

Aus der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde

Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

Direktor: Prof. Dr. M. Hannig

Die interne Adaptation von Kompositen an kariös verändertem Dentin

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2022

vorgelegt von:

Viktor Evdoshenko

geb. am: 29.08.1983 in Saborowka

Tag der Promotion: 19.09.2023

Dekan: Prof. Dr. M.D. Menger

1. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Hannig

2. Berichterstatter: Prof. Dr. M. Karl

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG	1
ABSTRACT.....	2
1 EINLEITUNG	3
1.1 Zahnaufbau	3
1.1.1 Aufbau von Dentin	3
1.2 Karies	4
1.2.1 Dentinkaries	5
1.2.2 Das äußere und innere kariöse Dentin	7
1.3 Therapie der Karies im Praxisalltag	7
1.4 Komposite	9
1.4.1 Einteilung der Komposite.....	10
1.5 Adhäsion am Dentin	11
1.5.1 Dentinhaftvermittler	12
1.5.2 Dentinkonditionierung.....	12
1.5.3 Primer und Adhäsiv.....	13
1.5.4 Adhäsion am kariös veränderten Dentin.....	14
1.6 Spaltbildung durch Polymerisationsschrumpfung	15
1.7 Möglichkeiten der Randspaltanalyse	16
1.7.1 Thermocycling.....	17
1.7.2 Rasterelektronenmikroskop (REM)	17

1.7.3 Lichtmikroskop (LM)	18
2 ZIEL DER ARBEIT/ FRAGESTELLUNGEN	19
3 MATERIAL UND METHODE	20
3.1 Untersuchungsdesign	20
3.2 Auswahl der Zähne	21
3.3 Auswahl der Präparate	21
3.4 Kavitätenpräparation und Applikation der Füllungen.....	21
3.5 Verwendete Adhäsivsysteme	22
3.6 Aufbereitung der Präparate für die mikroskopische Untersuchung.....	24
3.7 Lichtmikroskopische bzw. rasterelektronenmikroskopische Analyse und Entscheidungsgrundsätze	25
3.8 Thermocycling.....	26
3.9 Statistische Testverfahren und Auswertung	26
4 ERGEBNISSE	28
4.1 Realisierbarkeit einer spaltfreien internen Adaptation beim Komposit-Dentin- Verbund am kariös veränderten bzw. gesunden Dentin.....	28
4.2 Unterschiede in der Auswertung zwischen LM und REM	28
4.3 Gegenüberstellung von Messdaten der Füllungen am kariös veränderten und gesunden Dentin.....	30
4.3.1 Präparatgruppe I: Optibond FI/ Herculite.....	30
4.3.2 Präparatgruppe II: Optibond FI/ Herculite nach Thermocycling	32
4.3.3 Präparatgruppe III: Clearfil S3/ Kuraray Majesty.....	33

4.3.4	Präparatgruppe IV: Clearfil S3/ Kuraray Majesty nach Thermocycling	35
4.3.5	Präparatgruppe V: Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil	37
4.3.6	Präparatgruppe VI: Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil nach Thermocycling.....	39
4.4	Gruppenvergleich der untersuchten Adhäsivsysteme	41
4.5	Einfluss des Thermocyclings	42
4.6	Zusammenfassung der Ergebnisse	43
5	DISKUSSION	44
5.1	Diskussion der Methoden und der Materialien	44
5.1.1	Auswahl und Lagerung der Zähne	44
5.1.2	Die Festlegung des Endpunkts der Kariesexkavation	46
5.1.3	Applikation der Füllung.....	46
5.1.4	Auswahl der Adhäsivsysteme	46
5.1.5	Lichtmikroskop vs. Rasterelektronenmikroskop	47
5.2	Diskussion der Ergebnisse	47
5.2.1	Realisierbarkeit eines spaltfreien Verbundes zwischen Komposit und kariös verändertem bzw. gesundem Dentin	47
5.2.2	Vergleich der internen Adaptation am kariös veränderten bzw. gesunden Dentin.....	50
5.2.3	Unterschiede zwischen den drei verwendeten Adhäsivsystemen	52
5.2.4	Einfluss des Thermocyclings	54
5.2.5	Einfluss der individuellen Dentinqualität.....	54
5.3	Schlussfolgerungen.....	56
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	58

DIAGRAMMVERZEICHNIS.....	59
6 LITERATURVERZEICHNIS.....	60
7 DANKSAGUNG	69
8 LEBENSLAUF.....	70

Zusammenfassung

Die direkte Kompositrestauration ist eine große Errungenschaft in der Zahnmedizin. Komposite werden nicht nur als Ersatz für Amalgam eingesetzt, vielmehr haben diese innovativen Werkstoffe zum Umdenken in der Zahnmedizin geführt. Losgelöst von Black's aufgestellten Präparationsregeln ist man seit der Entwicklung der Komposite und Adhäsivsysteme in der Lage, minimal-invasive Kariestherapie zu betreiben. Dennoch ist die Entwicklung der Komposite und Adhäsivsysteme nicht abgeschlossen, denn wie die vorliegende Untersuchung zeigt, kann bis heute die Haftung am Dentin noch nicht vollständig vorhergesagt werden.

Im Rahmen dieser Studie sollte geklärt werden, ob es einen signifikanten Unterschied bei der internen Adaptation von Kompositfüllungen an kariös veränderten und gesundem Dentin gibt. Das Besondere an dieser In-vitro-Studie ist das gewählte Versuchsdesign, das einen direkten Vergleich zwischen der Haftung am kariös veränderten und gesunden Dentin ermöglicht. Es wurden drei verschiedene, handelsübliche Adhäsive mit den jeweils zugehörigen Kompositen verwendet: Optibond FI / Herculite, Clearfil S3 / Kuraray Majesty und Orbi Bond AF / Orbi HiFil. Nach dem Entfernen der Karies bzw. Präparieren der korrespondierenden Kavität wurden die jeweiligen Adhäsive und Komposite nach Herstellerangaben in die entstandenen Kavitäten appliziert. Nach einem Längsschnitt ergaben sich zwei Zahnhälften mit je einer Füllung im kariös veränderten und im gesunden Dentin. Die Hälfte der Präparatengruppen wurden einer künstlichen Alterung im Thermocycler ausgesetzt. Für die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop wurde die Replikatechnik angewandt.

Die rasterelektronenmikroskopische und lichtmikroskopische Untersuchung ergab Unterschiede in der Struktur der Haftung, nicht jedoch in der internen Adaptation zwischen kariös veränderten und gesundem Dentin. Zwischen den drei Adhäsivgruppen gab es signifikante Unterschiede des Komposit-Dentinverbundes, so konnte mit dem Adhäsiv Clearfil S3 die besten Verbundwerte hergestellt werden. Die thermische Belastung hatte keine Auswirkung auf den Komposit-Dentinverbund. Außerdem scheint die individuelle Dentinqualität für den Verbund relevant zu sein. Diese stellt nach wie vor einen nicht vorhersehbaren Faktor dar und führt zu dem Schluss, dass man mit heutigen Adhäsiven keine sichere Haftung in Hinblick auf die interne Adaptation am Dentin vorhersagen kann.

Abstract

Direct resin composite restorations are a great achievement in dentistry. Besides composites being able to be implemented as an alternative for amalgam, these innovative materials have led to a new way of thinking in restorative dentistry. Since the development of composites and adhesive systems, and having moved away from Black's established preparation rules, it is now possible to perform minimally invasive treatment of caries. Nonetheless, the development of composites and adhesive systems is not yet complete, as the present investigation demonstrates that adhesion to dentin cannot be predicted certainly.

This study aims to identify whether there is a significant difference between the internal adaptation of composite fillings on dentin altered by caries compared to healthy dentin. This in vitro study is characterized by a special test design, which allows for a direct comparison between the adhesion to dentin altered by caries and to healthy dentin. Three different commercially available adhesives and respective composites were used: Optibond F1 / Herculite, Clearfil S3 / Kuraray Majesty and Orbi Bond AF / Orbi HiFil. After removing the caries and preparing the corresponding cavity, the respective adhesives and composites were applied to the cavities according to the manufacturer's specifications. A longitudinal section resulted in two tooth halves, each with a filling in the dentin altered by caries and in the healthy dentin. Half of the specimens were submitted to an artificial aging in a thermocycler. A replica technique was used for the investigation by a scanning electron microscopy.

The analyses using interfacial scanning electron microscopy and light microscopy yielded differences in the structure of the adhesive bonding but not in the internal adaptation between dentin altered by caries and healthy dentin. Significant differences in the composite dentin bond were found between the three adhesive groups. The adhesive Clearfil S3 revealed the best results in terms of adhesive bonding. The thermal load had no effect on the composite dentin bond. Furthermore, the individual dentin quality appears to be relevant for the interfacial bonding. This continues to outline a non-predictable factor and leads to the conclusion that a reliable adhesion in terms of internal dentinal adaptation cannot be predicted with today's adhesives.

1 Einleitung

Seit Mitte des 20. Jahrhunderts nehmen zahnfarbene Kompositmaterialien einen immer breiteren Raum ein. Gleichzeitig geriet das bis dahin bewährte Amalgam immer mehr in Verruf und ist seitdem auf dem Rückzug aus dem klinischen Alltag. Anders als bei Amalgam und ähnlichen Füllungstherapien ist man bei Kunststofffüllungen nicht mehr auf makroretentiv präparierte Unterschnitte angewiesen, um eine adäquate Haftung zu gewährleisten. Stattdessen wird die Füllung am Zahn adhäsiv befestigt. Im Zuge der technischen und materialwissenschaftlichen Fortschritte der letzten Jahrzehnte wurde es den Behandlern möglich, sich von den von Black aufgestellten klassischen Präparationsregeln (Black, 1908) loszulösen. Durch die Verbesserung der Haftung am Zahn, der Abrasionsfestigkeit und der Ästhetik der Komposite wurde es möglich, minimalinvasive, strikt defektorientierte Präparationen zur Versorgung kariöser Läsionen zu realisieren. Die Voraussetzung für die adhäsive Befestigung der Füllung am Zahnschmelz bietet die Säure-Ätztechnik (Buonocore, 1955). Lange Zeit fehlten geeignete Verfahren für eine stabile Verankerung am Dentin. Inzwischen wurden speziell dafür die sogenannten Dentinadhäsivsysteme entwickelt. Die Herausforderung besteht darin, das hydrophile Dentin mit dem hydrophoben Kompositkunststoff zu verbinden. In der Füllungstherapie finden sich häufig kariöse Läsionen, die bis ins Dentin reichen, was den Einsatz von Dentinadhäsiven notwendig macht. In den folgenden Abschnitten werden die beteiligten Komponenten und ihre Zusammenhänge erläutert.

1.1 Zahnaufbau

Der Zahn setzt sich aus der Pulpa, umschlossen vom Dentin und schließlich dem Schmelz als äußerste Schicht zusammen. Im Rahmen dieser Arbeit wird der Fokus auf das Dentin gelegt.

1.1.1 Aufbau von Dentin

Dentin bietet bei der Versorgung direkter und vor allem indirekter Restaurationen häufig den größten Teil der Oberfläche für eine adhäsive Befestigung. Je nach Präparation bilden die

Schmelzareale nur einen geringen Anteil der Kavitäten (Krämer, Lohbauer und Frankenberger, 2000).

Das Dentin setzt sich aus ca. zehn Prozent Wasser, 20 Prozent organischer und 70 Prozent anorganischer Substanz zusammen. Der organische Teil des Dentins besteht fast ausschließlich aus Kollagen des Typs 1 und weniger als drei Prozent aus Kollagen des Typs 5 (Schröder, 1992). Drei Kollageneinzelstränge bilden eine dreidimensionale Quervernetzung, in dessen Zwischenräumen die anorganische Substanz (Mineralanteil) eingelagert ist. Den Mineralanteil des Dentins (Hydroxylapatitkristalle) bilden vor allem Kalzium und Phosphat im Verhältnis 1:1,23. Sowohl die Zusammensetzung des anorganischen als auch des organischen Anteils unterscheiden sich in ihrer Ausprägung in den verschiedenen Dentinschichten (Craig, Gehring und Peyton, 1959; Zuch, 2014).

Anders als der Knochen enthält das Dentin keine Zellen. Jedoch finden sich im Grenzbereich von Dentin und Pulpa Odontoblasten, deren zytoplasmatische Fortsätze das Dentin in den Tubuli durchziehen. Diese dienen der physiologischen Versorgung der Zahnhartsubstanz sowie der Schmerzweiterleitung. Die Tubuli sind kanalartige Strukturen, die mit peritubulärem Dentin ausgekleidet sind, welches im Gegensatz zum intertubulären Dentin dichter mineralisiert ist. Von innen nach außen betrachtet nehmen die Anzahl und Durchmesser der Tubuli in den pulpafernen Dentinschichten ab (Eick, Gwinnett, Pashley und Robinson, 1997). Das Dentin ist ein inhomogenes Gewebe, das unterschiedlich stark mineralisiert ist.

1.2 Karies

Der kariöse Prozess spielt sich zwischen der Zahnoberfläche und dem den Zahn umgebenden bakteriellen Biofilm mit Bakterien ab. Bestimmte Bakterien verstoffwechseln niedermolekulare Kohlenhydrate und bilden am Ende organische Säuren, die in der Lage sind, die Zahnhartsubstanz (Hydroxylapatitkristalle $(Ca_{10}(PO_4)_6OH_2)$) aufzulösen. Die dabei entstandenen Schäden an der Zahnhartsubstanz stellen das klinische Ergebnis zu einem spezifischen Zeitpunkt dar.

Bei Betrachtung der Karies als Krankheit, ist dies eine multifaktorielle Erkrankung, die obwohl kariogene Keime von Mensch zu Mensch übertragbar sind, nicht zu den ansteckenden Krankheiten zählt (Fejerskov, 1997).

1.2.1 Dentinkaries

Die Struktur von kariösem Dentin unterscheidet sich in der höheren Permeabilität und dem deutlich höheren organischen Anteil von gesundem Dentin. Bereits eine Karies im Schmelz führt durch diffundierende bakterielle Toxine und Enzyme zu einer Reizung der Pulpa und des Dentins. Als Schutzmechanismus wird durch die Bildung von Sekundär- und Tertiärdentin der Abstand zwischen Karies und Pulpa vergrößert. Sobald die Karies die Schmelz-Dentingrenze überwindet, breitet sich diese rasch über die Dentinkanälchen in Richtung Pulpa aus (Hellwig, Klimek und Attin, 2013). Das tertiäre Dentin wird an der Pulpa-Dentingrenze hügelartig auf das primäre Dentin angelagert. Das neu entstandene Dentin ist ebenfalls tubulär aufgebaut, wobei die Tubuli gewunden, verzweigt oder geknickt verlaufen können. Je nach Grad der Abweichung von der Norm wird von irregulärem Dentin I, II oder III gesprochen. Für die Bakterien ist das irreguläre Dentin schwieriger zu durchdringen und bietet deshalb der Pulpa einen gewissen Schutz. Hier beginnt ein Wettlauf zwischen dem Voranschreiten der kariösen Läsion und der Bildung von sekundärem und tertiärem Dentin, der meistens zugunsten der kariösen Läsion entschieden wird (Mittermayer, 1993). Folgende Zonen der Dentinkaries werden von Schröder (1992) unterschieden:

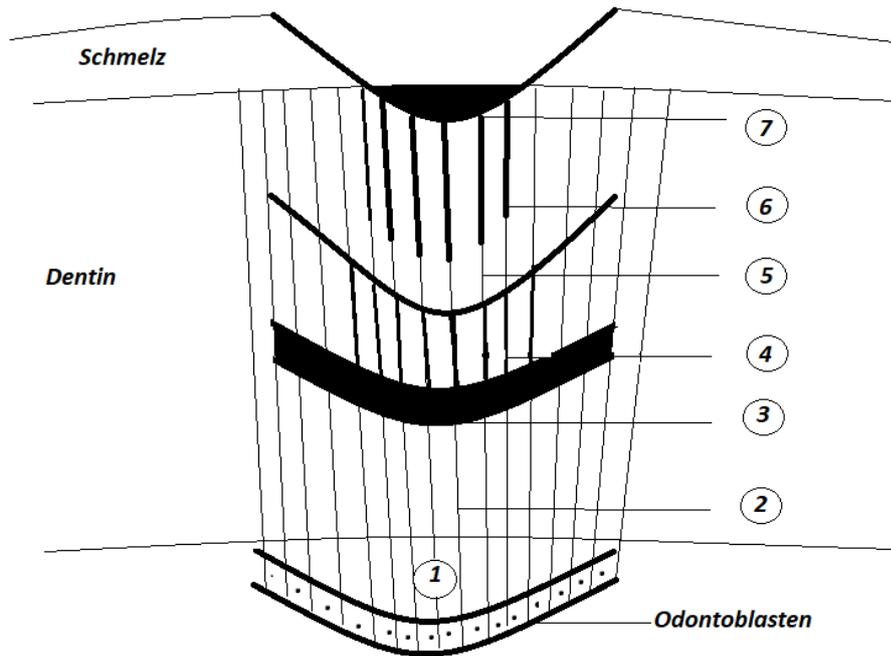


Abbildung 1 Schematische Darstellung einer Dentinkaries und ihre verschiedenen histologischen Zonen.

Gezeichnet nach Vorlage (Schröder, 1992)

1: Zone des tertiären Dentins (Reizdentin)

2: Zone des regulären unveränderten Dentins

3: Zone der Sklerose, bestehend aus obliterierten Dentinkanälchen (klinisches Erscheinungsbild: hell, transluzent)

4: Zone der „dead tracks“, aufgrund des Fehlens der Odontoblastenfortsätze in den Dentintubuli zeigt sich hier eine erhöhte Permeabilität gegenüber gesundem Dentin

5: Zone der Demineralisation, bestehend aus obliterierten Dentintubuli und abgekapselten, devitalen Odontoblastenfortsätzen

6: Zone der Penetration, Eintrittspforte der Bakterien in die Dentintubuli

7: Zone der Nekrose, bestehend aus erweichtem Dentin

In der Literatur findet sich weiterhin eine Unterscheidung zwischen Dentin, das nicht mehr zu Remineralisation fähig ist (kariös infiziertes Dentin) und dem, welches noch potenziell remineralisierbar ist (kariös verändertes Dentin). Ohgushi und Fusayama (1975) unterteilen Dentinkaries in ein äußeres und ein inneres kariöses Dentin. Die äußere Schicht, die degenerierte Kollagenfasern enthält, lässt sich mit 0,5-prozentiger Fuchsin-Propylenglykol-Lösung anfärben. Die innere Schicht zeigt einen regelmäßigen histologischen Dentinaufbau und lässt sich im Gegensatz zur äußeren Schicht nicht anfärben (Ohgushi und Fusayama, 1975; Pugach et al., 2009). Gleichwohl muss nicht alles, was angefärbt ist, bakteriell infiziert sein (Kidd, Joyston-Bechal und Beighton, 1993). Im Umkehrschluss bedeutet es aber auch, dass

Bereiche, die nicht angefärbt sind, trotzdem Bakterien enthalten können (Anderson, Loesche und Charbeneau, 1985). Das Verfahren der Dentin-Anfärbung wird häufig als sogenannter Karies-Detektor verwendet.

1.2.2 Das äußere und innere kariöse Dentin

Ohgushi und Fusayama (1975) unterteilen die Dentinkaries nach chemisch-strukturellen und ultramikroskopischen Aspekten in das äußere und innere kariöse Dentin. Dabei wird davon ausgegangen, dass die äußere Schicht die bakteriell infizierte, devitale, nicht remineralisierbare und weichere Kariesschicht ausmacht. Die innere Schicht ist dagegen vital, härter, remineralisierbar und lässt sich nicht anfärben. Zwischen diesen beiden Schichten ist laut Ohgushi und Fusayama (1975) die anorganische Matrix entlang des peritubulären Dentins stärker demineralisiert als im intertubulären Dentin.

Die tiefere, innere kariöse Schicht unterscheidet sich hauptsächlich durch die geringere Dichte anorganischen Materials vom gesunden Dentin. Ohgushi und Fusayama (1975) haben beobachtet, dass die innere kariöse Schicht, im Gegensatz zur äußeren Schicht, sowohl intakte Odontoblastenfortsätze als auch eine intakte organische Matrix mit gesunden Kollagenfasern aufweist. Damit erhält die innere Schicht die Fähigkeit remineralisiert zu werden, was bei der äußeren Schicht unmöglich ist (Kato und Fusayama, 1970).

1.3 Therapie der Karies im Praxisalltag

Die Behandlung von Karies richtet sich nach dem Grad der Hartschubstanzzerstörung. Nach den aktuellen Richtlinien soll die Karies vollständig entfernt werden und ein dichter, aus plastischen Materialien gefertigter Verschluss der Kavität erfolgen. Es wird zwischen nichtinvasiven, minimal invasiven und invasiven Verfahren unterschieden. Die nichtinvasive Kariestherapie verzichtet auf das Eröffnen und Füllen des Zahnes und ist nur bei Läsionen induziert, die schmelzbegrenzt sind und noch nicht zu einer Kavität geführt haben (Hellwig et al. 2013). Typisches Erscheinungsbild dafür sind Kreideflecken an den Glattflächen oder im Approximalbereich als eine Aufhellung im Röntgenbild. Zu den nichtinvasiven Methoden gehören Fluoridierungsmaßnahmen, Mundhygieneinstruktion und Ernährungsberatung (Curilovic, Saxer und Marthaler, 1983).

Sobald eine Kavitation eine Dentinbeteiligung aufweist bzw. röntgenologisch eine Dentinbeteiligung einer kariösen, approximalen Läsion festgestellt wird, kann eine minimalinvasive Vorgehensweise indiziert sein (Hellwig et al., 2013).

Seit vielen Jahren besteht in der Zahnerhaltungskunde der Anspruch, Läsionen die durch Karies entstanden sind, unter möglichst großer Schonung der Pulpa und Zahnhartsubstanz zu behandeln. Dabei wird versucht das Dentin, welches nicht mehr zur Remineralisation fähig ist („kariös infiziertes Dentin“), zu entfernen und das, was noch remineralisierbar ist („kariös verändertes Dentin“), zu belassen (Doi, Itota, Torii, Nakabo und Yoshiyama, 2004). Bei tiefen kariösen Läsionen empfehlen einige Autoren, das kariös infizierte Gewebe in der Nähe der Pulpa zu belassen und die Kavität trotzdem adhäsiv zu verschließen. Der positive Effekt für die Vitalerhaltung der Pulpa liegt darin, dass sekundäres und tertiäres Dentin zum Schutz der Pulpa gebildet werden (Bjørndal, Larsen und Thylstrup, 1997; Schwendicke und Paris, 2014).

Von ausgedehnten invasiven Verfahren spricht man dann, wenn die Größe der Läsion eine Therapie mit plastischen, adhäsiven Materialien nicht mehr zulässt. Dabei muss neben der erkrankten auch gesunde Substanz entfernt werden, um eine adäquate Retention für die Versorgung zu gewährleisten.

Die Kariesentfernung kann mit verschiedenen Instrumenten und Techniken erfolgen. In der Kinderbehandlung wird die erkrankte Zahnhartsubstanz oft mit einem Handinstrument entfernt. Dieser sogenannte Exkavator kommt auch bei stark erweichtem Dentin und bei sehr ängstlichen Patienten zum Einsatz. In der Regel bedient man sich der maschinellen Kariesentfernung mit Hilfe eines Mikromotorwinkelstückes und einem Rosenbohrer. Die Arbeit mit einem Exkavator ist zwar mühsamer und nicht so effektiv wie das maschinelle Vorgehen, stellt jedoch beispielsweise in Entwicklungsländern eine gute Alternative dar (Yip und Samaranayake, 1998).

Seit den frühen 50er Jahren wird nach einer Alternative zu rotierenden Instrumenten gesucht, die zwar einerseits die Karies effektiv beseitigen, gesundes Dentin aber belassen können. Die neuen Methoden sollten einen selektiven Abtrag bei der Entfernung infizierter Zahnhartsubstanz ermöglichen, geringere Schmerzsensationen verursachen sowie eine bessere Haftung adhäsiver Systeme bieten. Zu diesen Methoden gehören die Laserablation, kinetische Präparation mit Pulverstrahlgeräten und die chemomechanische Kariesentfernung

(Yip und Samaranayake, 1998). Zur Laserablation untersuchten Bello-Silva et al. (2013) geeignete Parameter der Ultrakurzpulstechnologie in der Zahnmedizin, um schmerzfrei, möglichst selektiv und nebenwirkungsarm arbeiten zu können. Die Vorteile der Ultrakurzpulstechnologie gegenüber herkömmlicher Methoden erwiesen sich in der geringeren Wärmeentwicklung und effektiveren Ablation (Bello-Silva et al., 2013). Braun et al. (2012) warnen vor der Unterschätzung der Wärmeentwicklung während der Laserablation.

Eine konservative und doch auch effektive Option ist die minimal-invasive Behandlung von kariösen Läsionen. Denn traditionelle Ansätze in der Therapie sind bis heute weitestgehend restaurativ und führen dementsprechend zu hohen biologischen und wirtschaftlichen Kosten. In einer Übersichtsarbeit "Evidence-based strategies for the minimally invasive treatment of carious lesions: Review of the literature" von Giacaman et al. (2018) wird die Evidenz verschiedener minimal-invasiver Verfahren zusammengefasst und eingeschätzt. Zu diesen Verfahren werden die atraumatische restaurative Behandlung, Infiltration, Versiegelung und die selektive Entfernung von kariösem Gewebe gezählt. Dazu wurden die Ergebnisse randomisiert kontrollierter Studien und systematische Übersichten über Strategien in der Behandlung berücksichtigt. Bei der Suche nach der passenden Literatur wurden Datenbanken wie MEDLINE (EBSCO), ProQuest, Cochrane, Library Wiley und PubMed genutzt, wo verschiedenste themenbezogene Suchbegriffe zur Findung der passenden Studien verhalfen. Einbezogen wurden schließlich Studien aus den Jahren 1966 bis 2016. Die Analyse zeigte folgendes Ergebnis: Trotz des Rückgangs in der Prävalenz stellt Karies weltweit ein immer noch großes gesundheitliches Problem in der gesamten Bevölkerung dar. In allen Altersgruppen ist Karies der häufigste Grund für Zahnverlust, der Anteil liegt bei 35 % der Weltbevölkerung. Auch Giacaman und Kollegen sehen deshalb die Dringlichkeit innovativer und kosteneffizienter Behandlungsstrategien.

1.4 Komposite

Moderne Komposite bestehen aus vier Bausteingruppen. Bowen gelang 1962 der entscheidende Durchbruch bei der Entwicklung eines klinisch geeigneten Monomers (Hellwig et al., 2013). Dieses Additionsprodukt aus Epoxidharz und Methylmethacrylsäure ist auch als Bowen-Molekül (Bis-GMA) bekannt (Lutz und Phillips, 1983). Die vier Hauptbestandteile der Komposite sind laut Kultermann (2001):

- Organische Matrix (z.B. BisGMA, TEGDMA, UDMA)
- Anorganische Füllstoffe (Zirkoniumdioxid-, Siliciumoxid-, Glas-, Quarz-, Keramikfüllkörper)
- Verbundphase
- Katalysatorsysteme (Stabilisatoren, Initiatoren, Akzelatoren, Farbstoffe)

Die Polymerisationsfähigkeit der Monomere, die durch Licht oder chemische Härtung in der Lage sind sich zu vernetzen, bildet die essentielle Grundlage für die Komposite. In die organische Matrix sind Füllkörper eingebunden, deren Verbund durch eine bipolare Silanschicht gewährleistet wird. Das Verdüner-Monomer Tri-Ethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA), aber auch die Füllstoffe beeinflussen den Vernetzungsgrad, die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme, die mechanischen Eigenschaften sowie den Gehalt der freien Doppelbindungen (Lutz und Phillips, 1983). Die Schrumpfung während der Polymerisation ist ein Problem für die Füllungstherapie und wird deshalb, soweit es geht, eingedämmt. Beim Übergang vom plastischen in den festen Zustand, also während der polymeren Verkettung schrumpft die Kunststoffmatrix, wobei die Füllkörper volumenstabil bleiben. Mit dem Einsatz verschiedener Füllkörper ist es gelungen, die Schrumpfung von 25 Prozent auf drei Prozent zu reduzieren (Ernst und Willershausen, 2003; Frankenberger, Krämer und Sindel, 1996a, 1996b; Haller, 1994; Van Meerbeek, Perdigao, Lembrechts und Vanherle, 1998). Der Füllkörperanteil in der organischen Matrix macht etwa 50-70 Volumenprozent aus (Roeters, de Kloet und Heintze, 1992).

1.4.1 Einteilung der Komposite

Komposite werden nach Art und Größe der Füllstoffe in drei Hauptgruppen unterteilt (Hellwig et al., 2013). In konventionellen Kompositen sind Makrofüller enthalten, welche sich aus splitterförmigen Partikeln mit einem Durchmesser größer als 1 μm und durchschnittlich zwischen 5 μm und 10 μm zusammensetzen. Trotz guter mechanischer Eigenschaften und geringer Polymerisationsschrumpfung kommen makrogefüllte Komposite aufgrund hoher Abrasion und schlechter Polierbarkeit heute nicht mehr zum Einsatz (Miyazaki et al., 1998).

Zur Kompensation negativer Materialeigenschaften der konventionellen Komposite wurden Mikrofüllerkomposite entwickelt. Die hier enthaltenen feinst dispersen Siliziumdioxidfüllkörper haben eine Partikelgröße von bis zu 1 μm . Die zunächst entwickelten

homogenen Mikrofüllerkomposite haben sehr gute Poliereigenschaften, weisen aber eine hohe Polymerisationsschrumpfung und aufgrund der niedrigen Viskosität eine schlechte Modellierbarkeit auf. Die Entwicklung der inhomogenen Mikrofüllerkomposite, welche vorpolymerisierte Mikrofüllerbestandteile (organische Makrofüller) enthalten, verbesserte die Materialeigenschaften weiter. So kann die gute Polierbarkeit erhalten, die Polymerisationsschrumpfung aber weiter vermindert werden (Ernst und Willershausen, 2003)

Hybridkomposite verbinden die guten Eigenschaften der konventionellen mit denen der Mikrofüllerkomposite und haben eine mittlere Füllkörpergröße von bis zu 10 µm. Feinpartikel-Hybridkomposite enthalten Füllkörper bis zu 5 µm, Feinstpartikel-Hybridkomposite von bis zu 3 µm und Submikrometer-Hybridkomposite Füllkörper unter 1 µm Korngröße (Ernst und Willershausen, 2003). Bei den Hybridkompositen lässt sich der Füllstoffgehalt durch die Kombination verschiedener Füllstoffarten auf bis zu 85% steigern. Für die Füllungstherapie werden heutzutage hauptsächlich solche Komposite verwendet (Hellwig et al., 2013).

1.5 Adhäsion am Dentin

In den 80er Jahren gab es Bestrebungen, eine primär chemische Verbindung zwischen Komposit und Dentin herzustellen. Ohne Vorbehandlung der Schmierschicht erreichte die Dentinhaftung nur 2-6 MPa (Asmussen und Munksgaard, 1985). In Laufe der Zeit wurde aber die Vermutung, dass es eine primär chemische Verbindung geben könnte, immer mehr in Frage gestellt aufgrund von Oberflächenanalysen des Dentins nach Konditionierung mit Primern. Elektronenmikroskopische Befunde deuten darauf hin, dass die Haftung moderner Dentinhaftmittel hauptsächlich auf einer mikromechanischen Verankerung des Komposites durch Penetration hydrophiler Primermonomere ins Dentin beruht. Trotzdem hat die Dentinhaftung auch einen chemischen Anteil, der durch Anwendung bestimmter Substanzen (wie z.B. Maleinsäure) zustande kommt, welche die Schmierschicht modifizieren oder auflösen (Haller, 1994).

Später wurde das Dentin, genau wie der Schmelz, durch Säure angeätzt, wenngleich die Ätzzeit differierte. Für Dentin werden 15 Sekunden vorgesehen, während beim Schmelz 30 Sekunden empfohlen werden. Längere Ätzzeiten beim Dentin können die Langzeithaftung der Füllung am Dentin negativ beeinflussen (Frankenberger et al., 1998).

Die Zottenbildung und die Hybridschicht bilden die grundlegenden Mechanismen der Dentinhaftung. Die Zotten, oder auch „Tags“ genannt, entstehen indem Monomergemische bis zu 50 µm in die Dentintubuli penetrieren und nach Aushärtung Kunststoffzapfen bilden (Lutz, Krejci und Schüpbach, 1993; Eick et al., 1997). Auf diese Weise werden 1 bis 6 MPa zur Dentinhaftung beigetragen, im Vergleich zur Hybridschicht ein eher geringer Betrag (Van Meerbeek et al., 1992; Pashley et al., 1991).

Unter der Hybridschicht versteht man das Resultat der konditionierten Dentinoberfläche und dem freigelegtem Kollagen nach Durchdringung und Lichthärtung eines Adhäsives (Nakabayashi, Ashizawa und Nakamura, 1992). Diese macht den größten Teil der Dentinhaftung aus (Van Meerbeek et al., 1993).

1.5.1 Dentinhaftvermittler

Die ersten Versuche, eine Haftung direkt am Dentin zu erreichen, sind fehlgeschlagen, deswegen kommt Dentinhaftvermittlern der ersten Generation keine klinische Bedeutung mehr zu. Im Folgenden wurden Versuche unternommen, die Schmierschicht zu modifizieren um mehr Haftung zu erreichen, jedoch mit geringem Erfolg. Deshalb wurde der Fokus auf die Entwicklung neuer Adhäsivsysteme mit mikromechanischer Verankerung gelegt. Von dem neuen Adhäsivsystem wird gefordert, eine Verbindung zwischen hydrophilen Dentinoberfläche und hydrophoben Komposit herzustellen (Haller, 1994; Hellwig et al., 2013; Van Meerbeek et al., 2003).

1.5.2 Dentinkonditionierung

Die Vorbereitung für die oben genannte Forderung nennt man „Konditionierung“. Damit sind das Entfernen der Schmierschicht und das Freilegen des Kollagens gemeint. Als Säuren werden dabei Zitronensäure (10%), Phosphorsäure (10-40%), Salpetersäure (4%) und Maleinsäure (2-4%) verwendet (Van Meerbeek et al., 1992). Im Zuge der Demineralisierung geht etwa 10 µm des Dentins irreversibel verloren, und das Kollagen wird bis zu 30 µm tief freigelegt. Auch das Tubulussystem wird durch das Ätzen freigelegt (Lutz et al., 1993). Das freigelegte Kollagen kann bei einer Übertrocknung kollabieren, deshalb werden nur Wasserüberschüsse entfernt, die präparierte Oberfläche aber feucht gehalten. In einigen Studien, wie z.B. von Haller (1994), wird die Moist-Bonding-Technik beschrieben, die durch das zurückgebliebene

Wasser ein Offenhalten der interfibrillären Hohlräume im kollagenen Fasergeflecht sicher stellt (Pashley, Ciucchi und Sano, 1994). Dieses freigelegte Kollagen wird wie oben beschrieben von hydrophilen Monomeren durchdrungen und von einem Adhäsiv zur Hybridschicht fixiert (Van Meerbeek et al., 1992). Heutzutage wird in den meisten Fällen 20- bis 37-prozentige Phosphorsäure verwendet. Mit der Etch-and-Rinse-Technik (vierte Generation), auch Total-Ätz-Technik genannt, wird simultan Schmelz und Dentin geätzt. Wichtig dabei ist, die Einwirkzeit am Dentin zu beachten. Denn durch zu langes Ätzen der Dentinoberfläche kann eine zu große Demineralisationstiefe, eine Kollagendenaturierung und eine zu starke Erhöhung der Dentinpermeabilität verursacht werden, was zur Minderung der Haftung führt (Lutz, Krejci und Schüpbach, 1993). Deswegen empfehlen Hellwig et al. (2013), das Dentin nicht länger als 15-20 Sekunden mit einer 20 bis 37-prozentigen Phosphorsäure anzuätzen. Der Schmelz wird bis zu 30 Sekunden geätzt, um ein optimales Ätzmuster zu erhalten. Deswegen wird die Säure erst auf den Schmelz aufgetragen, um nach einer Einwirkzeit von 15 Sekunden das Dentin für weitere 15 Sekunden mit der Säure zu benetzen (Schneider, 2009).

1.5.3 Primer und Adhäsiv

Nach erfolgreichem Konditionieren der Dentinoberfläche wird je nach System ein Primer verwendet. Der Primer setzt sich aus Wasser, in Ethanol oder Aceton gelösten Monomeren oder Monomergemischen zusammen. Nach dem Verdunsten des Lösungsmittels bleiben die Monomere zurück und beteiligen sich unmittelbar an der Komposit-Dentinhaftung (Haller, 1994). Die amphiphile Eigenschaft des Primers ermöglicht einerseits durch den hydrophilen Anteil eine gute Benetzung der Dentinoberfläche, auf der anderen Seite können die hydrophoben Anteile mit dem hydrophoben Adhäsiv polymerisieren (Van Meerbeek et al., 1994). Für eine optimale Durchdringung des Kollagengeflächtes mit dem Primer sollten das Lösungsmittel und die Monomere gut abgestimmt sein (Haller und Blunck, 2003).

Auf die mit dem Primer vorbereitete Dentinoberfläche wird anschließend Adhäsiv für ca. 10 Sekunden aufgetragen. Das Adhäsiv braucht einige Zeit, bis es in das Dentin eingedrungen ist, dabei sollte auf Druckluft während dieser Phase verzichtet werden (Hellwig et al., 2013). Durch die anschließende Polymerisationsreaktion entsteht eine Verbindung zwischen der entstandenen Hybridschicht und den Zapfen (Haller, 1994).

Weitere Adhäsivsysteme sind:

- Selbstprimende Adhäsive (fünfte Generation), dabei werden sogenannte Ein-Komponenten-Materialien zunächst als Primer, beim zweiten Auftragen als Adhäsiv verwendet.
- Selbstkonditionierende, selbstprimende Adhäsive (sechste Generation) gehen noch einen Schritt weiter. Bei diesem System muss vorher nicht zusätzlich mit einer Säure konditioniert werden, weil diese Materialien bereits selbstätzende, adhäsive Monomere beinhalten. Zusätzlich sind auch quervernetzende und monofunktionelle Monomere in diesen Adhäsiven vorhanden (Haller und Blunck, 2003).

1.5.4 Adhäsion am kariös veränderten Dentin

Adhäsion von Kompositen am kariös veränderten Dentin ist durchaus möglich und inzwischen auch therapeutisch angestrebt. In Abhängigkeit vom Zustand des Dentins kann das Kollagennetzwerk unter Säureeinwirkung unterschiedlich tief freigelegt werden (Van Meerbeek et al., 1992). Sowohl das kariös infizierte (erweichte) Dentin, als auch das kariös veränderte und unter Umständen sklerosierte Dentin, lässt sich durch konventionelle Adhäsivtechnik infiltrieren. Dabei können die interagierenden Strukturen im kariös veränderten Dentin sogar stärker ausfallen als im gesunden Dentin (Sakoolnamarka, Burrow und Tyas, 2003; Sattabanasuk, Shimada und Tagami, 2005; Alves et al., 2010; de Almeida Neves et al., 2011). Dies macht sich in der Breite und Stärke der Hybridschicht bemerkbar, die beim Bonding im kariös veränderten Dentin zum Teil deutlich größer ausfällt.

Weitere Unterschiede zwischen kariös verändertem, infiziertem und gesundem Dentin in der Adhäsion finden sich in den Quervernetzungscomponenten des Kollagens (Kleter, Damen, Buijs und Ten Cate, 1998). Während in der äußeren kariösen Schicht (infiziertes Dentin) die Kollagenstrukturen und ihre Quervernetzungsstrukturen stark dezimiert und größtenteils irreversibel zerstört sind, kann die beginnende Kollagendegeneration in der inneren kariösen Schicht (kariös verändertem Dentin) rückgängig gemacht werden. Dies geschieht, in dem der saure pH-Wert neutralisiert wird (Kleter et al., 1998). Das instabile Kollagennetzwerk kann von hydrophilen Monomeren infiltriert und gleichzeitig stabilisiert werden. Die offenen Dentintubuli, die bei gesundem Dentin Raum für eine mikromechanische Verbindung bieten (Haller und Schuster, 2000), sind bei kariös verändertem Dentin zum Teil mit Mineraldeposits

durchsetzt, sodass hier die „Resin Tags“ kürzer ausfallen (Omar et al., 2007; Tay et al., 2016; Wei et al., 2008). Nachdem Phosphorsäure auf das Dentin appliziert wird, dringt die Säure entlang der Dentintubuli in die Tiefe. Dadurch dass der Mineralisationsgrad intertubulär höher ist als peritubulär ist der Säureangriff peritubulär effektiver (Frankenberger, 2013a). Somit fallen im kariös-veränderten Dentin die „Resin Tags“ zwar kürzer aus, die Hybridschicht dafür breiter.

Karan et al. (2012) gehen von einem möglichen Einfluss des Grades der Sklerosierung des Dentins auf die Dentinhaftung aus. Sklerotisches Dentin bildet sich am Übergang vom kariös-veränderten zu gesundem Dentin und an Zahnhälsen. Bei herkömmlichem Vorgehen am gesunden Dentin werden demnach geringere Demineralisationsstiefen erreicht. Dies hat zur Folge, dass beim sklerotischen Dentin eine spezielle Vorbehandlung benötigt wird, um angemessene Oberflächenstruktur zur mechanischen Verankerung gewährleisten zu können (Kwong et al., 2002; Van Landuyt et al., 2005).

Schlussendlich können nach einer Kariesexkavation verschiedene Dentinzustände bzw. Dentinquitäten vorliegen. Eine Mischung aus sklerotischem, kariös verändertem, kariös infiziertem und auch gesundem Dentin kann je nach Exkavationsmethode nebeneinander vorkommen (Perdigão, 2010).

1.6 Spaltbildung durch Polymerisationsschrumpfung

Die Polymerisationsschrumpfung während der Aushärtung der Komposite kann als entscheidende Einflussgröße für die Dentinhaftung gesehen werden (Jacobsen und Finger, 1993; Krejci et al., 1992; Lutz et al., 1993; Van Meerbeek et al., 1992). Durch die starke Vernetzung der Polymere rücken die linear angeordneten Ketten enger zusammen und benötigen damit weniger Platz. Auf diese Weise führen Schrumpfkraft zu Spannungen im Komposit-Dentin/Schmelz-Verbund. Obwohl man im Laufe der Jahre die Polymerisationsschrumpfung immer weiter minimieren konnte, z.B. durch Vorpolymerisierung des Kunststoffes (Hybridkunststoffe), ist es noch nicht gelungen, diese komplett zu eliminieren (Marxkors und Meiners, 2005). Die durch diese Schrumpfung entstandene Spannungskraft führt zwangsläufig zu einem Randspalt, wenn ihr keine sichere Haftung entgegenwirkt. Spannungskräfte in Form von Abzugskräften von der Kavitätenwand zwischen 3-7 MPa sind dabei nicht ungewöhnlich. Bisher höchste gemessene Werte erreichen

sogar bis zu 30 MPa (Hannig und Femerling, 1998; Lutz et al., 1993). Um diese Kräfte zu kompensieren, wird im Allgemeinen davon ausgegangen, dass 17 MPa erbrachte Haftkraft ausreichend ist (Eick et al., 1997; Frankenberger, Sindel und Krämer, 1997). Im Schmelzbereich ermöglicht die Säure-Ätz-Technik eine ausreichende Haftung. Im Dentinbereich wurde bislang kein Mittel gefunden, um eine vollständige Haftung zu gewährleisten.

Bei dem gewählten Füllungsdesign in der vorliegenden Untersuchung wirken die Schrumpfungskräfte in der Regel zum Kern gerichtet (Davidson, De Gee und Feilzer, 1984; Frankenberger, 2013b) und können auf Grund des ungünstigen C-Faktors der Füllung (Davidson et al., 1984; Feilzer, De Gee und Davidson, 1987) nicht durch Fließphänomene innerhalb der Füllung ausgeglichen werden. Überwiegend bilden sich Risse im zentralen Teil des Grenzgebietes zwischen Füllung und Dentin. Dies lässt sich mit dem in Abbildung 2 dargestellten Modell von Davidson et al. (1984) erklären.

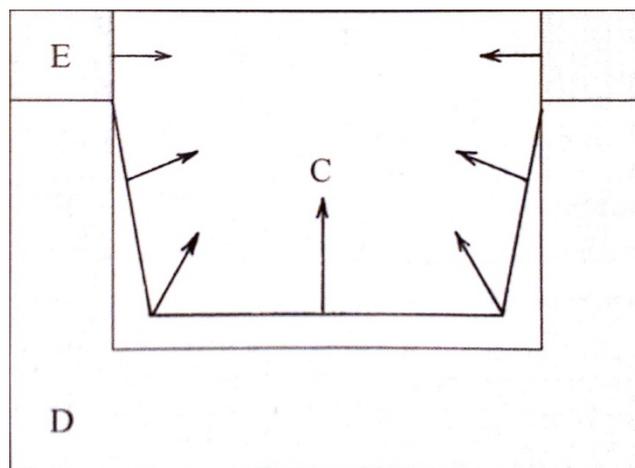


Abbildung 2 Schematische Darstellung der Kontraktionsrichtungen innerhalb einer von Schmelz begrenzten Füllung und der zu erwartenden Abrisse des Dentin-Composit-Verbundes.

E=Enamel (Schmelz); D=Dentin; C=Composite (Gezeichnet nach Davidson et al. (1984))

1.7 Möglichkeiten der Randspaltanalyse

Zur Durchführung einer Randspaltanalyse zwischen Komposit und Dentin ist die Anwendung verschiedener Techniken möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wird nur auf die verwendeten Techniken eingegangen, wie Thermocycling, Rasterelektronenmikroskopie und die Lichtmikroskopie. Die Lagerung der Probezähne in einer Aufbewahrungsflüssigkeit, wie z.B. destilliertes Wasser, lässt sich leider nicht umgehen und kann zu Artefakten führen. Die

Aufnahme von Flüssigkeit durch das Komposit bewirkt eine hygroskopische Expansion (Rahiotis, Tzoutzas und Kakaboura, 2004). Dabei sind Füllungsrän­der, die im Dentin liegen, stärker der Expansion ausgesetzt als die im Schmelz (Thonemann et al., 1995).

1.7.1 Thermocycling

Das Thermocycling simuliert die Temperaturschwankungen im Mund, die bis zu 60°C betragen können. Durch den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizient von Dentin und Komposit werden interne Spannungen und Schwachstellen im Komposit-Dentinverbund verdeutlicht (Torres, de Araújo und de Mello Torres, 2004). Bei der thermischen Belastung werden Präparate für jeweils 30 Sekunden im Wechsel von Temperaturen zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt. Laut Schoppe (2009) ist eine Haltezeit von 30 Sekunden ausreichend um eine Temperaturlausgleichung der Proben zu erreichen. Damit werden Temperaturschwankungen im Mund simuliert, die bei unterschiedlich temperierten Speisen auftreten können. Durch Volumenänderungen wird die Flüssigkeit in die Spalten gepumpt, die weitere Spaltvergrößerungen verursachen können (Gale und Darvell, 1999).

Es wird davon ausgegangen, dass bereits 2500 Zyklen bei mindestens 50°C Temperaturunterschied ausreichend sind, um den Effekt zu erhalten (Cenci et al., 2008).

1.7.2 Rasterelektronenmikroskop (REM)

Um einen Gegenstand im Rasterelektronenmikroskop untersuchen zu können, muss er bestimmte Eigenschaften mit sich bringen, beispielsweise eine elektrisch leitende Oberfläche, damit Elektronen abfließen können. Zudem sollte er vakuumstabil sein. Diese beiden Eigenschaften haben Zähne nicht. Um den Füllungsrand beurteilen zu können, ohne Artefakte in Kauf zu nehmen, müssen Replika der Probezähne angefertigt und anschließend mit einer Kohle- oder Goldschicht überzogen werden. Die Detailgenauigkeit der Replika ist Voraussetzung, um Randspaltbildung im Mikrometerbereich nachzuweisen (Roulet, 1987). Das Rasterelektronenmikroskop ist bei Langzeitstudien mit Verlaufskontrolle oder dem Vergleich unterschiedlicher restaurativer Behandlungsphasen das Mittel der Wahl (Krejci, Sagasser und Lutz, 1992).

1.7.3 Lichtmikroskop (LM)

Mit dem heutigen Bildverarbeitungswerkzeug lassen sich auch im Lichtmikroskop hohe Auflösungen bei Vergrößerungen bis 1000x erreichen. Eins der Werkzeuge sei hier genannt, die Dekonvolution, die aus unscharfen Bildern scharfe Bilder rechnet, in dem es durch optische Abbildungsfehler falsch zugeordnete Bildpunkte wieder richtig zuordnet (Kremer, 2010). Zudem lassen sich problemlos Originalproben in Farbe untersuchen.

2 Ziel der Arbeit/ Fragestellungen

Das Therapieziel der minimalinvasiven Füllungstherapie ist es, nach Kariesexkavation eine möglichst dichte Füllung unter größtmöglicher Substanzschonung zu legen. Ziel der vorliegenden Untersuchung war die Evaluation der internen Adaptation von Kompositen am kariös veränderten Dentin. Durch den unten beschriebenen Versuchsaufbau sollte der direkte Vergleich zwischen dem Verbund am kariös veränderten und gesunden Dentin erwirkt werden. Des Weiteren geschah ein Vergleich des Komposit-Dentin-Verbunds von Füllungen mit verschiedenen Adhäsivsystemen. Als Haftvermittler kamen Optibond FI, Clearfil S3 Bond und Orbi-Bond AF zur Anwendung. Zur Alterssimulation wurden Versuchsgruppen sowohl mit als auch ohne 5000 Zyklen Thermocycling auf die Verbundqualität beurteilt. Die vorliegende In-vitro-Untersuchung sollte die Frage beantworten ob sich die interne Adaptation an kariös verändertem Dentin verändert.

Fragestellung 1: Lässt sich ein spaltfreier Komposit-Dentin-Verbund am kariös veränderten bzw. gesunden Dentin herstellen?

Fragestellung 2: Unterscheidet sich die interne Adaptation am kariös veränderten und gesunden Dentin?

Fragestellung 3: Gibt es signifikante Unterschiede zwischen den gewählten Adhäsivsystemen in Bezug auf den Verbund?

Fragestellung 4: Hat das Thermocycling einen Einfluss auf den Komposit-Dentin-Verbund?

3 Material und Methode

3.1 Untersuchungsdesign

In Diagramm 1 werden das gewählte Versuchsdesign sowie die verwendeten Methoden und Materialien im Überblick dargestellt.

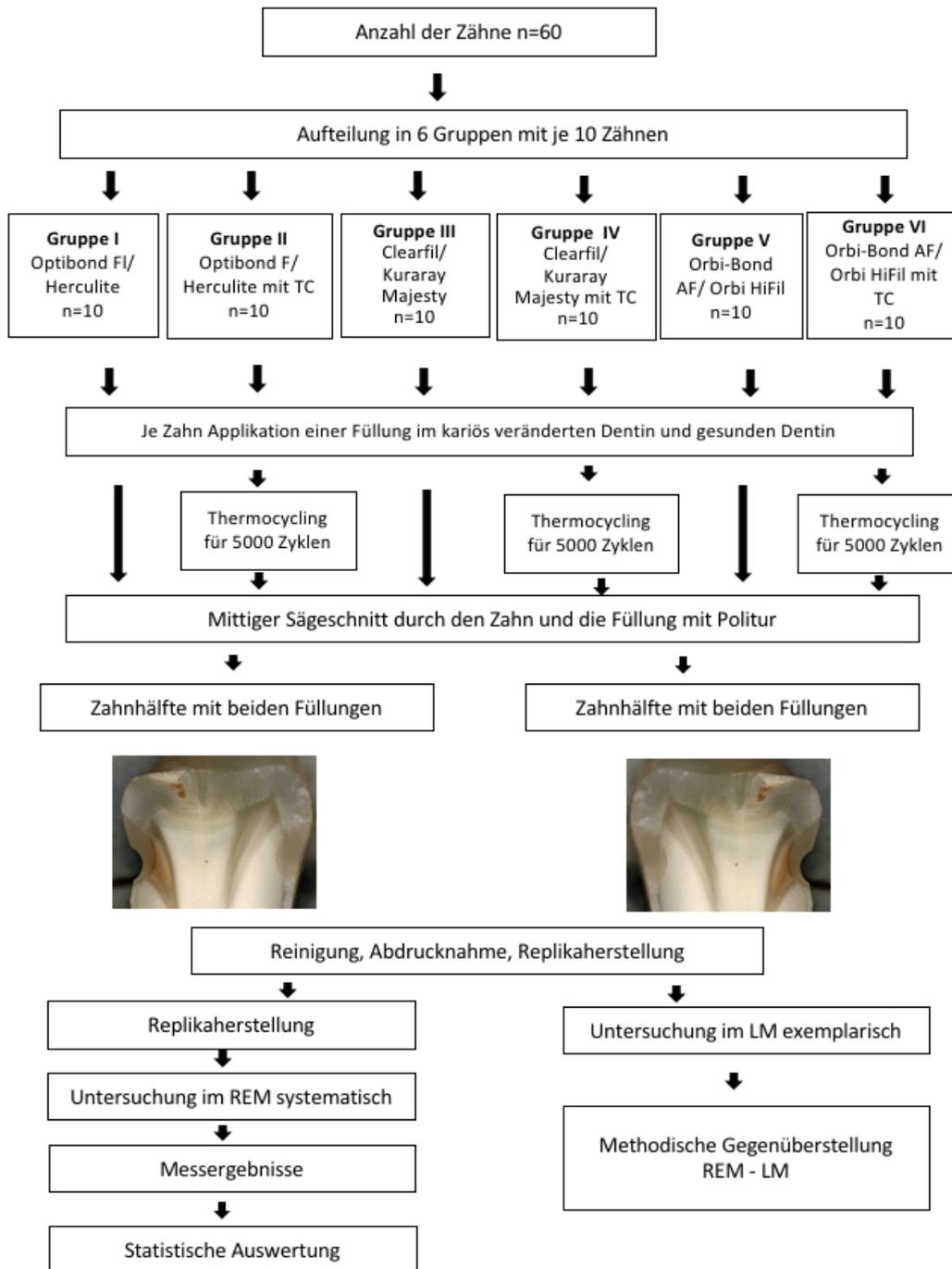


Diagramm 1 Methoden und Versuchsdesign im Überblick

3.2 Auswahl der Zähne

Für die vorliegende In-vitro-Untersuchung wurden kariöse, menschliche Zähne, die aus therapeutischen Gründen extrahiert worden waren, gesammelt und anschließend in 30-prozentiger Isopropanol-Lösung gelagert. Bei der Auswahl der Zähne wurde darauf geachtet, dass der kariöse Defekt nicht zu groß war und es genügend gesunde Dentinfläche gab, um eine korrespondierende Kavität für die Referenzfüllung an demselben Zahn zu schaffen. Einbezogen wurden Zähne mit approximaler oder zervikaler Karies. Zähne mit einer sehr tiefen Karies, die bis zur Pulpa reichte, wurden vom Versuch ausgeschlossen.

3.3 Auswahl der Präparate

Von den 268 zur Verfügung stehenden Zähnen wurden 60 geeignete Zähne für diese Studie ausgewählt. Diese wurden zunächst zufällig in 3 Gruppen mit je 20 Zähnen aufgeteilt. Jede der drei Gruppen wurde mit einem unterschiedlichen Adhäsivsystem + Komposit behandelt (siehe Tabelle 1). Anschließend wurde jede Gruppe wiederum zufällig geteilt und jeweils eine davon für 5000 Zyklen dem Thermocycler ausgesetzt. Insgesamt ergaben sich durch diesen Versuchsaufbau sechs unterschiedliche Gruppen.

3.4 Kavitätenpräparation und Applikation der Füllungen

Die Kavität wurde mit einem kugelförmigen Diamanten (\varnothing 2,35 mm, Körnung 107 μ m, Hager & Meisinger GmbH, Neues/Deutschland) unter Wasserkühlung präpariert. Die Dimensionierung der Kavität richtete sich nach dem Ausmaß der Karies im Bereich von 4-8 mm. Die Karies wurde nach dem minimalinvasiven Prinzip mit einem Edelstahl Rosenbohrer (\varnothing 2,3 mm, Hager & Meisinger GmbH, Neues/Deutschland) entfernt und anschließend die Oberfläche mit einem Feinkorndiamanten (46 μ m Körnung, Hager & Meisinger GmbH, Neues/Deutschland) finiirt. Es entstand eine ovale Kavität von 4-8 mm Länge, 3-6 mm Breite und 2,5-3,5 mm Tiefe. Die Vollständigkeit der Kariesexkavation wurde sowohl mit einer zahnärztlichen Sonde als auch mit einem Karies-Detektor geprüft. Dieser bestand aus 0,5-prozentiger Fuchsin-Propylenglykol-Lösung und färbte nur die äußere kariöse Schicht an. Nach der Exkavation erhielt man demnach Areale von kariös verändertem Dentin, gesundem Dentin, sklerotischem Dentin und angeschnittenem Schmelz. Infiziertes, weiches und Dentin mit degenerierten Kollagenfasern wurden entfernt.

Auf der korrespondierenden Seite wurde eine Referenzkavität in identischer Form und Dimensionierung mit einem Diamanten (\varnothing 2,35 mm, Körnung 107 μm , Hager & Meisinger GmbH, Neues/Deutschland) präpariert und mit einem Feinkorndiamanten (46 μm Körnung, Hager & Meisinger GmbH, Neues/Deutschland) finiert. Es wurde darauf geachtet, die Oberflächen beider Kavitäten gleich zu behandeln. Anschließend wurden die Zähne wieder in eine 30-prozentige Isopropanol-Lösung gelegt, um ein Austrocknen zu verhindern.

Vor dem Applizieren der Füllungen wurden das Dentin und der Schmelz nach Herstellervorgaben konditioniert (siehe Tabelle 1). Das Füllungsmaterial wurde schichtweise aufgetragen und für jeweils 20 Sekunden lichtgehärtet. Die Füllung an kariös verändertem Dentin wurde durch eine Bohrung markiert. Nach der Fertigstellung der Füllungen wurden nach dem Zufallsprinzip je 10 Zähne aus jeder Adhäsivgruppe ausgewählt und für 5000 Zyklen im Thermocycler belastet.

3.5 Verwendete Adhäsivsysteme

Für die vorliegende Studie wurden die drei Adhäsivsysteme Optibond FI / Herculite, Clearfil S3 / Kuraray Majesty und Orbi-Bond AF / Orbi HiFil verwendet und miteinander verglichen. Optibond FI gehört zu der vierten Generation von Adhäsivsystemen und ist ein Dreischritt Etch-and-Rinse-Adhäsiv. Optibond FL ist eins der am besten untersuchten Systeme und wird oft als Referenz-Adhäsiv eingesetzt (Haller und Blunck, 2003). Clearfil S3 ist ein selbstkonditionierendes Adhäsiv und findet in der Praxis häufig Anwendung. Das Adhäsivsystem Orbi-Bond gehört ebenfalls zur vierten Generation von Adhäsivsystemen, hier liegen laut Herstellerangaben bisher keine Studien vor. Weitere Details zu den Haftvermittlern sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Tabelle 1 Chemische Zusammensetzung und Chargenbezeichnung der untersuchten Haftvermittler

Haftvermittler (Hersteller)	Optibond FL (Herculite)	Clearfil S3 Bond (Kuraray Majesty)	Orbi-Bond AF (Orbi HiFil)
Art des Dentinadhäsives	Total-Etch, Zwei Komponenten System	Selbstkonditionierendes Adhäsiv	Total-Etch, Zwei Komponenten System
Inhaltstoffe/ Chemische Zusammensetzung	30% HEMA, 10% GPDM, 15% PAMA, 1% KC, 22% Ethanol, 22% Wasser 25,7%Bis-GMA, 19,2% HEMA, 6,5% GDMA, 42,2% Ba-Al- Borsilikatglas, 2,6% Silikatglas, 1,9%Na ₂ SiF ₆ , 0,3% KC	<20% Ethanol, <0,1%Natriumfluorid, 10 Methacryloyloxydecyl- Dihydrogenphosphat, Hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, Hydrophobes aliphatisches Dimethylacrylat, Kolloidale Kieselerde, dl- Kampferchinon, Beschleuniger, Initiatoren, Wasser	EMA, Dimethacrylate, Säureacrylat, hochdisperse Kieselsäure, Initiatoren und Stabilisatoren in alkoholischer Lösung
Arbeitsschritte	8 Arbeitsschritte	3 Arbeitsschritte	6 Arbeitsschritte
Schütteln	nein	nein	nein
Mischen	nein	nein	nein
Anzahl Aufträge	1x Primer, 1x Adhäsiv	1 x ausreichend	1x (Primer+ Adhäsiv)
Einmassieren	ja	nein	mind. 10 Sekunden
Verblasen	ja	ja	ja
Lichthärten	20 Sekunden	10 Sekunden	20 Sekunden
Ätzen	Phosphorsäure 37,5% Schmelz 30 Sekunden Dentin 15 Sekunden	selbstätzend	mit 37,5% Phosphorsäure Schmelz 30 Sekunden Dentin 15 Sekunden
Einwirkungszeit	30 Sekunden	20 Sekunden	20 Sekunden
Anwendungsdauer	95 Sekunden	35 Sekunden	60 Sekunden
Lichthärtende Komp.	ja	ja	ja
Chemisch härtende Komposite	ja	nein	nein
Lösungsmittel	Ethanol	Ethanol/ Wasser	Ethanol

3.6 Aufbereitung der Präparate für die mikroskopische Untersuchung

Nach dem Ausarbeiten und Polieren der Füllungen sowie der thermischen Belastung einzelner Gruppen wurde die Wurzel entfernt und der Zahn mit einem langsam laufenden Diamantsägeblatt unter Wasserkühlung zerteilt. Der Schnitt wurde so gewählt, dass an jeder Zahnhälfte zu gleichem Anteil eine Füllung im kariös veränderten Dentin und eine Referenzfüllung zu sehen waren. Auf diese Weise war der direkte Vergleich beider Füllungen im Rasterelektronenmikroskop (REM) bzw. Lichtmikroskop (LM) gegeben.

Die Schnittflächen wurden mittels Nassschleifpapier (4000er Körnung) poliert und 8 Minuten im Ultraschallbad gereinigt. Für die Herstellung von Replikamodellen wurden die Schnittflächen mit einem additionsvernetzenden Silikon (President, Coltene AG; Altstätten/Schweiz) abgeformt und die Positive mit Epoxidharz (Stycast; Grace, Hanau) ausgegossen. Nachfolgend wurden die neuen Positive auf Probenteller aufgebracht und mit Kohle besputtert. Schließlich konnten die Proben im Rasterelektronenmikroskop (XL 30 ESEM FEI 200 der FEI Company, Eindhoven, Niederlande) und Lichtmikroskop (Keyence VHX Digital Microscope, Keyence Deutschland GmbH, 63263 Neu-Isenburg/Deutschland) zur Analyse herangezogen werden. Dabei erfolgte die Analyse der Proben im REM systematisch, während die Analyse im LM nur exemplarisch stattfand um zu prüfen, ob das LM zusätzliche Informationen liefert. Der Schwerpunkt dieser Untersuchung lag jedoch auf der Analyse der Proben im REM.

Die Abbildung 3 zeigt einen repräsentativen Längsschnitt durch einen fertigpolierten Zahn im LM. Die Füllung links weist eine Rille als Markierung für die Füllung am kariös veränderten Dentin auf. Rechts im Bild befindet sich die Füllung im gesunden Dentin. Links ist kariös verändertes bzw. sklerotisches Dentin zu erkennen.

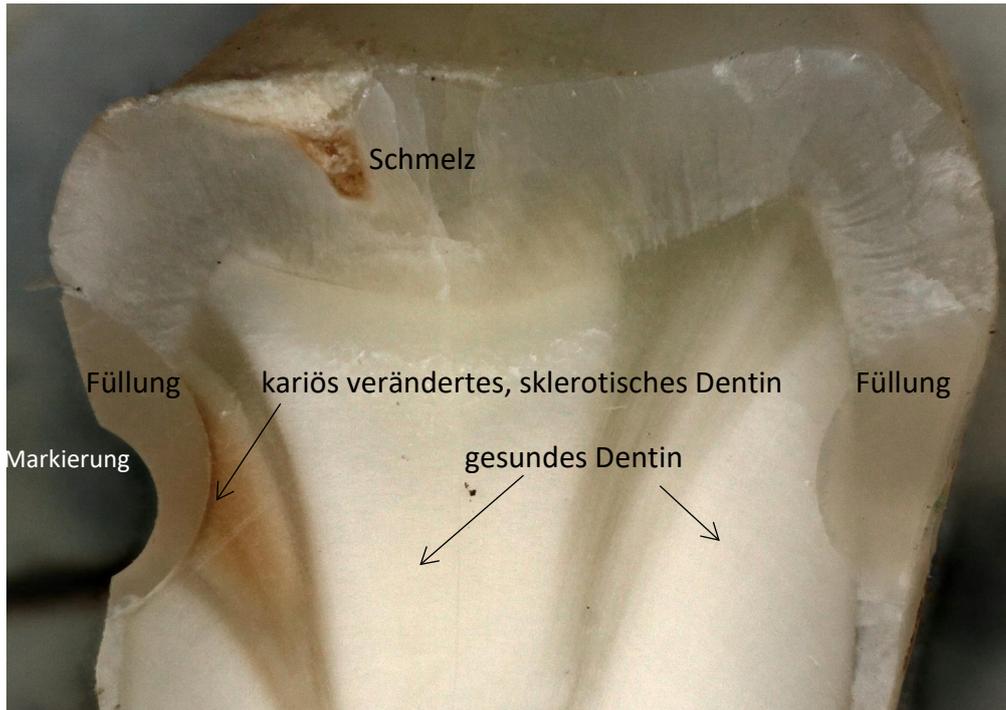


Abbildung 3 Übersichtsaufnahme einer repräsentativen Probe im Längsschnitt im LM

3.7 Lichtmikroskopische bzw. rasterelektronenmikroskopische Analyse und Entscheidungsgrundsätze

Die Präparate wurden im Rasterelektronenmikroskop (XL 30 ESEM FEI 200 der FEI Company, Eindhoven, Niederlande) auf den Randschluss der Füllung hin untersucht. Im Rahmen der Vorversuche wurden zahlreiche Präparate auch im Lichtmikroskop (Keyence VHX Digital Microscope, Keyence Deutschland GmbH, 63263 Neu-Isenburg/Deutschland) auf den Randschluss der Füllung hin untersucht. Während im LM Proben exemplarisch ausgewertet worden sind, wurden im REM alle Proben herangezogen. Insofern beziehen sich die Ergebnisse überwiegend auf die REM-Analyse. Dazu wurde (unter Originalvergrößerung 200x, wenn nötig höher) die Grenzregion zwischen Füllung und Zahn systematisch abgefahren, auf Dichtigkeit überprüft, einer Randqualität zugeordnet und vermessen. Die Randqualität wurde den folgenden zwei Kategorien zugeteilt:

- I Spaltfreier Verbund.
- II Spalt, Verbund zwischen Füllung und Dentin nicht zu erkennen.

Die gewonnenen Längenmessungen von „Spalt“ bzw. „Verbund“, sowie die Relation zur Gesamtlänge der Füllung-Zahn Verbundzone in Prozent, wurden in einer Tabelle aufgenommen und statistisch ausgewertet.

Im Lichtmikroskop kann sowohl mit Originalproben als auch mit Replika gearbeitet werden. Dies ermöglichte ein breites Spektrum an Beobachtungen. Während man im REM die Replika (mit Kohle gesputtert) nur in schwarz-weiß betrachten konnte, ließen sich die Originale am LM farblich begutachten. Anhand der unterschiedlich gefärbten Strukturen ließen sich Aussagen über Schmelz/ Dentinanteile und sogar den Sklerosierungsanteil des Dentins machen (siehe Abbildung 3). Die Beurteilung über die interne Adaptation musste jedoch im REM verifiziert werden, da dieses eine deutlich höhere Tiefenschärfe gegenüber dem LM bietet (siehe Abbildung 4a und 4b).

3.8 Thermocycling

Nach einwöchiger Wasserlagerung wurde die Hälfte der Zähne einer thermischen Wechselbelastung unterzogen (Willytec Themocycler V. 2.8, SD-Mechatronik GmbH, Feldkirchen- Westerham/Germany). In dieser Studie wurde, wie in zahlreichen anderen Studien (Eggert, 2014; Verstegen, 2011; Zesewitz, 2015), eine Zyklenzahl von 5000, angewandt. Je Füllung wurden damit 5000 Zyklen durchgeführt mit einer Haltezeit von jeweils 30 Sekunden in 5°C kaltem und 55°C warmem Wasser.

3.9 Statistische Testverfahren und Auswertung

Die Auswertung und die statistische Analyse der gewonnenen Daten erfolgten anhand der Programme SPSS und Excel. Zur Überprüfung auf eine Normalverteilung der gewonnenen Testwerte wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test durchgeführt. Die Normalverteilung war teilweise gegeben. Auch die Varianzhomogenität der Stichproben (Levene-Test) war nicht in allen Fällen vorhanden. Daher wurden überwiegend non-parametrische Testverfahren verwendet. Für die Untersuchung abhängiger Stichproben wurde der Paardifferenztest nach Wilcoxon und bei unabhängigen Variablen der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt, welcher prüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören. Die Korrelation zwischen den jeweils für einen Zahn ermittelten Messdaten (Verbund im kariös

veränderten und gesunden Dentin) aller 60 verwendeten Zähne wurde mit dem Spearman-Rho Test überprüft.

Für die Beantwortung der Fragestellung nach dem Einfluss des Adhäsivsystems wurde eine einfaktorielle ANOVA durchgeführt, welche robust gegenüber einer Verletzung von Voraussetzungen ist, wenn die Stichproben nicht zu klein und gleich groß sind (Bortz und Weber, 2005). Es wurde auf ein Signifikanzniveau von 5% untersucht.

4 Ergebnisse

Im nun folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Untersuchung analog zu den Fragestellungen dargestellt. Zunächst wird dabei auf die Realisierbarkeit eines spaltfreien Komposit-Dentin-Verbundes (Abschnitt 4.1) eingegangen. Anschließend wird ein möglicher Unterschied der internen Adaptation von Füllungen mit kariös verändertem versus gesundem Dentin (Abschnitt 4.3) beschrieben. Des Weiteren werden die Einflüsse des Adhäsivsystems (Abschnitt 4.4) sowie des Thermocyclings (Abschnitt 4.5) in Bezug auf den Verbund präsentiert.

4.1 Realisierbarkeit einer spaltfreien internen Adaptation beim Komposit-Dentin-Verbund am kariös veränderten bzw. gesunden Dentin

Eine hundertprozentige spaltfreie interne Adaptation konnte bei sechs von 120 Füllungen an insgesamt fünf Zähnen realisiert werden. Fünf der sechs Füllungen mit spaltfreiem Verbund sind in den Präparatgruppen III und IV (Clearfil S3/ Kuraray Majesty) aufzufinden, eine der Füllungen in den Gruppen I und II (Optibond FL). In den Gruppen V und VI (Orbibond AF) ließ sich kein hundertprozentiger Verbund herstellen. Des Weiteren konnten jeweils drei Füllungen mit hundertprozentigem Verbund im kariös veränderten als auch im gesundem Dentin hergestellt werden. Insofern ist es sowohl bei kariös verändertem als auch gesundem Dentin möglich, einen spaltfreien Verbund herzustellen.

4.2 Unterschiede in der Auswertung zwischen LM und REM

Der exemplarische Vergleich der Proben zwischen dem LM und REM hat ergeben, dass sich die beiden analytischen Verfahren (LM/REM) je nach Fragestellung gut ergänzen. Für die vorliegende Untersuchung war aber das REM das Mittel der Wahl. Die interne Adaptation lässt sich im REM aufgrund der Tiefenschärfe besser beurteilen. Im Folgenden werden repräsentative Aufnahmen im LM und REM der gleichen Region dargestellt.

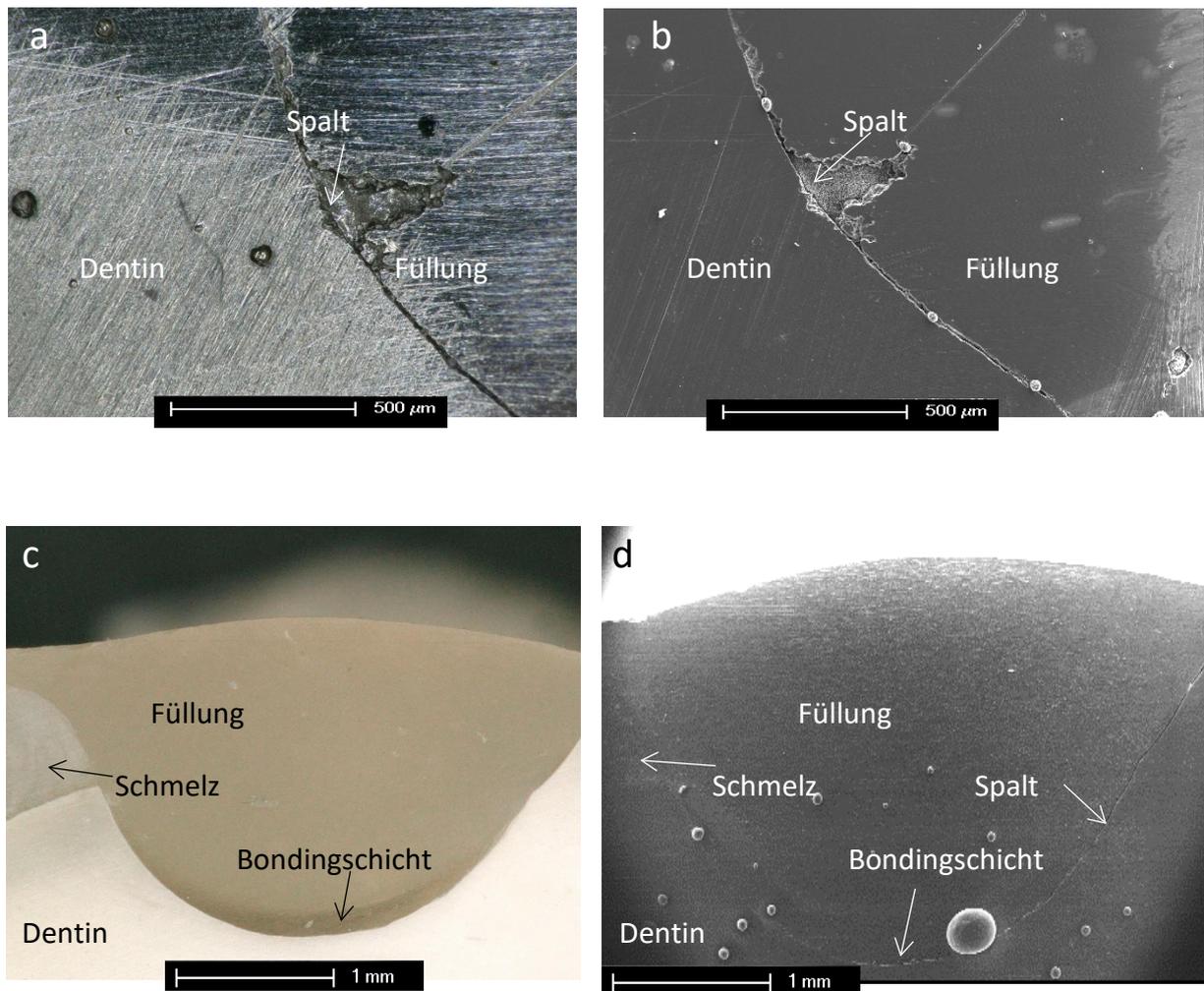


Abbildung 4 Aufnahmen der internen Adaptation im Lichtmikroskop und im Rasterelektronenmikroskop.
a= Replika im LM, b= Replika im REM, c= Originalpräparat im LM, d= Replika im REM

Die Abbildungen 4a und 4b, sowie die Abbildungen 4c und 4d bilden jeweils die gleiche Füllung ab, links im LM, rechts im REM. Hier werden nochmal die Unterschiede zwischen LM und REM verdeutlicht.

Eine Übersichtsaufnahme eines Präparates lässt sich im LM ohne weiteres darstellen (Abbildung 4c). Das REM kommt hierbei in Hinblick auf die Übersicht mit der Originalvergrößerung von 27x an seine Grenzen (Abbildung 4d). Die einzelnen Strukturen wie Schmelz, Dentin, Füllung und die Bondingschicht lassen sich im LM besser erkennen. Im REM ist in dieser geringen Vergrößerung jedoch auch der Spalt schon sichtbar. Da die Bestimmung

des Spalts in dieser Untersuchung von größerer Relevanz war, wurde die Untersuchung im REM dem LM vorgezogen.

4.3 Gegenüberstellung von Messdaten der Füllungen am kariös veränderten und gesunden Dentin

Im Rahmen der Studie wurde untersucht, ob sich die interne Adaptation der Füllungen im gesundem im Gegensatz zum kariös veränderten Dentin unterscheidet. Dies wurde sowohl über alle verwendeten Zähne hinweg als auch für die einzelnen Adhäsivgruppen (Abschnitt 4.3.1 bis Abschnitt 4.3.6) untersucht.

Bei der Betrachtung über alle Adhäsivgruppen hinweg ergab der Wilcoxon-Test keinen signifikanten Unterschied zwischen dem internen Komposit-Dentin-Verbund im gesunden ($M= 79.33$, $SD= 18.89$) und dem im kariösen Dentin ($M= 75.38$, $SD= 21.34$) ($Z(N= 60)= -1.56$, $p= .12$). Das „Spaltverhalten“ zwischen Füllung und Dentin ist demnach im gesunden und im kariös veränderten Dentin vergleichbar ($r= 0.56$ $p< .01$).

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Berechnungen bei den unterschiedlichen Adhäsivsystemen beschrieben. Zur Veranschaulichung werden die Unterschiede des Verbundes am selben Zahn, zwischen dem kariös veränderten und dem gesunden Dentin, in den jeweiligen Diagrammen dargestellt. Die darauffolgenden rasterelektronenmikroskopischen Abbildungen zeigen unterstützend repräsentative Areale im Grenzgebiet zwischen Füllung und Dentin.

4.3.1 Präparatgruppe I: Optibond FI/ Herculite

In der Präparatgruppe I Optibond FI/ Herculite ergab der Wilcoxon-Test keinen signifikanten Unterschied ($Z(N= 10)= -0.46$, $p= .65$) im Verbund zwischen kariös verändertem Dentin ($M= 79.86$, $SD= 17.03$) und gesundem Dentin ($M= 80.77$, $SD= 11.12$).

Diagramm 2 zeigt die Gegenüberstellung des Dentinverbundes bei allen Zähnen derselben Präparatgruppe, jeweils am kariös veränderten versus am gesunden Dentin. Zu erkennen ist, dass sich der Komposit-Dentin-Verbund nicht einheitlich am gesunden Dentin besser, sondern

mitunter am kariös veränderten Dentin stärker darstellt. Der Verbund schwankt darüber hinaus mit Werten zwischen 59.02% und 98.91% erheblich.

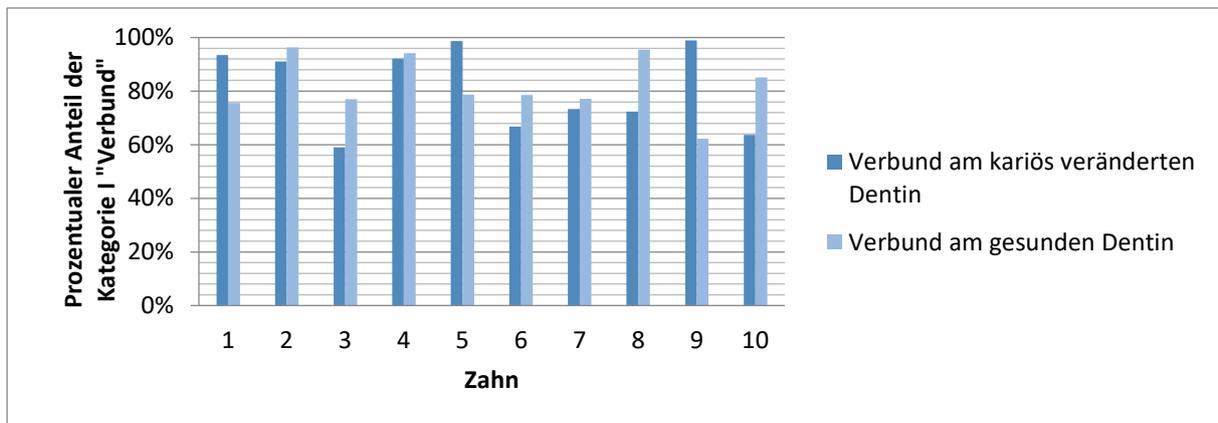


Diagramm 2 Verbund in % bei den Zähnen mit Optibond FI/ Herculite Füllungen. Präparate 1-10.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die im kariös veränderten, die hellblauen auf die im gesunden Dentin gelegten Füllungen.

Zur Veranschaulichung zeigen die Abbildungen 5 und 6 repräsentative Areale der Komposit-Dentin-Grenzfläche bei mit Optibond FI/ Herculite gelegten Füllungen. In Abbildung 5 sind Grenzregionen bei Füllungen am kariös veränderten Dentin, in Abbildung 6 bei Füllungen am gesunden Dentin dargestellt.

In Abbildung 5a ist ein Spalt deutlich zu erkennen. Bei der Abbildung 5b liegt die Füllung direkt am Dentin an, ein Spalt ist nicht zu detektieren. Eine dünne Interaktionszone zieht sich entlang der Füllung zwischen Komposit und Dentin. Man erkennt in beiden Abbildungen, dass die Dentintubuli nicht regelmäßig angeordnet sind.

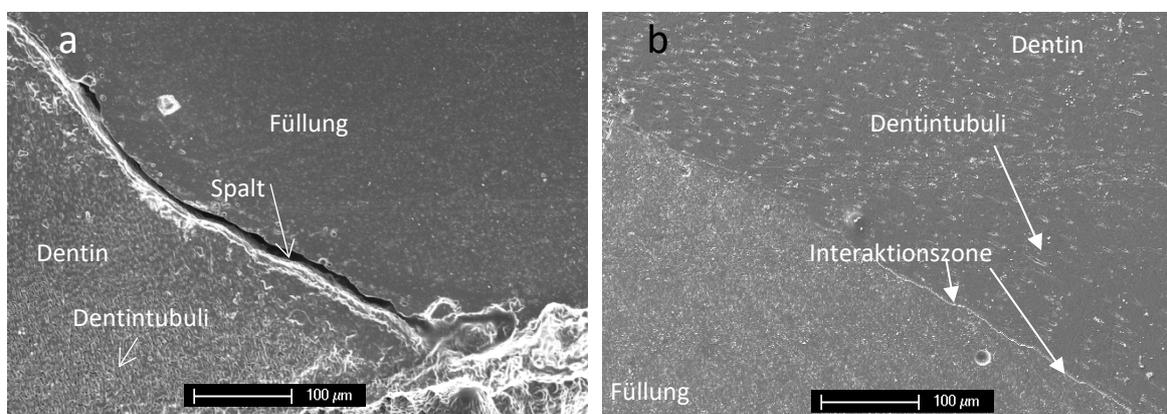


Abbildung 5 Ausschnitt zweier Grenzregionen zwischen Dentin (D) und Füllung (F) bei zwei mit Optibond FI/ Herculite gelegten Füllungen am **kariös veränderten** Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).

In Abbildung 6a ist ein deutlicher Spalt zwischen Dentin und Füllung zu erkennen. In diesem Ausschnitt sind kaum Dentintubuli vorhanden. In Abbildung 6b befindet sich links im Dentin eine hohe Anzahl an quer angeschnittenen Dentintubuli. Im Gegensatz zu der Anordnung der Dentintubuli im kariös veränderten Dentin, sind die Dentintubuli im gesunden Dentin regelmäßig angeordnet. Die Dentintubuli liegen sehr dicht beieinander, was für einen pulpanahen Dentinbereich spricht.

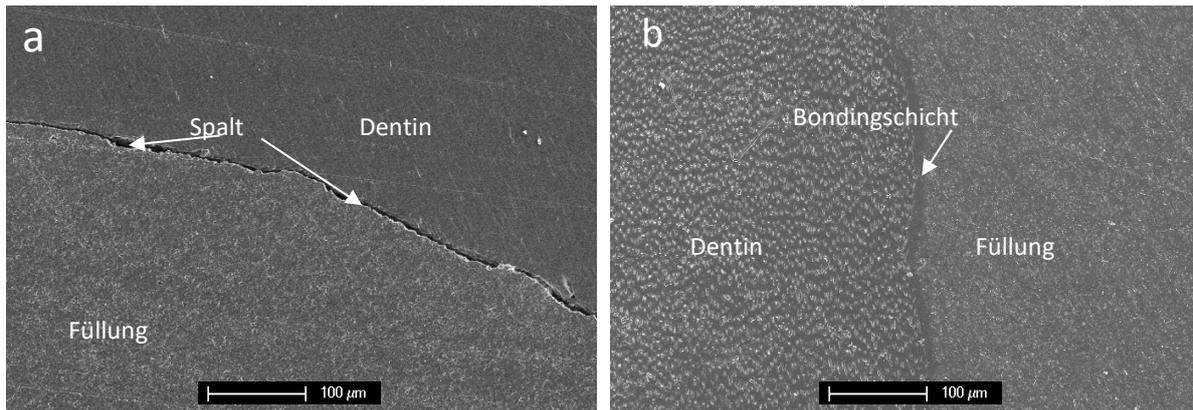


Abbildung 6 Ausschnitt aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Optibond FI/ Herculite gelegten Füllungen im **gesunden** Dentin. (Orig.- Vergr. 200fach)

4.3.2 Präparatgruppe II: Optibond FI/ Herculite nach Thermocycling

Nach dem Wilcoxon-Test ergab sich auch in der Präparatgruppe II keine signifikante Unterscheidung bezüglich des Komposit-Dentin-Verbunds von kariös verändertem Dentin und gesundem Dentin ($Z(N= 10) = -1.58, p = .11$). Allerdings unterscheiden sich die Mittelwerte des Verbundes zwischen kariös verändertem Dentin ($M = 74.42, SD = 22.01$) und gesundem Dentin ($M = 86.02, SD = 14.32$) im Gegensatz zu den nicht im Thermocycler behandelten Zähnen deutlicher.

Diagramm 3 zeigt die Gegenüberstellung des Dentinverbundes bei den Zähnen der Präparatgruppe II jeweils am kariös veränderten versus am gesunden Dentin nach dem Thermocycling. Auch hier ist der Unterschied im Verbund zwischen einzelnen Füllungen mit Werten zwischen 35.53% und 100% beachtlich. Der Komposit-Dentin-Verbund ist auch hier nicht einheitlich am gesunden Dentin besser, die Tendenz dazu aber deutlicher zu erkennen.

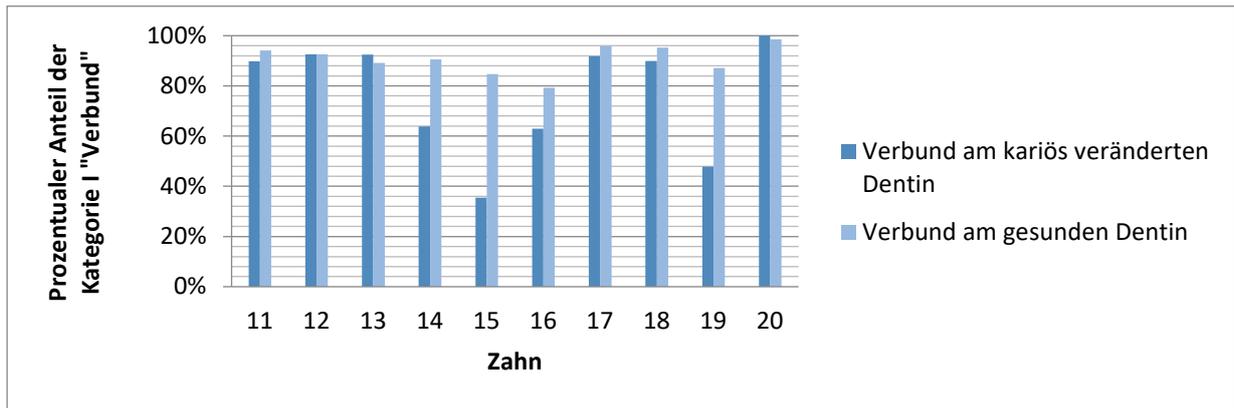


Diagramm 3 Verbund in % bei den Zähnen mit Optibond FI/ Herculite Füllungen. Präparate 11-20 nach 5000 Zyklen Thermocycling.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die am kariös veränderten, die hellblauen auf die am gesunden Dentin gelegten Füllungen.

4.3.3 Präparatgruppe III: Clearfil S3/ Kuraray Majesty

Nach dem Wilcoxon-Test erwies sich der Unterschied im Komposit-Dentin-Verbund zwischen kariös verändertem Dentin (M= 90.76, SD= 11.36) und gesundem Dentin (M=90.44, SD= 8.89) als nicht signifikant ($Z(N= 10) = -0.18, p = .86$).

Diagramm 4 stellt den Vergleich des Dentinverbundes bei den Zähnen der Präparatgruppe III jeweils am kariös veränderten versus am gesunden Dentin dar. Die Unterschiede im Komposit-Dentin-Verbund zwischen den einzelnen Füllungen sind in dieser Präparatgruppe mit Werten zwischen 65.67% und 100% schwächer ausgeprägt. Die Differenz zwischen den Werten der Füllungen am gesunden versus am kariös veränderten Dentin ist sehr gering. Der Verbund ist insgesamt bei den verschiedenen Füllungen innerhalb desselben Zahnes ähnlicher.

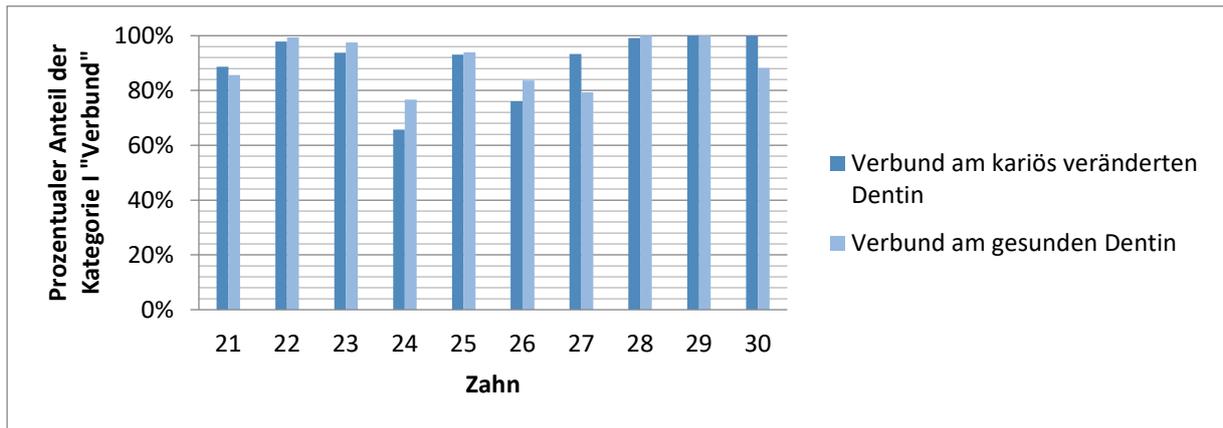


Diagramm 4 Verbund in % bei den Zähnen mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty Füllungen. Präparate 21-30.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die im kariös veränderten, die hellblauen auf die im gesunden Dentin gelegten Füllungen.

Zur Veranschaulichung zeigt Abbildung 7 repräsentative Areale der Komposit-Dentin-Grenzfläche bei mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen. Die Abbildungen 7a und 7b zeigen einen Ausschnitt aus einer Grenzregion zwischen Dentin und Füllung bei einer mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllung im **gesunden** Dentin. Die Abbildungen 7c und 7d beziehen sich auf **kariös verändertes** Dentin. In allen vier Abbildungen ist im Dentinanteil eine hohe Anzahl an Dentintubuli zu erkennen. Durch die Replikatechnik lassen sich im Komposit die charakteristischen Füller identifizieren. In Abbildung 7a ist eine breite Hybridschicht zwischen Füllmaterial und Dentin zu erkennen. Bei Abbildung 7d wurde im Gegensatz zu den anderen Abbildungen 7a bis 7c (Orig.-Vergr.: 200fach) eine doppelt so hohe Vergrößerung (Orig.-Verg.: 400fach) gewählt, um den Spalt und die mit Bonding gefüllten Dentintubuli besser darstellen zu können.

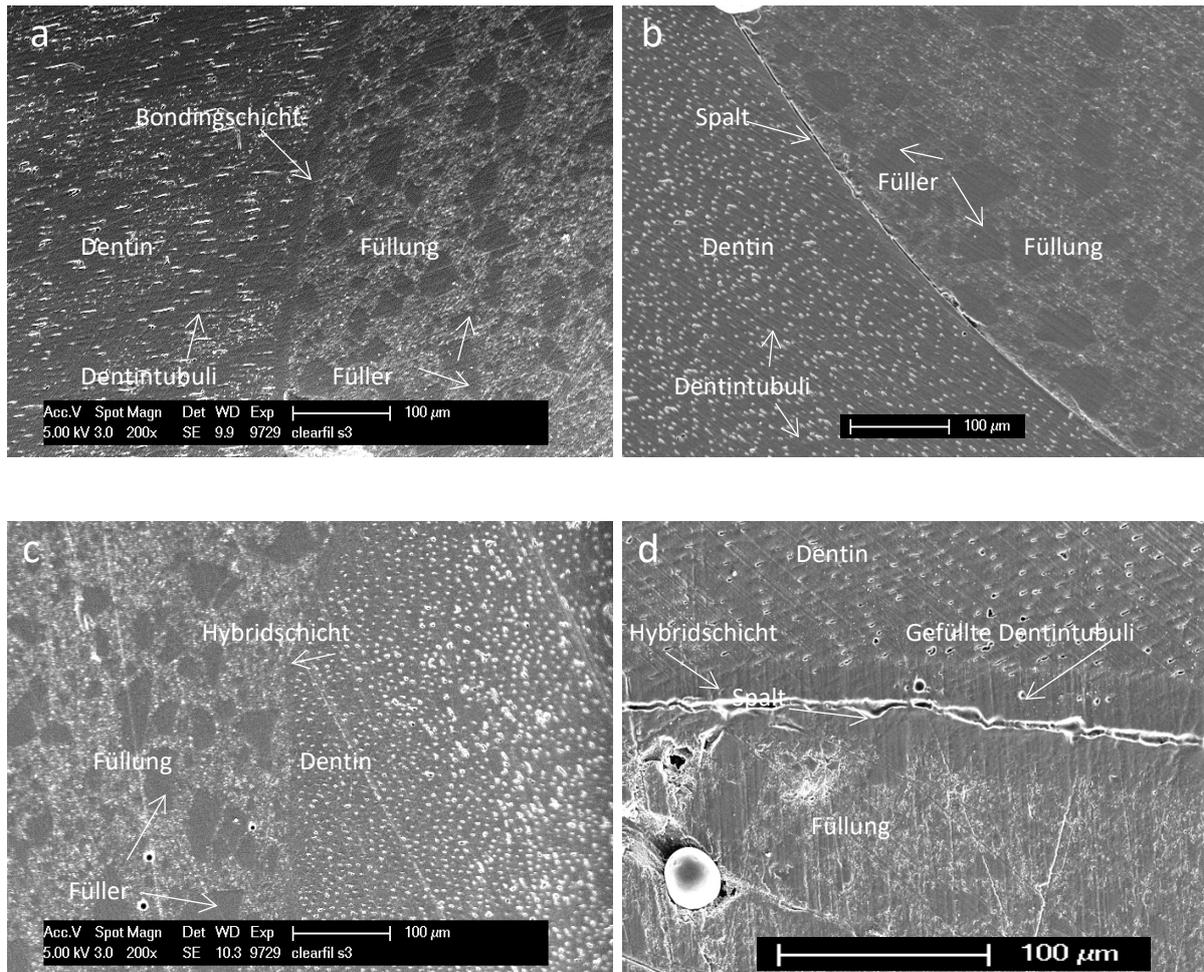


Abbildung 7 Ausschnitt der Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei vier mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen

Abbildung 7a und 7b: am gesunden Dentin (Orig.- Vergr. 200fach)

Abbildung 7c und 7d: am kariös veränderten Dentin (Abb. 7c: Orig.- Vergr. 200fach, Abb. 7d :Orig.- Vergr. 400fach).

4.3.4 Präparatgruppe IV: Clearfil S3/ Kuraray Majesty nach Thermocycling

Nach dem Wilcoxon-Test erwies sich der Unterschied im Komposit-Dentin-Verbund zwischen kariös verändertem Dentin (M= 88.28, SD= 12.10) und gesundem Dentin (M=90.81, SD= 10.83) als nicht signifikant ($Z(N= 10)= -1.27$ $p= .20$). Auch in dieser Präparatgruppe sind die Mittelwerte des Verbundes im gesunden und im kariös veränderten Dentin auf fast gleichem Niveau. Die Werte der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ der einzelnen Füllungen reichen von 57,20% bis 100% (siehe Diagramm 5). Es zeigt sich insgesamt ein ähnliches Bild wie bei den Zähnen der Präparatgruppe III.

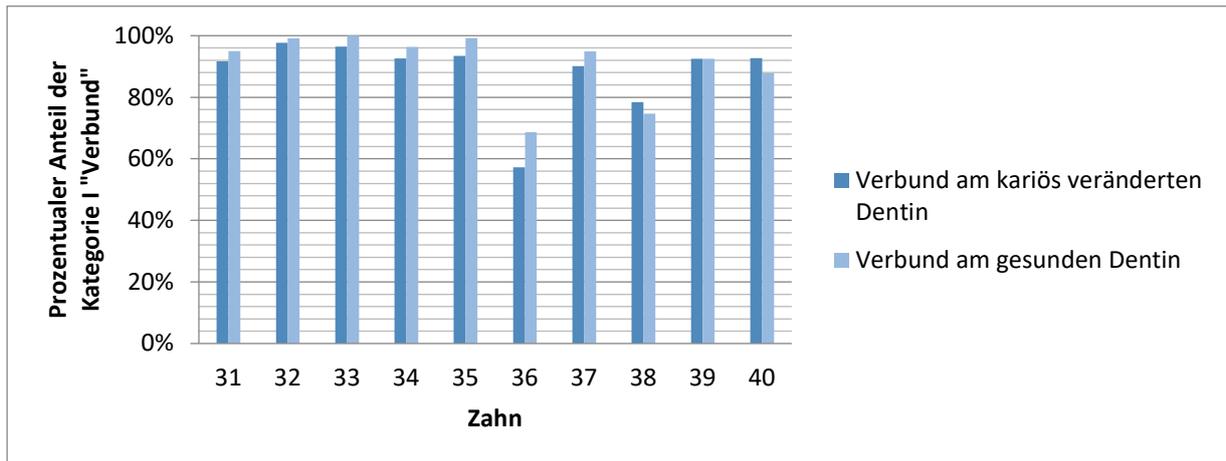


Diagramm 5 Verbund in % bei den Zähnen mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty Füllungen. Präparate 31-40 nach 5000 Zyklen Thermocycling.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die am kariös veränderten, die hellblauen auf die am gesunden Dentin gelegten Füllungen.

Die Abbildungen 8a und 8b zeigen repräsentative Areale der Komposit-Dentin-Grenzfläche bei mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen im gesunden (Abbildung 8a) und im kariös veränderten (Abbildung 8b) Dentin nach 5000 Zyklen Thermocycling. In Abbildung 8b finden sich zwischen dem Füllmaterial oben rechts und dem kariös veränderten Dentin unten links zahlreiche mit Bonding gefüllte Dentintubuli. Die Interaktionszone verläuft irregulär und weist Ausbuchtungen auf. Das Dentin ist unterschiedlich stark mit Bonding penetriert. Ein Spalt ist nicht zu erkennen. Die Hybridschicht im kariös veränderten Dentin ist insgesamt größer als im gesunden Dentin.

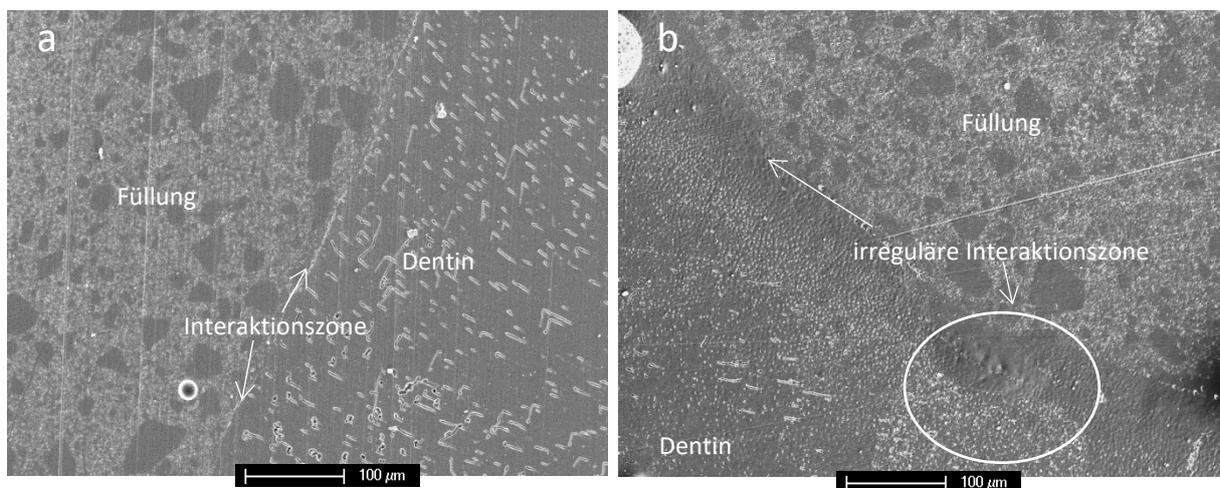


Abbildung 8 Ausschnitte aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen im gesunden (a) und im kariös veränderten (b) Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).

4.3.5 Präparatgruppe V: Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil

Nach dem Wilcoxon-Test erwies sich der Unterschied im Komposit-Dentin-Verbund zwischen kariös verändertem Dentin (M= 57.98, SD= 24.59) und gesundem Dentin (M= 74.14, SD= 16.67) als nicht signifikant ($Z(N= 10) = -1.27, p = .20$). Zwar ist der Mittelwert des Verbundes am gesunden Dentin höher, jedoch ist der Anteil der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ bisweilen auch im kariös veränderten Dentin größer. Bei Präparat Nummer 47 gab es einen Totalabriss der Füllung vom kariösen Dentin, der Wert im Diagramm 6 ist mit 0% dargestellt.

Diagramm 6 zeigt die Gegenüberstellung des Komposit-Dentinverbundes bei den Zähnen der Präparatgruppe V jeweils am kariös veränderten versus am gesunden Dentin. Der Unterschied des Verbundes zwischen einzelnen Füllungen ist mit Werten zwischen 41.23%, bei Einbeziehung des Zahnes mit Totalabriss 0% und 95.55% erheblich. Es ergibt sich insgesamt ein wenig einheitliches Bild.

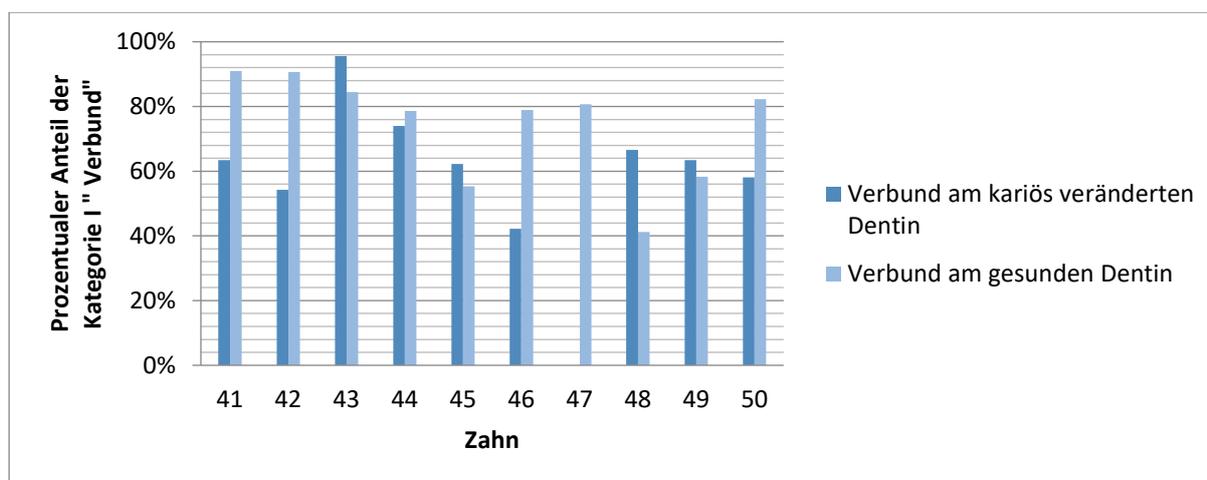


Diagramm 6 Verbund in % bei den Zähnen mit Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil supreme gelegten Füllung. Präparate 41-50.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die am kariös veränderten, die hellblauen auf die am gesunden Dentin gelegten Füllungen.

Die Abbildungen 9a und 9b zeigen repräsentative Areale der Komposit-Dentin-Grenzfläche bei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Suprime gelegten Füllungen im gesunden bzw. kariös veränderten Dentin. Abbildung 9a zeigt sowohl eine breite Interaktionszone als auch eine breite Bondingschicht. Ein Spalt ist nicht zu erkennen. Abbildung 9b weist deutlich einen Spalt

zwischen Füllung und Dentin auf, der von links oben nach rechts unten verläuft. Das zum Spalt angrenzende Dentin ist vom Bonding penetriert.

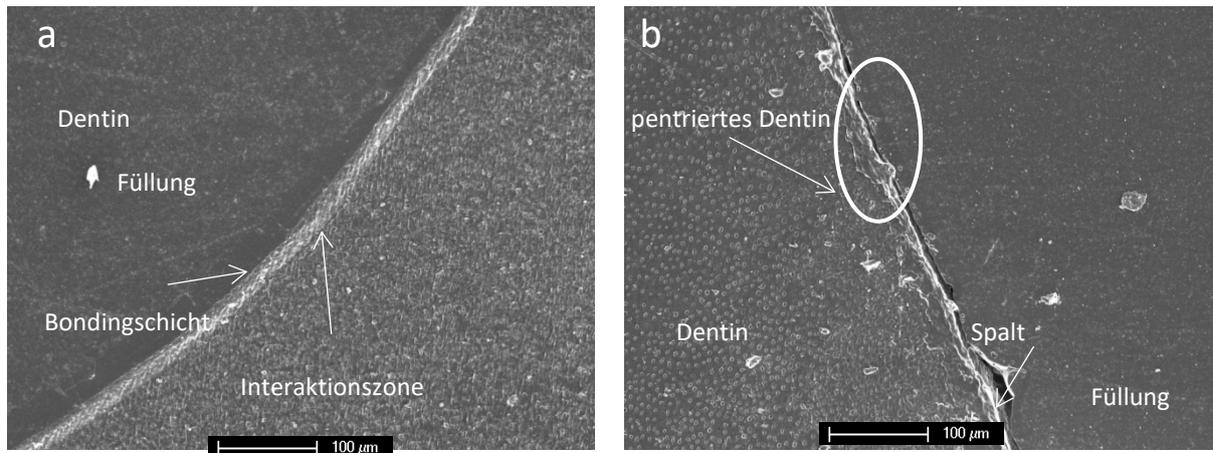


Abbildung 9 Ausschnitt aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Suprime gelegten Füllungen im gesunden bzw. kariös veränderten Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).

Abbildung 10 zeigt den Grenzbereich zwischen kariös verändertem Dentin (links) und Füllung (rechts) wobei dieser Bereich für 15 Sekunden mit 37%er Phosphorsäure geätzt wurde, um die Strukturen freizulegen. Die Dentintubuli sind unterschiedlich stark freigelegt worden und zeigen einen irregulären Charakter.

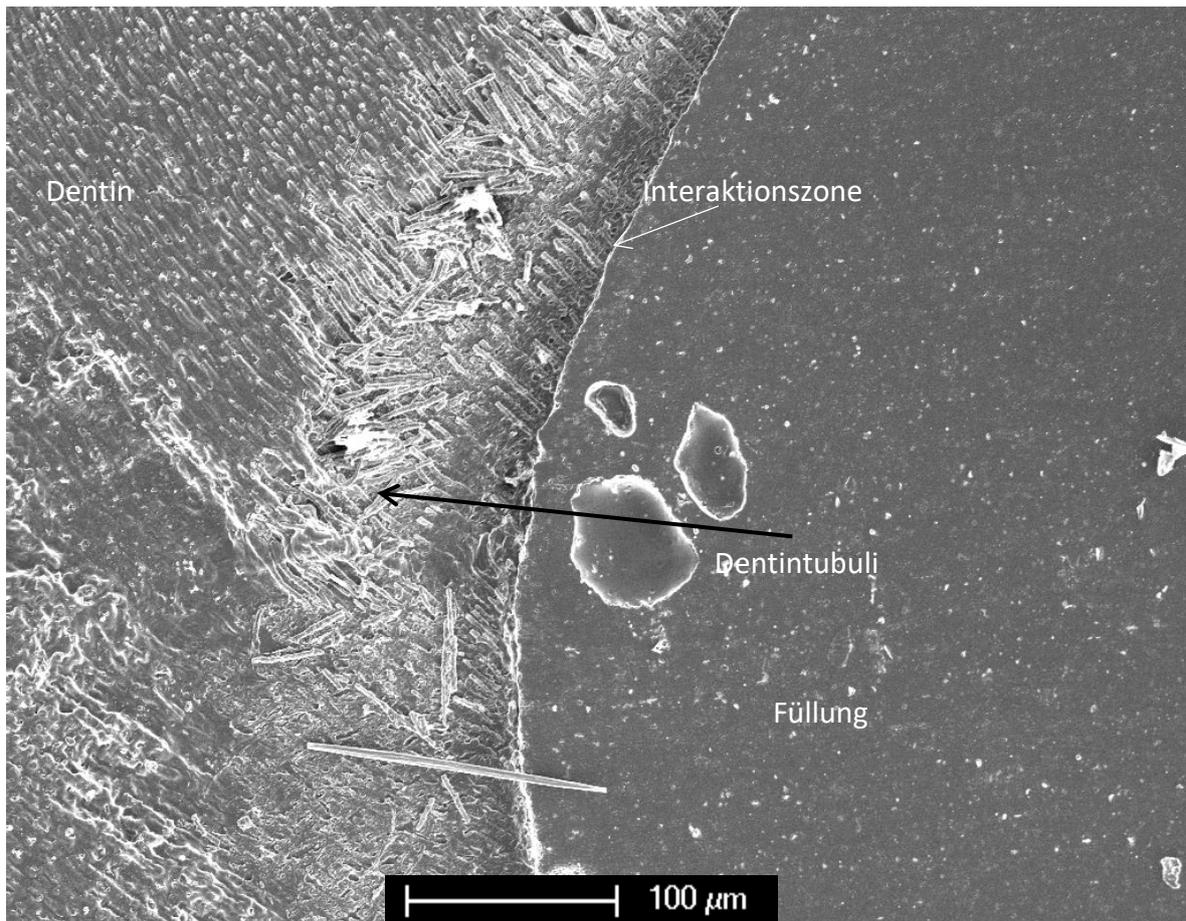


Abbildung 10 Grenzbereich zwischen kariös verändertem Dentin (links) und Füllung (rechts)

4.3.6 Präparatgruppe VI: Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil nach Thermocycling

Nach dem Wilcoxon-Test erwies sich der Unterschied im Komposit-Dentin-Verbund zwischen kariös verändertem Dentin ($M= 61.00$, $SD= 17.12$) und gesundem Dentin ($M= 53.81$, $SD= 21.16$) als nicht signifikant ($Z(N= 10)= -0.76$, $p= .45$).

Diagramm 7 zeigt die Gegenüberstellung des Dentinverbundes bei den Zähnen der Präparatgruppe VI jeweils am kariös veränderten versus am gesunden Dentin nach 5000 Zyklen im Thermocycler. Auch hier ist der Unterschied in Hinblick auf den Komposit-Dentin-Verbund zwischen einzelnen Füllungen mit Werten zwischen 20.12% und 92.71% beachtlich. Der Verbund ist auch hier nicht einheitlich am gesunden oder am kariös veränderten Dentin besser, sondern die Werte schwanken erheblich.

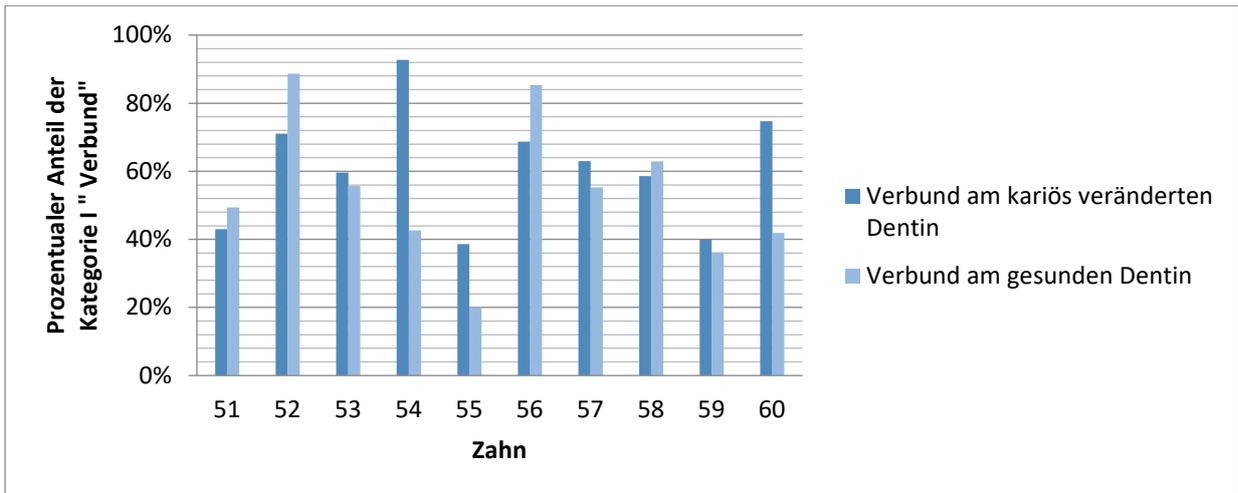


Diagramm 7 Verbund in % bei den Zähnen mit Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil supreme gelegten Füllung. Präparate 51-60 nach 5000 Zyklen Thermocycling.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die am kariös veränderten, die hellblauen auf die am gesunden Dentin gelegten Füllungen.

Die Abbildungen 11a und 11b zeigen repräsentative Areale der Komposit-Dentin-Grenzfläche bei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Supreme gelegten Füllungen im gesunden bzw. kariös veränderten Dentin nach 5000 Zyklen Thermocycler. Abbildung 11a zeigt eine unregelmäßige Interaktionszone. In Abbildung 11b lässt sich bei der internen Adaptation zwischen Füllung und Dentin ein Spalt erkennen.

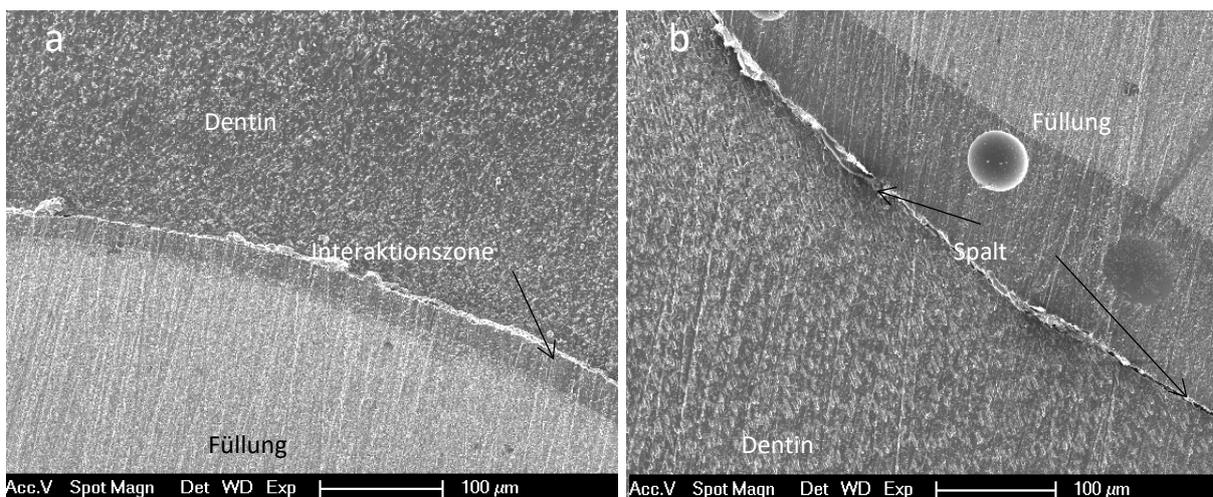


Abbildung 11 Ausschnitte aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Supreme gelegten Füllungen im gesunden (a) bzw. kariös veränderten (b) Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).

4.4 Gruppenvergleich der untersuchten Adhäsivsysteme

Des Weiteren wurde untersucht, ob sich die drei verwendeten Adhäsivsysteme Optibond FI/ Herculite, Clearfil S3/ Kuraray Majesty und Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil im Hinblick auf die Komposit-Dentin-Verbundwerte unterscheiden. Hierfür wurden die Gruppen I und II, III und IV sowie V und VI jeweils zusammengefasst und vergleichend analysiert.

Im Gruppenvergleich ergab sich die einfaktorielle ANOVA signifikante Unterschiede ($F(2,117)=30.48, p < .001$). Die Verbundwerte der jeweiligen Adhäsivsysteme sind in Diagramm 8 dargestellt. In der vorliegenden Untersuchung zeigt die Präparatgruppe Clearfil ($M=90.07, SD=10.49$) den besten Verbund, gefolgt von Optibond FI ($M=80.27, SD=16.49$). Bei den Präparaten der Gruppe Orbi Bond AF konnte im Gegensatz zu den anderen beiden Adhäsivsystemen kein spaltfreier Komposit-Dentin-Verbund hergestellt werden. Außerdem gab es nur bei diesem System einen Totalabriss einer Füllung. Diese Präparatgruppe weist insgesamt einen schlechteren Komposit-Dentin-Verbund im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen auf ($M=61.73, SD=20.83$).

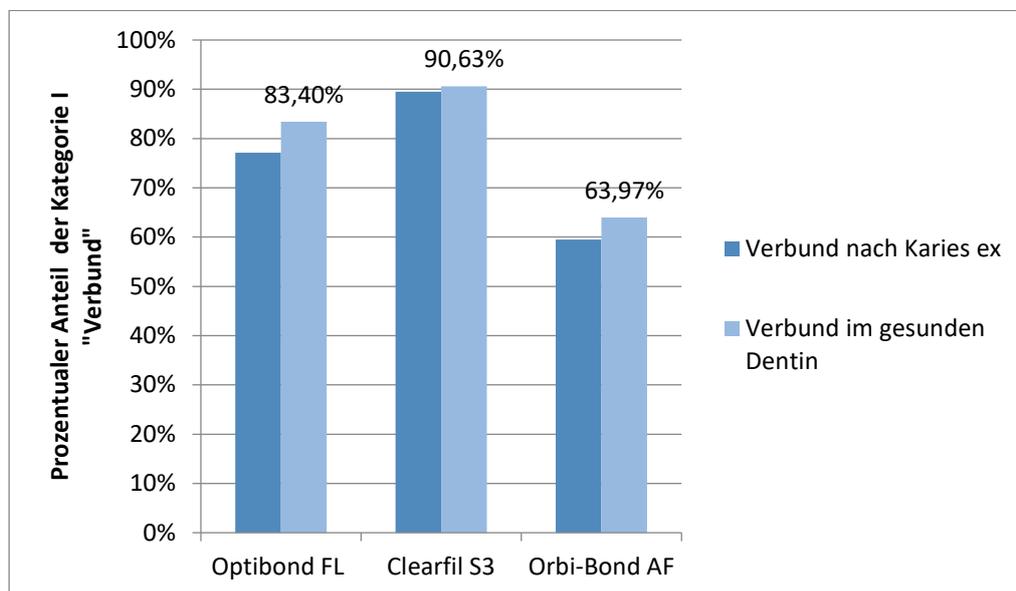


Diagramm 8 Anteil der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ in Abhängigkeit des Adhäsivsystems

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Region zwischen Füllung und Dentin/ Schmelz an. Die dunkelblauen Säulen beziehen sich auf die am kariös veränderten, die hellblauen auf die am gesunden Dentin gelegten Füllungen.

4.5 Einfluss des Thermocyclings

In der vorliegenden Untersuchung wurde jeweils die Hälfte der Zähne einer Ahäsivgruppe (also 10 von 20 Zähnen bzw. die Gruppen II, IV, VI) thermisch belastet. Nach 5000 Zyklen im Thermocycler wurden diese Zähne analog zu den Gruppen I, III und V (Kontrollgruppe) untersucht. Der Unterschied zwischen den Präparaten mit versus ohne Thermocycling wurde sowohl für die Füllungen am kariös veränderten Dentin als auch für die Füllung am gesunden Dentin berücksichtigt. Es ergaben sich daraus zwei Berechnungen, bei denen jeweils die Gruppen I, III und V sowie II, IV und VI zusammengefasst und mit dem Mann-Whitney-U-Test auf signifikante Unterschiede geprüft wurden. Für den Komposit-Dentin-Verbund am kariös veränderten Dentin konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen mit und ohne Thermocycling festgestellt werden ($Z(N= 60)= -0.81, p= .42$). Ebenfalls zeigten die Gruppen mit und ohne Thermocycling mit den Füllungen am gesunden Dentin keinen signifikanten Unterschied ($Z(N= 60)= -0.10, p= .92$).

In dieser Untersuchung konnte damit kein signifikanter Unterschied zwischen den thermisch belasteten Zähnen und den unbelasteten Zähnen festgestellt werden. Die Gegenüberstellung ist in Diagramm 9 dargestellt.

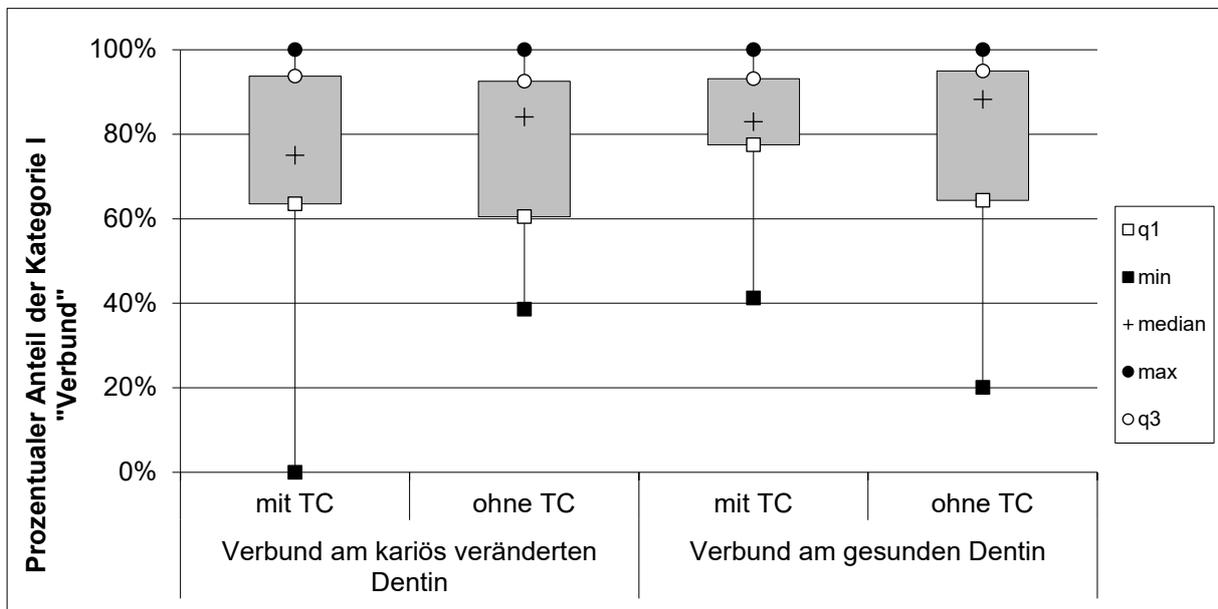


Diagramm 9 Einfluss von Thermocycling auf die jeweiligen Gruppen.

Die Prozentwerte geben die Länge der Kategorie I „Verbund“ im Verhältnis zur Gesamtlänge der untersuchten Grenzregion zwischen Füllung und Dentin an.

4.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zusammengefasst lässt die vorliegende Untersuchung im Hinblick auf den spaltfreien Verbund bei der internen Adaptation (Kategorie I-Anteil des Verbundes) keinen signifikanten Unterschied zwischen Füllungen am kariös veränderten Dentin und denen am gesunden Dentin erkennen. Dieses Ergebnis zeigt sich sowohl bei Betrachtung der einzelnen Gruppen aufgeteilt nach Adhäsivsystem, sowie vor oder nach Thermocycling, als auch über alle Gruppen hinweg.

Die drei verwendeten Adhäsivsysteme Optibond FI/Herculite, Clearfil S3 /Kuraray Majesty und Orbi-Bond AF/Orbi HiFil unterscheiden sich hinsichtlich der Verbundwerte jedoch signifikant voneinander.

In der vorliegenden Untersuchung lässt sich hinsichtlich des Komposit-Dentin-Verbundes sowohl am gesunden, wie auch am kariös veränderten Dentin kein signifikanter Unterschied zwischen den thermisch belasteten Zähnen und den unbelasteten Zähnen nachweisen.

5 Diskussion

Durch ausgeklügelte Adhäsivsysteme und verbesserte Verarbeitungstechniken konnte die Leistungsfähigkeit der direkten Kompositrestaurationen enorm gesteigert werden. Dennoch ist man noch nicht am Ende der Entwicklung angelangt, denn Probleme wie die Polymerisationsschrumpfung sind immer noch nicht gelöst. Es ist enorm wichtig für die Langlebigkeit einer Füllung sowie für die Prognose eines Zahnes, sowohl eine initial randdichte Füllung zu legen als auch einen dichten Komposit-Dentin-Verbund zu erlangen. Komplizierte und damit oft fehleranfällige Systeme finden daher weniger Anwendung.

Doch auch einfache Adhäsivsysteme können zu guten Resultaten führen, wie die vorliegende Studie zeigt. Das Studiendesign sowie die Methoden und Ergebnisse der Studie werden im Folgenden diskutiert.

5.1 Diskussion der Methoden und der Materialien

Bei der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine reine In-vitro-Studie, sodass die Übertragbarkeit der Resultate auf die Situation in vivo nicht vollständig gegeben ist (Frankenberger et al., 2007). Dennoch wurde das Versuchsdesign so gewählt, dass es der Situation in vivo möglichst nahekommt.

Im Folgenden werden methodische Aspekte der Studie, die durch die verwendeten Zähne, der Methoden sowie der Auswertungsverfahren bedingt sind, beschrieben und diskutiert.

5.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Als Versuchspräparate wurden humane, kariöse Zähne herangezogen, die aus therapeutischen Gründen extrahiert wurden. Die Verwendung extrahierter menschlicher Zähne ist in zahlreichen Studien als Standard beschrieben und anerkannt (Yassen, Platt und Hara, 2011). Bei den meisten Studien, die sich mit der Dentinhaftung beschäftigen, wurden die Versuche an gesunden Zähnen durchgeführt, d.h. an Zähnen die eigentlich keine Restauration benötigten (Mehl, Kunzelmann, Folwaczny und Hickel, 2004; Lohbauer, Nikolaenko, Petschelt und Frankenberger, 2008). Lediglich ein verhältnismäßig geringer Teil der Studien bezieht sich auf kariös verändertes Dentin. In der Regel bleibt aber nach einer

Kariesexkavation kariös verändertes bzw. sklerotisches Dentin übrig (Clementino-Luedemann et al., 2006; Corralo und Maltz, 2013; Neves et al., 2011). Die Forderung an die Zähne in dieser Studie war daher das Vorhandensein von ausreichend kariöser als auch gesunder Zahnhartsubstanz, um anschließend einen direkten Vergleich ziehen zu können. Viele Studien weisen zwar eine ähnliche Anzahl an Präparaten auf, bei näherer Betrachtung werden dort aber nur wenige präparierte Zähne in viele Scheiben geschnitten und diese als einzelne Präparate verwendet. Dies führt zu einer recht homogenen Versuchsgruppe. Für die Übertragbarkeit der Ergebnisse kann dies aufgrund der mangelnden Repräsentativität der Grundgesamtheit der Patienten allerdings eine Einschränkung bedeuten. Daher wurden in dieser Studie 60 unterschiedliche Zähne verwendet und jeweils im gesunden sowie im kariös veränderten Dentin Füllungen appliziert, was für eine bessere externe Validität spricht. Kritisch betrachtet ist aber bei diesem Versuchsdesign die Vergleichbarkeit zum Teil eingeschränkt, da es unmöglich ist 60 humane Zähne mit exakt der gleichen Kariesläsion zu finden. Deswegen wurde darauf geachtet, dass die Ausdehnung der Karies zumindest ähnlich groß ist und dem Spektrum in der Füllungstherapie der klinischen Realität entspricht.

Um entstehende Unterschiede durch die Lagerung der Zähne und damit eine Verfälschung der Ergebnisse auszuschließen, wurden die extrahierten Zähne standardisierten einheitlichen Bedingungen ausgesetzt. Diese entsprachen gängigen Verfahren in Laborstudien. So erfolgte die Lagerung der Zähne nach der Extraktion in 30-prozentiger Isopropanol-Lösung. Unterschiedlich lange Aufbewahrungszeiten bis zur Weiterverarbeitung für die Studie sollten für die Ergebnisse keine Rolle spielen, denn der Lagerungszeit der Zähne nach der Extraktion konnten kein signifikanter Effekt auf den Kompositverbund nachgewiesen werden (Mitchem und Gronas, 1986). Nach Applikation der Füllung lagerten die Zähne in destilliertem Wasser, bei ca. 4 Grad Celsius im Kühlschrank. Destilliertes Wasser ist ein gängiges Lagerungsmedium für extrahierte Zähne in Laborstudien (Hannig, Kreuzkamp und Albers, 1994; Reddy et al., 2013). Bestimmte Präparatgruppen wurden thermomechanischen Belastungen ausgesetzt und dafür für die entsprechende Zeit der oben genannten Aufbewahrung entnommen. Da jedoch ein gewisser Alterungsprozess stattfindet, der sich negativ auf das Randspaltverhalten auswirkt (Frankenberger et al., 2004), erfolgte die Auswertung der Proben spätestens 7 Tage nach der Fertigstellung der Präparate.

Daten zum Alter sowie zu den Lebensumständen der Patienten, deren Zähne für die Studie verwendet wurden, konnten nicht erfasst werden. Für Rückschlüsse auf die Dentinequalität könnten diese Informationen in einer weiteren Studie erhoben und auf ihre Einflüsse untersucht werden.

5.1.2 Die Festlegung des Endpunkts der Kariesexkavation

Gängige Verfahren zum Festlegen des Endpunktes bei der Kariesexkavation sind Exkavieren bis zum sondenharten Dentin und das Anfärben des kariös infizierten Dentins. Letzteres entspricht dem Verfahren des Karies-Detektors, welches in den Abschnitten 1.2.1 und 3.4 ausführlich beschrieben wurde. Beide Methoden für sich genommen lassen sich nur schwer objektivieren. In der vorliegenden Untersuchung kamen daher beide Verfahren zum Einsatz, um ein möglichst valides Ergebnis zu erreichen

5.1.3 Applikation der Füllung

Die Lokalisation und Größe der Füllung richteten sich nach der Position der Karies, wie es im klinischen Alltag der Fall ist. Auf diese Weise entstanden Kavitäten, die mal mehr koronal, mal weiter gingival gelegen waren, mit der Konsequenz, dass manche Füllungen einen größeren Anteil im Schmelz erhielten als andere oder mehr oder weniger tief ins Dentin hinein reichten. Die Schichttechnik sollte den Schrumpfkraften entgegenwirken. Das Legen der Füllung wurde standardisiert durchgeführt. Dennoch muss bemerkt werden, dass das Applizieren einer Füllung unter Laborbedingungen nicht vollständig auf die realen Bedingungen in der Mundhöhle übertragen werden kann, da dort die Trockenlegung und die Sicht des Präparationsgebietes eingeschränkter sind.

5.1.4 Auswahl der Adhäsivsysteme

Für die interne und externe Adaptation ist das Adhäsivsystem entscheidend. Bei dieser Untersuchung wurden drei verschiedene Adhäsive aus folgenden Gründen verwendet;

1. Optibond FI wurde als klassischer Vertreter der Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme (das aufgrund seines guten Abschneidens in zahlreichen Studien als Goldstandard bezeichnet wird (Frankenberger, 2018) verwendet, um auch in der vorliegenden Studie als Referenz zu dienen.

2. Clearfil S3 als Vertreter der All-in-one-Adhäsivsysteme, brachte den Vorteil, dass er weniger techniksensitiv ist. Durch den erleichterten Umgang mit diesem Adhäsiv konnte sowohl ein Zeitersparnis als auch eine Verringerung der Anwendungsfehler erbracht werden.
3. Orbibond AF wurde als ein günstiger Vertreter der Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme genommen, um zu schauen ob dieser beim Verbund der internen Adaptation ähnlich gut abschneidet, wie die lang etablierten Adhäsive.

5.1.5 Lichtmikroskop vs. Rasterelektronenmikroskop

Heutzutage lassen sich Objekte mit bis zu 1000x Vergrößerung in einem Lichtmikroskop darstellen. So erschien auch der Gebrauch eines solchen Mikroskops für die vorliegende Untersuchung als sinnvoll. Im Gegensatz zum Rasterelektronenmikroskop lassen sich im Lichtmikroskop Originalproben untersuchen, ohne diese trocknen und beschichten zu müssen. Abbildungsfehler können mit Methoden wie der Dekonvolution weitgehend behoben werden, was eine höhere Vergrößerung und schärfere Bilder liefert. Die Bildgebung in Farbe hat auf der einen Seite Vorteile für bestimmte Fragestellungen, wie z.B. Darstellung der Zonen kariös veränderten Dentins. Auf der anderen Seite kann es auch zu Interpretationsfehlern führen, wenn die Farbe nicht richtig gedeutet wird. Die Auswertung von Randspalten im Rasterelektronenmikroskop ist aufgrund seiner ausgeprägten Tiefenschärfe demgegenüber deutlich exakter als im Lichtmikroskop. Die vorliegende Untersuchung hat ergeben, dass je nach Fragestellung die Untersuchung von Proben durch beide Mikroskoptypen notwendig ist und zu gut ergänzenden Resultaten führt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Realisierbarkeit eines spaltfreien Verbundes zwischen Komposit und kariös verändertem bzw. gesundem Dentin

Ein dichter Verbund, der die Nährstoffzufuhr der im Zahn verbliebenen Bakterien unterbindet, ist für den Verlauf der Füllungstherapie von vorrangiger Bedeutung, da sonst die Stoffwechselprodukte der Bakterien und Entzündungsreaktionen des Pulpa-Dentin-Komplexes den Zahn weiter zerstören (Rupf, Hannig und Hannig, 2014). Eine randdichte

Füllung ist eine Voraussetzung für die Unterbindung der Substratzufuhr der Mikroorganismen. In der vorliegenden Untersuchung ist es bei sechs von 120 Füllungen unter den gewählten Versuchsbedingungen gelungen, einen spaltfreien Verbund zwischen Komposit und Dentin herzustellen. Davon waren jeweils drei im kariös-veränderten und drei im gesunden Dentin zu finden. Obgleich sechs von 120 Füllungen auf den ersten Blick sehr wenig erscheinen, befand sich die Imperfektion der internen Adaptation in der Regel nicht am schmelzbegrenzten Füllungsrand. So gesehen sind im Median 90,76% der internen Adaptation in der Clearfil S3 Präparatgruppe spaltfrei gewesen, was ein gutes Ergebnis darstellt.

Dieses Ergebnis spiegelt sich auch in der Literatur wider. In einigen Studien konnte ein nahezu spaltfreier Komposit-Dentin-Verbund erzielt werden (Krejci, Sagasser und Lutz, 1992; Opdam, Roeters und Verdonschot, 1997), wogegen in anderen Studien keine hundertprozentige Haftung zwischen Dentin und Komposit erreicht werden konnte (Walshaw und McComb, 1994). In der vorliegenden Untersuchung konnte, wie angenommen, eine spaltfreie Adaptation am Schmelz und Dentin erzielt werden. Eine Vorhersage, ob ein Verbund spaltfrei wird oder nicht, lässt sich aber nicht treffen (Hannig und Friedrichs, 2001; Frankenberger et al., 2007). Risse oder Randspalten stellen bei der Versorgung mit Kompositen ein zentrales Problem dar. Durch die, teilweise sehr kleinen, Zugänge (microleakage oder nanoleakage) können postrestaurative Sensibilitäten, Randverfärbungen oder Sekundärkaries auftreten. Sogenannte „Pumpeffekte“ können auftreten, wenn der Kavitätenboden nicht ausreichend bedeckt ist (Opdam, Roeters und Verdonschot, 1997). Um dies zu vermeiden, sollten im Dentin-Komposit-Verbund ähnliche Haftkräfte erreicht werden wie im Schmelz-Komposit-Verbund. Die tatsächlich vorherrschenden Haftkräfte zwischen Komposit und Schmelz bzw. Dentin konnten in dieser Untersuchung nicht ermittelt werden.

Für eine Spaltbildung existieren verschiedene Gründe. Bei dem gewählten Füllungsdesign in der vorliegenden Untersuchung wirken die Schrumpfkraften zum Zentrum der Füllung gerichtet (Davidson et al., 1984) und können auf Grund des ungünstigen C-Faktors der Füllung (Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987; Kaisarly und Gezawi, 2016) nicht durch Fließphänomene innerhalb der Füllung ausgeglichen werden (siehe hierzu das in Abschnitt 1.6 dargestellte Modell von Davidson et al. (1984)). Das Adhäsiv hat die Aufgabe für einen stabilen Verbund zu sorgen und diesen Schrumpfkraften entgegen zu wirken (Frankenberger, 2018). Der exakte Ort der Rissbildung wurde in dieser Studie statistisch nicht erfasst, erfolgte

aber nicht unbedingt genau an der Grenze zwischen Füllung und Dentin. Die Haftung der Komposite zeigt also auch in den Tiefen des Zahns, und somit auch in den kariös veränderten keine erkennbare Verschlechterung, was die Ergebnisse dieser Arbeit zu weiten Teilen unterstützt.

Oft fand sich der Riss weiter im Dentin, was dafürspricht, dass der Verbund an der Interaktionszone stabil ist, das Dentin unterhalb der Hybridschicht aber aufgrund zu hoher Zugkräfte strukturell nachgibt. Für die Langzeitprognose des Zahnes sollte sich dies nur von nachrangiger Relevanz darstellen, solange dieser Abriss im Dentin von der Mundhöhle isoliert ist und der entstandene Spalt aufgefüllt werden kann. Dem widersprechen allerdings die Ergebnisse weiterer Studien, die sich dem Frakturverhalten gewidmet haben. Hevinga et al. (2010) stellten fest, dass diese empfindliche Zone sich auch auf das Frakturverhalten der Zähne auswirken kann. Es ist allerdings nicht nur wichtig, einen stabilen Verbund zu erreichen, sondern eine unter werkstofflichen und strukturbioologischen Aspekten zahnähnliche Restauration, die sowohl genauso belastbar wie die Zahnhartsubstanz als auch biokompatibel ist. Hevinga et al. (2010) beließen in ihrer Untersuchung selektiv im pulpanahen Bereich kariös infiziertes Dentin. Sie entdeckten einen Zusammenhang zwischen Frakturverhalten und selektiv exkavierter Kavitäten bei Molaren. Die selektiv exkavierten Molaren wiesen Frakturen bei einer geringeren Belastung auf, als die vollständig exkavierten. Jedoch unterschieden sich beide Frakturen im Verlauf. Während die vollständig exkavierten Molaren vertikal frakturierten, wiesen die selektiv exkavierten Molaren eine Fraktur in der Restauration auf und werden dort als „ice cracks“ bezeichnet. Die Autoren nahmen an, dass die Ursache für die Fraktur ein Einbruch der Restauration in das darunterliegende weichere, kariöse Dentin ist. Empfehlenswert wäre daher eine Art elastischer Pufferzone in diesem Bereich einzurichten.

Garoushi et al. (2013) schlagen vor, glasfaserverstärkte Komposite zu verwenden, die elastischer sind als herkömmliche Komposite. Da das von der Karies demineralisierte Dentin bereits elastischer und von geringerer Härte ist als gesundes Dentin ist (Marshall et al., 2001; Yoshiyama et al., 2002), ist es nachvollziehbar, ein Material zu verwenden, das diese Eigenschaften abfangen kann. In verschiedenen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass glasfaserverstärkte Komposite eine höhere Biegefestigkeit und geringere Schrumpfung als herkömmliche Komposite besitzen (Goracci et al., 2014). Dies entspricht einer Art elastischer Pufferzone. Glasfaserverstärkte Komposite existieren seit den 1950er Jahren, konnten sich

aber bislang nicht durchsetzen. Jedoch scheinen auch die häufig genutzten Komposite nicht schlecht zu sein, da in der vorliegenden Studie sehr gute Ergebnisse damit erzielt werden konnten.

Im folgenden Abschnitt wird darauf eingegangen, in wie weit sich der Verbund am kariös veränderten Dentin sich vom Verbund am gesunden Dentin unterscheidet.

5.2.2 Vergleich der internen Adaptation am kariös veränderten bzw. gesunden Dentin

Die vorliegende Untersuchung sollte klären, ob sich die interne Adaptation am gesunden und kariös veränderten Dentin bei den Füllungen unterscheidet. Dies wurde sowohl für die einzelnen Adhäsivgruppen als auch über alle verwendeten Zähne hinweg untersucht. In dieser Untersuchung konnte kein signifikanter Unterschied zwischen gesundem und kariös verändertem Dentin im Hinblick auf die interne Adaptation bei den Füllungen festgestellt werden. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Drobac et al. (2019).

Die mikromechanische Verankerung macht den entscheidenden Anteil bei der gewünschten Adhäsion aus. Sowohl am Schmelz als auch am Dentin müssen Oberflächen geschaffen werden, die eine mikromechanische Verankerung zulassen.

Schüpbach, Krejci und Lutz (1997) machen den unterschiedlichen Verlauf der Dentinkanälchen für die Beeinflussung der Komposit-Dentinhaftung verantwortlich. Im gesunden Dentin verlaufen die Dentinkanälchen definiert strukturiert, sodass bei ihrem Anschnitt und Bearbeiten mit einem Adhäsiv eine gleichmäßige Hybridschicht resultiert. Senkrecht zur Oberfläche verlaufende Dentinkanälchen lassen sich vom Konditionierer und Primer leichter penetrieren und führen deshalb zu einer dickeren Hybridschicht.

Im kariös veränderten Dentin liegt hingegen oft unstrukturiertes Dentin vor. Die angeschnittenen Oberflächen von kariös verändertem Dentin und gesundem Dentin unterscheiden sich in ihrer Struktur, lassen sich dennoch beide für eine mikromechanische Verankerung konditionieren. Vor allem die Morphologie des kariös veränderten Dentins erscheint sehr variabel. Daher variiert der Verlauf der Dentinkanälchen. Das intratubuläre Dentin beim kariös veränderten Dentin ist zum Teil stark mit Mineral-Depots durchsetzt (Egle et al., 2012). Entsprechend entsteht in Verbindung mit einem Bonding eine irreguläre

Interaktionszone bzw. eine irreguläre Hybridschicht. Die Hybridschicht macht zwar den entscheidenden Teil der mikromechanischen Verankerung aus, die Dicke der Hybridschicht steht aber nicht im direkten Zusammenhang zur Stärke der Dentinhaftung (Eick et al., 1997; Jacobsen und Finger, 1993).

Das kariös veränderte bzw. sklerotische Dentin ist in der Lage vom Adhäsiv penetriert zu werden, wobei die Interaktionsstrukturen sogar stärker sein können als im gesundem Dentin (Sakoolnamarka, Burrow und Tyas, 2003; Sattabanasuk, Shimada und Tagami, 2005; Alves et al., 2010; Nayif et al., 2010; de Almeida Neves et al., 2011; Frankenberger et al., 2014). Die Tags fallen kürzer aus, dagegen ist die Hybridschicht erheblich breiter als im gesunden Dentin (Omar et al., 2007; Egle et al., 2012; Tay et al., 2016). Laut Kidd (2004) kann das verbleibende, kariös veränderte Dentin gezielt mit Adhäsiven versiegelt werden, was zur Vitalerhaltung der Pulpa beiträgt (Frankenberger et al., 2014).

Der Einsatz der Nanopartikel gegen Kariesinfektionen wird zukünftig aufgrund der antibakteriellen, remineralisierenden und medikamentösen Eigenschaften immer wichtiger. Alle Studien, die in der Übersichtarbeit von Chen et al. einbezogen wurden, untermauern diese These (Chen et al., 2020).

Im biologischen Kontext gehört Dentin zu den beständigsten Stoffen, da seine Zusammensetzung im Vergleich zu künstlich hergestellten Materialien eine weitere Langlebigkeit bietet. Winzige Nanostrukturen und ein Wechselspiel der anderen Komponenten sind der Grund dafür. So sind Proteinfasern und mineralische Nanopartikel dafür zuständig, besonders hohem Druck standhalten zu können. Dazu sind diese bereits genannten anorganischen Partikel aus cHAP-Kristallen in Kollagenfasern eingebettet. Die inneren Strukturen machen die hohe Druckbelastbarkeit dann möglich. Im Detail haben Zaslansky et al. (2016) die Gitterkonstanten der cHAP-Kristalle und die Größe der Nanopartikel ermitteln können. Mit ihren Ergebnissen konnte gezeigt werden, dass Dentin bestimmten Belastungen prinzipiell standhalten kann, da die Proteinfasern in den Untersuchungen trotz starker negativer Einflussfaktoren nicht geschädigt wurden. Die mineralischen Nanopartikel schienen eine Schutzwirkung auf das innere System des Dentins zu haben. Karies allein hat die Eigenschaft den mineralischen Zahnschmelz zu lösen und Enzyme zu produzieren, die Kollagenfasern zerstören. Während einer Zahnbehandlung sollten Kompositen vor dem Eindringen oder Befestigen also angefeuchtet und nicht zu warm sein – so werden die

Strukturen des Dentins geschützt. Die Widerstandskraft des Zahnbeins ist demnach Vorbild für zukünftige Füllmaterialien.

Nair, Nadig, Pai und Gowda (2018) zeigten in einer Studie außerdem, dass die chemomechanischen Kariesentfernungsmittel keinen Einfluss auf die Haftfestigkeit des Adhäsivsystems auf kariösem Dentin haben. Für die Adaptation von Kompositen auf kariösem Dentin sind diese Ergebnisse für den praktischen Alltag von großer Bedeutung. Denn wie die Arbeit von Nair et al. herausstellt, ist eine Veränderung des Dentins durch Karies und eine anschließende Entfernung der kariesverursachenden Bakterien nicht mit verschlechterter Adaptation verbunden.

5.2.3 Unterschiede zwischen den drei verwendeten Adhäsivsystemen

In der vorliegenden Untersuchung wurden drei verschiedene Adhäsivsysteme in Bezug auf die interne Adaptation von Füllung und Dentin verglichen. Dabei unterscheiden sich die drei verwendeten Adhäsivsysteme Optibond FI/ Herculite, Clearfil S3/ Kuraray Majesty und Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil, in Hinblick auf die Verbundwerte signifikant voneinander.

Die beste interne Adaptation konnte mit dem Adhäsiv Clearfil S3 mit durchschnittlich 90,63% Verbundanteil erzielt werden. Fünf von sechs Füllungen mit hundertprozentigem Verbund sind ebenfalls in dieser Adhäsivgruppe zu finden. Mit dem Adhäsivsystem Optibond FI wurde ein durchschnittlicher Anteil von 83,40% dichter, spaltfreier interner Adaptation erzielt, mit dem Adhäsiv Orbi-Bond AF ergab sich der geringste Anteil spaltfreier Dentinverbindung von durchschnittlich 63.97 %.

Die Ursache für die besseren Haftwerte von Clearfil S3 könnte im Ein-Flaschen-System begründet liegen. Das lässt es auf den ersten Blick wenig techniksensitiv erscheinen und durch die einfache Handhabung ist es weniger fehleranfällig. Aus klinischer Sicht ist ein solches System dem komplizierteren System vorzuziehen (Spreafico et al., 2006). Aber auch bei einem Ein-Flaschen-System kann es durch kleine Unterschiede in der Durchführung zu unterschiedlichen Haftwerten kommen. Das Ethanol-Wasser basierte Clearfil S3 wurde unter anderem von Ikeda et al. (2008) untersucht. Es wurde festgestellt, dass sowohl stark genug als auch lang genug verblasen werden sollte, um das Lösungsmittel aus dem Adhäsiv zu entziehen, da ansonsten die Haftwerte variieren. Außerdem arbeiten die beiden Adhäsivsysteme Optibond FI und Orbi-Bond AF mittels Schmelzätzung, während das Adhäsiv

Clearfil S3 keine Schmelzätzung vorsieht. Bei den beiden Verfahren überstiegen die Adhäsionskräfte im Schmelz offensichtlich die Schrumpfkraften, so dass die Füllungen beider Gruppen im oberen Schmelzbereich zirkulär fixiert worden sind. Die Haftung des Adhäsivs Clearfil S3 scheint gleichmäßiger auf Schmelz und Dentin verteilt zu sein, weshalb weniger selektive Zugspannung entsteht.

Ein wichtiger Aspekt bei der Wirksamkeit von Bondingsystemen ist die Zusammensetzung der Adhäsive. So wurde in einer Studie von Yoshida et al. (2004) nachgewiesen, dass das Monomer 10-MDP (ein Bestandteil von Clearfil S3) im Verhältnis zu 4-MET und Phenyl-P sowohl den besten Verbund zu Hydroxylapatit aufweist als auch besonders hydrolysestabil ist. Es kommt hierbei nicht nur auf die Verwendung dieser Moleküle an, sondern auch auf die Reinheit bzw. den Hersteller an. In der Studie von Yoshihara et al. (2015) wurde festgestellt, dass sich die Wirksamkeit des gleichen Monomers bei verschiedenen Herstellern unterschieden hat. Dabei hatte das 10-MDP der Firma Kuraray die beste Performance geliefert.

Ein-Flaschen-Systeme wiesen zu Beginn der Entwicklung Probleme bei der Schmelzhaftung auf. So konnte in älteren Studien keine ausreichende Haftung erzielt werden (Frankenberger, Sindel und Krämer, 1997). In späteren Untersuchungen konnte eine ausreichende Haftung am Schmelz mit selbstkonditionierenden Primern erreicht werden (Hannig, Bott und Emmermann, 1999; Bortolotto, Onisor und Krejci, 2007).

Ein weiterer Grund für die Haftwertunterschiede der Adhäsive könnte im Verblasdruck des Lösungsmittels liegen. Shinkai et al. (2006) untersuchten den Einfluss von Druckluft auf den Haftverbund von zwei Einfläschensystemen. Während Clearfil S3 auf Ethanol-Basis funktioniert, wird z.B. bei Fluoro Bond Schake One, Aceton als Lösungsmittel verwendet. Es wurde mit hohem und niedrigem Verblasdruck gearbeitet. Es ergab sich, dass Clearfil S3 bei hohem Druck höhere Haftwerte erreichte, während es sich bei Fluoro Bond Schake umgekehrt verhielt. Es wurde damit erklärt, dass Ethanol weniger flüchtig sei als Aceton und damit einen höheren Verblasdruck brauche als Aceton. Da alle drei in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsive auf Ethanol-Basis aufgebaut sind und vom gleichen Behandler verarbeitet wurden, kann davon ausgegangen werden, dass der Verblasdruck in Bezug auf das verwendete Lösungsmittel in dieser Untersuchung nicht zu den verschiedenen Ergebnissen führen konnte.

Dennoch kann der Verblasdruck in Verbindung mit manchen Füllstoffen in den Adhäsiven die Thixotropie beeinflussen. Die Folge davon scheint eine bessere Infiltration der Dentintubuli zu sein und die Bildung von Lufteinschlüssen kann besser vermieden werden (Niem, Schmidt und Wöstmann, 2016). In einer Studie von Belli et al. (2014) konnte nachgewiesen werden, dass eine gewisse Menge an Füllern die Haftfestigkeit erhöhen kann.

Abschließend kann nicht geklärt werden, was genau die Unterschiede zwischen den Adhäsivsystemen in dieser Studie bewirkte. In einer weiteren Forschungsarbeit können die gewählten Adhäsive mit einer noch größeren Probenanzahl untersucht oder mit weiteren Systemen verglichen werden.

5.2.4 Einfluss des Thermocyclings

In der vorliegenden Untersuchung simulierte die thermische Belastung durch einen Thermocycler mit 5000 Zyklen einen Alterungsprozess, der in diesem Fall eine Alterung von sechs Monaten bedeuten würde. Die thermische Belastung und die damit simulierte Alterung der Zahnproben hatte in dieser Studie keine Auswirkung auf die interne Adaptation der Füllungen. Auch in anderen Studien (Wagner et al., 2014; Zesewitz, 2015) konnten nicht in allen Versuchsgruppen signifikante Auswirkungen durch thermische Belastung der Präparate festgestellt werden.

Allerdings werden weitere Effekte bei der Alterung hier nicht berücksichtigt. Die thermische Belastung simuliert nur die Temperaturschwankungen denen der Zahn in der Mundhöhle unterliegt. Kaubelastung, Bruxismus und die Versorgung mit Nährstoffen oder toxischen Substanzen wird nicht berücksichtigt.

5.2.5 Einfluss der individuellen Dentinequalität

Auffällig zeigte sich eine große Streuung der Messwerte, die in jeder Präparatgruppe in sich unterscheidender Ausprägung zum Vorschein kam. Obgleich auch in anderen Untersuchungen, wie bei Von Ohle und Reich (1997), eine ähnlich große Streuung beobachtet wurde, soll diese an dieser Stelle diskutiert werden.

Ein möglicher Grund für eine große Streuung der Messwerte ist die Abhängigkeit vom Behandler. Eine Untersuchung der behandlerabhängigen Dentineadhäsion (Ciucchi et al., 1997)

zeigte, dass es zwar zu enormen Unterschieden der Ergebnisse zwischen den verschiedenen Behandlern kommen kann, bei dem gleichen Behandler jedoch die Behandlungsqualität wenig variiert. An der vorliegenden Untersuchung war nur ein Behandler tätig, weshalb andere Ursachen hier wahrscheinlicher sind.

Weiterhin könnte die Lagerung der Zähne zu Unterschieden bei der internen Adaptation führen. Da in dieser Untersuchung alle Zähne gleich gelagert wurden (siehe Kapitel 3), ist dies ebenfalls unwahrscheinlich. Da die Studienbedingungen für alle Proben einheitlich gehalten wurden und damit die gleichen Voraussetzungen für die Zähne vorlagen, scheinen andere Ursachen für die große Streuung vorzuliegen. Was die Zähne allerdings unterscheidet ist die Tatsache, dass diese von verschiedenen Individuen stammen, deren Vorgeschichte nicht bekannt ist.

Ein Zahn wird im Laufe des Lebens unterschiedlich belastet, sowohl physikalisch als auch chemisch oder toxisch. Ein vitaler Zahn ist in der Lage sich an bestimmte Bedingungen anzupassen, so wird z.B. bei einer Reizung der Pulpa durch Bakterien oder Säuren tertiäres Dentin (Reizdentin, Reparaturdentin, irreguläres Sekundärdentin) gebildet, zum Schutze der Pulpa. Solche und ähnliche Mechanismen finden im Zahn lebenslang alltäglich statt, so dass davon ausgegangen werden muss, dass jeder extrahierte Zahn seine individuelle „Konstitution“, bedingt durch die individuelle Beanspruchung mit sich bringt. Das heißt, dass die individuelle Dentinqualität für die Dentinhaftung eine bedeutende Rolle spielen dürfte.

Hinzu kommt, dass das Dentin von Natur aus, je nach Lage des Dentins, unterschiedlich stark mineralisiert ist. So ist das Manteldentin weniger stark mineralisiert als das zirkumpulpaie Dentin. Das pulpanahe Dentin (Prädentin) ist hingegen nicht verkalkt (Marshall Jr, 1993). Das neue Dentin wird entlang der Odontoblasten samt ihren Fortsätzen, gebildet. Es führt dazu, dass der Mineralgehalt im peritubulären Dentin dadurch steigt, dass an der Kanalinnenwand anorganisches Material abgelagert wird. Nach einer gewissen Zeit führt es zur Verengung der Kanälchen bis zum völligen Verschluss der Tubuli. Man spricht auch hier von dem Sklerosierungsgrad des Dentins. Das sklerotische Dentin entsteht als Folge einer Reizung des Dentins durch Säuren oder Abrieb (Wood et al., 2008). Es findet sich verstärkt an Zahnhälsen und Übergängen von kariös verändertem zu gesundem Dentin. Einige Autoren gehen davon aus, dass sklerotisch verändertes Dentin an keilförmigen Defekten eine geringere Dentinadhäsion aufweist (Yoshiyama et al., 1996). So fordert eine Studie von Kwong et al.

(2002) das Entfernen von sklerotischen Dentins für eine gute Dentinhaftung. Dagegen geht eine Studie von Van Meerbeek et al. (1994) davon aus, dass sklerotisches Dentin eine abweichende Vorbehandlung gegenüber unverändertem Dentin erfordert. Der erhöhte Mineralisationsgrad führt im sklerotischen Dentin zu einer geringeren Säurelöslichkeit. Mit einer längeren Ätzzeit des sklerotischen Dentins konnten Karan et al. (2012) in ihrer Studie für eine adäquate Dentinhaftung sorgen. Insgesamt wird aber eine längere Ätzzeit am sklerotischen Dentin kontrovers diskutiert. So konnten Mena-Serrano et al. (2013) in deren Untersuchung keinen positiven Effekt für einen besseren Verbund zwischen sklerotischen Dentin und Komposit bei einer längeren Ätzzeit feststellen.

Der Grad der Sklerosierung lässt sich vor dem Legen der Füllung im klinischen Alltag nicht erfassen. Die Tatsache, dass Dentin nicht homogen aufgebaut ist und sich in seiner individuellen Dentinqualität sowohl interdental als auch intradental unterscheidet, macht eine Vorhersage für einen dauerhaften dichten Verbund von Komposit und Dentin derzeit unmöglich. Insofern liegt die Vermutung nahe, dass die individuelle Dentinqualität als Grund für die starke Streuung der Ergebnisse in Frage käme. Weitere Untersuchungen dazu sollten folgen.

5.3 Schlussfolgerungen

Hauptanliegen der Studie war es, einen Beitrag zur Erforschung des Komposit-Dentinverbund am kariös veränderten Dentin zu leisten. Nach Auswertung der vorliegenden Untersuchung lässt sich konstatieren, dass die moderne adhäsive Füllungstherapie im klinischen Alltag zwar funktioniert, die Dichtigkeit einer Kompositversorgung im Grenzbereich zum Dentin aber nicht vorhergesagt werden kann. Dennoch stellt ein Komposit-Dentinverbund von über 90% ein gutes Ergebnis da.

Das Adhäsivsystem „Clearfil S3“ schnitt von den drei getesteten Adhäsiven am besten ab. So kann, resultierend aus dieser Untersuchung, dieses Adhäsiv, unter anderem auch aufgrund der einfachen Handhabung, empfohlen werden. Wenngleich auch bei diesem Adhäsiv keine vollkommen dichte Haftung des Komposits am Dentin garantiert werden kann. Es hat sich herauskristallisiert, dass die individuelle Dentinqualität sehr stark variieren kann und dieser Faktor zurzeit noch nicht klinisch erfasst werden kann. Daher sind weitere Untersuchungen zum Einfluss der individuellen Dentinqualität auf die Dentinhaftung vonnöten.

Zu den Methoden der Auswertung der Verbundzone von Komposit und Dentin mit einem Lichtmikroskop vs. Rasterelektronenmikroskop lässt sich sagen, dass die vorliegende Untersuchung ergeben hat, dass sich beide Mikroskoptypen gut ergänzen.

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass eine thermische Belastung der gefüllten Zähne, also die künstliche Alterung einer Kompositrestauration von 6 Monaten, keinen signifikanten Einfluss auf den Verbund zwischen dem Komposit und kariös verändertem bzw. gesundem Dentin hat. Das bedeutet, dass die Haftungskräfte im Komposit-Dentinverbund der thermischen Belastung standhalten konnten. Um eine klare Behandlungsempfehlung auszusprechen, sollten in zukünftigen Studien weitere Parameter wie Abzugskräfte, mechanische Belastung und Frakturverhalten in Hinblick auf den Komposit-Dentinverbund berücksichtigt werden.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Schematische Darstellung einer Dentinkaries und ihre verschiedenen histologischen Zonen.	6
Abbildung 2	Schematische Darstellung der Kontraktionsrichtungen innerhalb einer von Schmelz begrenzten Füllung und der zu erwartenden Abrisse des Dentin-Komposit-Verbundes.	16
Abbildung 3	Übersichtsaufnahme einer repräsentativen Probe im Längsschnitt im LM	25
Abbildung 4	Aufnahmen der internen Adaptation im Lichtmikroskop und im Rasterelektronenmikroskop.....	29
Abbildung 5	Ausschnitt zweier Grenzregionen zwischen Dentin (D) und Füllung (F) bei zwei mit Optibond FI/ Herculite gelegten Füllungen am kariös veränderten Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).	31
Abbildung 6	Ausschnitt aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Optibond FI/ Herculite gelegten Füllungen im gesunden Dentin. (Orig.- Vergr. 200fach).....	32
Abbildung 7	Ausschnitt der Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei vier mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen.....	35
Abbildung 8	Ausschnitte aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty gelegten Füllungen im gesunden (a) und im kariös veränderten (b) Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).	36
Abbildung 9	Ausschnitt aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Suprime gelegten Füllungen im gesunden bzw. kariös veränderten Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).....	38
Abbildung 10	Grenzbereich zwischen kariös verändertem Dentin (links) und Füllung (rechts)	39
Abbildung 11	Ausschnitte aus zwei Grenzregionen zwischen Dentin und Füllung bei zwei mit Orbi-Bond AF/ Orbi HiFil Suprime gelegten Füllungen im gesunden (a) bzw. kariös veränderten (b) Dentin (Orig.- Vergr. 200fach).	40

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1	Methoden und Versuchsdesign im Überblick.....	20
Diagramm 2	Verbund in % bei den Zähnen mit Optibond FI/ Herculite Füllungen. Präparate 1-10.	31
Diagramm 3	Verbund in % bei den Zähnen mit Optibond FI/ Herculite Füllungen. Präparate 11-20 nach 5000 Zyklen Thermocycling.....	33
Diagramm 4	Verbund in % bei den Zähnen mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty Füllungen. Präparate 21-30.	34
Diagramm 5	Verbund in % bei den Zähnen mit Clearfil S3/ Kuraray Majesty Füllungen. Präparate 31-40 nach 5000 Zyklen Thermocycling.....	36
Diagramm 6	Verbund in % bei den Zähnen mit Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil supreme gelegten Füllung. Präparate 41-50.....	37
Diagramm 7	Verbund in % bei den Zähnen mit Orbi-Bond AF/ Orbi-HiFil supreme gelegten Füllung. Präparate 51-60 nach 5000 Zyklen Thermocycling.	40
Diagramm 8	Anteil der Kategorie I „spaltfreier Verbund“ in Abhängigkeit des Adhäsivsystems	41
Diagramm 9	Einfluss von Thermocycling auf die jeweiligen Gruppen.....	42

6 Literaturverzeichnis

1. Alves LS, Fontanella V, Damo AC, de Oliveira EF, Maltz M (2010) Qualitative and quantitative radiographic assessment of sealed carious dentin: a 10-year prospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 109:135–141
2. Anderson MH, Loesche WJ, Charbeneau GT (1985) Bacteriologic study of a basic fuchsin caries-disclosing dye. *J Prosthet Dent* 54:51–55
3. Asmussen E, Munksgaard EC (1985) Adhesion of restorative resins to dentinal tissues. Peter Szulc Publishing Co, The Netherlands
4. Belli R, Kreppel S, Petschelt A, Hornberger H, Boccaccini AR, Lohbauer U (2014) Strengthening of dental adhesives via particle reinforcement. *J Mech Behav Biomed Mater* 37:100–108
5. Bello-Silva MS, Wehner M, Eduardo C de P, Lampert F, Poprawe R, Hermans M, Esteves-Oliveira M (2013) Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters. *Lasers Med Sci* 28:171–184
6. Bjørndal L, Larsen T, Thylstrup A (1997) A clinical and microbiological study of deep carious lesions during stepwise excavation using long treatment intervals. *Caries Res* 31:411–417
7. Black GV (1908) A work on operative dentistry. Medico-Dental Publishing Company, Chicago
8. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I (2007) Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: Marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. *Clin Oral Invest* 11:35–43
9. Bortz J, Weber R (2005) Kovarianzanalyse. *Statistik: für Human- und Sozialwissenschaftler* 361–386
10. Braun A, Wehry RJ, Brede O, Dehn C, Frentzen M, Schelle F (2012) Heat generation caused by ablation of restorative materials with an ultrashort pulse laser (USPL) system. *Lasers Med Sci* 27:297–303
11. Buonocore MG (1955) A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J Dent Res* 34:849–853
12. Cenci MS, Pereira-Cenci T, Donassollo TA, Sommer L, Strapasson A, Demarco FF (2008) Influence of thermal stress on marginal integrity of restorative materials. *Journal of Applied Oral Science* 16:106–110
13. Chen H, Gu L, Liao B., Zhou X, Cheng L, Ren B. (2020). Advances of anti-caries nanomaterials. *Molecules*, 25(21): 5047

14. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Roh S (1997) The battle of the bonds 1995. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 107:32–39
15. Clementino-Luedemann T, Ilie, Nicoleta AD, Hickel R, Kunzelmann K-H (2006) Micro-computed tomographic evaluation of a new enzyme solution for caries removal in deciduous teeth. *Dent Mater J* 25:675–683
16. Corralo DJ, Maltz M (2013) Clinical and ultrastructural effects of different liners/restorative materials on deep carious dentin: a randomized clinical trial. *Caries Res* 47:243–250
17. Craig RG, Gehring PE, Peyton FA (1959) Relation of Structure to the Microhardness of Human Dentin. *J Dent Res* 38:624–630
18. Curilovic Z, Saxer U, Marthaler T (1983) Radiologische Kariesläsion im Schmelzfällen oder abwarten. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 93:930–934
19. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A (1984) The Competition between the Composite-Dentin Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress. *J Dent Res* 63:1396–1399
20. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2011) Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 13:7–22
21. Doi J, Itota T, Torii Y, Nakabo S, Yoshiyama M (2004) Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil* 31:1023–1028
22. Drobac M, Stojanac I, Ramić B, Premović M, Petrović L (2019) Shear bond strength to sound and caries-affected dentin of simplified “etch-and-rinse” and “self-etch” adhesives and the hybrid layer micromorphology. *Vojnosanit Pregl* 76:675–683
23. Eggert S (2014) Einfluss selbstadhäsiver Unterfüllungen auf die Dichtigkeit von Klasse-I-Füllungen. Universität Marburg, Diss., 2014
24. Egle M, Pinna R, Castelli G, Bortone A (2012) TEM morphological characterization of a one-step self-etching system applied clinically to human caries-affected dentin and deep sound dentin. *Am J Dent* 25(6):321-326
25. Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ (1997) Current Concepts On Adhesion To Dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8:306–335
26. Ernst C-P, Willershäusen B (2003) Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 93:30–40
27. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1987) Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *J Dent Res* 66:1636–1639

28. Fejerskov O (1997) Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease. *Community Dent Oral Epidemiol* 25:5–12
29. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J (1996) Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 556–560
30. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J (1996) Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 51:206–209
31. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N (1997) Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung. *Dtsch Zahnärztl Z* 202–205
32. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Oberschachtsiek H, Petschelt A (1998) Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach total etching. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:697–700
33. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A (2004) The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 69:25–32
34. Frankenberger R, Kramer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM (2007) Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 9:107-116
35. Frankenberger R (2013) *Adhäsive Zahnheilkunde: Therapiekonzept im Überblick*. Deutscher Ärzte-Verlag GmbH
36. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014) Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung. *Dtsch Zahnärztl Z* 40:57–58
37. Frankenberger R (2018) *Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*. 4. überarbeitete und erweiterte Auflage edition. Spitta, Balingen
38. Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27:89–99
39. Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L (2013) Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dent Mater* 29:835–841
40. Giacaman RA, Muñoz-Sandoval C, Neuhaus K, Fontana M, Chafas R (2018). Evidence-based strategies for the minimally invasive treatment of carious lesions: Review of the literature. *Adv Clin Exp Med* 27(7):1009-1016.
41. Goracci C, Cadenaro M, Fontanive L, Giangrosso G, Juloski J, Vichi A, Ferrari M (2014) Polymerization efficiency and flexural strength of low-stress restorative composites. *Dent Mater* 30:688–694
42. Haller B (1994) Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:750-759

43. Haller B, Schuster P (2000) Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk top) in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 55:331–335
44. Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93:808-818
45. Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK (1994) Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 08:595–600
46. Hannig M, Femerling T (1998) Influence of air-abrasion treatment on the interfacial bond between composite and dentin. *Oper Dent* 23:258–265
47. Hannig M, Bott B, Emmermann A (1999) Randschlussverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbststützenden Primern. *Dtsch Zahnärztl Z* 54:133–136
48. Hannig M, Friedrichs C (2001) Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent* 26:3–11
49. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2013) Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Überarbeitete edition. Deutscher Ärzteverlag, Köln
50. Hevinga MA, Opdam NJ, Frencken JE, Truin GJ, Huysmans M (2010) Does incomplete caries removal reduce strength of restored teeth? *J Dent Res* 89:1270–1275
51. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2008) Effect of air-drying and solvent evaporation on the strength of HEMA-rich versus HEMA-free one-step adhesives. *Dent Mater* 24:1316–1323
52. Jacobsen T, Finger WJ (1993) Morphology of coupling sites between bonding agents and dentine in vivo and in vitro. *J Dent* 21:150–157
53. Kaisarly D, Gezawi ME (2016) Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology* 104:257–270
54. Karan K, Yao X, Xu C, Wang Y (2012) Chemical characterization of etched dentin in non-carious cervical lesions. *J Adhes Dent* 14:315-322
55. Kato S, Fusayama T (1970) Recalcification of artificially decalcified dentin in vivo. *J Dent Res* 49:1060–1067
56. Kidd EAM, Joyston-Bechal S, Beighton D (1993) Microbiological validation of assessments of caries activity during cavity preparation. *Caries Res* 27:402–408
57. Kidd EAM (2004) How 'clean' must a cavity be before restoration? *Caries Res* 38:305–313
58. Kleter GA, Damen JJM, Buijs MJ, Ten Cate JM (1998) Modification of amino acid residues in carious dentin matrix. *J Dent Res* 77:488–495

59. Krämer N, Lohbauer U, Frankenberger R (2000) Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 13:60D-76D
60. Krejci I, Sagasser D, Lutz F (1992) Optimierung der Dentinhaftung in gemischten Klasse-V-Kavitäten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102:32–37
61. Kremer BP (2010) Das grosse Kosmos-Buch der Mikroskopie. *Naturwissenschaftliche Rundschau* 63
62. Kultermann G (2001) Moderne Adhäsivsysteme-Fortschritt oder Marketing. *Der Freie Zahnarzt* 5:36–41
63. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, Pashley DH (2002) Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 18:359–369
64. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R (2008) Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 10(2):97-103
65. Lutz F, Phillips RW (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50:480–488
66. Lutz F, Krejci I, Schüpbach P (1993) Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103:537–537
67. Marshall GW, Habelitz S, Gallagher R, Balooch M, Balooch G, Marshall SJ (2001) Nanomechanical Properties of Hydrated Carious Human Dentin. *J Dent Res* 80:1768–1771
68. Marshall Jr GW (1993) Dentin: Microstructure and characterization. *Quintessence int* 24:606-617
69. Marxkors R, Meiners H (2005) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Ärzteverlag
70. Meerbeek BV, 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* 71:1530–1540
71. Mehl A, Kunzelmann K-H, Folwaczny M, Hickel R (2004) Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhes Dent* 6:239-245
72. Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grande RHM, Loguercio AD, Reis A, Mena-Serrano AP, Garcia EJ, Perez MM, Martins GC, Grande RHM, Loguercio AD, Reis A (2013) Effect of the application time of phosphoric acid and self-etch adhesive systems to sclerotic dentin. *J Appl Oral Sci* 21:196–202
73. Mitchem JC, Gronas DG (1986) Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 113:285–287

74. Mittermayer C (1993) Oralpathologie: Erkrankungen der Mundregion; Lehrbuch für Zahnmedizin, Mund- und Kieferheilkunde. Schattauer
75. Miyazaki M, Sato, M., Onose, H., Moore, Bk. (1998) Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 11:118–122
76. Nair S, Nadig RR, Pai VS, Gowda Y (2018) Effect of a Papain-based Chemomechanical Agent on Structure of Dentin and Bond Strength: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent* 11(3):161-166
77. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M (1992) Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int* 23:135–141
78. Nayif MM, Shimada Y, Ichinose S, Tagami J (2010) Nanoleakage of current self-etch adhesives bonded to artificial carious dentin. *Am J Dent* 23:279–284
79. Niem T, Schmidt A, Wöstmann B (2016) Bonding resin thixotropy and viscosity influence on dentine bond strength. *J Dent* 51:21–28
80. Ohgushi K, Fusayama T (1975) Electron Microscopic Structure of the Two Layers of Carious Dentin. *J Dent Res* 54:1019–1026
81. Omar H, El-Badrawy W, El-Mowafy O, Atta O, Saleem B (2007) Microtensile bond strength of resin composite bonded to caries-affected dentin with three adhesives. *Oper Dent* 32:24–30
82. Opdam NJM, Roeters FJM, Verdonschot EH (1997) Adaptation and radiographic evaluation of four adhesive systems. *J Dent* 25:391–397
83. Pashley Dh, Horner Ja, Brewer Pd (1991) Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent Suppl* 5:137–150
84. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H (1994) Dentin as a bonding substrate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:760–762
85. Perdigão J (2010) Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26:e24–e37
86. Pugach MK, Strother J, Darling CL, Fried D, Gansky SA, Marshall SJ, Marshall GW (2009) Dentin Caries Zones. *J Dent Res* 88:71–76
87. Rahiotis C, Tzoutzas J, Kakaboura A (2004) In vitro marginal adaptation of high-viscosity resin composite restorations bonded to dentin cavities. *J Adhes Dent* 6:49-53
88. Reddy PS, Tejaswi KS, Shetty S, Annapoorna B, Pujari SC, Thippeswamy H (2013) Effects of Commonly Consumed Beverages on Surface Roughness and Color Stability of the Nano, Microhybrid and Hybrid Composite Resins: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract* 14:718–723

89. Roeters J, de Kloet H, Heintze S (1992) Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit: praktische Anwendung der direkten Technik. Quintessenz-Verlag
90. Roulet JF (1987) A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. Quintessence int (1985) 18:543-552
91. Rupf S, Hannig C, Hannig M (2014) Kariesprophylaxe–aktueller Stand und zukünftige Herausforderungen. Dtsch Zahnärztl Z 69:594–606
92. Sakoolnamarka R, Burrow MF, Tyas MJ (2003) Interfacial micromorphology of three adhesive systems created in caries-affected dentin. Am J Dent 16:202–206
93. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J (2005) Bonding of resin to artificially carious dentin. J Adhes Dent 7:183-192
94. Schneider H (2009) Fehler bei der Anwendung der Adhäsivtechnik. ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt 118:430–440
95. Schoppe C (2009) In-vitro-Untersuchung zur marginalen und internen Adaption verschiedener Haftvermittler und Komposite in Klasse-II-Kavitäten. Universität des Saarlandes, Diss., 2009
96. Schröder HE (1992) Orale Strukturbiologie. Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart-und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks. Thieme, Stuttgart
97. Schüpbach P, Krejci I, Lutz F (1997) Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. Eur J Oral Sci 105:344–352
98. Schwendicke F, Paris S (2014) Kariesexkavation: Ein systematischer Überblick - Google-Suche. Dtsch Zahnärztl Z 8:456–466
99. Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y (2006) Effect of air-blowing variables on bond strength of all-in-one adhesives to bovine dentin. Dent Mater 25:664–668
100. Spreafico D, Semeraro S, Mezzanzanica D, Re D, Gagliani M, Tanaka T, Sano H, Sidhu SK (2006) The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. J Dent 34:237–244
101. Tay FR, Nawareg MA, Abuelenain D, Pashley DH (2016) Cervical Sclerotic Dentin: Resin Bonding. Springer International Publishing
102. Thonemann B, Federlin M, Schmalz G, Hiller KA (1995) Kunststoffausquellung bei Kavitätenrändern im Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 50:847–850
103. Torres CRG, de Araújo MAM, de Mello Torres AC (2004) Effects of dentin collagen removal on microleakage of bonded restorations. J Adhes Dent 6(1):33-42

104. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005) Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 84:183–188
105. 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* 71:1530–1540
106. 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* 72:495–501
107. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994) Dentin adhesion: mechanisms and clinical results. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:977–977
108. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994) Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 22:141–146
109. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26:1–20
110. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215–235
111. Verstegen I (2011) Untersuchung der Materialeigenschaften (Biegefestigkeit, E-Modul, Wasseraufnahme, Löslichkeit, Polymerisationsschrumpfung) von sechs experimentellen Füllungskompositen mit neuen Matrixharzen im Vergleich zu einem Handelsprodukt vor und nach Thermocycling. Universität Düsseldorf, Diss., 2011
112. Von Ohle C, Reich E (1997) Randqualität von Kompomerfüllungen in Klasse-V-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 52:836–838
113. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U (2014) Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 42:800–807
114. Walshaw PR, McComb D (1994) SEM evaluation of the resin-dentin interface with proprietary bonding agents in human subjects. *J Dent Res* 73:1079–1087
115. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J (2008) Effect of Caries-affected Dentin Hardness on the shear Bond Strength of Current Adhesives. *J Adhes Dent* 10(6):431-440
116. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P (2008) Non-cariou cervical tooth surface loss: A literature review. *J Dent* 36:759–766
117. Yassen GH, Platt JA, Hara AT (2011) Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 53:273–282

118. Yip HK, Samaranayake LP (1998) Caries removal techniques and instrumentation: a review. *Clin Oral Investig* 2:148–154
119. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83:454–458
120. Yoshihara K, Nagaoka N, Okihara T, Kuroboshi M, Hayakawa S, Maruo Y, Nishigawa G, De Munck J, Yoshida Y, Van Meerbeek B (2015) Functional monomer impurity affects adhesive performance. *Dent Mater* 31:1493–1501
121. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, Johnson MH, Pashley DH (1996) Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 75:1404–1413
122. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH (2002) Bonding of Self-etch and Total-etch Adhesives to Carious Dentin. *J Dent Res* 81:556–560
123. Zaslansky P, Forien J B, Zizak I, Fleck C, Petersen A, Fratzl P, Zolotoyabko E (2016) Water-mediated collagen and mineral nanoparticle interactions guide functional deformation of human tooth dentin. *Chem Mater*, 28(10):3416-3427
124. Zesewitz H (2015) Randdichtigkeit von Klasse-II Restaurationen mit " Bulk-Fill" Füllungswerkstoffen unter dem Einfluss einer Thermo-Mechanobelastung. Universität des Saarlandes, Diss., 2015
125. Zuch B (2014) Biochemische Analyse der Kollagenstruktur residualen Dentins nach chemo-mechanischer Kariestherapie. Bonn, Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, Diss., 2014

7 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof Dr. med. dent. Matthias Hannig, Direktor der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde der Universität des Saarlandes für die Betreuung und Unterstützung bei der Erstellung dieser Doktorarbeit herzlich bedanken. Seiner Sekretärin Silvia Klein möchte ich für die freundliche Kommunikation danken.

Ein ganz besonderer Dank gilt meiner Frau Amelie, die mich unermüdlich unterstützt hat, mich über diese lange Schaffungsperiode stets motiviert und an mich geglaubt hat. Ohne sie wäre all das nicht möglich gewesen.

Meiner Familie, meiner Oma, und insbesondere meinen Eltern möchte ich danken, dass sie mir das Studium der Zahnmedizin ermöglicht und mir in jeder Hinsicht beigestanden haben und dabei stets die richtigen Worte fanden, um mich aufzumuntern.

Zu guter Letzt möchte diese Arbeit meinem Opa widmen und ihm danken für all sein Engagement und moralische Unterstützung, die er mir gegeben hat.

8 Lebenslauf

Aus datenschutzrechtlichen Gründen wird der Lebenslauf in der elektronischen Fassung der Dissertation nicht veröffentlicht.