuren

Die Anwendung von Phosphorsäure verändert das morphologische Oberflächenmuster des gealterten Komposits nicht signifikant (Fawzy et al. 2008). Die Wirkung der Phosphorsäure beschränkt sich damit auf die Entfernung von Debris, des Smear-Layers und auf einen oberflächenreinigenden Effekt (Fawzy et al. 2008; Loomans et al. 2011b). Daher führt die alleinige Anwendung von Phosphorsäure zu klinisch nicht akzeptablen Haftkräften (Lucena-Martín et al. 2001) und ihr Einsatz steigert die Haftkraft nicht signifikant (Yesilyurt et al. 2009). Andere Autoren gehen so weit, dass Phosphorsäureätzung sogar einen negativen Einfluss auf die Haftkraft haben könnte (Jafarzadeh Kashi et al. 2011). Wenn die zu reparierende Fläche an Zahnhartsubstanz grenzt, ist eine Phosphorsäureätzung dieser ohnehin nötig (Foitzik und Attin 2004; Frankenberger 2012; Yesilyurt et al. 2009). Beim Einsatz selbstätzender Systeme erzielt eine Vorbehandlung mit Phosphorsäure keine signifikante Erhöhung der Haftkraft, da diese selbst eine suffiziente Oberflächenreinigung bewirken (Cavalcanti et al. 2007).

Eine weitere Säure, die in der Zahnmedizin eingesetzt wird, ist die Flusssäure. Diese wird zur Reparatur von Keramikrestorationen standardmäßig verwendet. Der Umgang mit Flusssäure sollte bedacht sein, da es sich hierbei um ein Kontaktgift handelt. Außerdem ist die Applikation nicht immer selektiv, sodass Zahnhartsubstanz versehentlich mit-involviert werden kann. Die Kontamination von Dentin durch Flusssäure wirkt sich nachteilig auf den Verbund aus. Durch die Flusssäure kommt es zur Bildung von Calciumfluorid-Präzipitaten, die eine suffiziente Phosphorsäurekonditionierung und die anschließende Penetration des Adhäsivs verhindern. Vermutlich führt die Flusssäure auch zu einem Kollaps des Kollagennetzwerkes, was sich zusätzlich negativ auf die Bildung einer effektiven Hybridschicht auswirkt (Loomans et al. 2010). Demnach kann die Anwendung von Flusssäure aufgrund der potentiellen Gewebeschädigung (Foitzik und Attin 2004) und infolge der negativen Auswirkungen auf die Haftkraft (Rodrigues et al. 2009) nicht als Routineverfahren zur Kompositreparatur empfohlen werden (Brosh et al. 1997).

2.5.3.5 Chemo-mechanische Konditionierung via Adhäsiv

Für einen dauerhaften Verbund ist die Anwendung eines Adhäsivs bei der Füllungsreparatur essentiell (Özcan et al. 2013). Ihre adhäsionsvermittelnde Wirkung entfalten sie über drei verschiedene Mechanismen. Sie können chemische Bindungen zu der Matrix des Komposits aufbauen, Bindungen mit den exponierten Füllerpartikeln eingehen und nach Penetration in die Mikrospalten der Kompositmatrix mikromechanische Retention bewirken (Brosh et al. 1997). Dabei ist die Fähigkeit des Adhäsivs, bearbeitete Kompositoberflächen zu benetzen, abhängig von der Viskosität des verwendeten Adhäsivs und nimmt mit abnehmender Viskosität zu (Lucena-Martín et al. 2001). Folglich wirkt sich eine niedrige Viskosität des Adhäsivs positiv auf die Benetzbarkeit der Oberfläche aus (Hisamatsu et al. 2002). Zudem besteht ein positiver synergistischer Effekt zwischen mechanischer Oberflächenbearbeitung und einer darauffolgenden Adhäsivapplikation (Yesilyurt et al. 2009). Nach Oberflächenbearbeitung kann das Adhäsiv in das durch mechanische Aufrauung erzeugte Mikrorelief penetrieren, wobei es zu einer weiteren Steigerung der Haftkraft kommt (Rathke et al. 2009). Die hierbei erzielten Haftkräfte sind für eine Füllungsreparatur ausreichend (Yesilyurt et al. 2009).

2.5.3.6 Chemischer Verbund zwischen Kompositsschichten

Gealterte Komposite besitzen eine limitierte Anzahl an Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen (Cho et al. 2013). Chemische Bindungen zwischen neuem und altem Komposit basieren auf diesen verbleibenden nicht umgesetzten Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen (Rodrigues et al. 2009). Durch oxidative und hydrolytische Prozesse sinkt das reaktive Potential mit der Zeit, chemische Bindungen einzugehen (Ferracane 2006).

Die Applikation von Silanen beruht auf der Annahme, dass ungefähr 50 Vol.-% des Komposits aus anorganischen Glasfüllern bestehen. Demnach wären auch etwa 50 % Glasfüller an exponierten Kompositoberflächen vorhanden. Die Haftkraft soll daher durch Silane erhöht werden, indem die Silanolgruppe mit den anorganischen Füllerpartikeln reagiert und die organofunktionelle Gruppe mit den Methacrylaten der Kompositmatrix eine chemische Bindung eingeht. In einer Studie aus dem Jahr 2011 war die Anwendung eines Silans nicht förderlich. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zeigten, dass lediglich an 11,5 % der Oberfläche unbedeckte Füllerpartikel exponiert waren. Zudem sinkt die Haftkraft bei Kontaminierung von Schmelz oder Dentin mit Silanen. Das Weglassen des Silans könnte sich somit vorteilig auf die Haftkraft auswirken (Hamano et al. 2011). Andere Studien dahingegen erklären die Applikation eines Silans nach mechanischer Oberflächenbearbeitung und vor Applikation eines Adhäsivs als probates Procedere (Hisamatsu et al. 2002; Jafarzadeh Kashi et al. 2011), das auch die Benetzbarkeit der Oberfläche durch das Adhäsiv und dessen Penetration in die aufgeraute Oberfläche begünstigt (Loomans et al. 2011b).

Bei der Füllungsreparatur ist die Haftkraft neben dem Vorgehen bei der Konditionierung der Oberfläche auch von der Art des verwendeten Komposits abhängig (Rinastiti et al. 2011). Die unterschiedliche Effizienz der Konditionierungsmaßnahmen verschiedener Studien dürfte auch an der Zusammensetzung der unterschiedlich getesteten Komposite liegen (Loomans et al. 2011a). Das ursprünglich verwendete Komposit besitzt einen größeren Einfluss auf die Haftkraft als das zur Reparatur ausgewählte Komposit. Diese Tatsache macht den klinischen Erfolg weniger berechenbar, da das ursprünglich verwendete Material oft unbekannt ist. Folglich führen homologe Reparaturen zu verlässlichen Haftkräften (Baur und Ilie 2013).

2.6 Erkenntnisse aus der Literaturübersicht

In diversen Studien kristallisiert sich heraus, dass der wohl wichtigste Faktor für eine langzeitstabile Verbindung zwischen altem und neuem Komposit in der mechanischen Oberflächenbearbeitung zu sehen ist. Die Bedeutung der mechanisch erzeugten mikroretentiven Verankerung ist hierbei auch entscheidender als ein Verbundmechanismus über chemische Bindungen (Brosh et al. 1997; Dalazen et al. 2015; Shahdad und Kennedy 1998; Yesilyurt et al. 2009). Als Methode zur Oberflächenbearbeitung ist Sandstrahlen am besten geeignet, da hierbei am meisten mikroretentive Strukturen generiert werden und die Adhäsionsfläche größtmöglich ausfällt. Zudem wurde das Auftreten eines Smear-Layers auf Komposit, wie bei Präparationsmaßnahmen nicht beobachtet (Costa et al. 2012). Das verwendete System scheint dabei nur eine untergeordnete Rolle zu spielen, da beim Sandstrahlen mit Aluminiumoxid bzw. mit CoJet ähnliche Verbundwerte erreicht werden und somit beide Methoden gleichermaßen geeignet sind (Rodrigues et al. 2009). Einigkeit besteht auch darin, dass nach der mechanischen Aufrauung durch das Sandstrahlen ein Adhäsiv zum Einsatz kommen sollte (Kupiec und Barkmeier 1996; Lucena-Martín et al. 2001; Rathke et al. 2009). Dadurch lassen sich Haftkräfte nahe der kohäsiven Stärke des Komposits erreichen (Lucena-Martín et al. 2001).

Werden bei der Füllungsreparatur auch Zahnhartsubstanzen exponiert, bedürfen diese einer Phosphorsäureätzung (Foitzik und Attin 2004). Bei freiliegenden Dentinarealen wird zusätzlich die Applikation eines Primers empfohlen (Rathke et al. 2009).

2.7 Fragestellung

Im Rahmen einer Füllungsreparatur befinden sich bis zu drei mögliche Substrate auf engstem Raum. Definitionsgemäß immer beteiligt ist das Komposit, aus dem die Füllung initial gelegt wurde. Daneben können je nach Lage und Geometrie der Reparaturkavität die Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin in unterschiedlichem Ausmaß an der Füllungsreparatur beteiligt sein. Für jedes dieser Substrate existiert per se wie beschrieben ein bewährtes Konditionierungsprotokoll. Dieses kann jedoch aufgrund der engen räumlichen Verhältnisse bei einer Füllungsreparatur nicht ausschließlich lokal auf das entsprechende Substrat angewandt werden, so dass eine unerwünschte Kontamination der übrigen Substrate zwangsläufig die Folge ist.

Es gilt zu untersuchen, wie sich die Gesamtheit der Konditionierungsschritte auf den Verbund der einzelnen Substrate auswirkt und welche Bedeutung der Reihenfolge der einzelnen Konditionierungsschritte zukommt. Dies erfolgt bei der vorliegenden In-vitro-Studie für das Substrat Dentin.

Folgende Fragen sollen im Rahmen der zuvor genannten Vorgehensweise untersucht werden:

1. Hat die Reihenfolge der Konditionierungsschritte Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?
2. Hat die Anwendung von Partikelstrahlgeräten Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?
3. Hat die Wahl des Strahlmittels Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?
4. Hat die Wahl des Adhäsivs Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund?

3 Material und Methode

Zur Bestimmung der Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Komposit nach unterschiedlichen Konditionierungsmaßnahmen wurden 240 Komposit-Dentin-Proben humaner Zähne im Zugversuch untersucht. Die Proben bestanden aus in Messinghülsen mit Kunststoff eingebetteten Dentinscheiben, welche unterschiedlich konditioniert wurden. Auf die eingebetteten Dentinscheiben wurde Komposit durch einen Messingkonus adaptiv adaptiert.

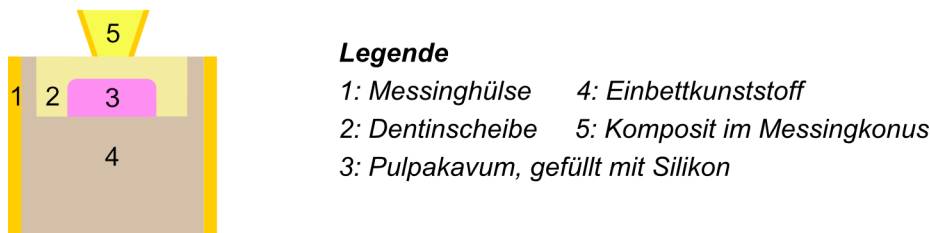


Abbildung 2: Skizze einer Probe im Querschnitt (eigene Abbildung)

3.1 Herstellung der Dentinscheiben

3.1.1 Testzähne

Für die Studienzwecke kamen 240 humane karies- und füllungsfreie dritte Molaren zur Verwendung. Die Zähne wurden post extractionem in einprozentiger Chloramin-T-Lösung zur Desinfektion und Konservierung gelagert. Die Lagerungszeit betrug mindestens einen, maximal jedoch drei Monate. Vor der Probenherstellung wurden vorhandene Gewebsreste mit Skalpell und Pinzette entfernt.

3.1.2 Zerteilen der Zähne

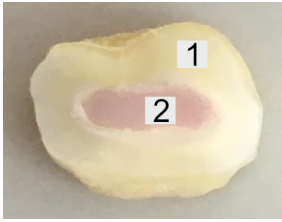
Um eine ausreichend große Verbundfläche zu erhalten, wurden die Zähne senkrecht zur Wurzelachse in drei Fragmente zerteilt. Das erste Fragment umfasste die Okklusalfäche bis zum Fissurengrund, das zweite reichte vom Fissurengrund bis ca. 2 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze und das dritte Fragment bestand aus dem verbleibenden Wurzelstock. Nur das mittlere, also das zweite Fragment, wurde zur Herstellung der Dentinscheiben verwendet. Die beiden übrigen Fragmente wurden verworfen. Die Dentindicke des mittleren Segments betrug in koronal-pulpaler Richtung im Zentrum der

Probe oberhalb der Pulpakammer mindestens 1 mm. Die Pulpakammer war an der flachsten Stelle in koronal-apikaler Richtung mindestens 2,5 mm tief.

Zur Herstellung der beschriebenen Fragmente wurde das apikale Drittel der Wurzel in einen Parallel-Schraubstock (TRIUSO Qualitätswerkzeuge GmbH) gespannt. Danach wurden die Zähne unter Zuhilfenahme einer manuell geführten diamantierten Trennscheibe (HORICO) bei 30000 Umdrehungen pro Minute in die oben angegebenen Fragmente zerteilt. Einem Überhitzen der temperaturempfindlichen Zähne wurde durch Wasserkühlung mittels Luft- und Wasserbläser der Laboreinheit (Sirona Dental Systems GmbH) vorgebeugt. Dazu wurde der Luft-Wasser-Strahl auf den in den Parallel-Schraubstock gespannten Zahn und die Trennscheibe gerichtet. Nach der Herstellung des Probenfragments wurde die Pulpa mit einer Pinzette aus diesem entfernt. Bis zum direkt im Anschluss erfolgenden Arbeitsschritt wurden die Dentinscheiben in physiologischer Kochsalzlösung bei 20 °C Raumtemperatur gelagert.

3.1.3 Vorbereitung der Dentinscheiben für das Beschleifen

Um eine einheitliche Größe der Dentinscheiben zu erhalten, wurde der Schmelzmantel der Dentinscheiben, deren Durchmesser größer als 10 mm war, reduziert. Proben mit einem größeren Durchmesser hätten nicht in die Messinghülse, in welche die Dentinscheiben eingebettet wurden, gepasst. Hierfür wurde ein an die Laboreinheit angeschlossenes rotes Winkelstück (KaVo Dental GmbH) mit einem zylinderförmigen Diamanten (GEBR. Brasseler GmbH) verwendet. Es wurde darauf geachtet, dass ein zirkulärer Schmelzmantel um das Dentin herum erhalten blieb. Dies sollte ein seitliches Eindringen von Sekundenkleber oder Einbettkunststoff in die Dentintubuli beim darauffolgenden Aufkleben auf den gläsernen Objektträger bzw. beim Einbetten vorbeugen. Um eine Penetration der Dentintubuli aus pulpaler Richtung zu verhindern, wurde aus dem gleichen Grund das Pulpakavum mit Silikon (Omnident GmbH) verschlossen. Anschließend wurde jeweils eine mit dem Luftbläser getrocknete Dentinscheibe mittig mit dem linken Rand abschließend auf einen gläsernen Objektträger (Paul Marienfeld GmbH & Co. KG) mit Sekundenkleber (Renfert GmbH) fixiert. Zwischen den Arbeitsschritten wurden die Dentinscheiben wiederum in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Die Abbildung 3 zeigt eine Dentinscheibe nach dem Verschluss des Pulpakavums mit rosafarbenem Silikon.



Legende

1. Dentinscheibe
2. Pulpakavum,
gefüllt mit Silikon

**Abbildung 3: Dentinscheibe
(eigene Abbildung)**

3.1.4 Beschleifen der Dentinscheiben

Zur Simulation eines reproduzierbaren Präparationsvorgangs wurden die jeweils auf einen Objektträger geklebten Dentinscheiben einzeln auf dem Schlitten einer eigens dafür angefertigten Parallelschleifvorrichtung eingespannt. Durch gleichmäßiges manuelles Vor- und Zurückschieben des Schlittens der Parallelschleifvorrichtung wurde die Schmelz-Dentin-Fläche analog zu einem Präparationsvorgang plan geschliffen. Als Schleifkörper fungierte eine in ein rotes Winkelstück eingespannte Feinkorndiamantwalze (GEBR. Brasseler GmbH), die über die Laboreinheit mit 40000 Umdrehungen pro Minute angetrieben wurde und die senkrecht zu dem vorbeigleitenden Schlitten und parallel zum Objektträger rotierte. Zur Wasserkühlung während des Beschleifens der Dentinfläche diente der Dreistrahlsspraykopf des roten Winkelstücks mit 50 ml/min. Der Substanzabtrag betrug bis zu einem halben Millimeter. Nach dem Schleifen wurde sichergestellt, dass die Dentinfläche ein homogenes einheitliches Schliffmuster aufwies und eine Restdentinstärke zur Pulpakammer von mindestens 0,5 mm gewahrt wurde. Nach dem Beschleifen wurden die Dentinscheiben mit einem Skalpell vom Objektträger gelöst und bis zum direkt darauffolgenden Einbetten in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Die Abbildung 4 zeigt einen in die Parallelschleifvorrichtung eingespannten gläsernen Objektträger, auf dem eine Dentinscheibe mit Sekundenkleber befestigt ist.

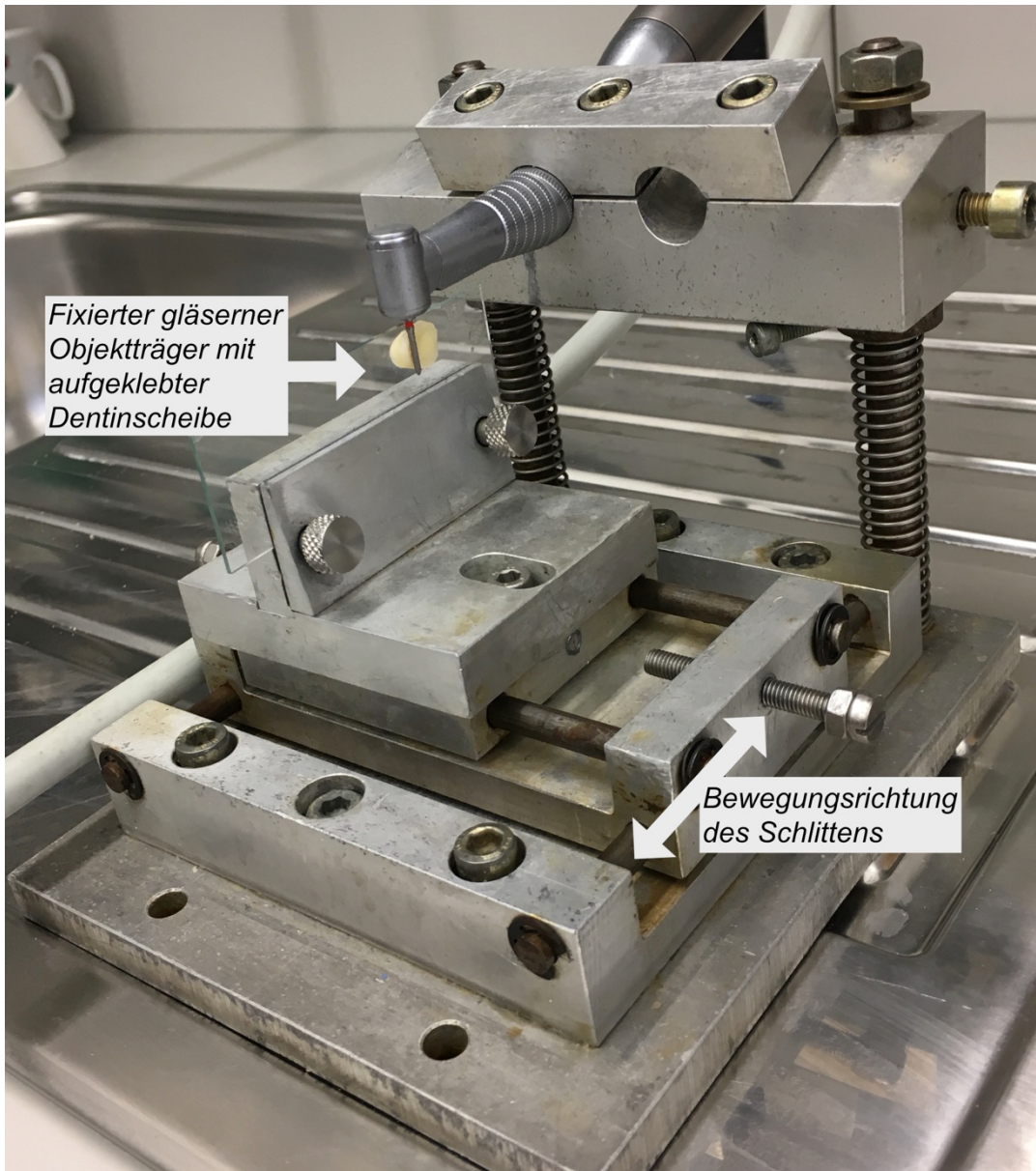


Abbildung 4: Parallelschleifvorrichtung mit Dentinscheibe auf gläsernem Objektträger (eigene Abbildung)

3.1.5 Einbetten der Dentinscheiben

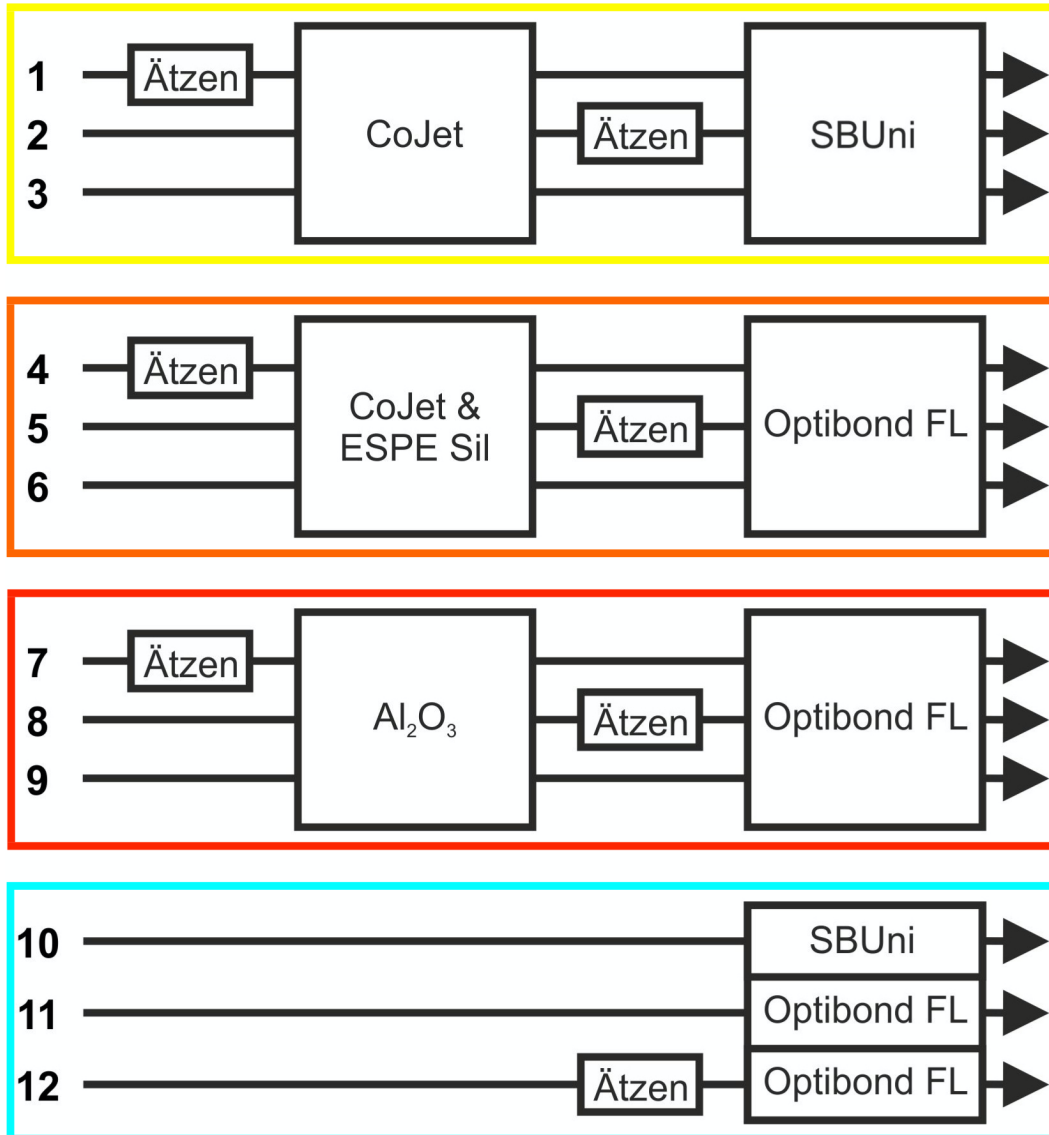
Nach Entnahme der Dentinscheiben aus der physiologischen Kochsalzlösung und nach Trockenpusten via Luftpuster der Laboreinheit wurden die Dentinscheiben mit klarem Kunststoff (Paladur farblos, Heraeus Kulzer GmbH) in beidseitig offene Messinghülsen (Innendurchmesser: 12 mm, Außendurchmesser: 14 mm, Höhe: 12 mm) eingebettet. Dazu wurde zuerst die zuvor beschliffene Fläche der Dentinscheiben, die später entsprechend konditioniert werden sollte, dünn mit Glyceringel (DENTSPLY DETREY

GmbH) benetzt, um eine Adhäsion auf dem gläsernen Objektträger herzustellen. Anschließend wurden die Messinghülsen so über die sich auf dem Objektträger befindenden Dentinscheiben gestellt, dass diese mittig innerhalb der Messinghülse lagen. Nach Überprüfung der korrekten Lage der Dentinscheiben innerhalb der Messinghülsen wurden letztere bis ca. 1 mm unterhalb der Oberkante der Messinghülse mit Einbettkunststoff aufgefüllt. Das Eindringen von Einbettkunststoff in die Dentintubuli wurde seitlich durch den bestehenden Schmelzmantel und pulpal durch das Auffüllen des Pulpakavums mit Silikon verhindert. Nach Kaltpolymerisation analog der Herstellerangaben wurden die eingebetteten Dentinscheiben unter fließendem Leitungswasser und mittels Luft-Wasserbläser für 30 Sekunden von dem zur Adhäsion auf der Glasplatte verwendetem Glycingel gereinigt. Bis zum nächsten Arbeitsschritt wurden die Proben in physiologischer Kochsalzlösung bei 20 °C Raumtemperatur gelagert.

3.2 Herstellung der Proben

3.2.1 Die Gruppen und Konditionierungsschritte im Überblick

Es wurden 12 Gruppen mit jeweils unterschiedlichen Konditionierungsprotokollen gebildet (siehe Abbildung 5). Die farbliche Aufteilung (gelb, orange, rot) kategorisiert Gruppen nach gleichen Konditionierungsmaßnahmen. Gruppen gleicher Farbe unterscheiden sich hinsichtlich der Ätzung mit Phosphorsäureätzgel und zwar Ätzung vor Strahlen (CoJet oder Al_2O_3), Ätzung nach Strahlen oder ohne Ätzung. Die blauen Gruppen beinhalten Kontrollgruppen ohne Anwendung eines Partikelstrahlgerätes. Zur Versuchsdurchführung wurden die Konditionierungsprotokolle von jeder der 12 Gruppen mit 2 Füllungsmaterialien aus Komposit durchlaufen. Pro Füllungsmaterial, nämlich Filtek Supreme XTE (3M Deutschland GmbH) und Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent GmbH), bestand die Größe einer Gruppe aus $n = 10$ Dentinproben. Die einzelnen Gruppen setzten sich aus folgenden Konditionierungen zusammen.



**Abbildung 5: Gruppen 1-12 mit Reihenfolge der Konditionierungsschritte
(Umzeichnung nach Priv.-Doz. Dr. N. Hofmann)**

Analog der Konditionierungsprotokolle wurden die Dentinoberflächen der in die Messingzylinder eingebetteten Dentinscheiben behandelt. Dementsprechend wurden die Oberflächen je nach Gruppe mit Phosphorsäure geätzt, oder es wurde auf einen Ätzschritt verzichtet. Des Weiteren wurden die Oberflächen teilweise mit einem Partikelstrahlgerät mit CoJet-Sand oder mit Aluminiumoxid-Sand gestrahlt. Mit CoJet-Sand behandelte Oberflächen wurden bei den Optibond FL enthaltenden Gruppen nachfolgend, den Herstellerempfehlungen entsprechend, noch silanisiert (ESPE Sil). Bei den für die nachfolgende Verwendung des Primer-Adhäsivs Scotchbond Universal vorgesehenen Gruppen wurde auf eine separate Silanisierung verzichtet, da dieses Adhäsiv u.a. ein Silan ent-

hält. Allen Gruppen gemein war, dass die letzte Vorbehandlungsmaßnahme im Auftrag eines Adhäsivs bestand. Entweder Optibond FL, das aus einem im Dentin selbstkonditionierenden Primer und einem Bonding besteht, oder aber Scotchbond Universal, einem selbstkonditionierenden Primer-Adhäsiv. Die anderen Vorbehandlungsschritte wurden in der Reihenfolge variiert. In Gruppen, bei denen keine Phosphorsäurekonditionierung vorgesehen war, wurden die Dentinoberflächen durch fluoridfreies Tubulicid (Dental Therapeutics AB) vor Auftragen des Adhäsivsystems gereinigt. Die Konditionierungsschritte schlossen bis auf den letzten Schritt immer die gesamte Dentinoberfläche ein. Lediglich das Auftragen des Adhäsivsystems erfolgte bereits innerhalb des Messingkonus der Klebelehre, in der auch das Komposit adaptiert wurde (siehe Abbildung 6). Die Abläufe der einzelnen Konditionierungsschritte werden nachfolgend erläutert.

- **Ä: 37 % Phosphorsäure-Ätzel (Omni-Etch, Henry Schein)**

Die Phosphorsäure wurde über eine Applikatorspritze, die mit einer stumpfen Kanüle versehen war, auf die komplette Dentinoberfläche aufgebracht. Nach 15 sekündiger Ätzzeit wurde die Dentinoberfläche für 45 Sekunden mit dem Luft-Wasserspray abgespült. Danach wurde die Dentinoberfläche behutsam mit öl- und wasserfreier Druckluft aus dem Luftpuster von überschüssigem Wasser befreit, wobei darauf geachtet wurde, dass die Dentinoberfläche nicht austrocknete.

- **Co: CoJet-Sand (3M ESPE)**

Beim CoJet-Sand handelt es sich um ein Beschichtungsstrahlmittel aus Silikat beschichteten Aluminiumoxidkörnern mit einer Korngröße von 30 µm zur Silikatisierung (keramikartigen Beschichtung) von Oberflächen. Das Sandstrahlen der Dentinoberflächen mit dem CoJet-Sand erfolgte unter Anwendung des Mikro-Strahlgerätes (Dento-Prep Rønvig Dental Mfg.). Der Luftdruck der dentalen Einheit war dazu auf 2,3 bar adjustiert. Die Dentinoberflächen wurden senkrecht im Abstand von 10 mm gleichmäßig für eine Dauer von 15 Sekunden gestrahlt. Strahlmittelreste wurden danach für 10 Sekunden durch trockene, ölfreie Luft abgeblasen.

- **Al: Aluminiumoxid-Sand (KaVo)**

Aluminiumoxid-Sand ist ein dentaler Strahlsand aus Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 27 µm. Die Anwendung folgte dem beim CoJet-Sand beschriebenen Procedere.

- **ES: ESPE Sil (3M ESPE)**

ESPE Sil wurde mit einem Einmalapplikator (Kerr-Applikator Tip) auf die gesamte Dentinoberfläche aufgetragen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Oberfläche stets vollständig benetzt wurde. Die Einwirkzeit betrug 60 Sekunden. Im Anschluss wurde die Oberfläche mit dem Luftpuster für 30 Sekunden schonend getrocknet. ESPE Sil wurde immer direkt im Anschluss nach CoJet bei den Optibond FL enthaltenden Gruppen eingesetzt.

- **OptiFL: Optibond FL Primer + Adhäsiv (Kerr)**

Optibond FL ist ein aus einem separaten Primer und Bonding bestehendes Adhäsivsystem. Der Primer wurde mit einem Einmalapplikator für 20 Sekunden in die Dentinoberfläche innerhalb des Messingkonus einmassiert (siehe Abbildung 6). Überschüsse wurden mit einer stumpfen Kanüle, die mit einem Sauger verbunden war, abgesaugt. Verbliebenes Lösungsmittel wurde bei sanftem Luftstrom durch den Luftpuster verdunstet. Darauf folgend wurde das Adhäsiv mit einem Einmalapplikator gleichmäßig auf der Dentinoberfläche verteilt. Überschüsse wurden wiederum mittels Absaugung entfernt, sodass einer Pfützenbildung vorgebeugt wurde. Die Lichtpolymerisation erfolgte mit einem Lichthärtungsgerät (Elipar Free Light 2, 3M ESPE, Strahlungsflussdichte ca. 1200 mW/cm²) für eine Zeit von 20 Sekunden.

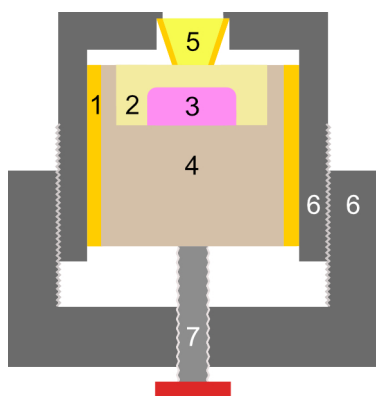
- **SBUUni: Scotchbond Universal (3M ESPE)**

Scotchbond Universal ist ein einkomponentiges Adhäsiv. Das Adhäsiv wurde innerhalb des Messingkonus flächendeckend in die Dentinoberfläche für 20 Sekunden einmassiert (siehe Abbildung 6). Überschüsse wurden zur Vermeidung einer Pfützenbildung mittels Absaugung beseitigt. Danach wurde das Lösungsmittel behutsam durch den Luftpuster verdunstet. Zuletzt erfolgte die Lichtpolymerisation für 20 Sekunden.

3.2.2 Applikation der Komposite

Bei Filtek Supreme XTE handelt es sich um ein reines Nanofüllerkomposit. Tetric EvoCeram ist ein nanooptimiertes Hybridkomposit, welches aus Mikro- und Nanofüllern sowie aus Makrofüllern, bestehend aus entsprechend gefüllten Vorpolymerisatsplittern, zusammengesetzt ist. Die standardisierte Adaption der beiden hochviskösen Komposite auf den vorbehandelten Dentinoberflächen erfolgte in einer Klebelehre (siehe Abbildung

6). Diese bestand aus einem oberen und einem unteren Hohlzylinder sowie einer Konterschraube. Zur Fixierung wurde die in die Messinghülse eingebettete Dentinscheibe in den passgenauen oberen Hohlzylinder geschoben. Dazu war dieser auf der unteren Seite vollständig offen. An der Außenseite der offenen Seite besaß der obere Hohlzylinder ein Gewinde zum Aufschrauben des unteren Hohlzylinders. Der obere Hohlzylinder war auf der oberen Seite bis auf eine zentrale kreisförmige Öffnung mit einem Durchmesser von 3 mm verschlossen. Da diese Öffnung auf der Seite des Hohlraums größer gefräst war (4 mm) als die Öffnung zur Außenseite (3 mm), entstand nach innen hin eine Stufe. Auf diese wurde ein Messingkonus mit der größeren Öffnung zur Stufe hin platziert, bevor die Messinghülse mit der Seite der vorbehandelten Dentinoberfläche in Richtung auf den Konus in den oberen Hohlzylinder geschoben wurde. Danach wurde das Gewinde an der Außenseite des oberen Hohlzylinders zum Kontern in den passgenauen unteren Hohlzylinder geschraubt, der dazu an der oberen offenen innenliegenden Seite ein Gewindeloch geschlossen. Durch dieses wurde eine Konterschraube gedreht, welche die in die Messinghülse in Kunststoff eingebettete Dentinscheibe gegen den Messingkonus drückte.



Legende

- 1: Messinghülse
- 2: Dentinscheibe
- 3: Silikon
- 4: Einbettkunststoff
- 5: Komposit im Messingkonus
- 6: die beiden Hohlzylinder der Klebelehre mit Gewinde
- 7: Konterschraube

**Abbildung 6: Skizze einer Probe in der Klebelehre
(eigene Abbildung)**

Die Applikation des Komposits erfolgte durch die kreisförmige Öffnung des Hohlzylinders und durch den Messingkonus auf die vorbehandelte Dentinfläche. Der Messingkonus wurde mit jeweils zwei Schichten à 1,5 mm gefüllt, wobei das Komposit mit einem Kugelstopfer adaptiert wurde. Die Lichtpolymerisation erfolgte durch das genannte Lichtpolymerisationsgerät, das dazu in ein Stativ gespannt wurde. Somit musste die Probe nur mittig unter das Lichtpolymerisationsgerät geschoben werden. Das Lichtpolymerisati-

onsgerät war so in das Stativ eingespannt, dass das Austrittsfenster des Lichtleiters parallel zur Probenoberfläche und in direktem Kontakt zur Klebelehre stand. Dies ermöglichte eine minimale Entfernung zum auszuhärtenden Komposit. Die Polymerisationszeit war auf 20 Sekunden pro Schicht eingestellt. Das Lichtgerät war mit einem „Turbo“-Lichtleiter mit einem ca. 8,9 mm großen Eintrittsfenster und einem ca. 7,6 mm großen Austrittsfenster komplettiert. Hierdurch erhöhte sich die Strahlenflussdichte. Um eine ausreichende Strahlenflussdichte von mehr als 1000 mW/cm^2 zu gewährleisten, wurde das Lichthärtungsgerät im Turnus von 10 Proben mit einem Photometer (Demetron Kerr) auf seine Funktionsfähigkeit kontrolliert.

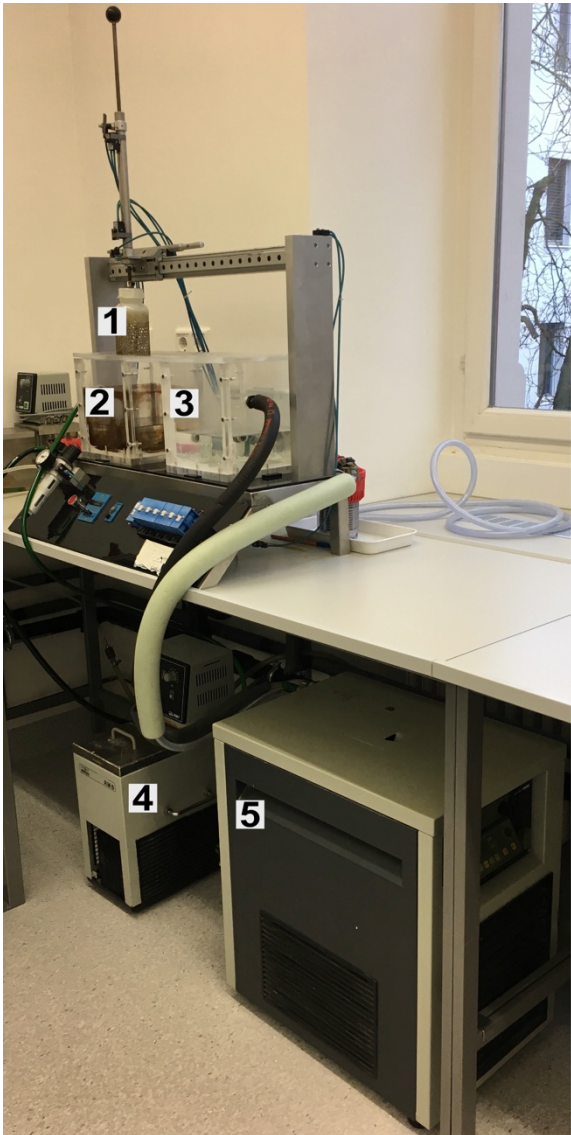
3.3 Belastung der Proben

3.3.1 Lagerung 1

Nach Herstellung der Proben, bestehend aus der in die Messinghülse eingebetteten Dentinscheibe und dem darauf adhäsiv befestigten mit Komposit gefüllten Messingkonus, wurden die Proben für 14 Tage in einem Wärmebad (JULABO GmbH) konstant bei 37 °C in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

3.3.2 Thermocycling

Im Anschluss an die Lagerung 1 erfolgte eine Temperaturwechselbelastung mit 5000 Zyklen in destilliertem Wasser. Dabei wurden die Proben alternierend bei einer Haltezeit von je 30 Sekunden in ein Kaltbecken (DR. R. WOBSER GmbH & Co. KG) mit 5 °C und ein Warmbecken (DR. R. WOBSER GmbH & Co. KG) mit 55 °C getaucht. Die Transferzeit zwischen den beiden Becken betrug 10 Sekunden und diente gleichzeitig dem Abtropfen der Proben. Die für das Thermocycling verwendete Apparatur ist nachfolgend in Abbildung 7 dargestellt.



Legende

- 1. Probenbehälter
- 2. Warmbecken
- 3. Kaltbecken
- 4. Warmwassergerät
- 5. Kaltwassergerät

**Abbildung 7: Thermocyclingapparatur
(eigene Abbildung)**

3.3.3 Lagerung 2

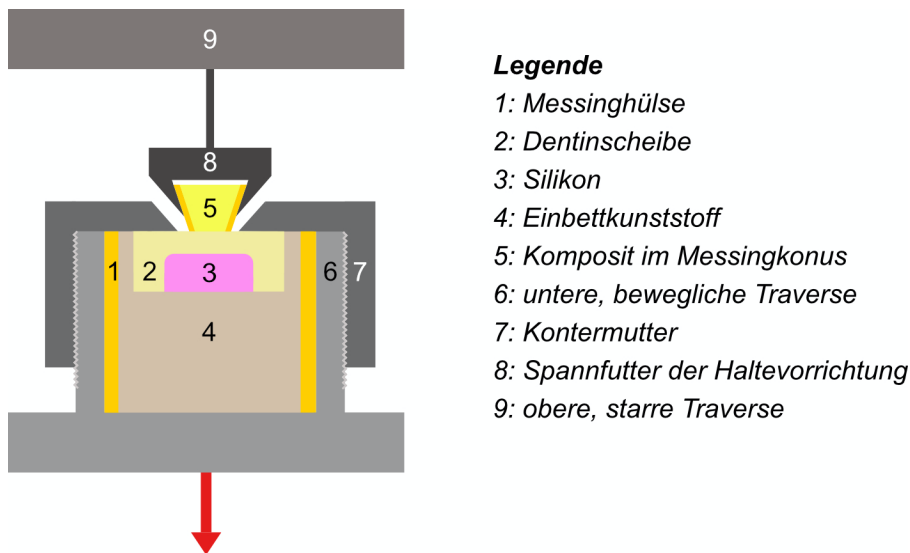
Danach wurden die Proben nochmals für 14 Tage in einem Wärmebad konstant bei 37 °C in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

3.4 Zugversuch

Zur Bestimmung der Zugkraft wurde eine Zwick Universalprüfmaschine (Zwick GmbH & Co. KG) eingesetzt. Die Steuerung der Prüfmaschine und die Aufzeichnung der Messergebnisse erfolgte softwaregesteuert über einen Computer.

3.4.1 Durchführung des Zugversuchs

Die Proben wurden über eine Kontermutter auf dem Sockel der unteren beweglichen Traverse fest fixiert. Die Kraftmessdose wurde mit der oberen starren Traverse verbunden. Erstere wurde axial über ein Stahlseil mittels eines Spannfutters an dem mit Komposit gefüllten Messingkonus spannungsfrei befestigt. Dadurch wurde sichergestellt, dass die Zugkraft senkrecht gerichtet auf die Verbundfläche zwischen Dentinprobe und Messingkonus wirkte. Die Zugkraft erfolgte durch einen stetigen Vorschub der unteren beweglichen Traverse mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm/min, wobei sie sich von der oberen stationären Traverse entfernte. Als Versagen wurde ein Abfall der Zugkraft um mehr als 30 % definiert und von der Software der entsprechende Wert registriert. Die erhobenen Messwerte wurden tabellarisch in Excel (Microsoft Corporation) notiert.



Legende

- 1: Messinghülse
- 2: Dentinscheibe
- 3: Silikon
- 4: Einbettkunststoff
- 5: Komposit im Messingkonus
- 6: untere, bewegliche Traverse
- 7: Kontermutter
- 8: Spannfutter der Haltevorrichtung
- 9: obere, starre Traverse

**Abbildung 8: Skizze einer Probe beim Zugversuch
(eigene Abbildung)**

3.4.2 Berechnung der Verbundfestigkeit

Die Verbundfestigkeit in Megapascal (MPa = N/mm²) errechnet sich aus der von der Kraftmessdose ermittelten Zugkraft (N) bezogen auf die Verbundfläche (mm²). Die Verbundfläche zwischen dem mit Komposit gefüllten Messingkonus und der Dentinoberfläche entspricht der kreisförmigen Öffnung der konischen Messinghülse, die dem Dentin aufliegt. Der Radius an dieser Seite der Öffnung beträgt 1,5 mm. Somit ergibt sich eine Verbundfläche A von:

$$A = \pi \times r^2 = 7,069 \text{ mm}^2$$

Über die gemessene Zugkraft (N) und die berechnete Verbundfläche (mm²) lässt sich die Verbundfestigkeit R_z berechnen:

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

3.5 Klassifikation des Versagensmodus

Die Analyse des Versagensmodus erfolgte unter Verwendung eines Stereomikroskopes (Leica Mikrosystems GmbH). Die Proben wurden bei 8- bis 35-facher Vergrößerung mikroskopiert und auf ihren Versagensmodus hin untersucht. Anhand dieser Analyse wurde folgende Typisierung der Frakturmodi vorgenommen:

- **Typ 1 adhäsives Versagen:** zwischen zwei Grenzflächen, das heißt zwischen Dentin und Bonding bzw. zwischen Bonding und Komposit
- **Typ 2 kohäsives Versagen:** Fraktur innerhalb eines Materials, das heißt innerhalb des Bondings bzw. innerhalb des Komposits
- **Typ 3 gemischte Frakturen:** Kombination aus Typ 1 und Typ 2

3.6 Herstellung der Proben für die elektronenmikroskopische Untersuchung

Für die Fertigung der rasterelektronenmikroskopischen Proben der Strahlmittel CoJet/Aluminiumoxid wurde auf einen rückseitig mit CoJet/Aluminiumoxid beschrifteten Stiftprobenteller (0,5" Aluminium Specimen Stubs, Agar Scientific) ein beidseitiges Klebeband angebracht. Anschließend wurde mit dem Luftpuster eine kleine Menge an CoJet- bzw. Aluminiumoxidsand von einem Spatel aus auf das Klebeband des Stiftprobentellers geblasen. Nachfolgend wurden die Proben im Vakuum mit Gold bedampft (Quorum Technologies Ltd.).

3.6.1 Replikaherstellung der Dentinproben

Da eine Betrachtung von Dentinproben unter dem Rasterelektronenmikroskop aufgrund des inhärenten Wassers technisch nicht realisierbar ist, wurden hierfür spezielle Kunstharzreplika der Dentinklebeflächen hergestellt. Für die Herstellung der Kunstharzreplika wurden pro Gruppe jeweils zwei Dentinproben randomisiert ausgewählt.

3.6.2 Herstellung der Silikonabformungen

Die Dentinproben wurden zunächst für 30 Sekunden mit Tubulicid gereinigt, um von Verunreinigungen freie Dentinoberflächen zu erhalten. In einem weiteren Arbeitsschritt wurde dieses mittels eines 20-sekündigen Luft-Wasserstrahls wieder von den Dentinproben abgesprüht. Nach dezenter Trocknung durch den Luftpuster wurden um die in Kunststoff eingebetteten Dentinscheiben eine Lage Klebeband (tesa SE) gelegt. Dadurch konnten die Proben anschließend mit einem Silikon (DENTSPLY DeTrey GmbH) abgeformt werden, ohne dass dieses von der Probenoberfläche wegfloß. Um eine detailgetreue Abformung zu erhalten, wurde zunächst nur wenig Silikon aus der Mischpistole auf die Dentinoberfläche appliziert. Dieses wurde mit dem Luftpuster behutsam zu einem dünnen, die komplette Oberfläche benetzenden Film, verblasen. Nachfolgend wurde – um eine ausreichende Stabilität der Abformung sicherzustellen – eine größere Menge Silikon nachgelegt. Zur Unterscheidung der Proben wurden die Silikonabformungen direkt nach dem Aushärten rückseitig mit einem Folienstift nummeriert.

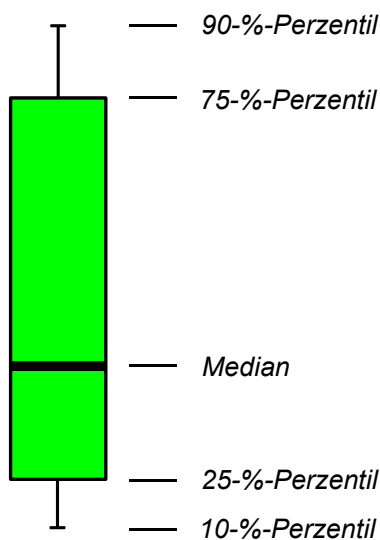
3.6.3 Herstellung der Kunstharzreplika

Zur Herstellung der Replika wurden die von Verunreinigungen freien Silikonabformungen zunächst mit Isolierband (3M Deutschland GmbH) umwickelt. Die so entstandenen Zylinder wurden anschließend mit homogen angemischtem Kunstharz (RenCast CW 2215 REN HY 51, Gößl + Pfaff GmbH; Mischungsverhältnis: 5:1) portionsweise und blasenfrei aufgefüllt. Nach 24-stündiger Aushärtung im Wärmeschrank (Memmert GmbH & Co. KG) bei 35 °C wurden die ausgehärteten Replika von den Abformungen gelöst. Nachfolgend wurden sie auf der Rückseite mit feinem Schleifpapier plan geschliffen, mit Seife und einem Pinselchen unter fließendem Wasser gereinigt und zur elektronenmikroskopischen Untersuchung auf Stiftprobentellern aus Aluminium (0,5" Aluminium Specimen Stubs, Agar Scientific) mit Kohlenstoffkleber (PLANOCARBON, Plano GmbH) fixiert. Zur Unterscheidung der Proben waren die Stiftprobenteller rückseitig mit der Probennummer gekennzeichnet. Vor der elektronenmikroskopischen Untersuchung wurden die Proben im Vakuum mit einer hauchdünnen leitfähigen Goldschicht besputtert. Die Betrachtung erfolgte bei 25- bis 5000-facher Vergrößerung. Fotografische Aufnahmen wurden simultan mit einer Spiegelreflexkamera (Carl Zeiss Jena GmbH) aufgenommen. Nach Entwicklung der Fotos wurden diese mit einem Scanner (EPSON DEUTSCHLAND GmbH) digitalisiert.

3.7 Beschreibung der statistischen Auswertung

Die statistische Auswertung der gemessenen Zugkräfte und mit Excel (Microsoft Corporation) umgerechneten Verbundfestigkeitswerte (siehe 3.4.2) erfolgte unter Verwendung des Statistikprogramms SPSS (SPSS GmbH Software IBM Company). Gruppen, bei denen kein Verbund zustande gekommen ist, wurden a priori ausgeschlossen. Die übrigen Gruppen wurden mittels parameterfreier Varianzanalyse (*Kruskal-Wallis-Test*) untersucht. Dies geschah für die beiden Komposite (Filtek Supreme XTE und Tetric EvoCeram) getrennt voneinander. Verteilungs- und Streuungsmaße wurden deskriptiv analysiert. Als Post-Hoc-Test wurde der multiple Mittelwertsvergleich nach *Nemenyi* angewandt. Das Signifikanzniveau wurde als $p < 0,05$ definiert.

Die Abbildung 9 zeigt einen Boxplot, mit Hilfe derer die statistische Verteilung der gewonnenen Daten dargestellt wurde. Der Median teilt die Box in zwei Teile, in denen jeweils die Hälfte der erhobenen Daten liegt. Die Lage des Medians innerhalb der Box vermittelt einen Eindruck über die Verteilung der Daten. Der obere Rand der Box zeigt das 75%-Perzentil, der untere Rand das 25%-Perzentil. Die Streubalken ober- und unterhalb der Box markieren das 90%- und das 10%-Perzentil, innerhalb derer 80 % der gewonnenen Daten liegen.



**Abbildung 9: Darstellung eines Boxplots
(eigene Abbildung)**

4 Ergebnisse

4.1 Vorzeitiges Versagen einzelner Proben

Abbildung 10 zeigt die prozentuale Verteilung des vorzeitigen Versagenszeitpunktes sowie als Summe daraus den Prozentsatz der vor dem Zugversuch versagenden Proben (Pre-test-failure) für die Gruppen, in denen nicht alle 10 Proben (entsprechend 100 %) im Zugversuch getestet werden konnten. Mögliche vorzeitige Versagenszeitpunkte waren bei der Probenherstellung mit der Entnahme aus der Klebelehre korreliert, während der ersten Wasserlagerung, bei der Temperaturwechselbelastung, oder während der zweiten Wasserlagerung. Bei Gruppen mit dem Haftvermittler Scotchbond Universal trat das vorzeitige Versagen am häufigsten während der Temperaturwechselbelastung auf, wohingegen bei den Proben mit Optibond FL kein einheitlicher Zeitpunkt des vorzeitigen Versagens feststellbar war. Der Prozentsatz für ein Versagen vor Durchführung des Zugversuchs (Pre-test-failure) beider Komposite lag bei jeweils sechs von neun Gruppen (mit Strahlen der Oberfläche) bei 50 % bis 100 % der Proben (Filtek Supreme XTE) bzw. 80 % bis 90 % der Proben (Tetric EvoCeram). Betroffen waren jeweils die Gruppen, bei denen die Phosphorsäureätzung entweder gar nicht oder vor dem Strahlen der Oberfläche durchgeführt wurde. Bei den Kontrollgruppen (ohne Strahlen der Oberfläche) zeigten ebenfalls zwei von drei Gruppen erhöhte frühzeitige Versagensraten, nämlich 70 % bis 80 % (Filtek Supreme XTE) bzw. 20 % der Proben (Tetric EvoCeram).

In den Gruppen 1 (Ä-Co-SBUni), 3 (Co-SBUni), 4 (Ä-Co-ES-OptiFL), 6 (Co-ES-OptiFL), 7 (Ä-Alo-OptiFL) und 9 (Alo-OptiFL), bei denen aufgrund vorzeitigen Versagens keine repräsentative Auswahl an Proben im Zugversuch getestet werden konnte, wurde die Verbundfestigkeit mit 0 MPa angesetzt. Diese Gruppen wurden nicht in die einfaktorielle Varianzanalyse einbezogen. Die übrigen Gruppen 2 (Co-Ä-SBUni), 5 (Co-ES-Ä-OptiFL), 8 (Alo-Ä-OptiFL) sowie die Kontrollgruppen 10 (SBUni), 11 (OptiFL) und 12 (Ä-OptiFL) wurden in die parameterfreie Varianzanalyse (*Kruskal-Wallis-Test*) miteinbezogen. Da die beiden Füllungsmaterialien (Komposit 1: Filtek Supreme XTE, Komposit 2: Tetric EvoCeram) nicht direkt miteinander verglichen werden sollten, geschah dies getrennt voneinander.

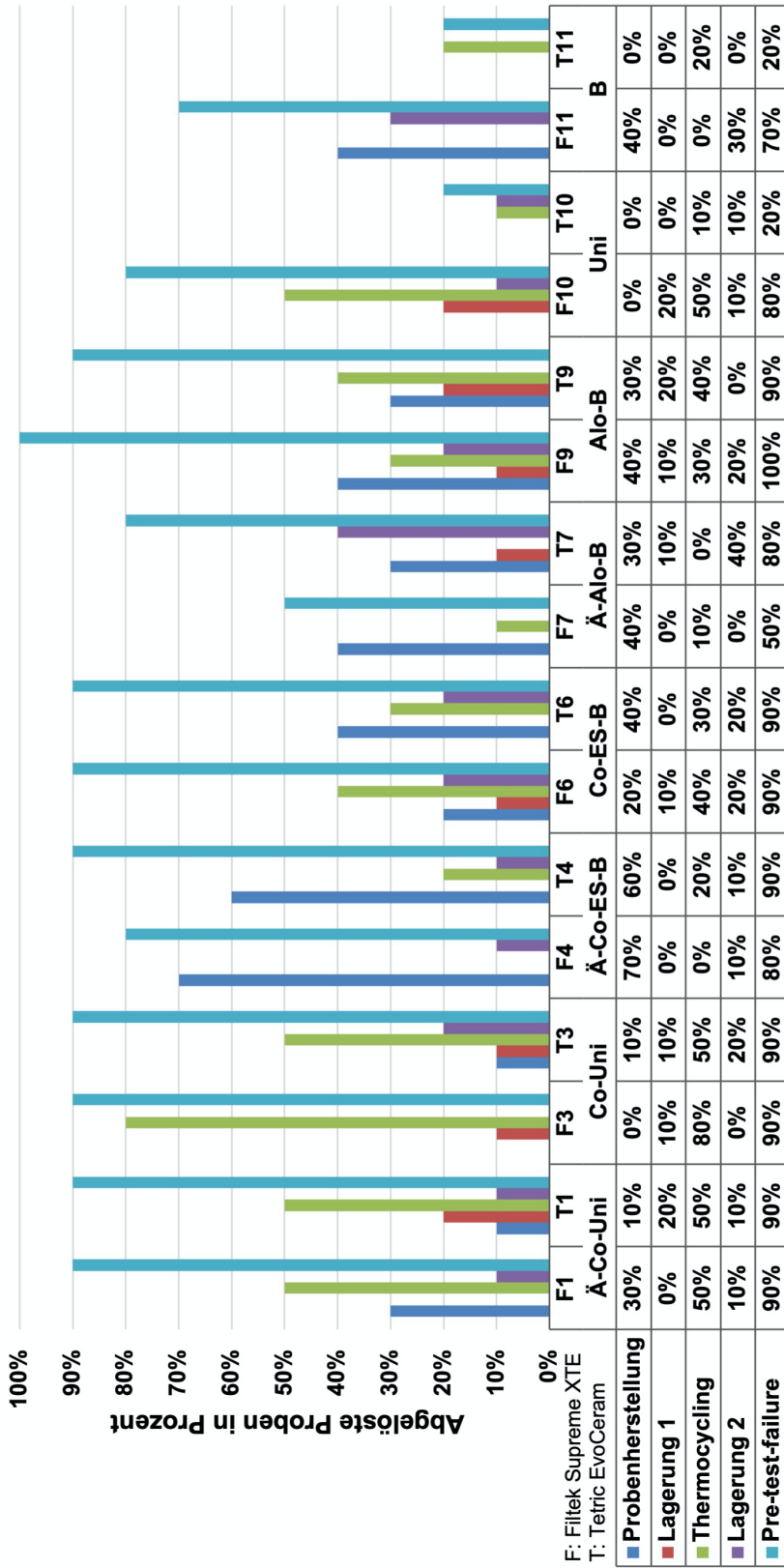


Abbildung 10: Prozentuale Verteilung des vorzeitigen Versagenszeitpunktes und Pre-test-failure (eigene Abbildung)

4.2 Verbundfestigkeit

4.2.1 Filtek Supreme XTE

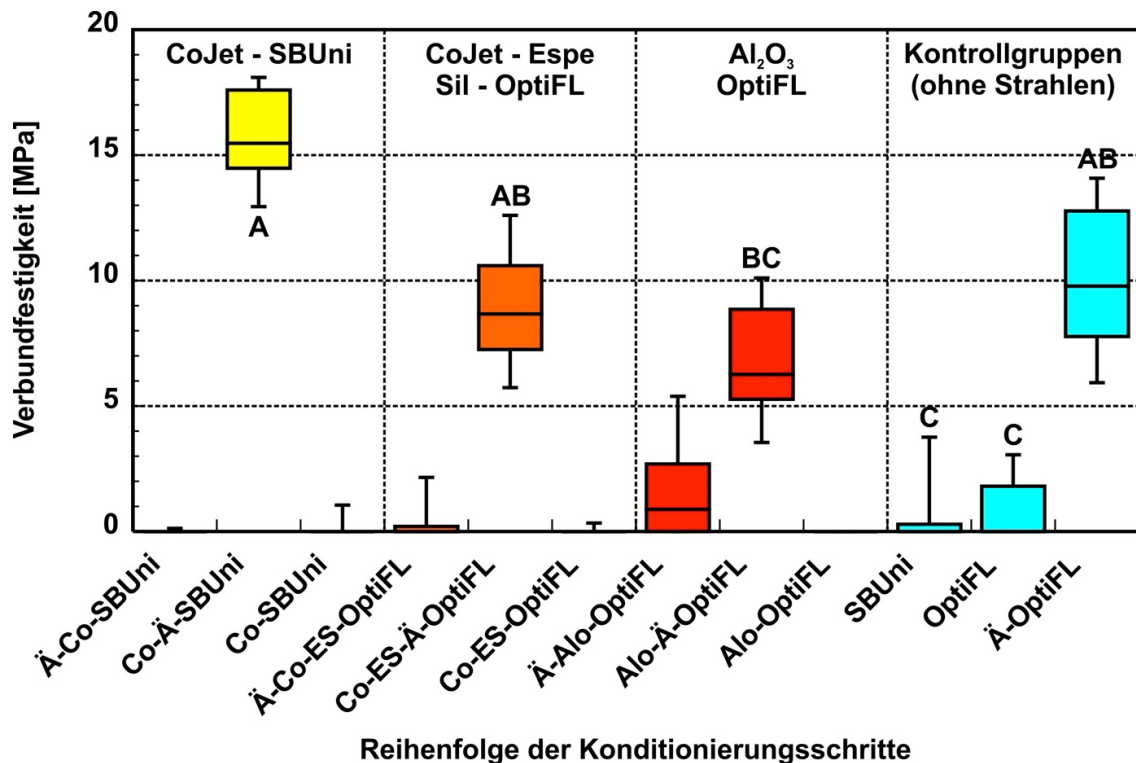


Abbildung 11: Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Filtek Supreme XTE
 (Boxplot wie in Abbildung 9; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die sich nicht signifikant unterscheiden [Nemenyi: $p \geq 0,05$])
 (Abbildung mit freundlicher Genehmigung von Priv.-Doz. Dr. N. Hofmann)

Abbildung 11 zeigt die Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Filtek Supreme XTE. Die Gruppenunterschiede sind statistisch signifikant (*Kruskal-Wallis-Test*: $p < 0,001$). Beim Vergleich der Einzelgruppen zeigt sich, dass der Unterschied zwischen der Gruppe Co-Ä-SBUi und den Gruppen Alo-Ä-OptiFL/SBUi/OptiFL sowie zwischen der Gruppe Co-ES-Ä-OptiFL und den Gruppen SBUi/OptiFL statistisch signifikant ist; innerhalb der Kontrollgruppe ist der Unterschied zwischen der Gruppe Ä-OptiFL und den Gruppen SBUi/OptiFL statistisch signifikant (*Multipler Mittelwertsvergleich nach Nemenyi*: $p < 0,05$). Tabelle 1 zeigt nachfolgend für die gleichen Gruppen die 25-/50-/75-%-Perzentile.

Tabelle 1: Perzentile für die Verbundfestigkeit von Filtek Supreme XTE (eigene Tabelle)

Filtek Supreme XTE	MPa	Co-Ä-SBUni	Co-ES-Ä-OptiFL	Alo-Ä-OptiFL	SBUni	OptiFL	Ä-OptiFL
25%-Perzentil		14,7	7,4	5,5	0,0	0,0	8,1
Median		15,5	8,7	6,3	0,0	0,0	9,8
75%-Perzentil		17,4	10,5	8,8	0,6	1,5	12,6

Die höchste Verbundfestigkeit wurde bei Phosphorsäureätzung nach Strahlen mit CoJet unter Verwendung von Scotchbond Universal erzielt. Eine geringere Verbundfestigkeit zeigte sich in den Optibond FL enthaltenden Gruppen. Unter letzteren war die Verbundfestigkeit bei der Kontrollgruppe mit alleiniger Phosphorsäureätzung am höchsten, darauf bei einer Phosphorsäureätzung nach dem Strahlen mit CoJet und nachfolgend mit Aluminiumoxid. Die niedrigste Verbundfestigkeit fand sich in den Kontrollgruppen ohne Strahlen bei alleiniger Applikation von Optibond FL und Scotchbond Universal.

CoJet vor Phosphorsäureätzung in Verbindung mit Scotchbond Universal resultierte in signifikant höherer Verbundfestigkeit als Aluminiumoxid vor Phosphorsäureätzung in Kombination mit Optibond FL, bzw. einer alleinigen Applikation von Optibond FL und Scotchbond Universal. Phosphorsäureätzung alleine oder nach dem Strahlen mit CoJet jeweils in Verbindung mit Optibond FL führte im Mittel zu höherer Verbundfestigkeit als die alleinige Anwendung von Optibond FL und Scotchbond Universal. Dieser Unterschied war statistisch signifikant (*Nemenyi, $p < 0,05$*).

Kein signifikanter Unterschied bestand zwischen den Gruppen mit einer Phosphorsäureätzung nach dem Strahlen mit CoJet in Kombination mit Scotchbond Universal und Optibond FL und der Kontrollgruppe bei alleiniger Phosphorsäureätzung mit Optibond FL. Gleiches galt bei der Kontrollgruppe mit Phosphorsäureätzung und den Gruppen, in denen nach dem Strahlen mit CoJet/Aluminiumoxid geätzt und – wie in der Kontrollgruppe – Optibond FL verwendet wurde. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich auch in den Kontrollgruppen ohne Phosphorsäureätzung mit Optibond FL/Scotchbond Universal und dem Strahlen mit Aluminiumoxid vor Phosphorsäureätzung in Verbindung mit Optibond FL.

4.2.2 Tetric EvoCeram

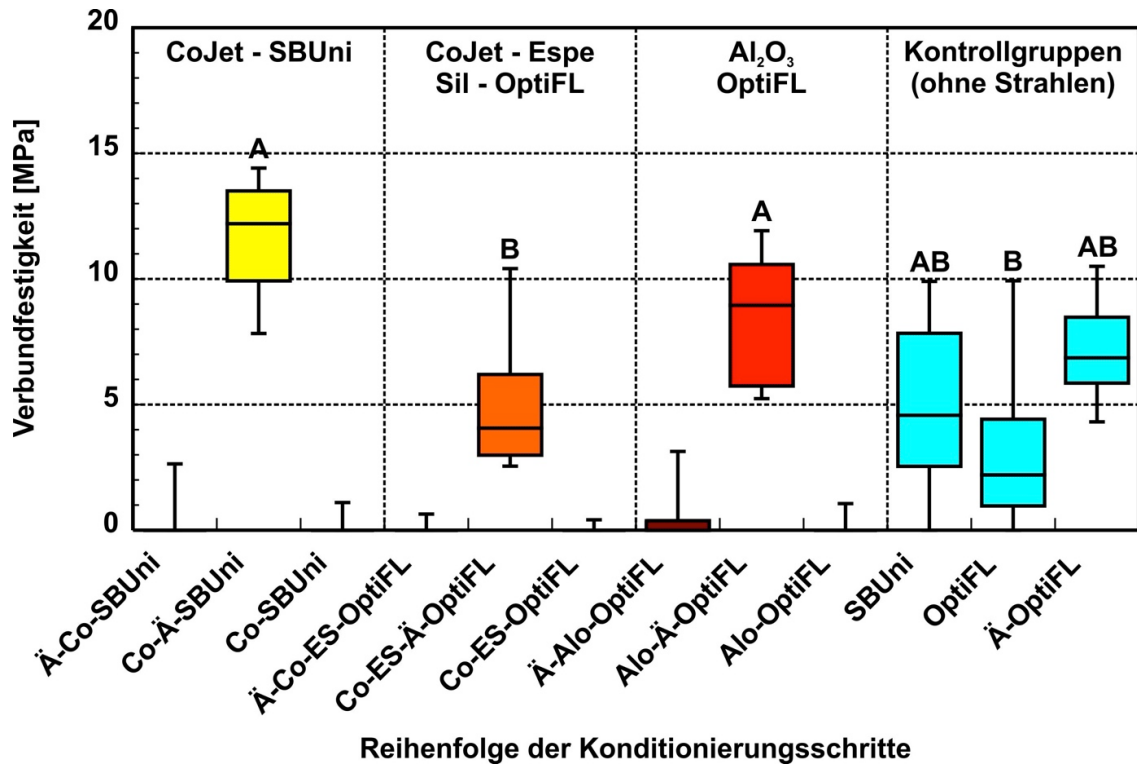


Abbildung 12: Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Tetric EvoCeram
 Boxplot wie in Abbildung 9; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die sich nicht signifikant unterscheiden [Nemenyi: $p \geq 0,05$]
 (Abbildung mit freundlicher Genehmigung von Priv.-Doz. Dr. N. Hofmann)

Abbildung 12 zeigt die Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Tetric EvoCeram. Die Gruppenunterschiede sind statistisch signifikant (*Kruskal-Wallis-Test*: $p < 0,001$). Beim Vergleich der Einzelgruppen zeigt sich, dass der Unterschied zwischen der Gruppe Co-Ä-SBUi und den Gruppen Co-ES-Ä-OptiFL/OptiFL sowie zwischen der Gruppe Co-ES-Ä-OptiFL und den Gruppen Co-Ä-SBUi/Alo-Ä-OptiFL statistisch signifikant ist (*Multipler Mittelwertsvergleich nach Nemenyi*: $p < 0,05$). Tabelle 2 zeigt nachfolgend für die gleichen Gruppen die 25-/50-/75-%-Perzentile.

Tabelle 2: Perzentile für die Verbundfestigkeit von Tetric EvoCeram (eigene Tabelle)

Filtek Supreme XTE	MPa	Co-Ä-SBUni	Co-ES-Ä-OptiFL	Alo-Ä-OptiFL	SBUni	OptiFL	Ä-OptiFL
25%-Perzentil		10,2	3,1	6,0	3,0	1,2	5,9
Median		12,2	4,1	9,0	4,6	2,2	6,9
75%-Perzentil		13,4	5,6	10,4	7,5	3,7	8,2

Die höchste Verbundfestigkeit wurde jeweils bei Phosphorsäureätzung nach Strahlen mit CoJet in Verbindung mit Scotchbond Universal bzw. bei Aluminiumoxid unter Verwendung von Optibond FL gemessen, gefolgt von den Kontrollgruppen mit Phosphorsäureätzung bei Applikation von Optibond FL und alleiniger Anwendung von Scotchbond Universal. Die niedrigsten Werte fanden sich bei Phosphorsäureätzung nach Strahlen mit CoJet für das Adhäsiv Optibond FL und bei alleiniger Applikation von Optibond FL.

Die beiden erstgenannten Gruppen erreichten im Median höhere Verbundfestigkeiten als die beiden zuletzt genannten. Der Unterschied war statistisch signifikant (*Nemenyi* $p < 0,05$).

Die Verbundfestigkeit der Gruppen, bei denen das Strahlen mit CoJet in Verbindung mit Scotchbond Universal bzw. Aluminiumoxid unter Verwendung von Optibond FL vor dem Ätzen erfolgte, unterschieden sich nicht signifikant von den Kontrollgruppen bei alleiniger Applikation von Scotchbond Universal und Säureätzttechnik mit Optibond FL. Die Verbundfestigkeit der Gruppe, bei der ein Strahlen der Dentinoberfläche mit CoJet, nachfolgender Phosphorsäureätzung und Applikation von Optibond FL erfolgte, zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied zu der Verbundfestigkeit der Kontrollgruppen ohne Strahlen der Dentinoberfläche.

4.2.3 Relative Verbundfestigkeit zur positiven Kontrollgruppe in Prozent

Der Goldstandard für den adhäsiven Verbund im Dentin mittels 3-Schritt-Etch-and-Rinse-Technik wurde als positive Kontrollgruppe herangezogen. Der Median der Verbundfestigkeitswerte dieser Gruppe (Ä-OptiFL) wurde als 100 % definiert und den Werten der anderen Gruppen gegenübergestellt.

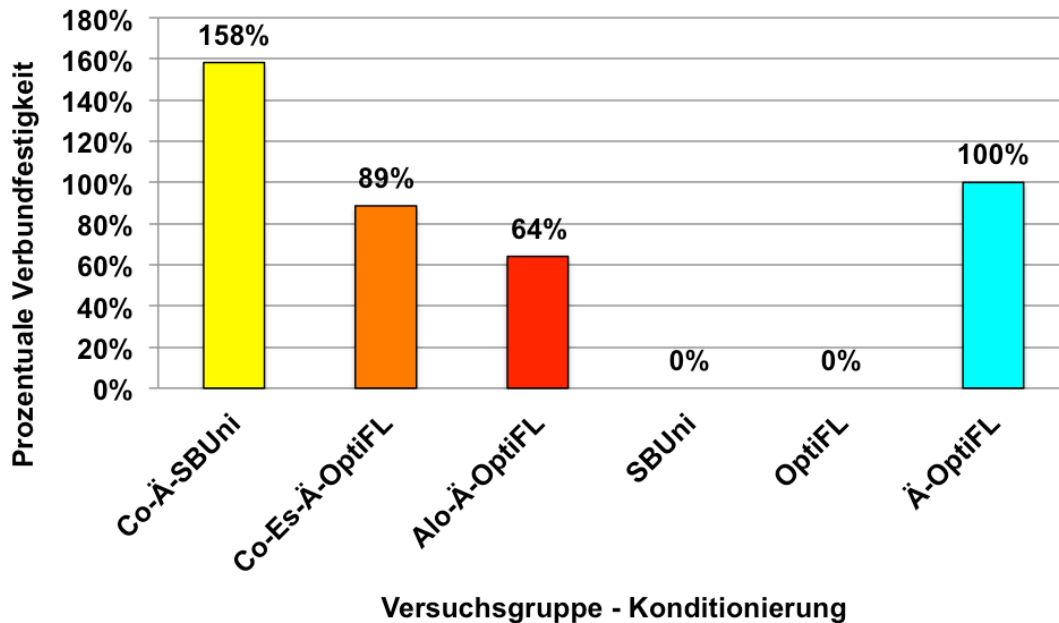


Abbildung 13: Prozentuale relative Verbundfestigkeit von Filtek Supreme XTE (eigene Abbildung)

Abbildung 13 zeigt die prozentuale Verbundfestigkeit der ausgewerteten Gruppen in Relation zur positiven Kontrollgruppe für das Komposit Filtek Supreme XTE. Eine Steigerung der Verbundfestigkeit im Vergleich zur positiven Kontrollgruppe fand sich nur in Gruppe 2 bei einer auf das Strahlen mit CoJet folgenden Phosphorsäureätzung unter Verwendung von Scotchbond Universal. Bei den übrigen Gruppen, in denen sowohl mit CoJet als auch mit Aluminiumoxid gestrahlt wurde und Optibond FL als Adhäsivsystem fungierte, fand sich eine Abnahme der Verbundfestigkeit zwischen 11 % und 36 %. In den Gruppen 10 und 11 ohne Strahlen, bei denen auf eine Phosphorsäurekonditionierung verzichtet wurde, waren aufgrund der Anzahl an vorzeitig versagenden Proben keine Aussagen möglich, wie aus Abbildung 10 im Kapitel 4.1 hervorgeht.

Ergebnisse

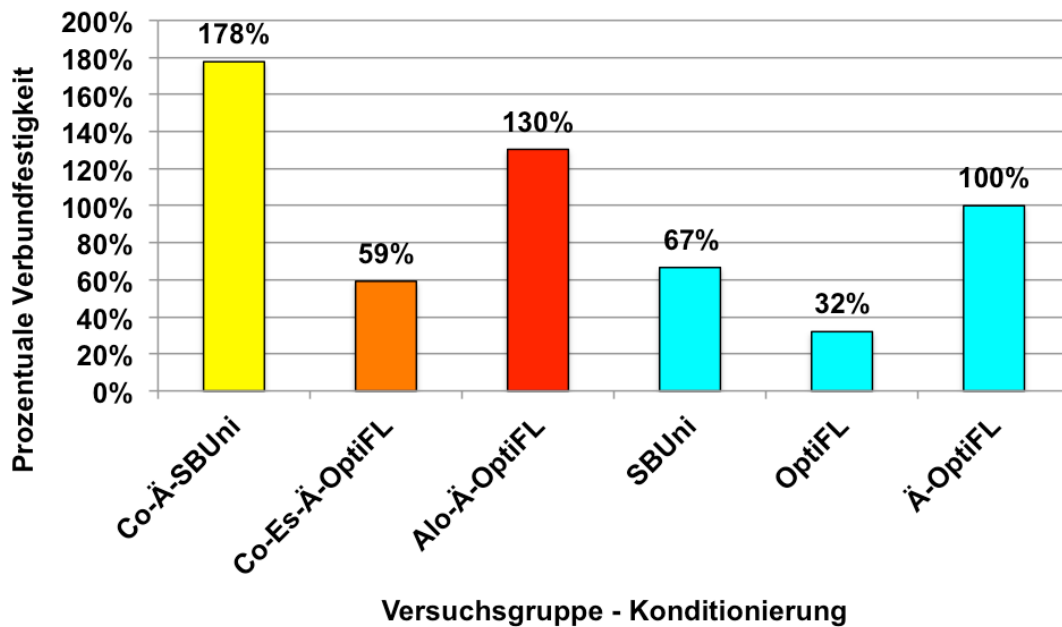


Abbildung 14: Prozentuale relative Verbundfestigkeit von Tetric EvoCeram (eigene Abbildung)

Abbildung 14 zeigt die prozentuale Verbundfestigkeit der ausgewerteten Gruppen in Relation zur positiven Kontrollgruppe für das Komposit Tetric EvoCeram. Eine Steigerung der Verbundfestigkeit fand sich sowohl bei Gruppe 2, in der vor Phosphorsäureätzung mit CoJet gestrahlt wurde und Scotchbond Universal als Adhäsiv fungierte, als auch in Gruppe 8 beim Sandstrahlen mittels Aluminiumoxid und unter Verwendung von Optibond FL als Adhäsivsystem. Eine Abnahme der Verbundfestigkeit um mindestens 33 % traten beim Strahlen mit CoJet unter Verwendung von Optibond FL bzw. in Gruppen ohne Phosphorsäurekonditionierung auf.

4.3 Versagensmodus

Die fraktografische Analyse unter dem Stereomikroskop gab Auskunft über den Versagensmodus innerhalb der verschiedenen Gruppen (siehe Abbildung 5). Von den definierten Versagensmodi (siehe 3.5) lagen nur Typ 1 (adhäsives Versagen) und Typ 3 (gemischt adhäsives/kohäsives Versagen) vor. Proben mit dem Versagenstyp 2 (rein kohäsives Versagen) wurden nicht beobachtet. Teilweise war die Dentinoberfläche durch die Vorbehandlungsmaßnahmen so verändert, dass es zu einem adhäsiven Versagen mit vollständiger Ablösung des Bondings kam oder dahingehend, dass sich innerhalb der Klebefläche Bereiche adhäsiven Versagens kombiniert mit kohäsiven Frakturen im Bonding oder aber im Komposit fanden. Bei Gruppen, in denen die Konditionierung mit Phosphorsäure vor dem Strahlen erfolgte oder ganz entfiel, stand keine repräsentative Anzahl an Proben für den Zugversuch zur Verfügung. In diesen Gruppen (1, 3, 4, 6, 7, 9) lag ein Versagemuster nach Typ 1 vor. Das Versagen erfolgte an der Grenzfläche zwischen Dentin und Bonding. Auf den Dentinoberflächen dieser Proben fanden sich keine Bondingreste. In den übrigen Gruppen (2, 5, 8, 10, 11, 12) lag ein Versagensmodus nach Typ 3 vor. Vereinzelt imponierten Reste des Bondings bzw. des Komposits innerhalb der Klebefläche. Ausnahmen hiervon bildeten die Gruppen 10 und 11, in denen ein gewisser Prozentsatz an Proben neben dem gemischt adhäsiv-kohäsiven Versagemuster ein rein adhäsives Versagen aufwies. In der Gruppe 10 versagten 80 % bei Filtek Supreme XTE adhäsiv und bei Tetric EvoCeram 20 %. In Gruppe 11 lag der adhäsive Versagensanteil für Filtek Supreme XTE bei 70 % und für Tetric EvoCeram bei 20 %.

4.4 Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen

Im Rasterelektronenmikroskop (Carl Zeiss AG) des Lehrstuhls der Funktionswerkstoffe der Medizin und Zahnheilkunde der Universität Würzburg erfolgte eine Inspektion exemplarischer Proben. Besonderer Fokus lag auf dem charakteristischen Unterschied zwischen einer Phosphorsäureätzung vor bzw. nach dem Strahlen. Betrachtet wurden unterschiedlich vorbehandelte Dentinoberflächen, Dentinoberflächen innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch sowie Übergangsbereiche zwischen den Klebeflächen und dem umgebenden Dentin. Allen Dentinproben gemein war, dass sie bei der Probenherstellung mit einem Rotring Feinkorndiamant beschliffen wurden (siehe 3.1.4). Abhängig von der darauffolgenden Konditionierung war das Schliffmuster deutlich bis gar nicht mehr zu sehen. Daneben wurden die verwendeten Strahlmittel CoJet und Aluminiumoxid untersucht. Die nachstehende Abbildung 15 gibt Auskunft über die an der Randleiste auf der rechten Seite der REM-Aufnahmen enthaltenen Informationen.

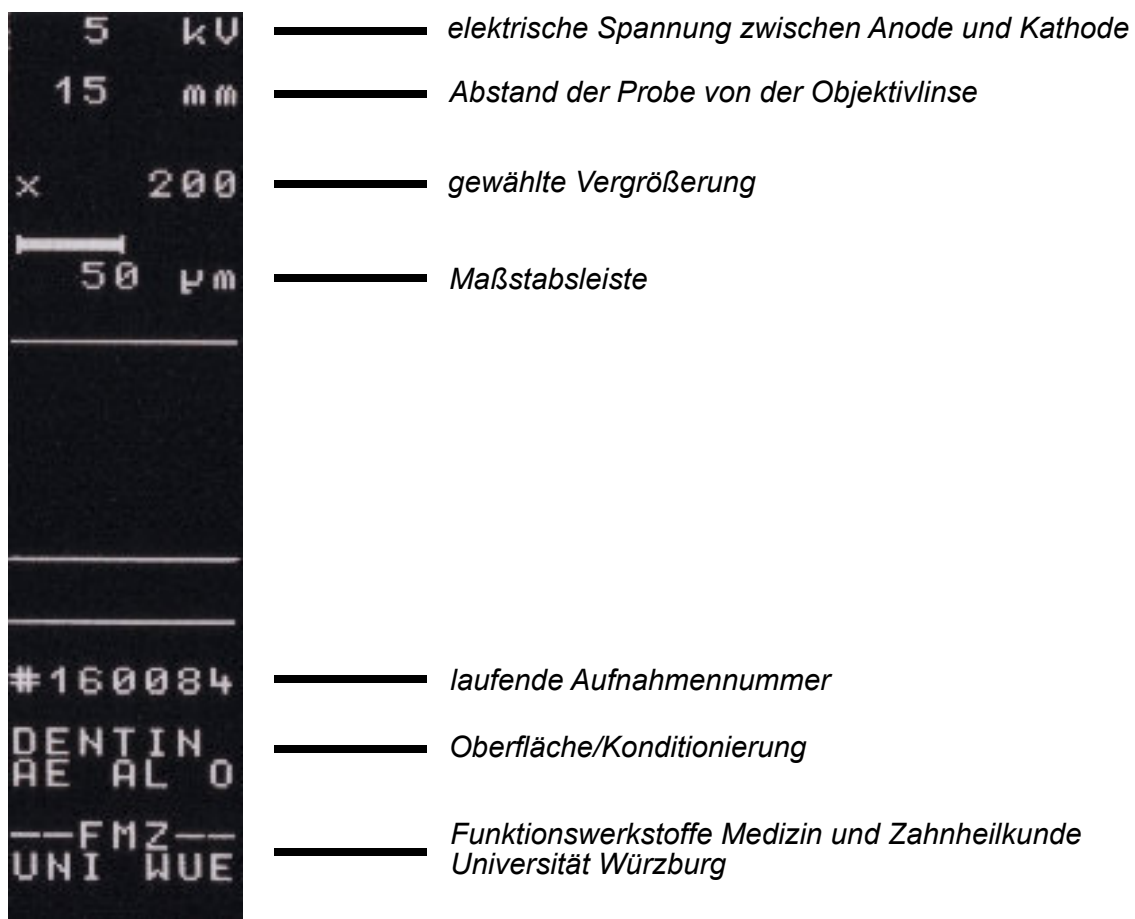
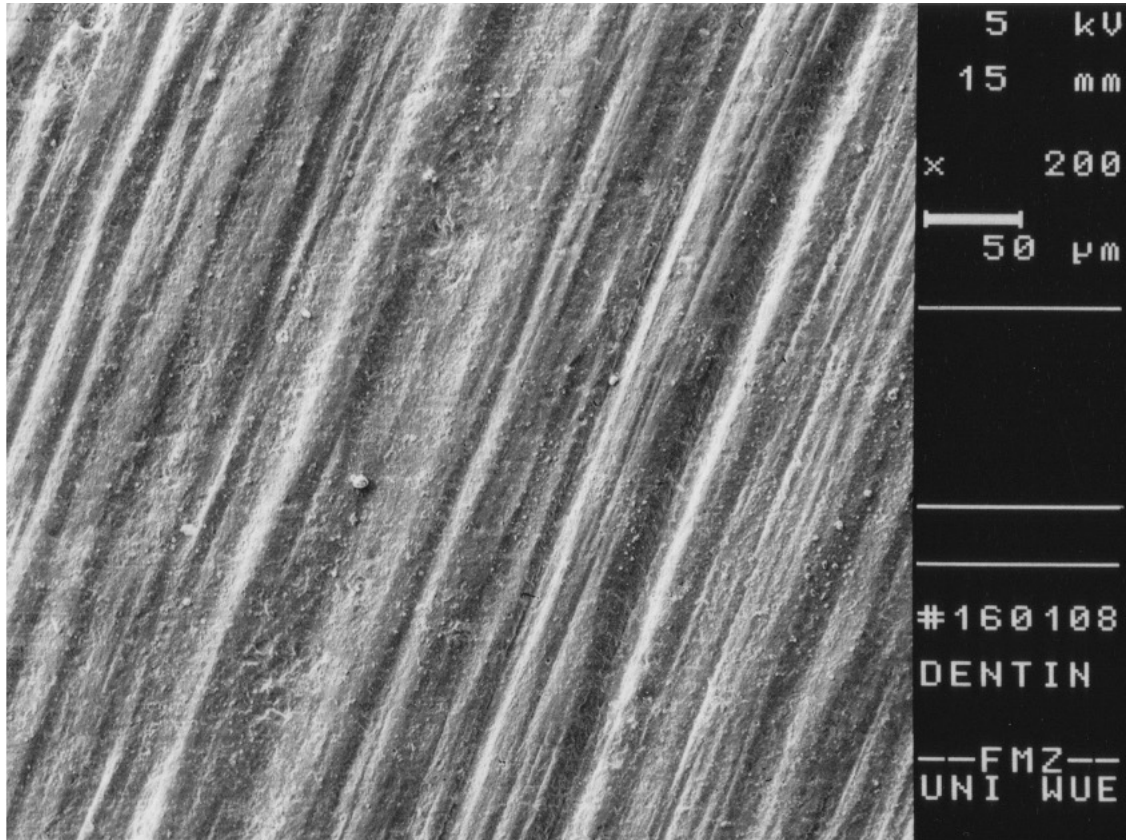


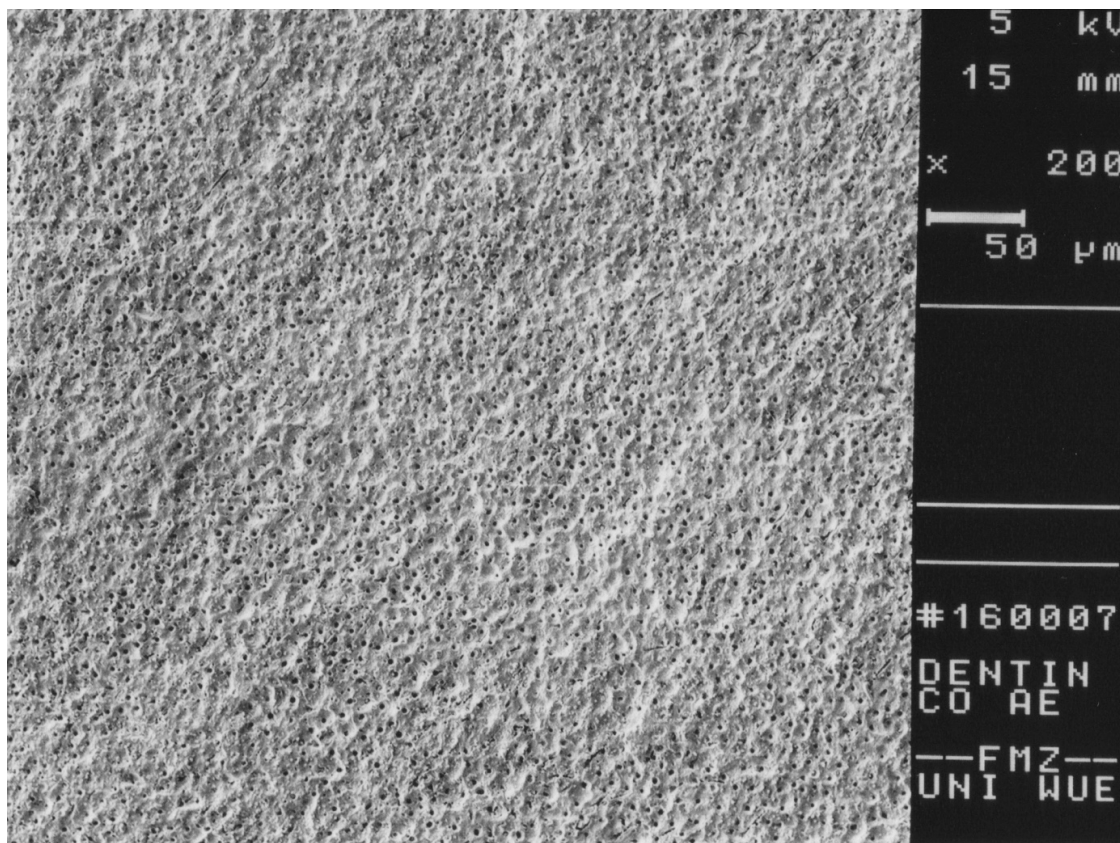
Abbildung 15: Legende einer Randleiste
(eigene Abbildung)

4.4.1 Dentinoberflächen nach unterschiedlicher Vorbehandlung



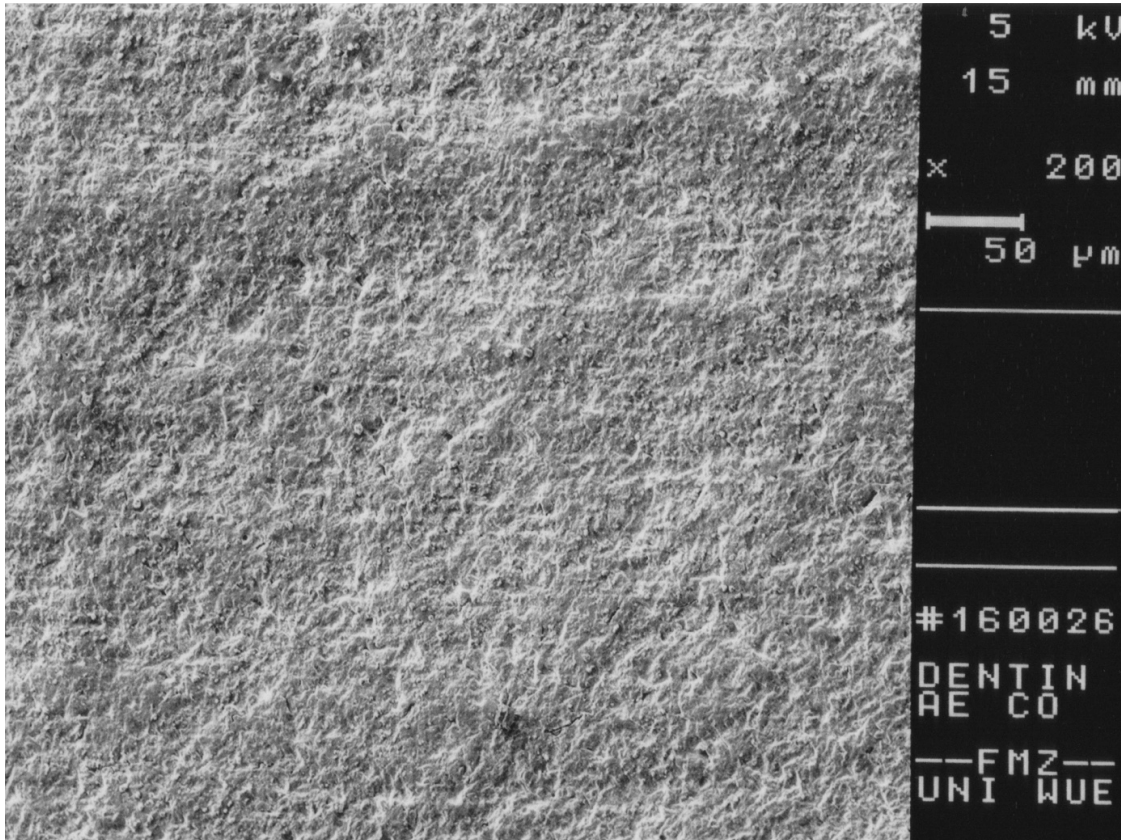
**Abbildung 16: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung
(eigene Abbildung)**

Abbildung 16 zeigt eine Dentinoberfläche, die im Rahmen der Probenherstellung mit einem Feinkorn-Diamantfinierer beschliffen wurde. Deutlich erkennbar ist ein Schliffmuster, das durch parallele Rillen und Riefen der Oberfläche gekennzeichnet ist.



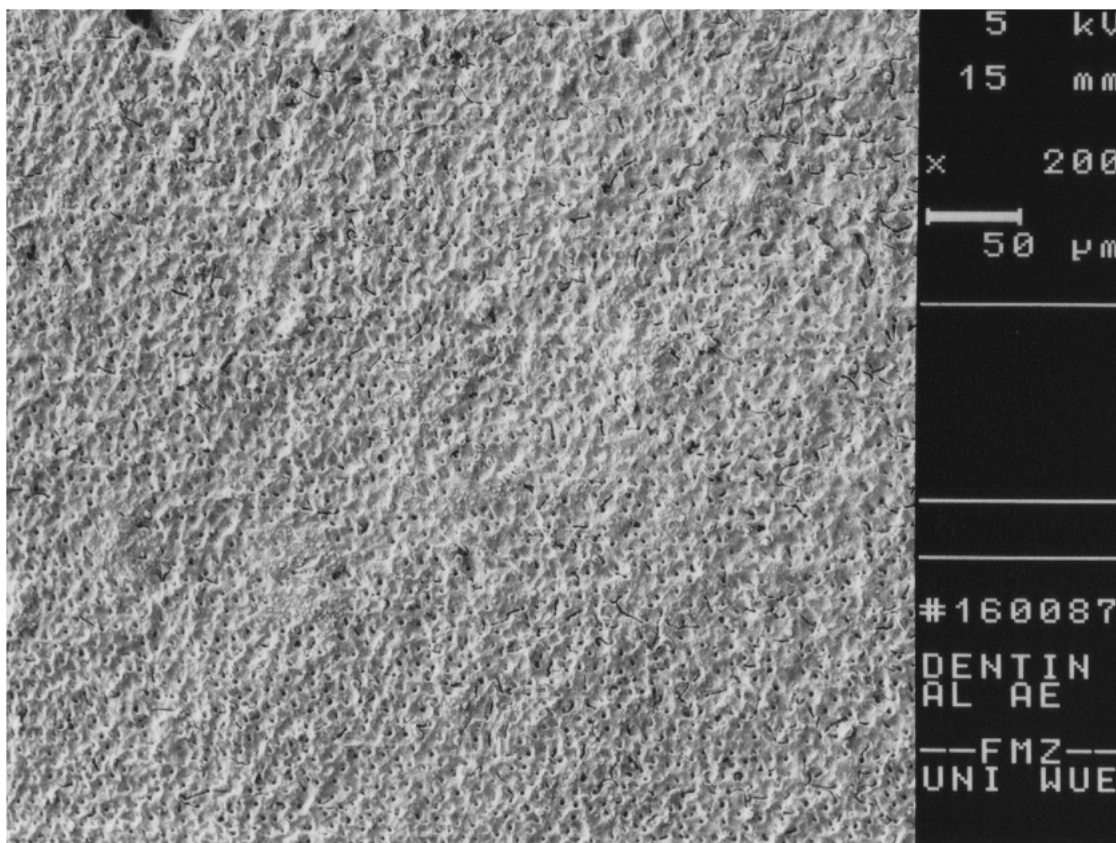
**Abbildung 17: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung
(eigene Abbildung)**

Abbildung 17 zeigt eine Dentinoberfläche, die zuerst mit CoJet gestrahlt und anschließend mit Phosphorsäure geätzt wurde. Deutlich zu erkennen sind die erweiterten Eingänge freigelegter Dentintubuli. Das bei der Probenherstellung entstandene Schlifffmuster ist kaum noch zu sehen.



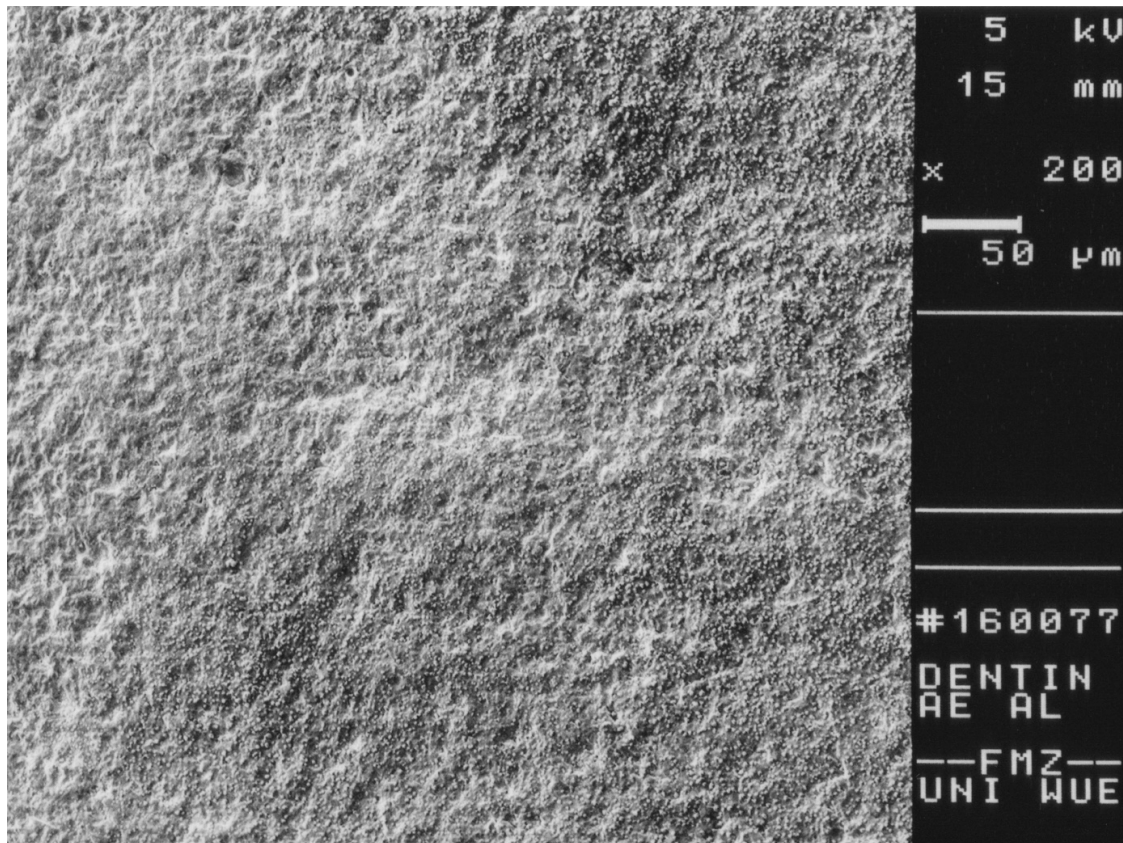
**Abbildung 18: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung
(eigene Abbildung)**

Abbildung 18 zeigt eine Dentinoberfläche, die zuerst mit Phosphorsäure geätzt und anschließend mit CoJet gestrahlt wurde. Die Oberfläche wirkt aufgeraut, eine charakteristische Dentinstruktur ist nicht mehr auszumachen. Verschwommen ist noch das Schliffmuster, das bei der Probenherstellung entstanden ist, zu sehen.



**Abbildung 19: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung
(eigene Abbildung)**

Abbildung 19 zeigt eine Dentinoberfläche, die in einem ersten Schritt mit Aluminiumoxid gestrahlt und anschließend mit Phosphorsäure geätzt wurde. Deutlich sichtbar sind die Eingänge freigelegter Dentintubuli. Das bei der Probenherstellung entstandene Schliffmuster ist nicht mehr zu erkennen.



**Abbildung 20: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung
(eigene Abbildung)**

Abbildung 20 zeigt eine Dentinoberfläche, die zunächst mit Phosphorsäure geätzt und nachfolgend mit Aluminiumoxid gestrahlt wurde. Auf der rauen Oberfläche lassen sich keine Charakteristika einer Dentinoberfläche mehr identifizieren, ebenso ist das Schliffmuster von der Probenherstellung kaum noch zu erkennen.

4.4.2 Dentinoberflächen innerhalb der Klebeflächen nach dem Zugversuch

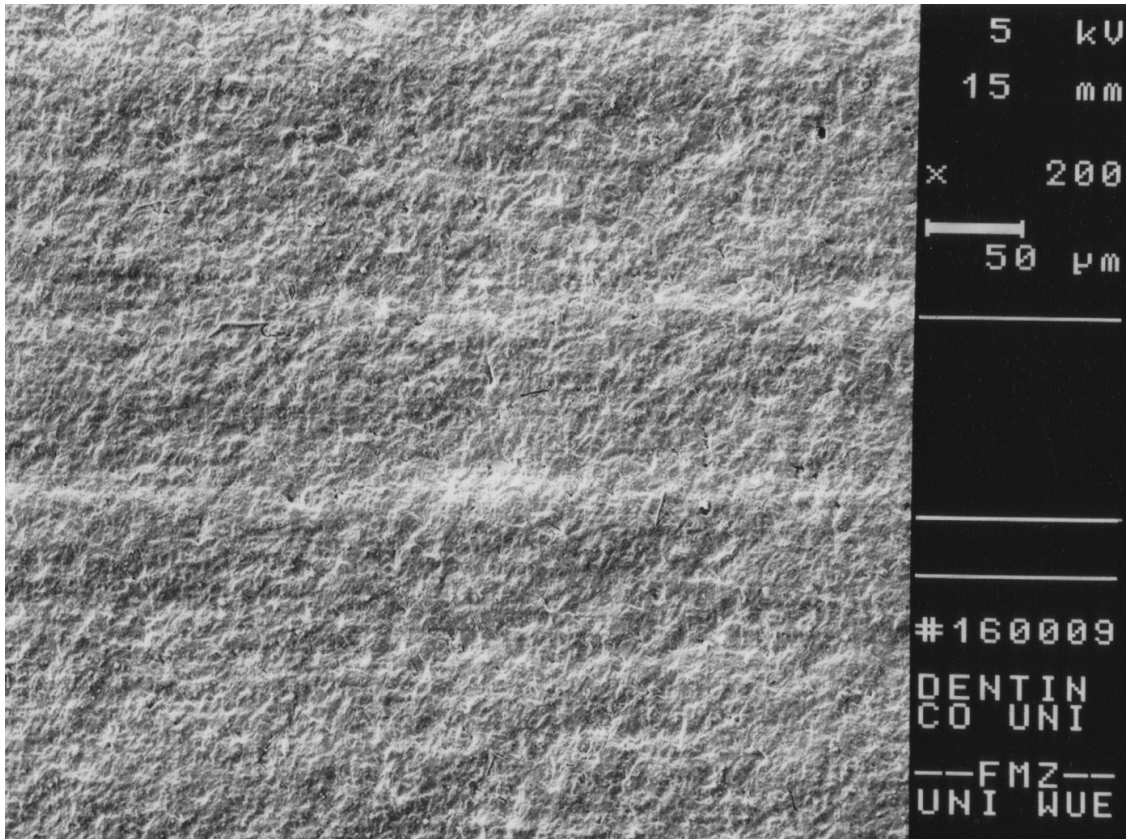


Abbildung 21: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgreichem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 21 zeigt eine Dentinoberfläche, die in einem ersten Arbeitsschritt mit CoJet gestrahlt wurde. Das Komposit (Tetric EvoCeram) wurde nach Anwendung von Scotch-bond Universal adaptiert. Es finden sich in dem Ausschnitt weder Reste des Adhäsivs, noch des Komposits. Das im Zuge der Probenherstellung entstandene Schliffmuster ist abgeschwächt in Form von flachen Querrillen zu erkennen.

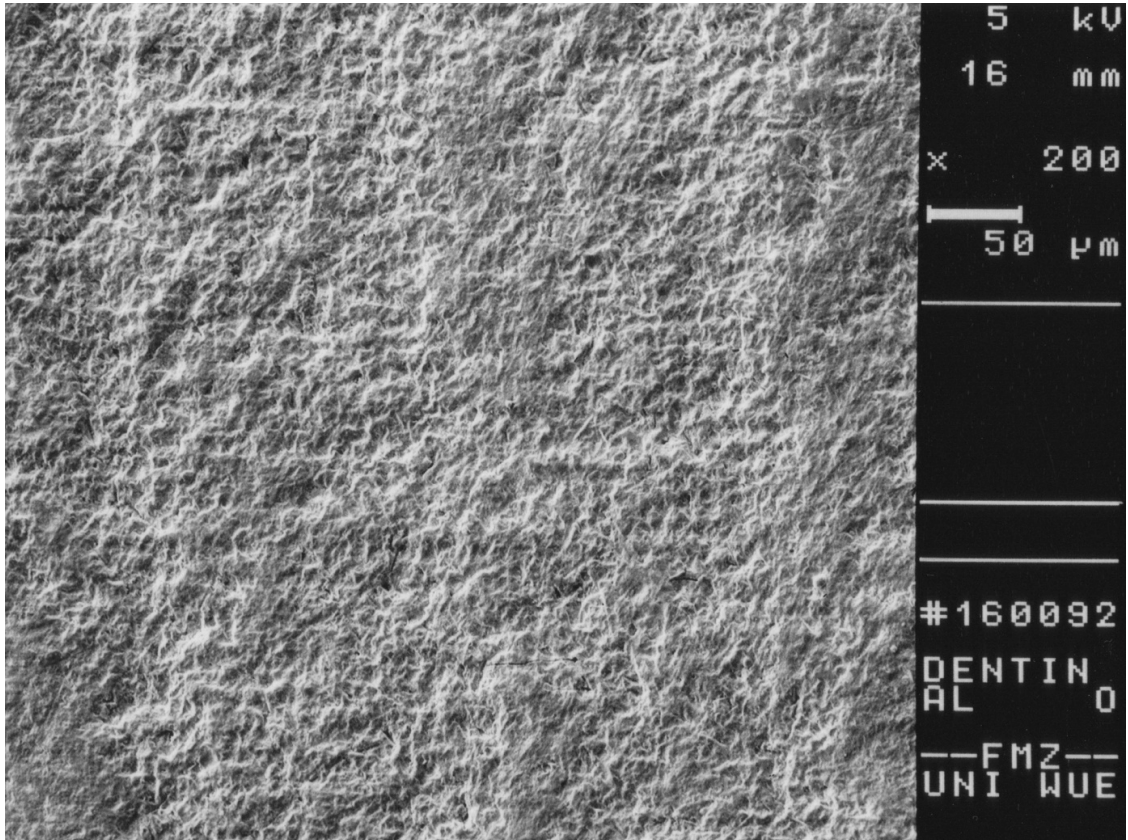


Abbildung 22: Ausschnitt der Dentineoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgreichem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 22 zeigt eine Dentineoberfläche, die zunächst mit Aluminiumoxid gestrahlt wurde. Nach dem Strahlen wurde das Komposit (Filtek Supreme XTE) mittels Optibond FL adhäsiv adaptiert. Reste des Adhäsivs oder des Komposits finden sich auf der zerklüfteten Oberfläche nicht. Das Schliffmuster des Feinkorn-Diamantfinierers ist nur noch in Form von flachen Längsrillen zu erkennen.

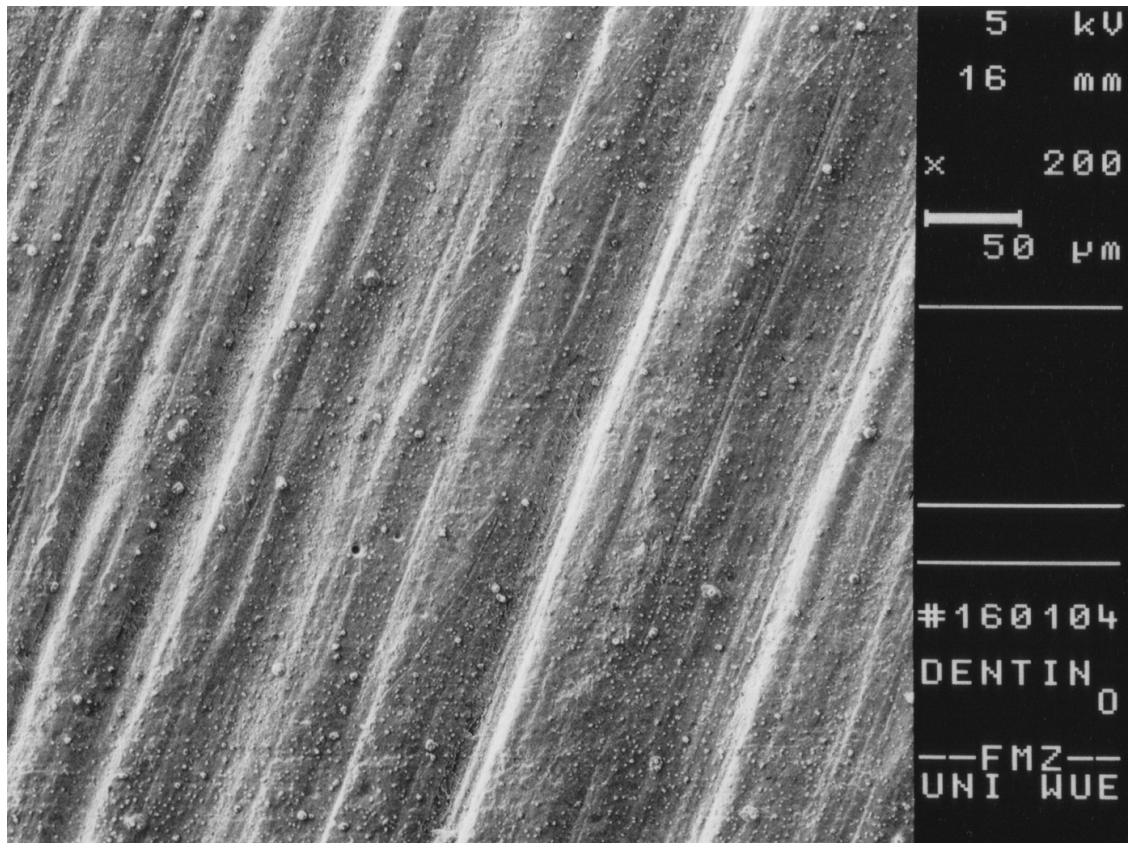


Abbildung 23: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgreichem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 23 zeigt eine Dentinoberfläche, auf der Optibond FL selbstkonditionierend angewendet wurde. Es finden sich weder Reste des Adhäsivs noch des applizierten Komposits (Filtek Supreme XTE). Deutlich erkennbar ist das Schliffmuster des Feinkorn-Diamantfinierers.

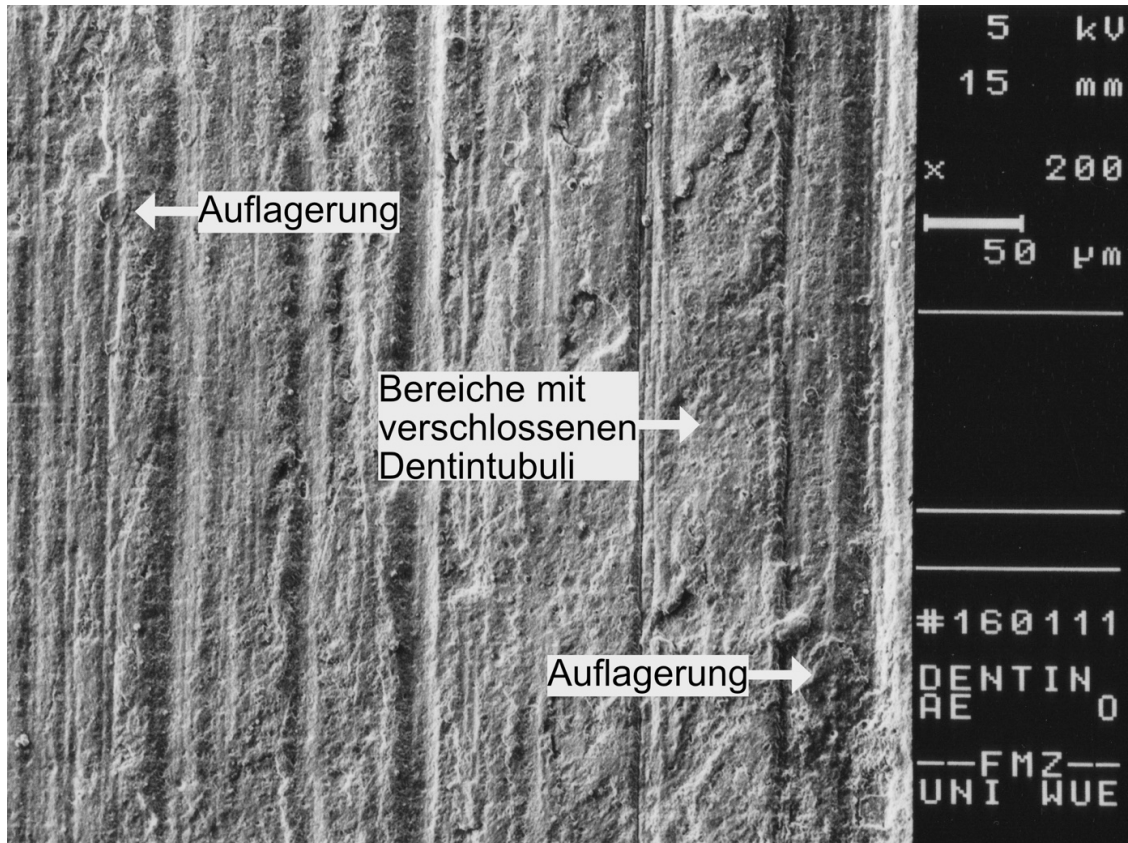


Abbildung 24: Ausschnitt der Dentin Oberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgreichem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 24 zeigt eine Dentin Oberfläche, die zunächst mit Phosphorsäure konditioniert wurde. Danach erfolgte die Anwendung des Adhäsivsystems (Optibond FL) und die Applikation des Komposits (Filtek Supreme XTE). Deutlich sichtbar sind die durch Präparation mit dem Feinkorn-Diamantfinierer entstanden Längsrillen und Längsfurchen. Zudem finden sich vereinzelt Auflagerungen von Adhäsiv bzw. Komposit wie am linken oberen Bildrand und am rechten unteren Bildrand. Die sichtbaren Eingänge der Dentintubuli sind größtenteils durch Adhäsivreste verschlossen.

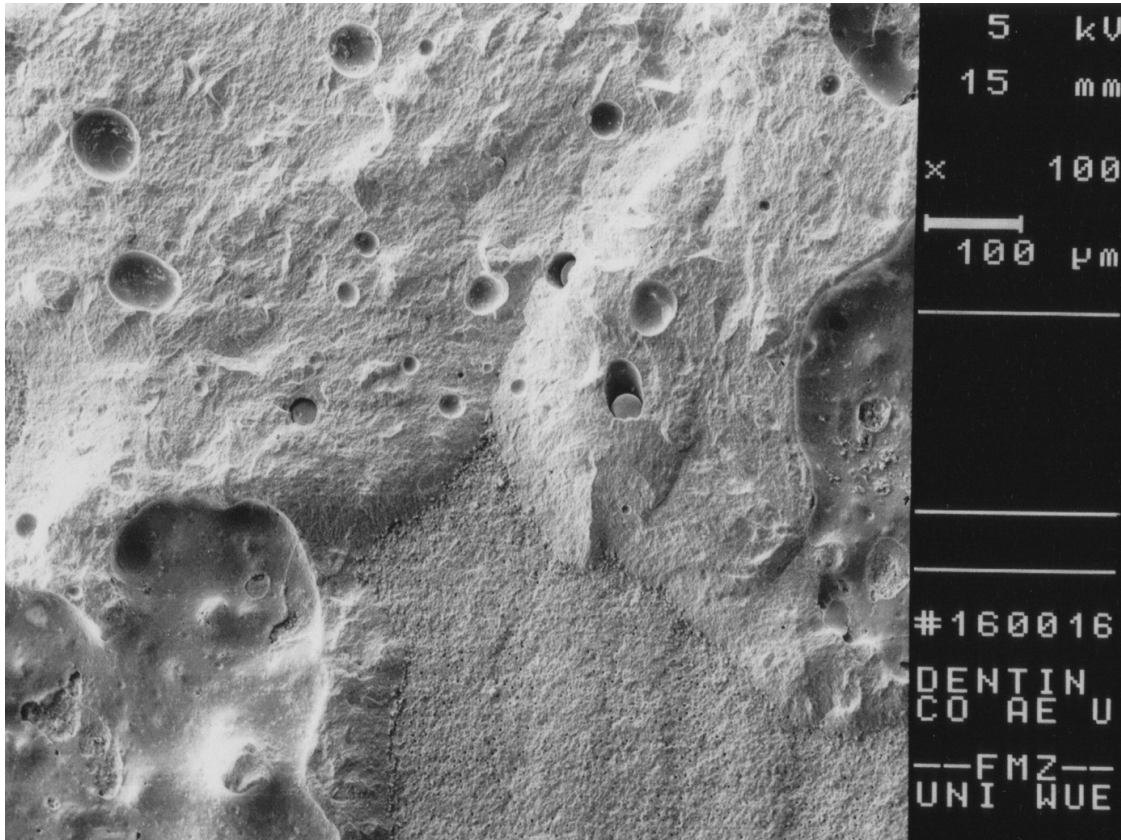


Abbildung 25: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgreichem Zugversuch bei 100-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 25 zeigt eine Dentinoberfläche, die zuerst mit CoJet gestrahlt, anschließend mit Phosphorsäure geätzt wurde. Als Adhäsiv diente Scotchbond Universal. In der oberen Hälfte finden sich Kompositreste (Tetric EvoCeram). Unten links sowie am rechten Rand, an beiden Stellen etwas weniger erhaben, dahingegen Adhäsivreste. Die Dentinefläche unten in der Mitte ist gekennzeichnet durch teilweise freiliegende bzw. durch mit Adhäsivresten verschlossene Dentintubuli. Zudem ist hier noch ein sehr abgeschwächtes Schliffmuster zu erkennen.

4.4.3 Übergangsbereiche zwischen Klebfläche und circumferentem Dentin

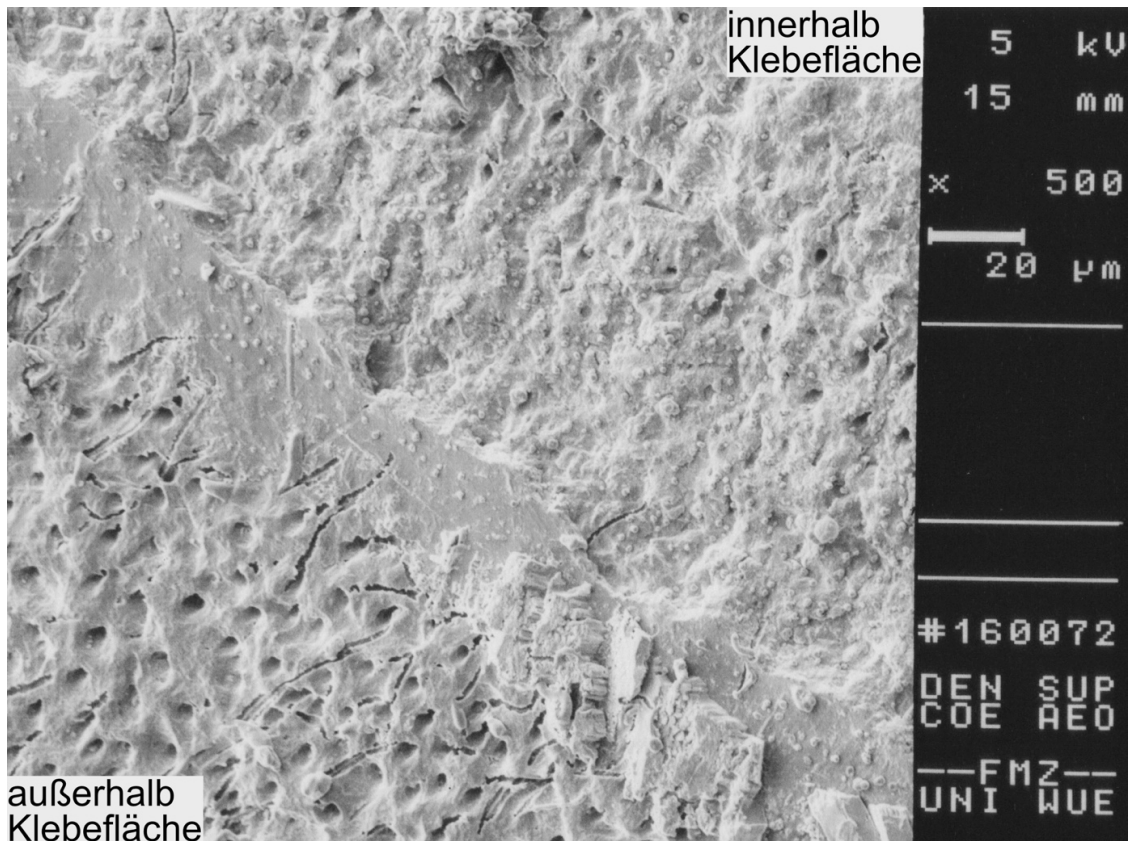


Abbildung 26: Übergangsbereich zwischen Klebfläche und äußerem Dentin bei 500-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 26 zeigt eine Dentinoberfläche, die gestrahlt (CoJet), silanisiert (Espe Sil) und mit Phosphorsäure geätzt wurde. Als Adhäsivsystem wurde Optibond FL verwendet. Reste des Adhäsivs kennzeichnen den Grenzstreifen zwischen Klebe- und Außenfläche in dem Bereich, in welchem der Messingkonus bei der Probenherstellung der Dentinoberfläche auflag. Deutlich zu erkennen sind im äußeren Bereich die Eingänge in Dentintubuli, wohingegen sich diese im Inneren der Klebfläche nur noch vereinzelt finden, bzw. die Lumina der Dentintubuli teilweise durch Adhäsivreste obliteriert sind.

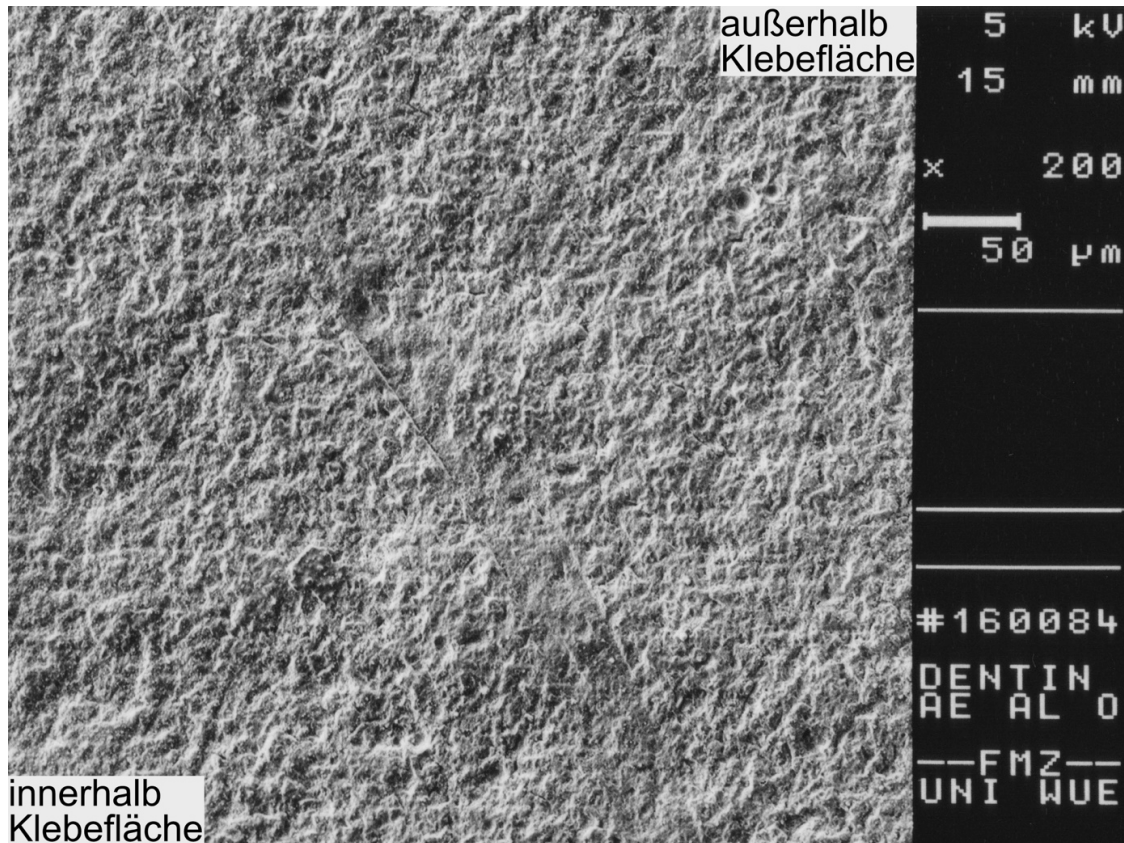


Abbildung 27: Übergangsbereich zwischen Klebefläche und äußerem Dentin bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 27 zeigt eine Dentinprobe, die zunächst mit Phosphorsäure geätzt, anschließend mit Aluminiumoxid gestrahlt wurde. Als Adhäsivsystem kam Optibond FL zum Einsatz. Die Grenzlinie ist in der Klebelehre bei der Probenherstellung durch das Einpressen des Messingkonus entstanden und verläuft in etwa der Mitte der Aufnahme. Die Klebefläche und die äußere Fläche sehen nahezu identisch aus. Reste von Adhäsiv oder Komposit (Filtek Supreme XTE) sind nicht zu identifizieren.

4.4.4 Verwendete Strahlmittel

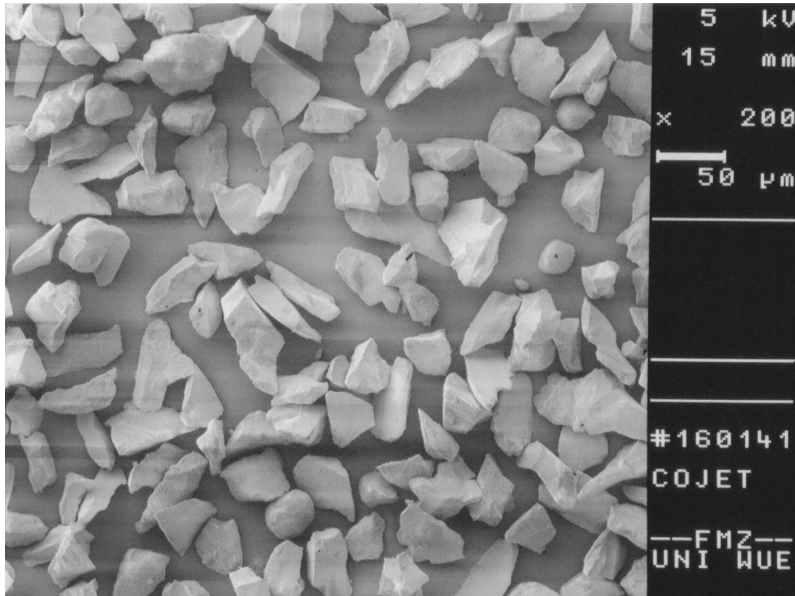


Abbildung 28: CoJet-Sand bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 28 zeigt das bei den Gruppen 1, 2, 3, 4, 5 und 6 verwendete Strahlmittel CoJet bei 200-facher Vergrößerung.

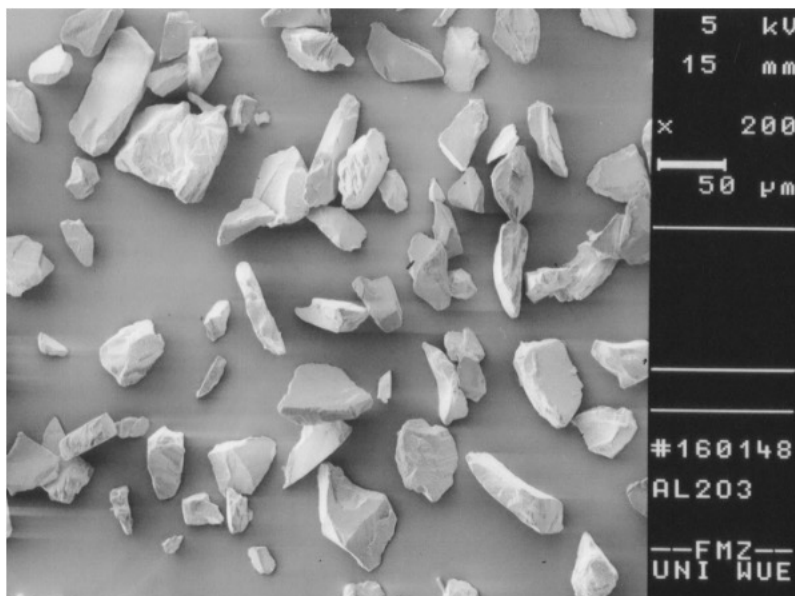


Abbildung 29: Aluminiumoxid-Sand bei 200-facher Vergrößerung (eigene Abbildung)

Abbildung 29 zeigt das in den Gruppen 7, 8 und 9 verwendete Strahlmittel Aluminiumoxid bei 200-facher Vergrößerung.

5 Diskussion

5.1 Diskussion von Material und Methode

5.1.1 Gegenüberstellung von In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen

In-vitro-Untersuchungen werden mit der Zielsetzung durchgeführt, klinische Situationen zu imitieren, um Rückschlüsse auf das klinische Verhalten schließen zu können (Garcia-Godoy et al. 2010). Sowohl Forschungseinrichtungen als auch Hersteller setzen auf In-vitro-Untersuchungen, da es bei der rasant fortschreitenden Entwicklung nicht selten der Fall ist, dass ein neues Produkt entweder gerade eingeführt oder aber bereits wieder vom Markt genommen wurde, bevor die Ergebnisse klinischer Studien vorliegen (Anido-Anido et al. 2012). In-vitro-Studien kommt somit eine große Bedeutung bei der Evaluation der klinischen Eignung während der Entwicklung neuer Materialien zu (Goodis et al. 1993), sodass vor der klinischen Einführung neuer Materialien im Labor durchgeführte Tests als hilfreich gelten (Heintze 2013). Daneben dienen sie der Qualitätskontrolle bereits kommerziell erhältlicher Produkte (Haller et al. 1993).

In-vitro-Untersuchungen basieren auf einer labortechnischen Herangehensweise, mittels derer unter anderem via Thermocycling, Zugversuchen und REM-Untersuchungen das klinische Verhalten simuliert beziehungsweise untersucht wird (Garcia-Godoy et al. 2010). Dabei wird angestrebt, den physiologischen Bedingungen so nahe wie möglich zu kommen (Jameson et al. 1994). Da es sich hierbei um ein Modell handelt und es schwierig ist, die klinische Situation korrekt nachzuahmen (Heintze und Zimmerli 2011), kann die volle Komplexität klinischer Situationen nicht berücksichtigt werden (Purk et al. 2007). Daher ist es nicht vollständig geklärt, ob In-vitro-Untersuchungen überhaupt verlässliche Aussagen über das klinische Verhalten ermöglichen (Garcia-Godoy et al. 2010). Der weniger komplexe Aufbau von In-vitro-Studien bringt auch Vorteile mit sich. Genannt seien die reproduzierbaren überwachbaren experimentellen Bedingungen (Purk et al. 2007), durch die Elimination von Störfaktoren, welche in klinischen Situationen vorherrschen. Häufig können sie auch ohne Genehmigung einer Ethikkommission (Garcia-Godoy et al. 2010) sowohl einfacher als auch wirtschaftlicher durchgeführt werden, als In-vivo-Untersuchungen (Anido-Anido et al. 2012; Anja et al. 2015).

5.1.2 Art der Proben

Der Verbund zwischen Komposit und Dentin ist in der Wissenschaft bereits vielfach untersucht worden und hat sich sowohl *in vitro* als auch *in vivo* bewährt (Cardoso et al. 2011; Ferracane 2011). Bei der Literaturrecherche zeigte sich, dass es keine vergleichbare Studie gibt, die den Einfluss unterschiedlicher Konditionierungsprotokolle auf die Verbundfestigkeit im Dentin beschreibt.

Die Kontrollgruppen definieren sich über das Weglassen der Oberflächenkonditionierung mittels Partikelstrahlgerät. Die Kontrollgruppe mit Phosphorsäureätzung gilt als Goldstandard (Van Meerbeek et al. 2010) für einen bestmöglichen Verbund zwischen Komposit und Dentin und fungiert als Referenz zu der konditionierungsbedingt veränderten Verbundfestigkeit der Gruppen bei Einsatz von Partikelstrahlgeräten.

5.1.3 Auswahl und Lagerung der Zähne

Für die vorliegende Studie wurden 240 unversehrte dritte Molaren humanen Ursprungs verwendet.

Die Herstellung von Dentinproben aus extrahierten Zähnen wird in vielen *In-vitro*-Studien praktiziert (Goodis et al. 1993). Nicht durchgebrochene dritte Molaren sind dazu das wohl am häufigsten verwendete Substrat (Tagami et al. 1989). Das Sammeln menschlicher Zähne gestaltet sich aufgrund ihrer eingeschränkten Verfügbarkeit jedoch schwieriger (Anido-Anido et al. 2012) als der Einsatz von Zähnen boviner Herkunft (Jameson et al. 1994; Rueggeberg 1991). Da Rinderzähne leicht und in großer Stückzahl zu bekommen sind, hat ihre Verwendung in den letzten 30 Jahren erheblich zugenommen, so dass sie den häufigsten Ersatz für menschliche Zähne darstellen (Yassen et al. 2011). Folgt man der Empfehlung, nur koronales Rinderdentin einzusetzen (Heintze 2013), fällt die Haftkraft für Rinderdentin nicht signifikant geringer im Vergleich zu oberflächlichem menschlichen Dentin aus (Nakamichi et al. 1983). Dennoch zeigen sich im Scherversuch höhere Haftwerte für menschliche Zähne (Anido-Anido et al. 2012). Laut einem Review aus dem Jahr 2011 besteht kein Konsens über die Verwendung von Rinderzähnen als Ersatz für menschliche Zähne in Studien zur Bestimmung der adhäsiven Haftkraft. Deshalb wird die Verwendung von aus menschlichen Zähnen gewonnenen Proben empfohlen (Yassen et al. 2011).

Der auch in dieser Studie vorgenommene Einsatz ausschließlich unversehrter, karies- und restaurationsfreier Weisheitszähne sichert die Vergleichbarkeit der gemessenen Zugkräfte. Das Dentin kariöser Zähne ist partiell demineralisiert und damit weicher und poröser als gesundes Dentin (Pashley und Carvalho 1997). Zudem führt sowohl eine kariöse Infiltration, als auch abrasive Prozesse von länger in Funktion stehenden Zähnen zu einer Sklerosierung des Dentins (Pashley und Carvalho 1997). Darunter versteht man einen physiologischen Alterungsprozess von Zähnen, der als Schutzmechanismus des Pulpa-Dentin-Komplexes vor äußeren Reizen fungiert (Van Meerbeek et al. 1994). Dabei kommt es zu einer gesteigerten Mineralisation des intertubulären Dentins (Perdigao et al. 1994) und einer (un-)vollständigen Obliteration der Dentintubuli, wodurch die intratubuläre Permeabilität eingeschränkt wird (Pashley und Carvalho 1997). Das so entstehende hypermineralisierte Dentin erschwert ein adäquates Ätzen, wodurch die Penetration des Adhäsivs behindert (Perdigao et al. 1994) und die Ausbildung von Kunststoff-Tags beeinträchtigt wird (Yoshiyama et al. 2002). Infolgedessen geht die Sklerosierung des Dentins mit einer deutlichen Verschlechterung des adhäsiven Verbunds einher (Kwong et al. 2002). Die Haftkraft im sklerosiertem Dentin fällt um bis zu 30 % niedriger aus (Pashley und Carvalho 1997).

In dieser Studie wurden die Zähne nach der Extraktion umgehend in einprozentiger Chloramin-T-Lösung gelagert. Um lagerungsbedingte Einflüsse zu limitieren, variierte die Verweildauer im Lagerungsmedium nach der Extraktion maximal zwischen einem und drei Monaten, wobei eine Korrelation zwischen Lagerungsdauer und einer Abnahme der Haftkraft sowohl für den Verbund im Dentin (Rueggeberg 1991) als auch für den Verbund im Schmelz (Williams und Svare 1985) negiert wird. Da die Permeabilität des Dentins und die Haftkraft auf dem Dentin signifikant vom Lagerungsmedium beeinflusst werden können (Goodis et al. 1993), wurde als Lagerungsflüssigkeit einprozentiges Chloramin-T genutzt, welches zu keiner Beeinträchtigung der Haftkraft im Vergleich zu frisch extrahierten Zähnen führt (Mobarak et al. 2010; Söderholm 1991) und daher für In-vitro-Studien als besonders geeignet erscheint (Haller et al. 1993). Ein weiterer Vorteil von Chloramin-T ist in seiner desinfizierenden Eigenschaft zu sehen (Mobarak et al. 2010), wodurch eine Verringerung des Infektionsrisikos erreicht wird (Söderholm 1991).

5.1.4 Herstellung der Proben

Die Herstellung der Dentinproben (siehe 3.1) erfolgte unter besonderer Berücksichtigung der Morphologie der Zähne, da die (Mikro-)Struktur des Dentins nicht homogen ist (Pashley und Carvalho 1997). Im superfiziellen Dentin ist nicht nur die Anzahl an Dentintubuli geringer, sondern auch deren Durchmesser kleiner als in tiefer gelegenen Dentinregionen (Tagami et al. 1989; Tagami et al. 1991). Dies führt in tieferen Schichten zu einer Reduzierung des intertubulären Dentins und zu einer Zunahme an flüssigkeitsgefüllten Dentintubuli, sodass die Eigenfeuchte des Dentins mit geringer werdenden Abstand zur Pulpa zunimmt (Pashley und Carvalho 1997). Dieser unterschiedlich strukturelle Aufbau des Dentins bedingt eine höhere Haftkraft in oberen Dentinschichten, die pulpawärts hin abnimmt (Anido-Anido et al. 2012; Nakamichi et al. 1983; Pashley und Carvalho 1997; Rueggeberg 1991). Da die Haftkraft im Dentin also von der Lokalisation der Klebefläche abhängig ist (Nakamichi et al. 1983; L. G. Watanabe et al. 1996), wurde beim Beschleifen der Dentinscheiben in der vorliegenden Studie stets auf eine gleiche Restdentinstärke zur Pulpa geachtet. Auch die Gewinnung der Dentinscheiben durch das Zerteilen der Zähne erfolgte immer innerhalb der gleichen Zahnregionen, da die gingival-koronale Höhe bei allen Proben ähnlich sein sollte (Heintze 2013). Aufgrund der unterschiedlichen Zahnmorphologie war es nicht möglich, die Dentinscheiben immer im exakt gleichen Winkel aus den Zähnen zu schneiden. Es ist aber davon auszugehen, dass die räumliche Orientierung der Tubuli keine Auswirkungen auf die Haftkraft besitzt (Phrukkanon et al. 1999).

Durch die auch in vorliegender Studie standardisierte Gewinnung der Dentinscheiben aus der gleichen Zahnregion wird eine einheitliche Ätzung des Dentins (Tagami et al. 1991) und eine gleichmäßige Infiltration des Adhäsivs in die Räume um die Kollagenfibrillen erreicht, sodass vergleichbare Haftkräfte erzielt werden (Pashley und Carvalho 1997). Da die intertubuläre und intratubuläre Infiltration des Adhäsivs für den Dentinverbund sehr wichtig sind (Pashley und Carvalho 1997), wurden in der vorliegenden Untersuchung alle Materialien streng nach den Herstellerempfehlungen aus den Gebrauchsinformationen verwendet.

Die Anforderung, dass die mit Adhäsiv benetzte Fläche auf die Fläche des Kompositzylinders beschränkt ist (Heintze 2013), wurde durch die Klebelehre sicher gestellt (siehe 3.2.1).

5.1.5 Alterung der Proben

Es existieren verschiedene Alterungsprotokolle, um die Degradation an der adhäsiven Verbundfläche zu simulieren (Marchesi et al. 2013). Die verschiedenen Mechanismen treten im oralen Milieu simultan auf und haben einen spezifischen Einfluss auf die Abnahme der Verbundfestigkeit (Amaral et al. 2007). In der vorliegenden Studie wurden die Proben Lagerungsprozessen bei Körpertemperatur und einem Thermocycling unterzogen, wodurch natürliche Alterungsprozesse an der Verbundfläche nachgeahmt werden (Marchesi et al. 2013).

Die Wasserlagerung von Proben über einen längeren Zeitraum ist das meistverbreitete In-vitro-Verfahren, um die Degradation an der adhäsiven Grenzfläche nachzuahmen (Amaral et al. 2007; Saboia et al. 2009). Die Alterungsprozesse sind nicht nur auf die Grenzfläche limitiert, sondern führen auch zu einer Abspaltung von Füllerpartikeln aus der Matrix und damit zur Entstehung von Lücken (Amaral et al. 2007). Die Lagerungszeit in der vorliegenden Studie betrug insgesamt 28 Tage, die sich auf jeweils zwei Wochen vor beziehungsweise nach dem Thermocycling verteilten. Da die Haftkräfte kürzerer Lagerungszeiten als 24 Stunden keinen verlässlichen Wert für den Langzeiterfolg eines Materials darstellen (Heintze und Zimmerli 2011), die größte Abnahme der Haftkraft jedoch innerhalb der ersten vier Wochen zu erwarten ist (Yiu et al. 2004), erscheinen vier Wochen als ausreichend, um die größte Abnahme der Haftkraft zu provozieren. Nachdem Kochsalzlösungen schon lange das am weitesten verbreitete Lagerungsmedium sind (Goodis et al. 1993), erfolgte die Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung.

Beim Thermocycling handelt es sich um ein Standardverfahren, welches auf der thermischen Ermüdung zur Evaluation der Dauerhaftigkeit des adhäsiven Verbunds basiert und die Alterung der Proben beschleunigt (Amaral et al. 2007; Saboia et al. 2009; Wendt et al. 1992). Das angewendete Temperaturintervall sollte den intraoral auftretenden Temperaturen angepasst sein. Nach Messungen schwanken die Temperaturen im Mund maximal zwischen 0 °C und 67 °C (Palmer et al. 1992), wobei die Zähne nach 2 bis 5 Sekunden wieder eine habituelle Temperatur annehmen (Crim und Mattingly 1981). Ein standardisiertes Temperaturintervall beim Thermocycling liegt zwischen 5 °C für das Kaltbecken und 55 °C für das Warmbecken. Dieses Temperaturintervall, welches auch in der vorliegenden Arbeit herangezogen wurde, findet häufig Anwendung (Frankenberger et al. 2000; Gueders et al. 2006; Haller et al. 1993; Nikaido et al. 2002; Pazinato et al. 2003; Rossomando und Wendt 1995; Wendt et al. 1992). Durch diese

extremen, auch intraoral vorhandenen Temperaturschwankungen (Nikaido et al. 2002; Rossomando und Wendt 1995), lassen sich dentale Materialien auf ihre intraorale Eignung hin prüfen (Palmer et al. 1992). Die Temperaturschwankungen verursachen Expansions- und Kontraktionskräfte, welche den adhäsiven Verbund beeinflussen (Marchesi et al. 2013) und Rückschlüsse auf die unterschiedlichen thermischen Eigenschaften zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial geben (Crim und Mattingly 1981; Wendt et al. 1992).

Bedenkt man, dass die größten verbundreduzierenden Auswirkungen bereits nach 2000 Zyklen der Wechselbelastung auftreten (Crim und Mattingly 1981), so scheint die in dieser Studie den Proben zugemutete erprobte Belastung von 5000 Zyklen bei einer Haltezeit von jeweils 30 Sekunden pro Becken als durchaus zweckgemäß (Rinastiti et al. 2011). Nicht abschließend jedoch ist geklärt, welche Anzahl an Zyklen einer intraoralen Liegedauer von einem Jahr entspricht (Morresi et al. 2014).

Eine Studie aus dem Jahr 2010 zeigt ganz deutlich die destruierenden Auswirkungen von Alterungsprozessen auf die Randqualität zwischen Kompositfüllungen und den Zahnhartsubstanzen. Lassen sich unter In-vitro-Bedingungen initial fast 100 % perfekte Ränder im Schmelz und im Dentin der Proben nachweisen, so reduziert sich der Prozentsatz nach Thermocycling im Schmelz auf 87 % bis 90 % und im Dentin auf 55 % bis 66 %. Wird Thermocycling mit einer Wasserlagerung kombiniert, wird die Randqualität weiter herabgesetzt. Im Schmelz bedeutet dies nur noch 85 % bis 87 % und im Dentin lediglich 42 % bis 52 % perfekte Ränder (Garcia-Godoy et al. 2010). Die Ergebnisse dieser Studie lassen die Aussage zu, dass die synergistischen Effekte zwischen Lagerung und Thermocycling eine adäquate Simulation der intraoralen Situation darstellen.

5.1.6 Zugversuch

Die am häufigsten angewandten Testmethoden zur Bestimmung der Haftkraft sind Zug- und Scherversuche (DeHoff et al. 1995; Placido et al. 2007).

Bei Scherversuchen erfolgt die Krafteinwirkung über einen Stempel parallel zur Klebefläche. Durch die Rahmenbedingungen beim Scherversuch ist das Auftreten ungewünschter Biegemomente möglich, wobei inadäquate Zugkräfte in der Zahnhartsubstanz häufig zu einem kohäsiven Versagen im Dentin führen (Versluis et al. 1997). Abhängig vom Studiendesign werden Scherversuche dennoch als vorteilhaft angesehen (Beloica et al. 2010; Fowler et al. 1992). Bei korrekt durchgeführten Zugversuchen treten

solche Kräfte nicht auf (Heintze 2013). Zudem kann ein Zugversuch als eine modellhafte Annäherung an In-vivo-Bedingungen gesehen werden, da Kompositfüllungen intraoral Zugspannungen ausgesetzt sind (Braem et al. 1994). Aus den genannten Gründen wurde bei dieser Studie die Verbundfestigkeit über die Zugkräfte eines axialen Zugversuchs ermittelt. Durch den Versuchsaufbau (siehe 3.4.1) wurde gewährleistet, dass die Zugkraft exakt im Zentrum der Proben angriff. Dies sichert eine möglichst homogene Verteilung der Zugkraft auf die Grenzfläche und führt zu einer Steigerung der Messgenauigkeit. Trotz dieser Vorkehrungen zeigen sich an den Rändern der Verbundfläche in Zugversuchen Spannungsmaxima (Van Noort et al. 1989). Die Verbundfläche in der vorliegenden Studie besaß einen Radius von 1,5 mm und eine Fläche von 7,069 mm². Damit entsprechen die Geometriedaten einem klassischen Makrozugversuch. Bis Mitte der neunziger Jahre waren Makrozugversuche mit einer relativ großen Verbundfläche und einem Durchmesser von 3 bis 6 mm bzw. einer Fläche von 7 bis 28 mm² gängig (Braga et al. 2010). Mit Einführung der Mikrozugversuche ab Mitte der neunziger Jahre (Sano et al. 1994) gewannen letztere zunehmend an Popularität (Braga et al. 2010). Ein Vorteil von Mikrozugversuchen ist, dass viele Proben aus einem einzigen Zahn gewonnen werden können (Sano et al. 1994). Da sich die Haftkraft invers zur Verbundfläche verhält (Escribano et al. 2003; Sano et al. 1994), werden bei Mikrozugversuchen höhere Haftkräfte gemessen, als dies für Makrozugversuche der Fall ist. Dies steht in kausalem Zusammenhang mit einer simultan zur Fläche wachsenden Wahrscheinlichkeit für das Auftreten von Fehlern (Braga et al. 2010; Sano et al. 1994). Nachdem die Verbundfläche bei Kompositrestaurationen allerdings weniger der eines Mikrozugversuches mit ca. 1 bis 2 mm² (Sano et al. 1994) entspricht, kann die in diesem Zugversuch verwendete Verbundfläche von ca. 7 mm² als realitätsgetreuer interpretiert werden. Zudem sind Makrozugversuche unkomplizierter durchzuführen, da sie keinen so hohen apparativen Aufwand erfordern (Braga et al. 2010). Aufgrund unterschiedlicher Versuchsanordnungen lassen sich die Ergebnisse dieses Zugversuchs jedoch nicht ohne Weiteres mit den Ergebnissen anderer Forschungseinrichtungen vergleichen. Das Fehlen eines einheitlichen Studiendesigns wird bereits in den Achtzigern (Van Noort et al. 1989) als auch noch im neuen Jahrtausend (Braga et al. 2010) bemängelt.

5.1.7 Anwendung der REM-Aufnahmen

Zeitgleich mit der Zunahme elektronenmikroskopischer Untersuchungen von biologischen Materialien wurden REM-Aufnahmen auch vermehrt in Studien zur Evaluation dentaler Materialien eingesetzt (Perdigao et al. 1995). In der Zahnheilkunde gelten sie als ein nützliches Hilfsmittel zur Oberflächenbetrachtung (Perdigao et al. 1995) und werden daher weitverbreitet eingesetzt (Pereira et al. 2014). Zwar ist die rasterelektronenmikroskopische Analyse von Proben aufwendig und zeitintensiv, aber eben auch besonders gut geeignet, Füllungsmaterialien zu evaluieren (Garcia-Godoy et al. 2010; Pereira et al. 2014). Unter anderem lässt sich mit Hilfe rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen der Versagensmodus klassifizieren (Gupta et al. 2015). Bei vorliegender Untersuchung wurde dieser unter dem Stereomikroskop bei geringerer Vergrößerung (8- bis 35-fach) ermittelt, was ebenfalls einer gängigen Praxis entspricht (Braga et al. 2010). Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen wird eine eminente Bedeutung bei der Befundung von Grenzflächen zwischen Dentin und Komposit zugeschrieben (Matsumoto et al. 2016; Van Meerbeek et al. 1992). In dieser Studie dienten sie vor allem dazu, die charakteristischen Oberflächenmuster verschiedener Konditionierungsabfolgen zu veranschaulichen.

In der vorliegenden Untersuchung wurden für die Analyse der Dentinproben unter dem Rasterelektronenmikroskop Kunstharzreplica im wissenschaftlichen Labor der Zahnerhaltung der Universitätsklinik Würzburg angefertigt. Die Herstellung von Replica ist ein gebräuchliches Verfahren zur Untersuchung von Dentinproben (Al-Harbi et al. 2016; Florescu et al. 2015). Für die Herstellung von Replica sprechen verschiedene materialtechnische Aspekte. Die Dehydratation natürlicher Zähne durch Alkohol, die leitfähige Beschichtung der Proben im Vakuum oder aber die eigentliche elektronenmikroskopische Untersuchung im Vakuum führen zu einer Schädigung des Dentins. Dabei ist das Auftreten von Rissen in der Zahnhartsubstanz oder durch den Dentin-Adhäsiv-Komposit-Komplex eine unerwünschte Begleiterscheinung (Pereira et al. 2014). Im Gegensatz dazu sind Replica im Vakuum keinen Veränderungen ausgesetzt und ermöglichen somit eine originalgetreue Darstellung der Proben.

5.1.8 Fehlerbetrachtung

Abgesehen von statistischen Fehlern sind werkstoffkundliche Untersuchungen insbesondere auf material- und verarbeitungsbedingte Fehler hin kritisch zu prüfen. Beide Fehlerarten führen unweigerlich zu einer Verfälschung der Studienergebnisse. Materialfehlern wurde vorgebeugt, indem die Materialien innerhalb der Haltbarkeitszeit zum Einsatz kamen. Des Weiteren wurden die Materialien genauestens auf ihre Homogenität während ihrer Applikation mittels Lupenbrille (2-fache Vergrößerung, Carl Zeiss Vision GmbH) überprüft. Eine bewusst in Kauf genommene Einflussgröße stellt jedoch das Zahnmaterial dar. Bei einer Vergleichsstudie mit identischem Studiendesign wurden die beträchtlichen Differenzen der ermittelten Haftkräfte von bis zu 25 % vor allem mit dem Faktor Zahn begründet (De Munck et al. 2005b). Dieser potentiellen Fehlerquelle wurde, wie unter 5.1.3 beschrieben, entgegenwirkt – eine gewisse Restunsicherheit jedoch toleriert. Trotz sachgemäßer Verarbeitung der Materialien streng nach Herstellerangaben können Verarbeitungsfehler nicht gänzlich eliminiert werden. Beispielsweise ist es für einen Behandler schwer zu erkennen, ob das Dentin zu trocken oder zu nass ist. Eine fehlerhafte Interpretation führt zwangsläufig zu einer verringerten Adhäsion an den Grenzflächen und manifestiert sich in einer reduzierten Haftkraft (Purk et al. 2007). Daher wurde insbesondere eine kritisch zu sehende Übertrocknung des Dentins (Manso et al. 2008; Tay et al. 1996) durch behutsames Verblasen des Wassers nach dem Ätzen verhindert. Durch ein portionsweises Einbringen des Komposits sollten Luftblasen vermieden werden. Da Luftblasen sich ungünstig auf die klinische Lebensdauer auswirken (Braem et al. 1994) ist davon auszugehen, dass sie auch zu einer Verfälschung der Studienergebnisse führen würden.

Trotz gewissenhafter Ausführung aller Arbeitsschritte durch den Verfasser der Arbeit und unter strenger Beachtung zuvor festgelegter Konditionierungsprotokolle (siehe 3.2.1) können Verarbeitungsfehler nicht vollständig ausgeschlossen werden.

5.1.9 Übertragbarkeit von In-vitro-Studien auf die Praxis

In einer Studie in der Haftkräfte von in-vivo und in-vitro erzeugten Proben ermittelt wurden, schnitten die Werte für die unter Laborbedingungen produzierten Proben deutlich besser ab (Purk et al. 2004). Dies ist wenig verwunderlich, wenn man bedenkt, dass beim Legen von Füllungen unter In-vivo-Bedingungen mehr Fehler gemacht werden als das unter In-vitro-Bedingungen der Fall ist (Purk et al. 2007). Auch scheint der Speichel

als eine aggressive Elektrolytlösung mit korrodierenden Einflüssen zu fungieren (Sarkar 2000). Zudem finden in der Mundhöhle degenerative und zur Alterung von Kompositfüllungen beitragende Prozesse – bedingt durch die Aufnahme von Nahrung und Getränken – statt. Außerdem erfolgt eine Interaktion beider Einflussgrößen untereinander (Akova et al. 2006). Bei all dem sind die unter Kauvorgängen auftretenden Belastungen noch außer Acht gelassen. Daher dürften unter klinischen Bedingungen niedrigere Haftkräfte zu ermitteln sein, da nur selten unversehrte Zähne mit intaktem Dentin, wie hier in der Studie, als Substrat dienen (Pashley und Carvalho 1997). Trotz dieser genannten Aspekte gelten labortechnische Studien als hilfreich (Garcia-Godoy et al. 2012) und sind zumindest richtungsweisend. Ein direkter Vergleich von Haftkräften ist derzeit allerdings nicht immer zielführend, da es keine internationale Empfehlung für ein standardisiertes Testprotokoll gibt, welches eine Gegenüberstellung verschiedener Studienergebnisse zulässt (Anido-Anido et al. 2012; Heintze 2013; Heintze und Zimmerli 2011; Van Noort et al. 1989).

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Vergleich des Komposit-Dentin-Verbunds bei alleiniger Applikation des Adhäsivsystems ohne und mit vorherigem Strahlen

Bei den Kontrollgruppen 10 und 11 fand eine reine Applikation des Adhäsivsystems (Gruppe 10: Scotchbond Universal bzw. Gruppe 11 Optibond FL: Primer und Bonding) auf den Proben statt. Dabei zeigte sich ein vorzeitiger Probenverlust von 20 % der Tetric EvoCeram Proben bzw. mindestens 70 % der Filtek Supreme XTE Proben. Bei den Gruppen 3, 6, 9 wurden die Proben vor Applikation des Adhäsivsystems jeweils noch gestrahlt. Dies erfolgte mit CoJet bei den Gruppen 3 und 6 bzw. mit Aluminiumoxid bei Gruppe 9. Das Strahlen der Proben führte zu einem gesteigerten vorzeitigen Probenverlust mit einem Pre-test-failure von mindestens 90 %, so dass diese Gruppen nicht in die Statistik miteinbezogen wurden. Die Erhöhung des Pre-test-failures um bis zu 70 % im Vergleich zu Gruppen ohne vorheriges Strahlen lässt den Schluss zu, dass ein Strahlen der Dentinoberfläche zu einer Verschlechterung des Verbunds zwischen Dentin und Komposit führt. Eine Erklärung für die deutliche Verschlechterung des Verbunds besteht darin, dass sich gestrahltes Dentin von mechanisch bearbeiteten Dentin unterscheidet, insbesondere sind die Dentintubuli verschlossen (Roeder et al. 1995). Analog der Bildung eines Smear-Layers, wie er beim Beschleifen der Zähne mit rotierenden Instrumenten entsteht (Van Landuyt et al. 2005), wurde auch ein Smear-Layer von abgestrahlten Dentinoberflächen nachgewiesen (Los und Barkmeier 1994; Nikaido et al. 1996; Rinaudo et al. 1997). Durch den Smear-Layer wird die Dentinpermeabilität herabgesetzt und die Penetration des Adhäsivs in das darunterliegende Dentin vermindert (I. Watanabe et al. 1994).

5.2.2 Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds durch Phosphorsäureätzung vor Strahlen

Bei den Gruppen 1, 4, 7 erfolgte die Phosphorsäureätzung jeweils vor Strahlen mit CoJet (Gruppen 1 und 4) bzw. mit Aluminiumoxid (Gruppe 7). Bei den Gruppen 1 und 4 lag das Pre-test-failure bei mindestens 80 % für beide Komposite und bei Gruppe 7 bei 50 % für Filtek Supreme XTE und 80 % für Tetric EvoCeram, so dass diese Gruppen von der Statistik ausgeschlossen wurden. Das hohe Pre-test-failure zeigt auf, dass eine Phosphorsäureätzung vor Strahlen nicht zu einer Verbesserung des Verbunds zwischen Dentin und Komposit führt. Vermutlich bewirkt eine dem Ätzzvorgang folgende Anwendung

eines Partikelstrahlgerätes eine Destruktion des zuvor geschaffenen Ätzmusters im Dentin. Dies ist einerseits vorstellbar durch einen Kollaps des Kollagennetzwerkes durch den Luftstrom des Partikelstrahlgerätes, andererseits auch durch die abrasive Wirkung des Strahlgutes. Erwiesen ist zudem die Bildung eines Smear-Layers durch die Anwendung eines Partikelstrahlgerätes (Los und Barkmeier 1994). Ein Zusammenbruch des Ätzmusters bei Phosphorsäureätzung vor Strahlen ist auch bei der vergleichenden Betrachtung der Abbildung 17 und der Abbildung 18 für das Strahlmittel CoJet bzw. der Abbildung 19 und der Abbildung 20 für das Strahlmittel Aluminiumoxid ersichtlich. Die Erkenntnisse decken sich mit denen einer Studie aus dem Jahr 2020. In dieser wird beschrieben, dass bei Strahlen nach vorausgegangener Phosphorsäureätzung das Dentin nicht nur beschädigt sondern auch rissig ist sowie dass das freigelegte Kollagennetzwerk entfernt wird und die Dentintubuli nicht länger sichtbar sind, wodurch es zu einer Verringerung des Verbunds bis hin zum adhäsiven Versagen kommt (Kanzow et al. 2020).

5.2.3 Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds durch Phosphorsäureätzung nach Strahlen

Bei den Gruppen 2, 5, 8 erfolgte die Phosphorsäureätzung jeweils nach Strahlen mit CoJet (Gruppen 2 und 5) bzw. mit Aluminiumoxid (Gruppe 8). Bei diesen Gruppen lag das Pre-test-failure, ebenso wie bei der Kontrollgruppe 12, bei 0 %. Damit konnten alle Proben im Zugversuch getestet werden. Bei der statistischen Analyse der aus den Messwerten errechneten Verbundfestigkeiten für die Gruppen 2, 5, 8 bestand kein signifikanter Unterschied zu denen der Kontrollgruppe 12 bei Phosphorsäureätzung ohne Strahlen. Die Ergebnisse zeigen damit deutlich, dass, sofern der Einsatz eines Partikelstrahlgerätes geplant ist, dieser unbedingt vor der Konditionierung mit Phosphorsäure erfolgen sollte, was im Einklang mit Untersuchungen aus dem Jahr 2020 steht (Kanzow et al. 2020). Auch Geitel et al. (2004) empfehlen eine Phosphorsäurekonditionierung nach dem Strahlen, da die Haftkraft von geätztem Dentin signifikant höher ist als die von gestrahltem Dentin. Zu einem ähnlichen Ergebnis gelangt auch eine Studie aus dem Jahr 2001. In dieser wurde festgestellt, dass – wenn nach dem Strahlen der Oberfläche eine Phosphorsäureätzung erfolgt – die Haftkraft sich nicht signifikant von einer Oberflächenbehandlung mittels Diamant und nachfolgender Phosphorsäureätzung unterscheidet (Burnett et al. 2001). Die verbundsteigernde Wirkung einer Konditionierung mittels Phosphorsäure fällt insbesondere auch beim direkten Vergleich der Gruppen 2, 5 und 8 mit Phosphorsäureätzung und den korrespondierenden Gruppen 3, 6 und 9 ohne Phosphorsäureätzung auf. In den Gruppen ohne Phosphorsäureätzung war bereits ein vorzeitiger

Probenverlust von mindestens 90 % zu verzeichnen. Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen verdeutlichen dies. Vergleicht man die Abbildung 25 mit der Abbildung 21 findet sich bei ersterer noch eine klassische Dentinstruktur mit eröffneten Dentintubuli. Daneben finden sich Reste von Adhäsiv und Komposit, bzw. mit Kunststofftags verschlossene Dentintubuli. Bei der zweitgenannten Aufnahme ohne Phosphorsäureätzung zeigt sich eine zerklüftete Oberfläche, die klassischer Dentincharakteristika entbehrt und keine Kunststoffreste aufweist. Das Oberflächenbild der ersten Aufnahme spricht für ein adhäsiv-kohäsives Versagensmuster und korreliert mit den signifikant höheren Verbundwerten, wohingegen die zerklüftete Oberfläche der zweitgenannten Aufnahme für ein rein adhäsives Versagen spezifisch ist und den hohen vorzeitigen Versagensanteil verdeutlicht. Ohne Phosphorsäureätzung wird eine vorhandene Schmier-schicht nicht entfernt und somit werden die Eingänge der Dentintubuli nicht freigelegt. Dies spricht für ein adhäsives Versagensmuster bei den Gruppen ohne Phosphorsäurekonditionierung, da das Adhäsiv nicht ausreichend tief in die Dentinoberfläche penetrieren kann und für ein kombiniert adhäsiv-kohäsives Versagen bei Gruppen mit Phosphorsäureätzung nach Penetration des Adhäsivs in die demineralisierten Areale und in die Dentintubuli. Ein besseres Abschneiden der Gruppen mit Phosphorsäureätzung ist somit in der Entfernung des Smear-Layers und der Smear-Plugs sowie in der Auflösung der mineralischen Komponente des intertubulären Dentins zu sehen. Die oberflächliche Demineralisation des Dentins verbessert die Infiltration des Adhäsivs maßgeblich, wodurch die Ausbildung von wandständigen Kunststofftags und einer durchgehenden Hybrid-schicht erzielt wird (Pashley und Carvalho 1997; Rinaudo et al. 1997). Die verbundsteigernde Wirkung durch die Entfernung des Smear-Layers über eine nach dem Strahlen erfolgte Phosphorsäureätzung wird in diversen Studien bestätigt (Geitel et al. 2004; Pilo et al. 2001; Rinaudo et al. 1997).

5.2.4 Strahlmittelabhängige Auswirkungen auf den Komposit-Dentin-Verbund

Zur Feststellung, ob die Wahl des Strahlmittels einen Einfluss auf die Verbundfestigkeit im Dentin hat, wurden die Gruppen 5 und 8 mit dem jeweils gleichen Adhäsiv Optibond FL herangezogen, da in den übrigen Gruppen ohne Phosphorsäureätzung bzw. einer Phosphorsäureätzung vor dem Strahlen mindestens 50 % der Proben vorzeitig versagten. Beim Komposit Filtek Supreme XTE wurden bessere Verbundwerte in Gruppe 5 in Verbindung mit CoJet als mit Aluminiumoxid in Gruppe 8 erreicht. Die Gruppen unterschieden sich jedoch weder signifikant untereinander noch in Bezug zur Kontrollgruppe

mit Phosphorsäureätzung ohne Strahlen. Beim Komposit Tetric EvoCeram war der Verbund in Gruppe 8 bei Verwendung von Aluminiumoxid signifikant höher als bei CoJet in Gruppe 5; jedoch bestand bei beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe mit Phosphorsäureätzung ohne Strahlen. Beim Vergleich der beiden Strahlmittel mittels Abbildung 28 und Abbildung 29 erscheinen diese weitgehend gleichförmig. Einleuchtend daher auch, dass die mit CoJet und Aluminiumoxid vor dem Ätzen gestrahlten Dentinoberflächen bei der Abbildung 17 und der Abbildung 19 eine sehr einheitliche Oberflächenstruktur aufweisen. Das kongruente Erscheinungsbild sowohl der Strahlmittel per se als auch der gestrahlten Dentinoberflächen lässt die Aussage zu, dass die Wahl des Strahlmittels zu keinem signifikanten Unterschied der Haftkraft in Bezug zur Kontrollgruppe mit Phosphorsäureätzung ohne Strahlen führte. Die in anderen Studien geäußerte Vermutung, dass sich eine Silikatisierung oder die Applikation eines Silans negativ auf den Verbund im Dentin auswirken könnte (Cho et al. 2013; Hamano et al. 2011; Onisor et al. 2007), wurde in dieser Studie nicht bestätigt, nachdem sich der Verbund in den Gruppen 5 der beiden Komposite nicht signifikant von denen der genannten Kontrollgruppe unterschied. Dass die Anwendung von Aluminiumoxid keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft im Dentin hat (Onisor et al. 2007), konnte in der Gruppe 8 beider Komposite bestätigt werden, nachdem keine signifikanten Unterschiede zur Kontrollgruppe 12 auszumachen waren. Die unterschiedliche Größe der Strahlpartikel schien keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft zu nehmen. Diese Untersuchung bestätigt damit die Ergebnisse anderer Studien (Geitel et al. 2004; Roeder et al. 1995).

5.2.5 Beeinflussung des Komposit-Dentin-Verbunds in Abhängigkeit des Adhäsivs

Bei Applikation des Adhäsivs nach Phosphorsäurekonditionierung bestand kein signifikanter Unterschied der Haftwerte zu denen der Kontrollgruppe mit Phosphorsäurekonditionierung. Erfolgte jedoch direkt davor eine Oberflächenbehandlung mittels Partikelstrahlgerät, so führte dies zu einem vorzeitigen Verlust von mindestens 80 % der Proben. Beim Vergleich der Gruppen 2 und 5 fällt auf, dass mit Scotchbond Universal bessere Werte zu erzielen waren, als mit Optibond FL in Kombination mit einem Silan. Beim Komposit Tetric EvoCeram war der Unterschied zugunsten von Scotchbond Universal sogar statistisch signifikant. Beim Vergleich der selbstkonditionierenden Wirkung von Scotchbond Universal und Optibond FL waren keine signifikanten Unterschiede in den

Kontrollgruppen 10 und 11 auszumachen, jedoch wurden für das Komposit Filtek Supreme XTE in der Kontrollgruppe mit Phosphorsäureätzung signifikant höhere Haftwerte ermittelt. Beim Komposit Tetric EvoCeram unterschieden sich die Haftwerte von Scotchbond Universal und Optibond FL zwar ebenfalls deutlich in Bezug zur Kontrollgruppe mit Säurekonditionierung, jedoch nicht signifikant. Da die Infiltration des Adhäsivs im Bereich des intertubulären Dentins entscheidend von der oberflächlichen Porosität nach Säurekonditionierung abhängt (Pashley und Carvalho 1997), ist ein besseres Abschneiden beider Adhäsivsysteme nach Phosphorsäureätzung wenig verwunderlich. Derzeit verfügbare One-Step-Self-Etch Adhäsive enthalten einen hohen Prozentsatz an hydrophilen Monomeren und sind durch eine erhöhte Wasserresorption charakterisiert (Marchesi et al. 2013). Dies fördert ein Aufquellen der Polymere und andere wasserabhängige degenerative Prozesse (Breschi et al. 2008), was eine mögliche Erklärung für das schlechtere Resultat von Scotchbond Universal in Gruppe 10 bei Filtek Supreme XTE ist. Beim Vergleich der ermittelten Ergebnisse des selbstkonditionierenden Scotchbond Universal Adhäsivs in Gruppe 10 mit Optibond FL unter Anwendung der Etch-and-Rinse-Technik bei Gruppe 12 decken sich mit den Ergebnissen eines Reviews aus dem Jahr 2014 (Sezinando), bei dem Universaladhäsiven im Vergleich zur konventionellen Etch-and-Rinse-Technik niedrigere Haftkräfte bescheinigt werden.

5.3 Schlussfolgerung

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie lassen sich folgende Schlüsse ziehen:

1. Die Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Dentin ist maßgeblich von der Reihenfolge der Konditionierungsschritte abhängig. Besteht die Absicht, ein Partikelstrahlgerät einzusetzen, stellt die Phosphorsäurekonditionierung nach dem Strahlvorgang eine *conditio sine qua non* dar.
2. Die Anwendung von Partikelstrahlgeräten auf der Dentinoberfläche führt zur Bildung eines Smear-Layers. Zudem wird das Ätzmuster einer zuvor mit Phosphorsäure konditionierten Dentinoberfläche durch einen nachfolgenden Strahlvorgang destruiert. Sowohl ein Smear-Layer, als auch ein zerstörtes Ätzmuster resultieren in einer immensen Abnahme der Verbundfestigkeit.
3. Weder die Art noch die Größe des Strahlgutes (CoJet/Aluminiumoxid) beeinflussen den Komposit-Dentin-Verbund signifikant. Gleiches gilt für eine Silanisierung der Dentinoberfläche.
4. Die verwendeten Adhäsivsysteme schnitten vergleichbar ab. Scotchbond Universal kann jedoch ohne Silan verwendet werden und ist dabei einer Kombination aus Optibond FL und Silan gleichwertig bis überlegen. Von Vorteil ist trotz der selbstkonditionierenden Wirkung beider Adhäsive eine vorherige Phosphorsäureätzung.

6 Zusammenfassung

Für die direkte Versorgung von Defekten an Zähnen sind Kompositfüllungen aus der modernen zahnärztlichen Praxis nicht mehr wegzudenken. Doch auch diese hochentwickelten Füllungsmaterialien unterliegen degenerativen Einflüssen die schlussendlich mit der Insuffizienz einer Restauration einhergehen. Aufgrund der guten farblichen Adaptation und der adhäsiven Verklebung stellt sich ein kompletter Füllungsaustausch – wie bei makromechanisch verankerten und leicht zu entfernenden Amalgamfüllungen häufig angestrebt – schwierig und zeitaufwendig dar. Das Postulat nach Minimalinvasivität endet nicht mit der Primärrestauration – es schließt vielmehr die Re-Restaurationen mit ein. Folglich ist eine Füllungsreparatur indiziert, sofern sie dem Erhalt gesunder Zahnhartsubstanz zuträglich ist. Wird eine Kompositfüllung repariert, können Kavitätenwände aus Schmelz, Dentin oder Komposit beteiligt sein. Für die jeweiligen exponierten Kavitätenwände existieren substratspezifische Konditionierungsschritte. Die Wirkung der Vorbehandlungsschritte bleibt aufgrund der topographischen Lagebeziehung häufig nicht selektiv auf das entsprechende Substrat beschränkt, unvermeidlich „kontaminiert“ es auch die anderen, „die verkehrten“ Substrate.

Ziel dieser In-vitro-Studie war daher, die Auswirkungen unterschiedlicher Konditionierungsprotokolle auf den Verbund zwischen Dentin und Reparaturkomposit zu überprüfen.

Hierzu wurde aus 240 extrahierten humanen dritten Molaren jeweils eine Dentinscheibe senkrecht zur Wurzelachse herausgeschnitten. Diese reichte koronal vom Fissurengrund bis apikal etwa zur Hälfte der Pulpakammer. Die Dentinscheiben wurden mit Feinkorn-Diamantfinierern unter Wasserkühlung plan geschliffen, eingebettet und wie folgt konditioniert: CoJet – Scotchbond Universal, CoJet+ESPESil – OptiBondFL, Aluminiumoxid – OptiBondFL. Bei allen drei Konditionierungsmaßnahmen wurde die Auswirkung einer zusätzlichen Ätzung (15 Sekunden mit Phosphorsäure) vor bzw. nach dem Strahlen untersucht. Auf diese Oberflächen wurde das Reparaturkomposit (Filtek Supreme XTE, Tetric EvoCeram) auf einer kreisrunden Fläche von 3 mm Durchmesser geschichtet und lichtpolymerisiert. Nach Simulation von Alterungsprozessen durch Wasserlagerung (für 28 Tage, bei 37 °C) und Thermocycling zur Hälfte der Lagerungszeit (5 bis 55 °C, Haltezeit von 30 Sekunden, 5000 Zyklen) wurden die Proben im Zugversuch bis zum Versagen des Verbunds belastet. Daraufhin wurde der Versagenstyp

lichtmikroskopisch bestimmt und Kunstharzreplika zur Inspektion der Grenzflächen unter dem Rasterelektronenmikroskop angefertigt.

Alle Gruppen, bei denen die Dentinoberfläche zuerst geätzt und anschließend mit CoJet oder Aluminiumoxid gestrahlt wurde, zeigten keinen messbaren Verbund zwischen Dentin und Komposit. Dieser wird durch die Bildung eines Smear-Layers verhindert. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von zuerst geätzt und nachfolgend gestrahlten Dentinoberflächen zeigen keine charakteristische Dentinstruktur. Bei umgekehrter Reihenfolge jedoch imponiert eine Dentinoberfläche mit sichtbar eröffneten Eingängen in die Dentintubuli. Für die Reparatur von Kompositfüllungen bedeutet dies, dass nach Strahlen der Kompositflächen freiliegendes und damit mitkontaminiertes Dentin mit Phosphorsäure geätzt werden muss. Dies beeinträchtigt den Verbund des Reparaturkomposits zum bereits vorhandenen Komposit nicht (wie die vorangegangene Studie „Verbund zwischen Reparatur- und Füllungskomposit nach unterschiedlichen Konditionierungsmaßnahmen“ von Moritz Conrath bereits zeigen konnte). Die Daten der Studie über die Auswirkungen der gleichen Konditionierungsprotokolle im Schmelz von Jonathan Richter lagen zum Zeitpunkt der vorliegenden Arbeit noch nicht vor.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sollten durch weitere Untersuchungen gestützt werden. Darüber hinaus könnte geprüft werden, ob die Wahl des Komposits einen signifikanten Einfluss auf die Füllungsreparatur hat. Hinsichtlich der Konsistenz sind beide in der Studie verwendeten Komposite hochviskös, so dass sich aus der Materialwahl kein Einfluss auf den beschriebenen Versuchsaufbau ergibt. Zu untersuchen wäre, ob ein niedrigvisköses fließfähiges Komposit die Ergebnisse signifikant beeinflusst. Dies könnte insbesondere bei Füllungsreparaturen mit minimalinvasiver unterminierender Kavitätenpräparation klinisch eine Rolle spielen, da hier Flowables aufgrund der geringen Viskosität bessere Liningeigenschaften aufweisen und damit weniger fehleranfällig sind, jedoch aufgrund des niedrigeren Fülleranteils eine höhere Polymerisationsschrumpfung zeigen.

7 Literaturverzeichnis

- 3M ESPE.** (2012): CoJet™ Prep.
- Akova, T.; Ozkomur, A.; Uysal, H.** (2006): Effect of food-simulating liquids on the mechanical properties of provisional restorative materials. *Dent Mater*, 22(12), S. 1130-1134.
- Al-Harbi, F.; Kaisarly, D.; Bader, D.; El Gezawi, M.** (2016): Marginal Integrity of Bulk Versus Incremental Fill Class II Composite Restorations. *Oper Dent*, 41(2), S. 146-156.
- Amaral, F. L.; Colucci, V.; Palma-Dibb, R. G.; Corona, S. A.** (2007): Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*, 19(6), S. 340-353.
- Anido-Anido, A.; Amore, R.; Lewgoy, H. R.; Anauate-Netto, C.** (2012): Comparative study of bond strength to human and bovine dentine at three different depths. *Braz Dent Sci*, 15(2), S. 56-62.
- Anja, B.; Walter, D.; Nicoletta, C.; Marco, F.; Pezelj Ribaric, S.; Ivana, M.** (2015): Influence of air abrasion and sonic technique on microtensile bond strength of one-step self-etch adhesive on human dentin. *ScientificWorldJournal*, 2015, S. 368745.
- Asghar, S.; Ali, A.; Rashid, S.; Hussain, T.** (2010): Replacement of resin-based composite restorations in permanent teeth. *J Coll Physicians Surg Pak*, 20(10), S. 639-643.
- Baur, V.; Ilie, N.** (2013): Repair of dental resin-based composites. *Clin Oral Investig*, 17(2), S. 601-608.
- Beloica, M.; Goracci, C.; Carvalho, C. A.; Radovic, I.; Margvelashvili, M.; Vulicevic, Z. R. et al.** (2010): Microtensile vs microshear bond strength of all-in-one adhesives to unground enamel. *J Adhes Dent*, 12(6), S. 427-433.
- Blum, I. R.; Lynch, C. D.; Wilson, N. H.** (2014): Factors influencing repair of dental restorations with resin composite. *Clin Cosmet Investig Dent*, 6, S. 81-87.
- Blum, I. R.; Schrieffer, A.; Heidemann, D.; Mjor, I. A.; Wilson, N. H.** (2003): The repair of direct composite restorations: an international survey of the teaching of operative techniques and materials. *Eur J Dent Educ*, 7(1), S. 41-48.
- Braem, M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.** (1994): Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent*, 22(2), S. 97-102.
- Braga, R. R.; Meira, J. B.; Boaro, L. C.; Xavier, T. A.** (2010): Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*, 26(2), S. 38-49.
- Breschi, L.; Mazzoni, A.; Ruggeri, A.; Cadenaro, M.; Di Lenarda, R.; De Stefano Dorigo, E.** (2008): Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*, 24(1), S. 90-101.
- Brosh, T.; Pilo, R.; Bichacho, N.; Blutstein, R.** (1997): Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(2), S. 122-126.
- Brunthaler, A.; Konig, F.; Lucas, T.; Sperr, W.; Schedle, A.** (2003): Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig*, 7(2), S. 63-70.
- Buonocore, M. G.** (1955): A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), S. 849-853.
- Burke, F. J. T.; Lucarotti, P. S. K.** (2018): The ultimate guide to restoration longevity in England and Wales. Part 10: key findings from a ten million restoration dataset. *Br Dent J*, 225(11), S. 1011-1018.
- Burnett, L. H., Jr.; Conceicao, E. N.; Pelinos, J. E.; Eduardo, C. D.** (2001): Comparative study of influence on tensile bond strength of a composite to dentin

- using Er:YAG laser, air abrasion, or air turbine for preparation of cavities. *J Clin Laser Med Surg*, 19(4), S. 199-202.
- Cardoso, M. V.; de Almeida Neves, A.; Mine, A.; Coutinho, E.; Van Landuyt, K.; De Munck, J. et al.** (2011): Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*, 56 Suppl 1, S. 31-44.
- Carvalho, R. M.; Chersoni, S.; Frankenberger, R.; Pashley, D. H.; Prati, C.; Tay, F. R.** (2005): A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials*, 26(9), S. 1035-1042.
- Cavalcanti, A. N.; De Lima, A. F.; Peris, A. R.; Mitsui, F. H.; Marchi, G. M.** (2007): Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Esthet Restor Dent*, 19(2), S. 90-98.
- Celik, C.; Arhun, N.; Yamanel, K.** (2010): Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12-month results. *Eur J Dent*, 4(1), S. 57-65.
- Cho, S. D.; Rajitrangson, P.; Matis, B. A.; Platt, J. A.** (2013): Effect of Er,Cr:YSGG laser, air abrasion, and silane application on repaired shear bond strength of composites. *Oper Dent*, 38(3), S. 1-9.
- Costa, T. R.; Ferreira, S. Q.; Klein-Júnior, C. A.; Loguercio, A. D.; Reis, A.** (2010): Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite. *Operative dentistry*, 35(2), S. 231-237.
- Costa, T. R.; Serrano, A. M.; Atman, A. P.; Loguercio, A. D.; Reis, A.** (2012): Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent*, 40(6), S. 513-521.
- Crim, G. A.; Mattingly, S. L.** (1981): Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J Prosthet Dent*, 45(2), S. 160-163.
- Croll, T. P.** (1997): Repair of Class I resin-composite restoration. *ASDC J Dent Child*, 64(1), S. 22-27.
- Crumpler, D. C.; Bayne, S. C.; Sockwell, S.; Brunson, D.; Roberson, T. M.** (1989): Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater*, 5(6), S. 417-424.
- Dalazen, C. E.; Sinhoreti, M. A.-C.; Coutinho, M.** (2015): Effect of the superficial treatment in the repair of silorane-based composite aged artificially. *RGO*, 63(4), S. 376-382.
- De Munck, J.; Van Landuyt, K.; Peumans, M.; Poitevin, A.; Lambrechts, P.; Braem, M. et al.** (2005a): A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, 84(2), S. 118-132.
- De Munck, J.; Van Landuyt, K. L.; Coutinho, E.; Poitevin, A.; Peumans, M.; Lambrechts, P. et al.** (2005b): Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional intermediate elastic layer. *Eur J Oral Sci*, 113(1), S. 77-82.
- DeHoff, P. H.; Anusavice, K. J.; Wang, Z.** (1995): Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*, 11(2), S. 126-131.
- Demarco, F. F.; Correa, M. B.; Cenci, M. S.; Moraes, R. R.; Opdam, N. J.** (2012): Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*, 28(1), S. 87-101.
- El Feninat, F.; Ellis, T. H.; Sacher, E.; Stangel, I.** (2001): A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater*, 17(4), S. 284-288.
- Elderton, R. J.** (1990): Clinical studies concerning re-restoration of teeth. *Adv Dent Res*, 4, S. 4-9.
- Escribano, N. I.; Del-Nero, M. O.; de la Macorra, J. C.** (2003): Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 66(1), S. 419-424.
- Ettinger, R. L.** (1990): Restoring the ageing dentition: repair or replacement? *Int Dent J*, 40(5), S. 275-282.

- Fawzy, A. S.; El-Askary, F. S.; Amer, M. A.** (2008): Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite. *Journal of Dentistry*, 36(12), S. 969-976.
- Fernandez, E.; Martin, J.; Vildosola, P.; Oliveira Junior, O. B.; Gordan, V.; Mjor, I. et al.** (2015): Can repair increase the longevity of composite resins? Results of a 10-year clinical trial. *J Dent*, 43(2), S. 279-286.
- Ferracane, J. L.** (2006): Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 22(3), S. 211-222.
- Ferracane, J. L.** (2011): Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, 27(1), S. 29-38.
- Florescu, A.; Efrem, I. C.; Haidoiu, C.; Hertzog, R.; Biclesanu, F. C.** (2015): Microscopy comparative evaluation of the SE systems adhesion to normal and sclerotic dentin. *Rom J Morphol Embryol*, 56(3), S. 1051-1056.
- Foitzik, M.; Attin, T.** (2004): Filling revision-possibilities and execution. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 114(10), S. 1003-1011.
- Forss, H.; Widstrom, E.** (2004): Reasons for restorative therapy and the longevity of restorations in adults. *Acta Odontol Scand*, 62(2), S. 82-86.
- Fowler, C. S.; Swartz, M. L.; Moore, B. K.; Rhodes, B. F.** (1992): Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*, 8(4), S. 265-269.
- Frankenberger, R.** (2012): Korrektur zahnärztlicher Restaurationen. *zm*, 102, S. 32-41.
- Frankenberger, R.** (2013): Adhäsive Zahnheilkunde: Wissenschaft und Praxis; 16 Tabellen; [mit 3D-Brille]. Köln: Dt. Ärzte-Verl.
- Frankenberger, R.; Kramer, N.; Ebert, J.; Lohbauer, U.; Käppel, S.; Weges, S. et al.** (2003a): Fatigue behavior of the resin-resin bond of partially replaced resin-based composite restorations. *American journal of dentistry*, 16(1), S. 17-22.
- Frankenberger, R.; Kramer, N.; Petschelt, A.** (2000): Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent*, 25(4), S. 324-330.
- Frankenberger, R.; Roth, S.; Kramer, N.; Pelka, M.; Petschelt, A.** (2003b): Effect of preparation mode on Class II resin composite repair. *J Oral Rehabil*, 30(6), S. 559-564.
- Frankenberger, R.; Tay, F. R.** (2005): Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials*, 21(5), S. 397-412.
- Frankenberger, R.; Winter, J.; Schmalz, G.** (2021): Amalgam and alternatives-discussions on mercury reduction in the environment. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 64(7), S. 847-855.
- Frencken, J. E.; Peters, M. C.; Manton, D. J.; Leal, S. C.; Gordan, V. V.; Eden, E.** (2012): Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group. *Int Dent J*, 62(5), S. 223-243.
- Fukegawa, D.; Hayakawa, S.; Yoshida, Y.; Suzuki, K.; Osaka, A.; Van Meerbeek, B.** (2006): Chemical interaction of phosphoric acid ester with hydroxyapatite. *J Dent Res*, 85(10), S. 941-944.
- Garcia-Godoy, F.; Frankenberger, R.; Lohbauer, U.; Feilzer, A. J.; Kramer, N.** (2012): Fatigue behavior of dental resin composites: flexural fatigue in vitro versus 6 years in vivo. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 100(4), S. 903-910.
- Garcia-Godoy, F.; Kramer, N.; Feilzer, A. J.; Frankenberger, R.** (2010): Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater*, 26(11), S. 1113-1118.
- Geitel, B.; Wischnewski, R.; Jahn, K. R.; Barthel, R. C.; Zimmer, S.; Roulet, J. F.** (2004): Tensile bond strength of composite to air-abraded dentin. *Oper Dent*, 29(1), S. 69-74.

- Goodis, H. E.; Marshall, G. W., Jr.; White, J. M.; Gee, L.; Hornberger, B.; Marshall, S. J.** (1993): Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater*, 9(2), S. 79-84.
- Gordan, V. V.; Shen, C.; Riley, J., 3rd; Mjor, I. A.** (2006): Two-year clinical evaluation of repair versus replacement of composite restorations. *J Esthet Restor Dent*, 18(3), S. 144-153.
- Gueders, A. M.; Charpentier, J. F.; Albert, A. I.; Geerts, S. O.** (2006): Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. *Oper Dent*, 31(4), S. 450-455.
- Gupta, S.; Vellanki, V. K.; Shetty, V. K.; Kushwah, S.; Goyal, G.; Chandra, S. M.** (2015): In vitro evaluation of shear bond strength of nanocomposites to dentin. *J Clin Diagn Res*, 9(1), S. 9-11.
- Gwinnett, A. J.** (1971): Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Archives of oral biology*, 16(7), S. 731-738.
- Gwinnett, A. J.** (1988): Bonding of restorative resins to enamel. *International dental journal*, 38(2), S. 91-96.
- Gwinnett, A. J.; Matsui, A.** (1967): A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol*, 12(12), S. 1615-1620.
- Haller, B.; Hofmann, N.; Klaiber, B.; Bloching, U.** (1993): Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater*, 9(3), S. 191-197.
- Hamano, N.; Chiang, Y.; Nyamaa, I.; Yamaguchi, H.; Ino, S.; Hickel, R. et al.** (2011): Effect of different surface treatments on the repair strength of a nanofilled resin-based composite. *Dental Materials Journal*, 30(4), S. 537-545.
- Heintze, S. D.** (2013): Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater*, 29(1), S. 59-84.
- Heintze, S. D.; Zimmerli, B.** (2011): Relevance of in vitro tests of adhesive and composite dental materials. A review in 3 parts. Part 3: in vitro tests of adhesive systems. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 121(11), S. 1024-1040.
- Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.** (2010). Kompositrestaurationen *Einführung in die Zahnerhaltung* (Bd. 5, S. 181-240). Köln: Deutscher Zahnärzterverlag.
- Hickel, R.; Brushaver, K.; Ilie, N.** (2013): Repair of restorations-criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater*, 29(1), S. 28-50.
- Hickel, R.; Manhart, J.** (2001): Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 3(1), S. 45-64.
- Hickel, R.; Peschke, A.; Tyas, M.; Mjor, I.; Bayne, S.; Peters, M. et al.** (2010): FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations-update and clinical examples. *Clin Oral Investig*, 14(4), S. 349-366.
- Hisamatsu, N.; Atsuta, M.; Matsumura, H.** (2002): Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *J Oral Rehabil*, 29(7), S. 644-648.
- Hunter, A. R.; Treasure, E. T.; Hunter, A. J.** (1995): Increases in cavity volume associated with the removal of class 2 amalgam and composite restorations. *Oper Dent*, 20(1), S. 2-6.
- Hurst, D.** (2014): Amalgam or composite fillings-which material lasts longer? *Evid Based Dent*, 15(2), S. 50-51.
- Jafarzadeh Kashi, T. S.; Erfan, M.; Rakhshan, V.; Aghabaigi, N.; Tabatabaei, F. S.** (2011): An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Oper Dent*, 36(6), S. 608-617.
- Jameson, M. W.; Tidmarsh, B. G.; Hood, J. A.** (1994): Effect of storage media on subsequent water loss and regain by human and bovine dentine and on mechanical properties of human dentine in vitro. *Arch Oral Biol*, 39(9), S. 759-767.

- Jokstad, A.; Mjor, I. A.; Qvist, V.** (1994): The age of restorations in situ. *Acta Odontol Scand*, 52(4), S. 234-242.
- Kamann, W. K.** (2010). Füllungstherapie mit Amalgam. In P. Gaengler, T. Hoffmann, B. Willershausen, N. Schwenzer & M. Ehrenfeld (Hrsg.), *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie* (Bd. 3, S. 172-177). Stuttgart: Thieme.
- Kamann, W. K.; Gängler, P.** (2000): [Filling repair and repair fillings]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 110(10), S. 1054-1071.
- Kanzow, P.; Piecha, L.; Biermann, J.; Wiegand, A.** (2020): Repair Surface Conditioning Measures Affect Enamel and Dentin Bond Strength. *Oper Dent*, 45(6), S. 643-654.
- Krejci, I.; Lieber, C. M.; Lutz, F.** (1995): Time required to remove totally bonded tooth-colored posterior restorations and related tooth substance loss. *Dent Mater*, 11(1), S. 34-40.
- Kupiec, K. A.; Barkmeier, W. W.** (1996): Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent*, 21(2), S. 59-62.
- Kwong, S. M.; Cheung, G. S.; Kei, L. H.; Itthagarun, A.; Smales, R. J.; Tay, F. R. et al.** (2002): Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater*, 18(5), S. 359-369.
- Loomans, B. A. C.; Cardoso, M. V.; Opdam, N. J. M.; Roeters, F. J. M.; Munck, J.; Huysmans, M.-C. et al.** (2011a): Surface roughness of etched composite resin in light of composite repair. *Journal of Dentistry*, 39(7), S. 499-505.
- Loomans, B. A. C.; Cardoso, M. V.; Roeters, F. J.; Opdam, N. J.; De Munck, J.; Huysmans, M. C. et al.** (2011b): Is there one optimal repair technique for all composites? *Dent Mater*, 27(7), S. 701-709.
- Loomans, B. A. C.; Mine, A.; Roeters, F. J.; Opdam, N. J.; De Munck, J.; Huysmans, M. C. et al.** (2010): Hydrofluoric acid on dentin should be avoided. *Dent Mater*, 26(7), S. 643-649.
- Los, S. A.; Barkmeier, W. W.** (1994): Effects of dentin air abrasion with aluminum oxide and hydroxyapatite on adhesive bond strength. *Oper Dent*, 19(5), S. 169-175.
- Lucena-Martín, C.; González-López, S.; Navajas-Rodríguez, J. M.** (2001): The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(5), S. 481-488.
- Lung, C. Y.; Matinlinna, J. P.** (2012): Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater*, 28(5), S. 467-477.
- Lynch, C. D.; Opdam, N. J.; Hickel, R.; Brunton, P. A.; Gurgan, S.; Kakaboura, A. et al.** (2014): Guidance on posterior resin composites: Academy of Operative Dentistry - European Section. *J Dent*, 42(4), S. 377-383.
- Manhart, J.; Chen, H.; Hamm, G.; Hickel, R.** (2004): Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29(5), S. 481-508.
- Manso, A. P.; Marquezini, L., Jr.; Silva, S. M.; Pashley, D. H.; Tay, F. R.; Carvalho, R. M.** (2008): Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater*, 24(4), S. 476-482.
- Marchesi, G.; Frassetto, A.; Visintini, E.; Diolosa, M.; Turco, G.; Salgarello, S. et al.** (2013): Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. *Eur J Oral Sci*, 121(1), S. 43-49.
- Matinlinna, J. P.; Vallittu, P. K.** (2007): Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil*, 34(8), S. 622-630.
- Matsumoto, M.; Mine, A.; Miura, J.; Minamino, T.; Iwashita, T.; Nakatani, H. et al.** (2016): Bonding effectiveness and multi-interfacial characterization of two direct buildup resin core systems bonded to post-space dentin. *Clin Oral Investig*.

- Mobarak, E. H.; El-Badrawy, W.; Pashley, D. H.; Jamjoom, H.** (2010): Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent*, 104(2), S. 92-97.
- Moncada, G.; Fernandez, E.; Martin, J.; Arancibia, C.; Mjor, I. A.; Gordan, V. V.** (2008): Increasing the longevity of restorations by minimal intervention: a two-year clinical trial. *Oper Dent*, 33(3), S. 258-264.
- Morresi, A. L.; D'Amario, M.; Capogreco, M.; Gatto, R.; Marzo, G.; D'Arcangelo, C. et al.** (2014): Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*, 29, S. 295-308.
- Nakabayashi, N.; Nakamura, M.; Yasuda, N.** (1991): Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3(4), S. 133-138.
- Nakamichi, I.; Iwaku, M.; Fusayama, T.** (1983): Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, 62(10), S. 1076-1081.
- Nikaido, T.; Kataumi, M.; Burrow, M. F.; Inokoshi, S.; Yamada, T.; Takatsu, T.** (1996): Bond strengths of resin to enamel and dentin treated with low-pressure air abrasion. *Oper Dent*, 21(5), S. 218-224.
- Nikaido, T.; Kunzelmann, K. H.; Chen, H.; Ogata, M.; Harada, N.; Yamaguchi, S. et al.** (2002): Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater*, 18(3), S. 269-275.
- Onisor, I.; Bouillaguet, S.; Krejci, I.** (2007): Influence of different surface treatments on marginal adaptation in enamel and dentin. *J Adhes Dent*, 9(3), S. 297-303.
- Opdam, N. J.; Bronkhorst, E. M.; Loomans, B. A.; Huysmans, M. C.** (2010): 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res*, 89(10), S. 1063-1067.
- Opdam, N. J.; Bronkhorst, E. M.; Loomans, B. A.; Huysmans, M. C.** (2012): Longevity of repaired restorations: a practice based study. *J Dent*, 40(10), S. 829-835.
- Opdam, N. J.; Bronkhorst, E. M.; Roeters, J. M.; Loomans, B. A.** (2007): A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater*, 23(1), S. 2-8.
- Opdam, N. J.; van de Sande, F. H.; Bronkhorst, E.; Cenci, M. S.; Bottenberg, P.; Pallesen, U. et al.** (2014): Longevity of posterior composite restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res*, 93(10), S. 943-949.
- Ovid, P.** (8): *Metamorph.* XV (Vers 178). *Antikes Rom.*
- Özcan, M.; Corazza, P. H.; Marocho, S. M.; Barbosa, S.; Bottino, M.** (2013): Repair bond strength of microhybrid, nanohybrid and nanofilled resin composites: effect of substrate resin type, surface conditioning and ageing. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), S. 1751-1758.
- Palmer, D. S.; Barco, M. T.; Billy, E. J.** (1992): Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, 67(3), S. 325-327.
- Pashley, D. H.; Carvalho, R. M.** (1997): Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, 25(5), S. 355-372.
- Pashley, D. H.; Tao, L.; Boyd, L.; King, G. E.; Horner, J. A.** (1988): Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol*, 33(4), S. 265-270.
- Pazinatto, F. B.; Campos, B. B.; Costa, L. C.; Atta, M. T.** (2003): Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations. *Pesqui Odontol Bras*, 17(4), S. 337-341.
- Perdigao, J.; Lambrechts, P.; Van Meerbeek, B.; Vanherle, G.; Lopes, A. L.** (1995): Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mater Res*, 29(9), S. 1111-1120.

- Perdigao, J.; Swift, E. J., Jr.; Denehy, G. E.; Wefel, J. S.; Donly, K. J.** (1994): In vitro bond strengths and SEM evaluation of dentin bonding systems to different dentin substrates. *J Dent Res*, 73(1), S. 44-55.
- Pereira, C. N.; Daleprane, B.; Barbosa, P. F.; Moreira, A. N.; de Magalhaes, C. S.** (2014): Qualitative evaluation of scanning electron microscopy methods in a study of the resin cement/dentine adhesive interface. *Microsc Microanal*, 20(1), S. 268-275.
- Phrukkanon, S.; Burrow, M. F.; Tyas, M. J.** (1999): The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *J Dent*, 27(4), S. 265-274.
- Pilo, R.; Cardash, H. S.; Oz-Ari, B.; Ben-Amar, A.** (2001): Effect of preliminary treatment of the dentin surface on the shear bond strength of resin composite to dentin. *Oper Dent*, 26(6), S. 569-575.
- Placido, E.; Meira, J. B.; Lima, R. G.; Muench, A.; de Souza, R. M.; Ballester, R. Y.** (2007): Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*, 23(9), S. 1086-1092.
- Purk, J. H.; Dusevich, V.; Glaros, A.; Eick, J. D.** (2007): Adhesive analysis of voids in Class II composite resin restorations at the axial and gingival cavity walls restored under in vivo versus in vitro conditions. *Dent Mater*, 23(7), S. 871-877.
- Purk, J. H.; Dusevich, V.; Glaros, A.; Spencer, P.; Eick, J. D.** (2004): In vivo versus in vitro microtensile bond strength of axial versus gingival cavity preparation walls in Class II resin-based composite restorations. *J Am Dent Assoc*, 135(2), S. 185-193.
- Rasines Alcaraz, M. G.; Veitz-Keenan, A.; Sahrman, P.; Schmidlin, P. R.; Davis, D.; Iheozor-Ejiofor, Z.** (2014): Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent or adult posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev*, 3.
- Rathke, A.; Tymina, Y.; Haller, B.** (2009): Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clinical Oral Investigations*, 13(3), S. 317-323.
- Rinastiti, M.; Özcan, M.; Siswomihardjo, W.; Busscher, H. J.** (2011): Effects of surface conditioning on repair bond strengths of non-aged and aged microhybrid, nanohybrid, and nanofilled composite resins. *Clinical Oral Investigations*, 15(5), S. 625-633.
- Rinaudo, P. J.; Cochran, M. A.; Moore, B. K.** (1997): The effect of air abrasion on shear bond strength to dentin with dental adhesives. *Oper Dent*, 22(6), S. 254-259.
- Rodrigues, S. A., Jr.; Ferracane, J. L.; Della Bona, A.** (2009): Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater*, 25(4), S. 442-451.
- Roeder, L. B.; Berry, E. A., 3rd; You, C.; Powers, J. M.** (1995): Bond strength of composite to air-abraded enamel and dentin. *Oper Dent*, 20(5), S. 186-190.
- Rosenstiel, S. F.; Land, M. F.; Rashid, R. G.** (2004): Dentists' molar restoration choices and longevity: a web-based survey. *J Prosthet Dent*, 91(4), S. 363-367.
- Rossomando, K. J.; Wendt, S. L., Jr.** (1995): Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. *Dent Mater*, 11(1), S. 47-51.
- Rueggeberg, F. A.** (1991): Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater*, 7(1), S. 2-10.
- Saboia, V. P.; Silva, F. C.; Nato, F.; Mazzoni, A.; Cadenaro, M.; Mazzotti, G. et al.** (2009): Analysis of differential artificial ageing of the adhesive interface produced by a two-step etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci*, 117(5), S. 618-624.
- Sano, H.; Shono, T.; Sonoda, H.; Takatsu, T.; Ciucchi, B.; Carvalho, R. et al.** (1994): Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10(4), S. 236-240.

- Sarkar, N. K.** (2000): Internal corrosion in dental composite wear. *J Biomed Mater Res*, 53(4), S. 371-380.
- Sezinando, A.** (2014): Looking for the ideal adhesive – A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), S. 194-206.
- Shahdad, S. A.; Kennedy, J. G.** (1998): Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent*, 26(8), S. 685-694.
- Sharif, M. O.; Catleugh, M.; Merry, A.; Tickle, M.; Dunne, S. M.; Brunton, P. et al.** (2014): Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite. *Cochrane Database Syst Rev*, 2.
- Shen, C.** (2004): The effect of mechanical undercuts on the strength of composite repair. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 10(135), S. 1406-1412;1467-1408.
- Söderholm, K. J.** (1991): Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater*, 7(2), S. 74-83.
- Söderholm, K. J.; Shang, S. W.** (1993): Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res*, 72(6), S. 1050-1054.
- Tagami, J.; Tao, L.; Pashley, D. H.; Horner, J. A.** (1989): The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol*, 34(10), S. 773-777.
- Tagami, J.; Tao, L.; Pashley, D. H.; Hosoda, H.; Sano, H.** (1991): Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater*, 7(4), S. 234-239.
- Tani, C.; Finger, W. J.** (2002): Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent*, 4(4), S. 283-289.
- Taschner, M.; Nato, F.; Mazzoni, A.; Frankenberger, R.; Falconi, M.; Petschelt, A. et al.** (2012): Influence of preliminary etching on the stability of bonds created by one-step self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci*, 120(3), S. 239-248.
- Tay, F. R.; Gwinnett, J. A.; Wei, S. H.** (1996): Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mater*, 12(4), S. 236-244.
- Tay, F. R.; Pashley, D. H.** (2001): Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater*, 17(4), S. 296-308.
- Van Landuyt, K. L.; De Munck, J.; Coutinho, E.; Peumans, M.; Lambrecht, P.; Van Meerbeek, B.** (2005). Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. In G. Eliades, D. C. Watts & T. Eliades (Hrsg.), *Dental Hard Tissues and Bonding* (S. 89-116). Heidelberg: Springer.
- Van Landuyt, K. L.; Snauwaert, J.; De Munck, J.; Peumans, M.; Yoshida, Y.; Poitevin, A. et al.** (2007): Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), S. 3757-3785.
- Van Meerbeek, B.; Braem, M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.** (1994): Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent*, 22(3), S. 141-146.
- Van Meerbeek, B.; De Munck, J.; Yoshida, Y.; Inoue, S.; Vargas, M.; Vijay, P. et al.** (2003): Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3), S. 215-235.
- Van Meerbeek, B.; Dhem, A.; Goret-Nicaise, M.; Braem, M.; Lambrechts, P.; VanHerle, G.** (1993): Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res*, 72(2), S. 495-501.
- Van Meerbeek, B.; Inokoshi, S.; Braem, M.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.** (1992): Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res*, 71(8), S. 1530-1540.

- Van Meerbeek, B.; Peumans, M.; Poitevin, A.; Mine, A.; van Ende, A.; Neves, A. et al.** (2010): Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), S. 100-121.
- Van Meerbeek, B.; Yoshihara, K.; Yoshida, Y.; Mine, A.; De Munck, J.; Van Landuyt, K. L.** (2011): State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*, 27(1), S. 17-28.
- Van Noort, R.; Noroozi, S.; Howard, I. C.; Cardew, G.** (1989): A critique of bond strength measurements. *J Dent*, 17(2), S. 61-67.
- Versluis, A.; Tantbirojn, D.; Douglas, W. H.** (1997): Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*, 76(6), S. 1298-1307.
- Watanabe, I.; Nakabayashi, N.; Pashley, D. H.** (1994): Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res*, 73(6), S. 1212-1220.
- Watanabe, L. G.; Marshall, G. W., Jr.; Marshall, S. J.** (1996): Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater*, 12(2), S. 109-115.
- Wendt, S. L.; McInnes, P. M.; Dickinson, G. L.** (1992): The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater*, 8(3), S. 181-184.
- White, G. J.; Beech, D. R.; Tyas, M. J.** (1989): Dentin smear layer: an asset or a liability for bonding? *Dent Mater*, 5(6), S. 379-383.
- Williams, V. D.; Svare, C. W.** (1985): The effect of five-year storage prior to bonding on enamel/composite bond strength. *J Dent Res*, 64(2), S. 151-154.
- Yassen, G. H.; Platt, J. A.; Hara, A. T.** (2011): Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci*, 53(3), S. 273-282.
- Yesilyurt, C.; Kugotz, A.; Bayram, M.** (2009): Initial Repair Bond Strength of a Nano-filled Hybrid Resin: Effect of Surface Treatments and Bonding Agents. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(4), S. 251-260.
- Yiu, C. K.; King, N. M.; Pashley, D. H.; Suh, B. I.; Carvalho, R. M.; Carrilho, M. R. et al.** (2004): Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials*, 25(26), S. 5789-5796.
- Yoshiyama, M.; Tay, F. R.; Doi, J.; Nishitani, Y.; Yamada, T.; Itou, K. et al.** (2002): Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res*, 81(8), S. 556-560.

8 Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Silanmolekül mit Alkoxy-Gruppen links und Methacrylatgruppe rechts...</i>	13
<i>Abbildung 2: Skizze einer Probe im Querschnitt</i>	18
<i>Abbildung 3: Dentinscheibe</i>	20
<i>Abbildung 4: Parallelschleifvorrichtung mit Dentinscheibe auf gläsernem Objektträger</i>	21
<i>Abbildung 5: Gruppen 1-12 mit Reihenfolge der Konditionierungsschritte</i>	23
<i>Abbildung 6: Skizze einer Probe in der Klebelehre</i>	26
<i>Abbildung 7: Thermocyclingapparatur</i>	28
<i>Abbildung 8: Skizze einer Probe beim Zugversuch</i>	29
<i>Abbildung 9: Darstellung eines Boxplots</i>	33
<i>Abbildung 10: Prozentuale Verteilung des vorzeitigen Versagenszeitpunktes und Pre-test-failure</i>	35
<i>Abbildung 11: Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Filtek Supreme XTE (Boxplot wie in Abbildung 9; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die sich nicht signifikant unterscheiden [Nemenyi: $p \geq 0,05$])</i>	36
<i>Abbildung 12: Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Tetric EvoCeram Boxplot wie in Abbildung 9; gleiche Buchstaben kennzeichnen Gruppen, die sich nicht signifikant unterscheiden [Nemenyi: $p \geq 0,05$])</i>	38
<i>Abbildung 13: Prozentuale relative Verbundfestigkeit von Filtek Supreme XTE</i>	40
<i>Abbildung 14: Prozentuale relative Verbundfestigkeit von Tetric EvoCeram</i>	41

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 15: Legende einer Randleiste.....</i>	<i>43</i>
<i>Abbildung 16: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung 17: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung 18: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>46</i>
<i>Abbildung 19: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>47</i>
<i>Abbildung 20: Dentinoberfläche bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>48</i>
<i>Abbildung 21: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung.....</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung 22: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung.....</i>	<i>50</i>
<i>Abbildung 23: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung.....</i>	<i>51</i>
<i>Abbildung 24: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch bei 200-facher Vergrößerung.....</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung 25: Ausschnitt der Dentinoberfläche innerhalb der Klebefläche nach erfolgtem Zugversuch bei 100-facher Vergrößerung.....</i>	<i>53</i>
<i>Abbildung 26: Übergangsbereich zwischen Klebefläche und äußerem Dentin bei 500- facher Vergrößerung</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung 27: Übergangsbereich zwischen Klebefläche und äußerem Dentin bei 200- facher Vergrößerung</i>	<i>55</i>
<i>Abbildung 28: CoJet-Sand bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>56</i>
<i>Abbildung 29: Aluminiumoxid-Sand bei 200-facher Vergrößerung</i>	<i>56</i>

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Perzentile für die Verbundfestigkeit von Filtek Supreme XTE 37

Tabelle 2: Perzentile für die Verbundfestigkeit von Tetric EvoCeram 39

10 Herstellerverzeichnis

Abformmaterial

Aquasil Ultra LV
DENTSPLY DeTrey GmbH
78467 Konstanz

Silikon Knetmasse
Omnident GmbH
63110 Rodgau

Absaugkanüle

ROEKO Surgitip
Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG
89129 Langenau

Adhäsionsgel
für Objektträger

Airblock
DENTSPLY DETREY GmbH
78467 Konstanz

Chloramin-T-Lösung 1 %

Universitätsapotheke
Josef-Schneider-Str. 2
97080 Würzburg

Cyanacrylatkleber

Sekundenkleber 1733-0100
Renfert GmbH
78247 Hilzingen

Dentinadhäsiv-System

Optibond FL
LOT Primer: 4871675
LOT Adhäsiv: 4934059
Kerr GmbH
76158 Karlsruhe

Scotchbond Universal
3M Deutschland GmbH
41453 Neuss
LOT: 549372

Herstellerverzeichnis

Einmal-Applikator	Kerr-Applikator Tip Kerr GmbH 76158 Karlsruhe
Einmalskalpell	Surgical Blade Nr. 20 Henry Schein Inc. Melville, NY 11747, USA
Epoxidharz	RenCast CW 2215 REN HY 5162 (Härter) Gößl + Pfaff GmbH 85123 Karlskron
Füllungsinstrument	Kugelstopfer 1954/149 Henry Schein Melville, NY 11747, USA
Handstück	KaVo EWL Typ 4910 Kaltenbach & Voigt GmbH 88400 Biberach an der Riß
Kaltpolymerisat	Paladur farblos Heraeus Kulzer GmbH 63450 Hanau
Klebeband	tesafilm tesa SE 22848 Norderstedt Vinyl Electrical Tape 3M Deutschland GmbH 41453 Neuss
Kochsalzlösung	Isotonische Kochsalzlösung 0,9 % Fresenius AG 61346 Bad Homburg

Herstellerverzeichnis

Kohlenstoffkleber	PLANOCARBON N650 Plano GmbH 35578 Wetzlar
Komposite	Filtek Supreme XTE 3M Deutschland GmbH 41453 Neuss LOT: N533175 Tetric EvoCeram Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen (Jagst) LOT: T01464
Laborbehandlungseinheit	Sirona C4+ Sirona Dental Systems GmbH 64625 Bensheim
Lichtpolymerisationsgerät	Elipar Freelight 2 3M ESPE AG 82229 Seefeld
Lupenbrille	Fernrohrlupen-Brille GTX 2 Carl Zeiss Vision GmbH 73428 Aalen
Messdose	Wägezelle Typ U2A Hottinger Baldwin Messtechnik 64293 Darmstadt
Objektträger (Dentinscheiben)	Paul Marienfeld GmbH & Co. KG 97922 Lauda-Königshofen
Parallel-Schraubstock	EAN-Nr. 4003457252837 TRIUSO Qualitätswerkzeuge GmbH 84428 Buchbach

Herstellerverzeichnis

Phosphorsäureätzgel	Ätzgel 37 % H ₃ PO ₄ Henry Schein Inc. Melville, NY 11747, USA
Photometer	Curing Radiometer Model 100 Demetron Kerr Danbury CT, USA
Präparierdiamanten	normalkörniger, zylinderförmiger Präparier- diamant (836KR.314.012) feinkörniger, zylinderförmiger Finierdiamant (8882L 314 014) GEBR. Brasseler GmbH & Co. KG 32657 Lemgo
Rasterelektronenmikroskop	DSM 940 Carl Zeiss AG 73447 Oberkochen
Reinigungsmittel für Dentinscheiben	Tubulicid Blue Label Dental Therapeutics AB 132 40 Saltsjö-Boo, Schweden
REM-Objekträger	0,5" Aluminium Specimen Stubs Agar Scientific Ltd. Essex CM24 8GF England
Scanner	Stylus Office BX252WD EPSON DEUTSCHLAND GmbH 40670 Meerbusch
Silan Coupling Agent	ESPE Sil 3M ESPE Deutschland GmbH 41453 Neuss LOT: 488098

Herstellerverzeichnis

Software zur Materialprüfung	ZWICK PC-Software Version 5.18 ZWICK GmbH & Co. KG 89079 Ulm
Software zur statistischen Auswertung	SPSS Statistics 22.0 SPSS GmbH Software IBM Company 80339 München
Software zur Tabellenkalkulation	Excel 2011 Microsoft Corporation Redmond, WA 98052-6399 USA
Spiegelreflexkamera	CONTAX 167 MT Carl Zeiss Jena GmbH 07745 Jena
Sputtergerät	Emitech K 550 Quorum Technologies Ltd. United Kingdom
Stereomikroskop	Leica EZ4 D Leica Mikrosystems GmbH 35578 Wetzlar
Strahlgerät	DENTO-PREP Rønvig DK-8721 Daugaard, Dänemark
Strahlsand	CoJet Sand 30µm 3M Deutschland GmbH 41453 Neuss Aluminiumoxid Pulver 27µm KaVo Dental GmbH 88400 Biberach an der Riß

Herstellerverzeichnis

Thermogeräte für Temperaturwechselbelastung	mgw RM 6 LAUDA (Warmwasser) UKT 600 (Kaltwasser) DR. R. WOBSER GmbH & Co. KG 97912 Lauda-Königshofen
Trennscheibe	Diamantscheibe HORICO 12203 Berlin LOT: 77789
Universalprüfmaschine	UPM 1445 Zwick GmbH & Co. KG 89079 Ulm
Wärmebad (Wasserlagerung)	MINIWASSERBAD JULABO GmbH 77960 Seelbach
Wärmeschrank	Memmert GmbH & Co. KG 91126 Schwabach
Winkelstück	INTRAmatic Lux 3 25LH KaVo Dental GmbH 88400 Biberach an der Riß

Danksagung

Allen voran bedanke ich mich herzlich bei meinem Doktorvater Herrn Priv.-Doz. Dr. Norbert Hofmann. Dieser Dank gilt gleichermaßen für die freundliche Überlassung der praxisnahen und interessanten Fragestellung sowie für die unermüdliche Unterstützung während der experimentellen Phase – genannt sei hier insbesondere die zeitaufwendige Untersuchung der Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop – und für die Hilfestellung bei der Analyse der Ergebnisse nebst statistischer Auswertung der Daten. Sein Engagement und umfassendes Fachwissen haben mein wissenschaftliches Arbeiten nachhaltig geprägt.

Herrn Prof. Dr. Marc Schmitter danke ich außerordentlich für die freundliche Übernahme des Korreferats.

Herrn Dr. Moritz Conrath danke ich für die Hilfestellung bei technischen und inhaltlichen Fragen. Frau Dr. Anja Quast danke ich herzlich für ihre Hilfsbereitschaft, ebenso wie allen Mitarbeitenden der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie bzw. der Abteilung für Funktionswerkstoffe, die an der Entstehung der Arbeit beteiligt waren.