

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Charakterisierung des Adhäsivverbunds an Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von Teresa Wohlleb

aus Memmingen

2018

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Johannes Randzio

PD Dr. Bogna Stawarczyk

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 27.02.2018

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
2.1 Struktur kariösen Dentins	3
2.1.1 Definition der Karies	3
2.1.2 Ätiologie und Pathogenese der Karies	3
2.1.3 Histologie der Dentinkaries	5
2.1.4 Mechanische Eigenschaften kariösen Dentins	6
2.2 Versiegelung kariöser Läsionen	9
2.3 Entwicklung moderner Kariesexkavationsmethoden	11
2.3.1 Caries Detector	13
2.3.2 Bio- und Chemomechanische Kariesexkavation	14
2.3.3 Fluoreszenzgestützte Kariesexkavation	16
2.3.4 PolyBur	18
2.4 Adhäsivverbund an kariöses Restdentin	20
2.4.1 Überblick Adhäsive	20
2.4.2 Einfluss der Schmierschicht	21
2.4.3 Adhäsivverbund nach Polymerbohrer-Exkavation	23
3 Zielsetzung	27
4 Material und Methoden	29

4.1	Material	29
4.1.1	Auswahl der Zähne	29
4.1.2	Übersicht Materialien	30
4.2	Mikrozugversuch	31
4.2.1	Material	31
4.2.2	Methoden	38
4.3	Mikro-CT-Untersuchung	41
4.3.1	Material	41
4.3.2	Methoden	45
4.4	Qualitative und Quantitative Randanalyse	50
4.4.1	Material	50
4.4.2	Methoden	55
5	Ergebnisse	57
5.1	Mikrozugversuch	57
5.1.1	Deskriptive Statistik	58
5.1.2	Unterschiedshypothesen	60
5.1.3	Visualisierung der Ergebnisse	63
5.1.4	Bilder	71
5.2	Mikro-CT-Untersuchung	76
5.2.1	Analyse der internen Hybridschicht im REM	76
5.2.2	3D-Bestimmung der Schrumpfungsvektoren	78
5.2.3	Volumenanalyse	80
5.3	Qualitative und Quantitative Randanalyse	83
5.3.1	Deskriptive Statistik	83
5.3.2	Unterschiedshypothesen	84
5.3.3	Visualisierung der Ergebnisse	86
5.3.4	Bilder	88

6 Diskussion	91
6.1 Mikrozugversuch	91
6.2 Mikro-CT-Untersuchung	102
6.3 Qualitative und Quantitative Randanalyse	111
7 Zusammenfassung	115
Literaturverzeichnis	117
Abkürzungsverzeichnis	133
Abbildungsverzeichnis	135
Tabellenverzeichnis	137
Eidesstattliche Versicherung	139

Kapitel 1

Einleitung

Die Internationale Caries Consensus Collaboration (ICCC), ein Zusammenschluss von 21 renommierten Kariologie-Experten, hat 2016 neue Richtlinien zur Kariesexkavation herausgegeben [Schwendicke et al., 2016]. „Oberste Priorität sollte der Erhalt gesunden und remineralisierbaren Gewebes haben. Kariöses Gewebe soll selektiv nur soweit entfernt werden, dass Bedingungen für eine langfristig stabile Restauration gegeben sind.“ Klassischerweise werden kariöse Läsionen soweit exkaviert, dass der Kavitätenboden sonderhart und unverfärbt erscheint. Fusayama et al. (1966) haben jedoch bereits 1966 herausgefunden, dass Verfärbung und Erweichung des Dentins der mikrobiellen Invasion immer vorausseilen. Die Distanz zwischen Erweichung und mikrobieller Invasionsfront betrug dabei bis zu 1750 µm [Fusayama et al., 1966]. Die Orientierung an den Parametern Verfärbung und Härte des Dentins würde somit zu einer unnötigen Entfernung gesunden Gewebes führen. Seitdem wurden deshalb zahlreiche Methoden entwickelt um objektiv zwischen bakteriell besiedelter und erhaltungswürdiger Zahnhartsubstanz zu unterscheiden und somit eine minimalinvasive Kariestherapie zu ermöglichen [Banerjee et al., 2000b]. Die neueste Entwicklung stellt der PolyBur (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) dar, ein Polymerbohrer, der aufgrund seiner Härte zwischen gesunder und kariöser Zahnhartsubstanz eine Selbstlimitation im Gesunden erfährt. Der Polymerbohrer ist substanzschonender als andere Exkavationsmethoden [Tsolmon, 2008, Ferraz et al., 2015]

und erhält somit mehr strukturell veränderte Zahnhartsubstanz. Verschiedene Studien haben gezeigt, dass es durch Versiegelung einer kariösen Läsion zu ihrer Arretierung kommen kann [Mertz-Fairhurst et al., 1998, Bakhshandeh et al., 2012, Maltz et al., 2012]. Hintergrund ist dabei die Abschirmung der pathogenen Bakterien von ihrem Substrat [Keyes, 1962, Going et al., 1978, Mertz-Fairhurst et al., 1986], da ein kariöser Prozess nur im Zusammenspiel der drei Faktoren Wirt, Bakterien und Substrat bestehen kann [Keyes, 1962]. Um diese Versiegelung bzw. Abschirmung durch eine Restauration zu erreichen ist der Verbund mit dem Adhäsiv entscheidend. Adhäsive werden im Labor zumeist an Dentin gesunder Zähne getestet [Kuraray, 2014]. Nach Polymerbohrer-Exkavation wird das Dentin jedoch von einer auffallend dicken Schmierschicht bedeckt [Silva et al., 2006, Tsolmon, 2008, Toledano et al., 2012]. Während Totaletch-Adhäsive die Schmierschicht weitestgehend auflösen können [Li et al., 2011, Sherawat et al., 2014], bauen sie Selfetch-Adhäsive in den Verbund mit ein. Die Adhäsive der neuesten Generation, die Universaladhäsive, sind sowohl für Totaletch- als auch für Selfetch-Anwendung zugelassen. Es stellt sich die Frage, ob die modernen Universaladhäsive trotz der von einem Polymerbohrer produzierten ausgeprägten Schmierschicht einen adäquaten Haftverbund herstellen können, der das kariöse Restgewebe versiegeln und eine Restauration ermöglichen kann. Ziel der vorliegenden Studie ist es den Adhäsivverbund nach selbstlimitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer näher zu charakterisieren.

Kapitel 2

Literaturübersicht

2.1 Struktur kariösen Dentins

2.1.1 Definition der Karies

Die Zahnkaries wurde 1962 von der WHO definiert als lokalizierter, post-eruptiver, pathologischer Prozess externen Ursprungs, der eine Erweichung der Zahnhartsubstanz mit einschließt und im weiteren Verlauf zu einer Kavitätenbildung führt [WHO, 1962].

2.1.2 Ätiologie und Pathogenese der Karies

Gemäß Keyes (1962) sind drei Faktoren für die Entstehung einer Zahnkaries nötig: Wirt, Bakterien und Substrat. Bakterien, die auf der Zahnoberfläche, dem Wirt, vorhanden sind verstoffwechseln niedermolekulare Kohlenhydrate zu organischen Säuren [Miller, 1889, Scheinin and Makinen, 1976].

Der dominierende Keim kariöser Prozesse, der *S.mutans*, ist in allen Kariesstadien in großer Zahl vorhanden ist, während Aktinomyzeten klassischerweise in Initialläsionen, Bifidobakterien und Laktobazillen dagegen in tiefen Kavitäten zu finden sind [Becker et al., 2002, Hellwig et al., 2010]. Durch die entstandenen Säuren, kommt es innerhalb weniger Minuten zu einem Abfall des pH-Wertes im Mund [Fejerskov et al., 1992]. Fällt dieser

unter den kritischen Wert von ungefähr 5,5 für Schmelz [Meyer-Lückel, 2012] bzw. 6,5 für Dentin [Hellwig et al., 2010], kommt es zu einer Entkalkung der Zahnhartsubstanz [Miller, 1889].

Bereits mit Nahrungsaufnahme setzt eine Gegenregulation ein, indem der Speichelfluss und dessen Elektrolytkonzentration erhöht werden [Scheinin and Makinen, 1976]. Trotzdem dauert es nach dem Säureangriff meist über 30 Minuten bis der pH-Wert wieder im neutralen Bereich liegt [Fejerskov et al., 1992]. Unter physiologischen Bedingungen können die im Speichel enthaltenen Mineralien die Zahnhartsubstanz remineralisieren und es bildet sich ein Gleichgewicht aus De- und Remineralisation aus [Hellwig et al., 2010]. Ist die Frequenz der Nahrungsaufnahme jedoch sehr hoch, wird dieses Gleichgewicht gestört und verlagert sich zu Gunsten der Demineralisation [Gustafsson et al., 1954]. Es resultiert ein irreversibler Mineralverlust der Zahnhartsubstanz, der zu ihrer Erweichung führt [Miller, 1889, WHO, 1962, Fusayama et al., 1966]. Solange die Entkalkung nur den Bereich des Schmelzes betrifft, wird sie bald mechanisch entfernt. Sobald sie aber bis ins Dentin reicht, erhöht sich die Ausbreitungsgeschwindigkeit des „pathologischen Prozesses“ [Miller, 1889]. Das Resultat ist ein Einbruch der Zahnoberfläche mit Bildung einer Kavität [WHO, 1962].

Bei einem Fortbestehen der drei Schlüssel-Faktoren der Kariesentstehung – Wirt, Bakterien und Substrat – schreitet die Veränderung und Zerstörung des Gewebes voran. Wird einer der drei Faktoren jedoch modifiziert oder entfernt, kann der pathologische Prozess gestoppt werden [Keyes, 1962]. Abhängig von den Umgebungsbedingungen wechseln sich aktiv progrediente Phasen mit passiven ab [Massler, 1967, Mertz-Fairhurst et al., 1986].

Die WHO formulierte die Eckpunkte für das Entstehen eines „pathologischen Prozesses“ in ihrer Definition der Zahnkaries – die Notwendigkeit eines direkten Kontaktes zwischen Wirt, Substrat und Bakterien („lokalisiert, post-eruptiv“) auf der einen Seite; das Vorhandensein von Bakterien („externen Ursprungs“) auf der anderen Seite [WHO, 1962].

2.1.3 Histologie der Dentinkaries

Bereits vor Einbruch der oberflächlichen Schmelzschicht kann es zu Reaktionen der räumlich benachbarten Pulpa kommen [Brännström and Lind, 1965]. Sie stellen einen physiologischen Schutzmechanismus dar und haben das Ziel, das Gewebe zu erhalten und zu regenerieren [Massler, 1967]. Vorherrschende Merkmale sind die Veränderung der Odontoblastenschicht mit Zellreduktion [Brännström and Lind, 1965], Dentinsklerose [Massler, 1967] und Bildung von Tertiärdentin [Stanley et al., 1983].

Im histologischen Schnitt einer kariösen Dentinläsion zeigen sich diese strukturellen Umbildungen in fünf voneinander abgrenzbaren Zonen. Der Pulpa folgen Richtung Schmelz-Dentin-Grenze die Zone des Tertiärdentins, die Zone normalen Dentins, die transluzente Zone, die Zone der „dead tracts“ und die Zone der Demineralisation [Schröder, 1991].

Das Tertiärdentin wird zum Schutz der Pulpa vor einwirkenden Noxen gebildet. Es kann bereits vor einer Kavitätenbildung entstehen [Brännström and Lind, 1965].

Darüber liegt eine Schicht normalen Dentins [Schröder, 1991], das aber leichte Veränderungen aufweisen kann, weswegen es im Englischen „affected dentine“ genannt wird [Buchalla, 2012, Fusayama and Kurosaki, 1972].

Die dritte Schicht wird von sklerosiertem Dentin gebildet. Aufgrund der modifizierten Dentinstruktur wird ihr Brechungsindex beeinflusst und sie erscheint im Durchlichtmikroskop transluzent [Miller, 1889, Stanley et al., 1983]. Die Unabhängigkeit der Schichtstärke dieser transluzenten Zone von der Ausprägung der Demineralisation, lässt darauf schließen, dass deren Entstehung weniger in einer passiven Einlagerung von Calciumphosphat-Verbindungen nach Ende eines Säureangriffs begründet, sondern eine aktive Schutzfunktion der Odontoblasten ist [Arnold et al., 2003]. Für die These einer aktiven Ablagerung von Odontoblasten-Produkten spricht auch ein ähnliches Auftreten von sklerosierten Bereichen nach mechanischen, nicht säure-bedingten, Belastungen wie Attrition und Abrasion [Miller, 1889].

Die vierte Zone Richtung Schmelz-Dentin-Grenze sind die sogenannten „dead tracts“. Die Bezeichnung der Zone röhrt daher, dass sich in den Dentintubuli dieser Zone keine vita-

len Odontoblastenfortsätze mehr finden, was auf Obliterationsvorgänge in der darunterliegenden Zone sklerotischen Dentins zurückgeführt wird [Buchalla, 2012]. Im Gegensatz zur Dentinsklerose der transluzenten Zone bieten die dead tracts wenig Widerstand gegenüber Säuren und Bakterien [Stanley et al., 1983]. Während die Zone der „dead tracts“ in peripheren Dentinläsionen regelmäßig auftritt, verschwindet sie bei bakterieller Infiltration tieferer Dentinbereiche [Buchalla, 2012].

Die äußerste regelmäßig auftretende Zone ist die Zone der Demineralisation. Obwohl sie im Auflichtmikroskop ähnlich wie gesundes Dentin erscheint, ist ihr Mineralgehalt deutlich geringer [Arnold et al., 2003].

Bei fortgeschrittenen Läsionen schließen sich noch zwei weitere Zonen nach außen an. Die Zone der Penetration [Hellwig et al., 2010] mit geweiteten, teilweise konfluierenden Dentintubuli und infiltrierenden Bakterienansammlungen [Shimizu et al., 1981].

Die oberflächlichste Schicht ist eine Mixtur aus degeneriertem Gewebe und Bakterien, genannt Zone der Nekrose [Hellwig et al., 2010].

2.1.4 Mechanische Eigenschaften kariösen Dentins

Wie der lateinische Begriff Caries („Morschheit, Fäulnis“) ausdrückt, sind die mechanischen Eigenschaften kariösen Dentins gegenüber denen gesunde Dentins verändert. Dies zeigt sich in einer poröseren Struktur [Arnold et al., 2003, Toledano et al., 2012], einer geringeren Rissfestigkeit [Sano et al., 1994a], einem geringeren E-Modul [Sano et al., 1994a] und einer geringeren Härte [Fusayama et al., 1966, Pereira et al., 2006, Tsolmon, 2008].

Die Demineralisierung der Zahnhartsubstanz durch den kariösen Säureangriff führt zu einer porösen Grundstruktur. Der Körper versucht sich durch die Sklerosierung des Dentins zu schützen [Pereira et al., 2006], aber auch dadurch kommt keine hundertprozentige Diffusionsbarriere zustande [Arnold et al., 2003]. Chemische Agenzien können in kariösen Dentin signifikant tiefer eindringen als in gesundes Dentin [Hahn and Hellwig, 2004]. Nach Exkavation der Karies wird die Penetrationsmöglichkeit deutlich reduziert und liegt im Bereich normalen Dentins [Hahn and Hellwig, 2004]. Dies wird auf die weniger dichte Den-

tinstruktur kariösen gegenüber gesunden bzw. exkavierten Dentins zurückgeführt [Hahn and Hellwig, 2004].

Die Umstrukturierungen kariösen Dentins führen auch zu veränderten Materialkonstanten im Vergleich mit denen gesunden Dentins. Während dies physiologischerweise ein E-Modul von 13-15 GPa aufweist, ist das E-Modul demineralisierten Dentins mit 0,25 GPa wesentlich niedriger. Auch die Zugfestigkeit sinkt von 104 MPa in mineralisiertem Dentin auf 30-32 MPa in demineralisiertem Dentin [Sano et al., 1994a].

Direkte Härte-Messungen von Pereira et al. (2006) ergaben für gesundes Dentin Werte im Bereich von 54 bis 74 KHN, während der Wert für kariöses Dentin mit 26 bis 45 KHN deutlich unter diesem Bereich lag [Pereira et al., 2006]. Diese Werte decken sich mit denen anderer Untersuchungen [Fusayama et al., 1966, Tsolmon, 2008].

Fusayama et al. (1966) erstellten an Zahnschnitten charakteristische Härteprofile für gesundes und kariöses Dentin. Die Knoop-Härte wurde von der Schmelz-Dentin-Grenze in Richtung der Pulpenkammer in 50 μm -Abständen bestimmt. Wie in Abbildung 2.1 zu sehen ist, zeigte sich im gesunden Dentin von Schmelz-Dentin-Grenze in Richtung Pulpa zunächst ein leichter Härteanstieg, der von einem stetigen Härteabfall gefolgt wurde [Fusayama et al., 1966]. Im kariösen Dentin führte der Mineralverlust durch den kariogenen Säureangriff zu einem veränderten Härteprofil [Miller, 1889, Lai et al., 2014]. Von sehr niedrigen Werten nahe 0 KHN im peripheren Bereich stieg die Härtekurve steil an bis zu einem Peak in der Kurve, der in chronischer Karies sogar über der Härte gesunden Dentins liegen konnte [Fusayama et al., 1966]. Nach dem Höchstwert fiel die Härtekurve in Richtung Pulpa rasant ab [Fusayama et al., 1966].

Die Beobachtung, dass bei Charakterisierung der Karies chronische bzw. arretierte Karies im Gegensatz zu aktuter Karies unterschieden werden muss, wurde auch in anderen Studien gemacht [Mertz-Fairhurst et al., 1986, Beighton et al., 1993].

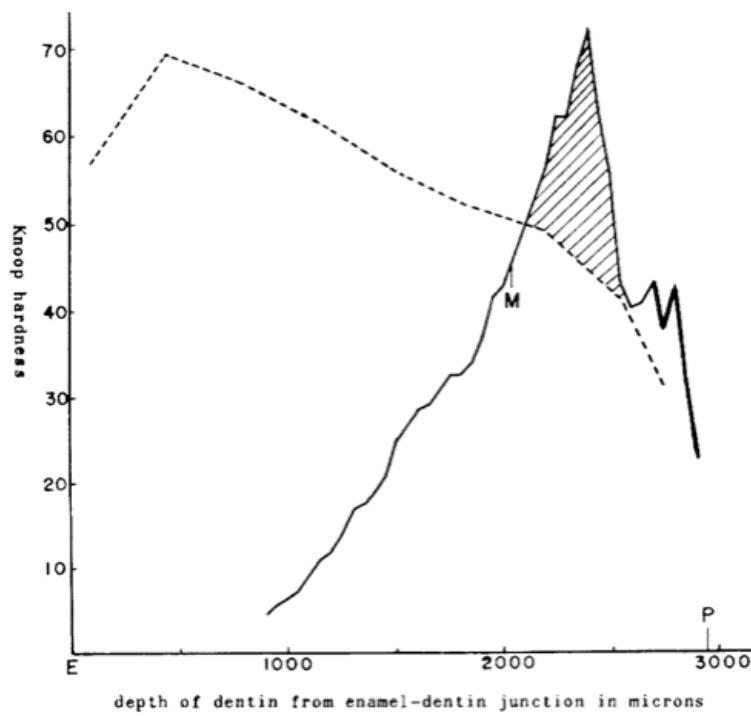


Abbildung 2.1: Härtemessung kariösen Dentins, Quelle: Fusayama et al. (1966).

Härte des Dentins in [KHN] in Abhängigkeit von dem Abstand zur Schmelz-Dentin-Grenze (E). Im Verlauf von der Schmelz-Dentin-Grenze in Richtung Pulpenwand (P) nimmt die Härte normalen Dentins (gestrichelte Linie) zunächst kurz zu auf ca. 70 KHN um dann kontinuierlich auf bis zu ca. 30 KHN kurz vor Erreichen der Pulpa abzunehmen. Die Härte kariösen Dentins (kontinuierliche Linie) dagegen steigt von Werten unter 10 KHN peripher auf bis zu Werten über 70 KHN steil an und liegt damit im Bereich von 1000-300 μ m vor der Pulpenwand sogar deutlich über der Härte gesunden Dentins. Die beiden Kurven schneiden sich auf Höhe der Mikrobiologischen Front (M), dem Endpunkt der bakteriellen Penetration. Die schattierte Fläche stellt das sklerotische Dentin dar. Nach Erreichen des höchsten Punktes fällt die kariöse Härtekurve bis zur Pulpenwand steil ab.

Anmerkung: Der dargestellte Kariesfall weist den Untersuchern (Fusayama et al. (1966)) zufolge eine extrem große Fläche chronischen Dentins auf, die so stark nicht für alle Fälle beobachtet wurde.

2.2 Versiegelung kariöser Läsionen

„Die Ära des empirischen Bohrens und Füllens von Zähnen soll bald durch die Kunst der Konservierenden Zahnheilkunde ersetzt werden, die sich auf die Wissenschaft der Kariologie und die genaue Kenntnis der Füllmaterialien stützt“ [Massler, 1967]. Masslers (1967) Vision der Kariesbehandlung war es, durch Unterbinden der Infektionsausbreitung eine Regeneration des Dentins durch Selbstheilungsprozesse zu erreichen. Er empfahl eine selektive Entfernung infizierten Dentins gefolgt von einem „Verband“ aus Ca-OH und Zinkoxideugenol.

Dass die physiologische Ausheilung eines kariösen Prozesses möglich ist, stellte Miller (1889) bereits 1889 fest und auch Keyes (1962) betonte den Arretierungseffekt, wenn einer der drei Kariesfaktoren – Wirt, Bakterien, Substrat – entfernt wird.

In mehreren Studien wurde die Auswirkung der Abschirmung pathogener Bakterien von ihrem Substrat evaluiert [Mertz-Fairhurst et al., 1986, Weerheijm et al., 1999, Bakhshandeh et al., 2012, Maltz et al., 2012]. Kariöse Läsionen wurden nach unvollständiger Exkavation mit verschiedenen Materialien versiegelt und nach Wiedereröffnung der Kavität untersucht. Dabei erschien das Dentin meist trocken und hart [Jeronimus et al., 1975, Mertz-Fairhurst et al., 1979]. Die Zahl der kultivierbaren Bakterien hatte sich innerhalb eines Zeitraumes weniger Wochen bis zu mehreren Jahren um das 100-2000-fache reduziert [Handelman et al., 1976, Going et al., 1978].

Der Erfolg der Versiegelung scheint materialabhängig zu sein [Jeronimus et al., 1975]. Nach 2-jähriger Restauration mit Amalgam bzw. kunststoffmodifiziertem Glasionomerzement präsentierte sich in 44% der Fälle eine „sterile“ Kavität [Weerheijm et al., 1999], wohingegen nach Versiegelung mit einem lichthärtenden Material im gleichen Zeitraum eine Kariesprogression im Großteil ausblieb [Bakhshandeh et al., 2012].

In einer über 10 Jahre angelegten prospektiven Studie von Mertz-Fairhurst et al. (1998) wurde die Versiegelung kariöser Läsionen mit einem Komposit untersucht. In den 85 über die volle Zeit evaluierten Studienzähnen kam es in nur 14% der Fälle zu einem Versagen der Restauration. Eine noch geringere Verlustrate von 2% wurde in der Vergleichsgruppe

erzielt, in der konventionelle Amalgamrestaurierungen zusätzlich eine Versiegelung erfuhren. Bei der dritten Gruppe, der der unversiegelten Amalgamrestaurierungen, traten dagegen öfter Sekundärkaries sowie Undichtigkeiten der Füllungsränder auf [Mertz-Fairhurst et al., 1998].

Auch Handelman et al. (1981) beobachteten eine Assoziation defekter Ränder mit progradientem Kariesgeschehen. Für Weerheijm et al. (1992) dagegen ließ sich aus Randundichtigkeiten kein Rückschluss auf die bakterielle Besiedlung ziehen.

Die Untersuchungen Weerheijms et al. basieren auf einer Auswertung der bakteriellen Besiedlung, während Handelman et al. eine röntgenologische Auswertung der Invasionstiefe vornahmen.

Eine direkt intraorale Messung der Läsionstiefe führten Mertz-Fairhurst et al. (1986) durch. Dafür wurde eine spezielle Apparatur entwickelt. Nach einem Untersuchungszeitraum von 1-17 Monaten waren die gemessenen Werte progradient in 4 von 14 Zähnen, während ein Arretierungseffekt in den anderen Zähnen beschrieben wurde. Als Vergleich diente jeweils eine Kariesläsion in der anderen Kieferhälfte, die über den Zeitraum keine Behandlung erfuhr [Mertz-Fairhurst et al., 1998].

Das Design der verschiedenen Studien unterscheidet sich in der Dauer des Untersuchungszeitraumes, den verwendeten Materialien und dem Untersuchungsaufbau. Nichtsdestotrotz kommen sie zu dem Konsens, dass durch Versiegelung einer kariösen Läsion die Ausbreitung des pathologischen Prozess be- bzw. verhindert werden kann.

Entscheidendster Faktor zum Erfolg scheint das Abschirmen der pathogenen Bakterien von ihrem Substrat zu sein [Keyes, 1962, Going et al., 1978, Mertz-Fairhurst et al., 1986].

2.3 Entwicklung moderner Kariesexkavationsmethoden

„Extension for Prevention“ war die goldene Regel G.V. Blacks (1908), die jahrzehntelang den Maßstab bei der Kariesexkavation darstellte. Um langfristig einen wasserdichten Kavitätenverschluss durch ein Restaurationsmaterial zu erreichen, sollten die Kavitätenränder in gesunde Schmelzbereiche extendiert werden und so eine mechanische Stabilität und eine Selbstreinigung durch Nahrung und Zunge gewährleistet sein. Seine Praxistipps präzisierte Black in den Prinzipien der Umriss-, Widerstands- und Resistenzform [Black, 1891, Black, 1908].

Während Blacks Step-by-Step-Anleitung zu einer erfolgreichen Füllungstherapie für die zu seiner Zeit vorwiegend metallischen Restaurationsmaterialien zielführend war [Black, 1908], hat sie in Zeiten der Adhäsivtechnik ihre Allgemeingültigkeit verloren.

Wegen neuer Forschungsergebnisse zu Karieshistologie [Massler, 1967] und -progression [Fusayama et al., 1966] wurde eine Diskussion um die Kariesexkavation entflammt. Es herrscht nach wie vor Einigkeit, dass erkrankte Zahnhartsubstanz entfernt werden soll [Black, 1908, Massler, 1967, Beighton et al., 1993, Hellwig et al., 2010]. Uneinig ist sich die Zahnärzteschaft jedoch in welchem Ausmaß das Gewebe entfernt werden muss [Elderton, 1984, Fusayama, 1997, Schwendicke et al., 2016].

Als Referenz für eine gelungene Exkavation diente lange Zeit unverfärbtes und sonderhartes Dentin. Laut einer Umfrage der letzten Jahre wird diese radikale Exkavationsmethode an mindestens einem Achtel der deutschen Hochschulen für Zahnmedizin auch noch genauso gelehrt [Kämmerer et al., 2014].

Weiches Dentin weist zwar generell höhere Bakterienzahlen auf als hartes Dentin [Beighton et al., 1993], jedoch entdeckte Fusayama bereits 1966, dass Erweichung und Verfärbung keinen Maßstab für die mikrobielle Invasion einer kariösen Läsion darstellten, da sie dieser immer vorauselten. In Einzelfällen betrug diese Diskrepanz zwischen Invasionsfront und Erweichung bis zu 1750 µm [Fusayama et al., 1966].

Insbesondere im Bereich des Dentins kann es nach kompletter Entfernung des erweichten Gewebes durch den unnötigen Substanzverlust zur Exponierung der Pulpa kommen, was eine verringerte Lebenserwartung des Zahnes nach sich zieht und deshalb bestmöglich vermieden werden sollte. Da einige Studien gezeigt haben, dass eine kariöse Läsion durch eine adäquate Deckfüllung versiegelt und somit eine Kariesprogression verhindert werden kann [Keyes, 1962, Going et al., 1978, Mertz-Fairhurst et al., 1986], wurde die Forderung nach Minimalinvasivität bei der Kariesexkavation laut.

Einen Lösungsansatz stellt die unvollständige Kariesexkavation dar, bei der nach subjektiver Einschätzung pulpennah Restkarries belassen wird [Maltz et al., 2002, Kämmerer et al., 2014]. Um objektiv zwischen irreversibel zerstörter und erhaltungswürdiger Zahnhartsubstanz zu unterscheiden, wurden im Lauf der letzten 50 Jahre verschiedene neue Kariesexkavationsmethoden entwickelt.

2.3.1 Caries Detector

Den Anfang minimalinvasiver, moderner Ansätze machte Fusayama selbst. Er entwickelte auf Basis seiner Untersuchungen eine Leitlinie zu Exkavation und restaurativer Versorgung der entstandenen Kavität [Fusayama, 1997]. Basis dafür war unter anderem die Beobachtung, dass sich eine kariöse Dentinläsion histologisch in zwei Zonen mit konträren Merkmalen unterteilen ließ: eine äußere Zone, die bakterieninfiziert und irreversibel geschädigt war, während die innere Zone nicht infiziert, remineralisierbar und damit erhaltungswürdig war [Kato and Fusayama, 1970].

Ziel war es eine gefärbte Lösung zu entwickeln, mit der die Grenze dieser beiden Zonen dargestellt werden konnte. Diese Spezifikationen wies 1%-iges Azidrot 52 in Polypropylen-glykol gelöst auf. Während sich das äußere, nekrotische Dentin rot anfärben ließ, blieb das innere, vitale Gewebe davon unbetroffen [Fusayama and Terashima, 1972, Fusayama, 1997]. Das Resultat seiner Forschung wurde als „Caries Detector“ fortan von der Firma Kuraray (Osaka, Japan) weltweit kommerziell vertrieben.

Gemäß Herstellerangaben wird die farbige Lösung auf die kariöse Läsion appliziert und nach 10 s mit Wasserpray wieder entfernt. Mit einem Rosenbohrer werden die intensiv rot erscheinenden kariösen Bereiche entfernt. Dieses Vorgehen wird so oft wiederholt bis kein angefärbtes Dentin mehr in der Kavität sichtbar ist.

Der Caries Detector wird auch heute noch angewandt und diente in zahlreichen Studien als Referenz für eine gelungene Exkavation [Hahn and Hellwig, 2004, Pereira et al., 2006]. Die erzielte Bakterienreduktion ist genauso effizient wie nach konventioneller Exkavation [Lennon et al., 2006b].

Nachteil aus methodischer Sicht ist die Tatsache, dass sie auf materialspezifischer Diffusion des Propylenglykols in poröses Gewebe beruht. Zwar scheint die stark entkalkte äußere Zone der Karies selektiv angefärbt zu werden, ein spezifische Bindung an kariöses Gewebe ist jedoch nicht gegeben [Fusayama and Terashima, 1972]. Nachteil in praktischer Sicht ist die Anwendung in ästhetischen Bereichen, da die Lösung ebenso in gesundes, poröses Gewebe eindringt und Reste des Farbstoffes in der Zahnhartsubstanz verbleiben können.

2.3.2 Bio- und Chemomechanische Kariesexkavation

Eine spezifische Bindung an kariöses Dentin ist das Ziel chemo- und biomechanischer Exkavationsverfahren. Es handelt sich um Lösungen aus proteolytischen Enzymen bzw. Lösungen mit NaOCl, deren Angriffsziel das denaturierte Kollagen im Dentin kariöser Läsionen ist. Beispiele hierfür sind Carisolv (MediTeam Dental AB, Sävedalen, Sweden), Biosolv (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) und Papacárie (Fórmula & Ação, São Paulo, Brasilien).

Die Anwendung der verschiedenen Systeme ist ähnlich. Nach Eröffnung der Kavität wird ein Tropfen der spezifischen Flüssigkeit auf die Läsionsoberfläche aufgebracht. Ist die 30-60 s lange Einwirkzeit verstrichen, kann mit systemspezifischen Handinstrumenten erweichtes Gewebe abgetragen werden. Dieses Vorgehen wird wiederholt bis kein Substanzabtrag mehr möglich ist.

Der chemo- bzw. biomechanische Ansatz bietet eine effiziente Entfernung infizierten Gewebes, die sich nicht von der konventioneller Exkavation unterscheidet [Lennon et al., 2006b, Kitsahawong et al., 2015, Hosein and Hasan, 2008].

Vorteil ist eine laut Hersteller meist schmerzfreie Anwendung ohne Lokalanästhesie, was insbesondere bei ängstlichen Patienten und Kindern einen Pluspunkt darstellen kann¹. Die resultierende Dentinoberfläche ist sehr weich [Tsolmon, 2008, Kitsahawong et al., 2015], liefert jedoch mit einigen Adhäsiven vergleichbare Haftwerte wie die konventionelle Exkavation [Li et al., 2011, Sirin Karaarslan et al., 2012].

Großer Nachteil der Methode ist jedoch die lange Einwirkzeit von mindestens 30 s, welche sich bei der mehrmals notwendigen Applikation der Lösung auf mehrere Minuten summieren kann. Die Tatsache, dass die chemomechanische Exkavation ungefähr die doppelte Zeit benötigt, um den gleichen Substanzabtrag zu erzielen wie die konventionelle Exkavation [Hosein and Hasan, 2008, Kitsahawong et al., 2015, Lai et al., 2015], ist der wohl limitierendste Faktor dieser Methode. Die dadurch bedingten höheren Behandlungs-

¹Fórmula & Ação, São Paulo, Brasilien; <http://www.formulaeacao.com.br/2010/loja-produtos.asp?iID=168>; 12.09.16

kosten scheinen der Grund gewesen zu sein, weshalb diese Produktgruppe in Deutschland wenig Resonanz gefunden hat².

²http://www.bild-der-wissenschaft.de/bdw/bdwlive/heftarchiv/index2.php?object_id=31526364,

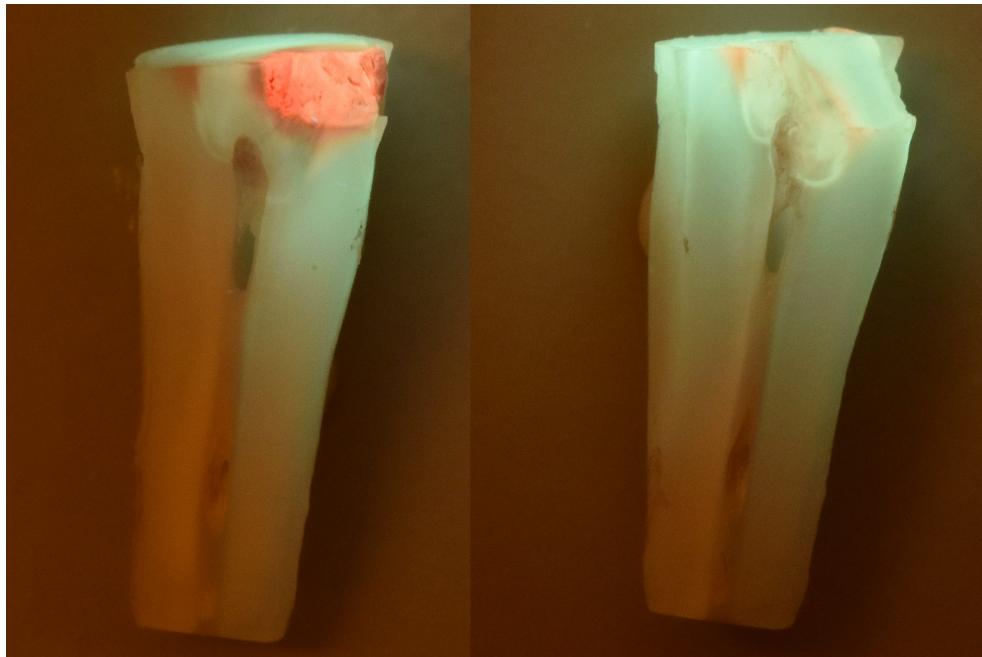


Abbildung 2.2: Kariöse Läsion vor/nach Exkavation mit facelight.

Bild durch Diagnosebrille angefertigt bei Beleuchtung der Läsion mit dem facelight

2.3.3 Fluoreszenzgestützte Kariesexkavation

Während die chemomechanische Kariesexkavation eine veränderte Grundausstattung an Geräten benötigt, ist die Fluorescence Aided Caries Excavation, kurz FACE, eine unkomplizierte Erweiterung des gängigen Instrumentariums. Es handelt sich um eine Lampe im violetten Wellenbereich (405 nm), die in Kombination mit einem Hoch-Pass-Filter (530 nm) kariöse Läsionen rot erscheinen und somit von grün fluoreszierender gesunder Zahnhartsubstanz unterscheiden lässt. Die Technik basiert auf Untersuchungen Buchallas et al. (2004, 2005) zur Fluoreszenz kariöser Läsionen. Bei Excitation mit Licht der Wellenlänge 405 nm war die Intensität der für Karies typischen Fluoreszenzeffekte am größten. Unabhängig vom Verfärbungsgrad einer kariösen Läsion liegen diese im Bereich zwischen 600 und 700 nm, was sie rötlicher als gesunde Zahnhartsubstanz erscheinen lässt, die unter genannten Bedingungen grün erscheint [Buchalla et al., 2004, Buchalla, 2005]. Das be-

obachtete Emissionsspektrum weist Ähnlichkeit mit dem des Protoporphyrin IX, einem Bakterienendprodukt, auf, weswegen es für die Fluoreszenzeigenschaft kariöser Läsionen verantwortlich gemacht wird [Buchalla et al., 2004].

Als Kariesdiagnostikum scheint die Methode insbesondere für stark infizierte Dentinkaries geeignet zu sein. Der Einsatz zur Detektion der Initialkaries wird kritisch betrachtet, da der Leitkeim, der *S. Mutans*, eine grüne Eigenfluoreszenz aufweist [Lennon et al., 2006a]. Trotzdem zeigte sich auch bei nicht-kavitierten Schmelzläsionen das typische Emissionsspektrum [Buchalla, 2005]. Dies könnte unter anderem an der roten Fluoreszenz der karies-initierenden Aktinomyzeten liegen [Becker et al., 2002, Lennon et al., 2006a]. Marktauglich gemacht wurde die Technik in einer Zusammenarbeit von W&H (Laufen/Obb., Deutschland) und Sirona (Bensheim, Deutschland) und wird unter den Namen facelight (W&H Deutschland GmbH, Laufen/Obb., Deutschland) bzw. SIROInspect (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) vertrieben.

Die Anwendung des Systems erfolgt in Kombination mit einem klassischen Stahlrosenbohrer oder einem Löffelexkavator. Die Kavität wird mit der Lampe beleuchtet und durch den zugehörigen Filter betrachtet. Generell wird rot fluoreszierendes Gewebe entfernt bis grün fluoreszierendes Gewebe zum Vorschein kommt (vgl. Abbildung 2.2). Das System bietet dem Behandler die Möglichkeit lokal, beispielsweise pulpennah, minimalinvasiv vorzugehen [Buchalla and Lennon, 2013].

Vorteil der Methode ist eine Substanzschonung [Lennon et al., 2007, Lai, 2014] trotz effizienter Bakterienreduktion [Lennon et al., 2007]. Die dafür benötigte Exkavationszeit ist laut Lennon et al. (2006) sogar kürzer als die konventioneller Exkavation.

Nachteilig sind die erforderlichen Umgebungsbedingungen. Um die Fluoreszenz deutlich sichtbar zu machen, sollte der Behandlungsraum leicht abgedunkelt werden [Lennon et al., 2006b]. Die intermittierende Beleuchtung der Kavität sowie das Auf- und Absetzen der Diagnosebrille können zu einem Störfaktor im Behandlungsablauf werden.

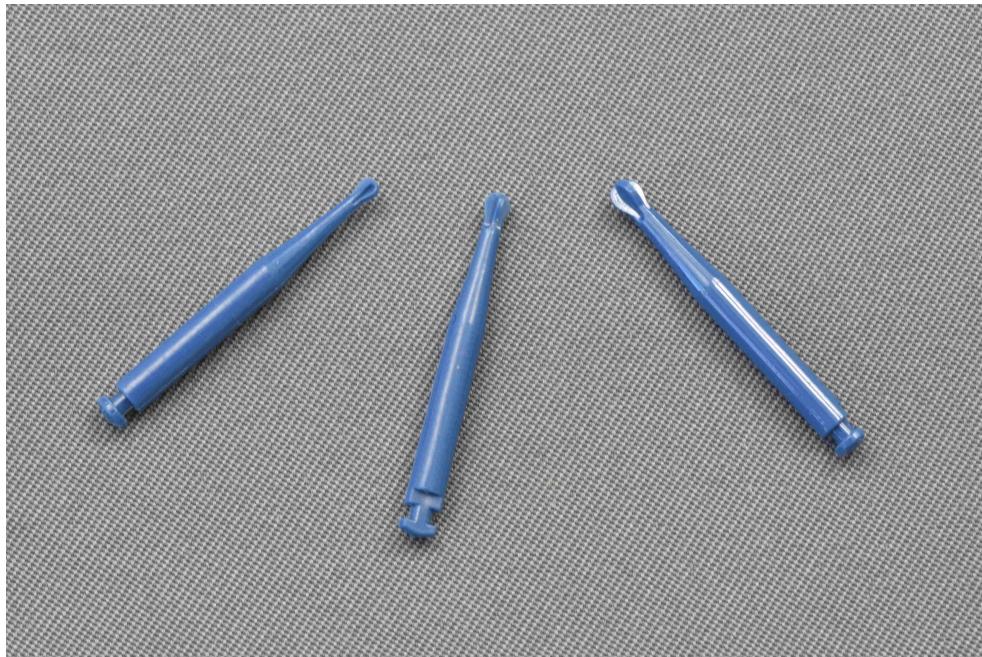


Abbildung 2.3: PolyBur in den drei verfügbaren Größen 014, 018 und 023.

2.3.4 PolyBur

Das Hauptziel der modernen Forschung zur Kariesexkavation war es, eine objektive Methode zu finden, die neben maximaler Substanzschonung gesunden Gewebes gleichzeitig eine unkomplizierte Einbindung in den Praxisalltag gewährleisten würde. In diesem Zusammenhang wurde der PolyBur (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) entwickelt. Es handelt sich um einen Bohrer aus Kunststoff (PEEK = Polyetheretherketon), der bedingt durch seine materialspezifische Härte eine Selbstlimitation in gesundem Dentin erfährt. Entwickelt wurde er von der Firma Komet (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann (Ludwig-Maximilians-Universität, Deutschland). Als Vorbild diente der Smartprep (SS White Burs) Dr. Daniel Bostons (Temple University, USA). Während der Metallschaft des ersten Smartpreps einen relativ hohen Anpressdruck zuließ ist dieser beim PolyBur limitiert, da er komplett metallfrei konzipiert ist [Kunzelmann, 2011].

Indikation ist laut Hersteller eine „weiche, pulpanahe Karies bei klinisch symptomlosen Milch- und bleibenden Zähnen“, während „dunkel verfärbtes, hartes remineralisierbares Dentin und Karies entlang der Schmelz-Dentin-Grenze“ eine Kontraindikation darstellt.

Die Anwendung orientiert sich am klassischen Behandlungsablauf. Nach Eröffnung der Kavität werden zunächst pulpaferne kariöse Bereiche mit einem Stahlrosenbohrer entfernt. Anschließend wird in pulpanahen Bereichen der PolyBur eingesetzt. Er wird mit einem gängigen Winkelstück bei Umdrehungszahlen zwischen 2000 und 8000 U/Min betrieben. Eine Wasserkühlung ist optional möglich, aber nicht erforderlich. Im Gegensatz zur Kariesexkavation mit einem Stahlrosenbohrer, bei dem zunächst periphere Läsionsanteile entfernt werden, wird mit dem PolyBur immer die gesamte Kavität bearbeitet, wobei der Anpressdruck erhöht wird bis die Schneiden sichtbar deformiert sind. Beim PolyBur handelt es sich um ein Einmalprodukt.

Die für die Exkavation benötigte Zeit unterscheidet sich für den PolyBur im Gegensatz zu den aufwendigen bio- und chemomechanischen Methoden nicht von der herkömmlichen Exkavation mit einem Stahlrosenbohrer [Damaschke et al., 2006]. Vorteil ist auch der Erhalt von signifikant mehr Zahnhartsubstanz gegenüber herkömmlicher Exkavation [Tsolmon, 2008, Ferraz et al., 2015]. Dies wirkt sich jedoch nachteilig auf die Röntgendiagnostik aus, da erhaltenes Restdentin wegen seiner geringeren Mineralisation im Röntgenbild fälschlicherweise als Kariesrezidiv gedeutet werden kann.

Auffallend ist auch die Produktion einer dicken Schmierschicht [Silva et al., 2006, Tsolmon, 2008, Toledano et al., 2012], die bis zu 15 µm dicke Hybridschichten mit dem Dentinadhäsiv entstehen lässt [Silva et al., 2006].

Die Substanzschorung von Bruchteilen eines Millimeters [Tsolmon, 2008] kann jedoch eine Pulpeneröffnung verhindern und dadurch die Langzeitprognose des Zahnes deutlich verbessern.

Entscheidender Faktor für den Erfolg ist hierbei ein kariesfreier Kavitätenrand und eine dichte adhäsive Deckfüllung sowie ein symptomloser Zahn [Kunzelmann, 2011].

2.4 Adhäsivverbund an kariöses Restdentin

Adhäsive werden in der Entwicklung zumeist an Dentin gesunder extrahierter Zähne getestet [Kuraray, 2014]. Die Haftung an kariösen Dentin ist jedoch geringer als an normales Dentin [Pereira et al., 2006, Tsolmon, 2008, Komori et al., 2009, Toledano et al., 2012]. Dies mag an Veränderungen der Belastbarkeit [Sano et al., 1994a], der Härte [Tsolmon, 2008, Lai et al., 2014] und der Oberflächenqualität [Banerjee et al., 2000a, Silva et al., 2006, Tsolmon, 2008, Banerjee et al., 2010] des Restdentins nach Kariesexkavation liegen. Da die modernen Kariesexkavationsmethoden besonders viel von dieser veränderten Substanz erhalten [Lennon et al., 2007, Tsolmon, 2008, Lai et al., 2014], müssen die Adhäsive auch hiermit interagieren können.

Fusayama et al. (1979) entwickelten ihrerzeit mit Clearfil Bond System-F (Kuraray Co., Osaka, Japan) ein Adhäsiv, das speziell auf die Oberfläche nach der Anwendung des Caries Detector zugeschnitten war. Der Erfolg Fusayamas et al. beruhte auf erstmaliger Ätzung des Dentins mit 40%-iger Phosphorsäure [Fusayama et al., 1979, Fusayama, 1997] zusätzlich zur Schmelzätzung, die bereits seit 1955 durch Buonocore in die Zahnmedizin eingeführt worden war [Buonocore, 1955]. Die gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin findet auch heute noch Anwendung und wird Totaletch-Technik genannt.

2.4.1 Überblick Adhäsive

Die Einteilung der Dentinadhäsive erfolgte früher chronologisch zu ihrer Entwicklung in Generationen. Heute werden sie entsprechend ihrer Anwendungsweise klassifiziert [Meyer-Lückel, 2012]. Dabei werden Totaletch- von Selfetch-Systemen unterschieden sowie einschrittige von mehrschrittigen Systemen, entsprechend der Anzahl der Applikationsschritte.

Von jedem namhaften Unternehmen sind Adhäsive verschiedenster Kategorien auf dem Markt. Goldstandard ist meist ein mehrschrittiges Totaletch-System, das klinische Langzeiterfolge aufweisen kann. Gängige Vertreter sind Syntac (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), Adper Scotchbond Multi-Purpose (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutsch-

land) und Optibond FL (Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland) [Frankenberger, 2013].

Auch wenn Fusayama als Erstanwender der Dentinätzung keine Zunahme an Pulpitiden beobachtete [Fusayama et al., 1979], kam die Diskussion um eine Pulpaschädigung nach Totaletching nicht zum Stillstand. Die behandlerabhängige Über- bzw. Unterätzung und die Techniksensitivität der entstandenen Dentinoberfläche resultierten in Pulpensensitivitäten und unterschiedlichster Qualität der Haftung [Frankenberger, 2013].

Lösung sollten die anwenderfreundlichen reinen Selfetch-Systeme bieten. Erster Vertreter war das Clearfil SE Bond (Kuraray Co., Osaka, Japan), das komplett ohne Phosphorsäureätzung auskam. Es bestand aus zwei Komponenten, die in getrennten Schritten appliziert werden mussten.

Die neueste Entwicklung sind die sogenannten Universaladhäsive, die aus nur einer Lösung bestehen und sowohl in Selfetch- als auch in Totaletch-Technik oder mit selektiver Schmelzätzung angewendet werden können. Einen Überblick über die aktuell auf dem deutschen Markt erhältlichen Produkte dieser Kategorie liefert Tabelle 2.1.

2.4.2 Einfluss der Schmierschicht

Wie Pashley (1992) in seinem „Überblick über Struktur und Funktion“ der Schmierschicht erklärt, wird durch jegliche Bearbeitung von Hartgewebe, egal ob manuell ausgeführt oder mit rotierenden Instrumenten bewerkstelligt, eine 1-2 μm dicke Schmierschicht auf der Oberfläche produziert. Da die Dentintubuli dabei durch Reste des entfernten Gewebes verstopft werden, den sogenannten „Smear Plugs“, werden die Permeabilität, die Sensibilität sowie die Oberflächenfeuchtigkeit des Dentins reduziert [Pashley, 1992].

Die Schmierschicht, die nach Kariesexkavation auf der Dentinoberfläche zurückbleibt, ist abhängig von der Exkavationsmethode unterschiedlich dick [Banerjee et al., 2000a]. In einer Untersuchung Karaarslans (2012), die die Dentinoberfläche nach unterschiedlichen Exkavationsmethoden im Rasterelektronenmikroskop (REM) verglich, präsentierte sich nach Exkavation mit einem Rosenbohrer eine dünne Schmierschicht, die die Öffnungen der Dentintubuli erkennen ließ. Während eine auffallend dicke Schmierschicht nach

Adhäsiv	Hersteller
Scotchbond Universal	3M Deutschland GmbH (Seefeld, Deutschland)
Adhese Universal	Ivoclar Vivadent AG (Schaan, Liechtenstein)
Clearfil Universal Bond	Kuraray Co. (Osaka, Japan)
Xeno Select	Dentsply Detrey GmbH (Konstanz, Deutschland)
Futurabond U	Voco GmbH (Cuxhaven, Deutschland)
G-Premio BOND	GC Europe (Leuven, Belgien)

Tabelle 2.1: Überblick Universaladhäsive (Stand 29.03.2017).

Exkavation mit dem Carisolv-System einen vollständigen Verschluss der Dentintubuli nach sich zog, ließ die Exkavation mit einem Er:YAG-Laser eine schmierschichtfreie Dentinoberfläche zurück [Sirin Karaarslan et al., 2012].

Diese Oberflächenunterschiede können dem Ergebnis mancher Studien zufolge [Li et al., 2011, Sherawat et al., 2014] durch die in der Totaletch-Technik verwendete 20-37%-ige Phosphorsäure [Hellwig et al., 2010] minimiert werden. Die Phosphorsäure kann die Schmierschicht entfernen, dadurch die Dentintubuli öffnen und somit die Ausbildung von Adhäsiv-Tags in den Dentintubuli ermöglichen [Li et al., 2011]. Diese Tag-Bildung, die nach Ätzung für jede Exkavationsmethode beobachtet wurde, führen Li et al. (2011) als Erklärung für die Überlegenheit eines Totaletch-Systems gegenüber einem Selfetch-System im Mikrozugversuch an. Nakabayashi et al. (1991) betonten jedoch bereits 1991 nach ihren Untersuchungen zur Hybridschicht, dass die Tag-Bildung - wenn auch sehr beeindruckend im REM visualisierbar - nur einen sehr geringen Anteil an der Dentinhaftung trägt.

Entscheidend scheint weniger die absolute Größe der Tags [Wagner et al., 2014], sondern die Verbindung zum peritubulären Dentin zu sein. Diese Verbindung beruht laut Sano et al. (1994) hauptsächlich auf mikromechanischer Verankerung des Adhäsivs an Kollagen, das den Hauptbestandteil demineralisierten Dentins bildet. Ihnen zufolge würde bereits eine oberflächliche, unvollständige Infiltration in diese demineralisierte Schicht reichen um eine adhäsive Haftkraft von ca. 30 MPa zu gewährleisten [Sano et al., 1994a].

Wichtigster Faktor scheint somit nicht die Dicke der Schmierschicht, sondern ihre Dichte zu sein, da sie Einfluss auf die Penetrationsmöglichkeit der Adhäsive hat [Sattabanasuk et al., 2007].

2.4.3 Adhäsivverbund nach Polymerbohrer-Exkavation

Die Studienlage zur Haftkraft an Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer ist dürftig. Zwei Studien haben im Mikrozugversuch die Adhäsivkraft nach Polymerbohrer-Exkavation mit konventioneller Rosenbohrer-Exkavation verglichen. Während Silva et al. (2006) den Smartprep (SS White Burs Inc., Lakewood, NJ, USA),

den weltweit ersten Kunststoffbohrer, untersuchte, kam bei Toledano et al. (2012) der SmartBurs II (SS White Burs Inc., Lakewood, NJ, USA) zum Einsatz. Der Kunststoffbohrer der ersten Generation, der Smartprep, wies einen Metallschaft auf. Der Smartburs II, der Kunststoffbohrer der zweiten Generation von SS White Burs, ist dagegen genauso wie der PolyBur von Komet (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) komplett metallfrei konzipiert. Gemeinsam ist den Kunststoffbohrern die Ausrichtung der Schneiden parallel zur Bohrerlängsachse. Dies ist nötig um trotz des weichen Materials eine ausreichende Stabilität zu erreichen. Während die Schneiden der Smartburs nur an den Seiten des Bohrerkopfes verlaufen, wurden sie beim PolyBur einem Stahlrosenbohrer ähnlich über den Bohrerkopf laufend modelliert.

Beide erwähnte Studien kommen zu dem Ergebnis, dass die adhäsive Haftkraft von Selfetch-Adhäsiven an Dentin nach Polymerbohrer-Exkavation geringer ist als nach konventioneller Exkavation mit einem Stahlrosenbohrer, während gesundes Dentin die besten Werte aufweist.

Silva et al. (2006) ermittelten auch für ein Totaletch-Adhäsiv schlechtere Haftwerte für den Polymerbohrer im Vergleich mit einem Stahlrosenbohrer. Das von Toledano et al. (2012) getestete Totaletch-Adhäsiv nivellierte dagegen den Unterschied zwischen den Exkavationsmethoden. Toledano et al. (2012) führten die Ergebnisse zurück auf die auffallend dicke Schmierschicht, die der Polymerbohrer auf der Dentinoberfläche produziert [Toledano et al., 2012]. Die Dentintubuli sind durch Smearplugs in der Tiefe verschlossen und oberflächlich finden sich häufig lose Bruchstücke [Tsolmon, 2008]. Diese dicke Schmierschicht entsteht aufgrund der Schneidengeometrie der Kunststoffbohrer, die nur eine Schab-, aber keine Schneidwirkung zulassen. Die von Silva et al. beobachtete Hybridschicht, die vom Adhäsiv mit dem Dentin gebildet worden war, war mit 8-15 μm [Silva et al., 2006] sogar fast viermal so dick wie auf normalem kariösen Dentin [Pereira et al., 2006]. Während Selfetch-Systeme die Schmierschicht in ihren Adhäsivverbund einbauen, werden Oberflächenunterschiede durch Phosphorsäure der Totaletch-Adhäsive minimiert [Li et al., 2011, Sherawat et al., 2014] und könnten so die Ergebnisse Toledanos et al. (2012) erklären.

Die substanzschonende Arbeitsweise der selbstlimitierenden Kariestherapie [Ferraz et al.,

2015] scheint eine derart große Schicht an stark porösen transluzenten Dentins zu hinterlassen [Silva et al., 2006], dass sie weder von Selfetch- noch von Totaletchadhäsiven vollständig infiltriert werden kann [Silva et al., 2006].

Kapitel 3

Zielsetzung

Ziel der Studie ist es, den adhäsiven Haftverbund an kariösen Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer zu charakterisieren. Der Fokus wird hierbei auf natürliche Kariesläsionen an humanen Zähnen der zweiten Dentition gelegt. Als Adhäsiv soll ein Universaladhäsiv der neuesten Generation dienen.

Zunächst soll ein Mikrozugversuch im Split-Tooth-Design durchgeführt werden um die Haftkraft an exkaviertes Dentin nach Polymerbohrer-Exkavation zu bestimmen. Dies soll verglichen werden mit konventioneller Stahlrosenbohrer-Exkavation und gesundem Dentin. Außerdem soll der Einfluss einer zusätzlichen Phosphorsäureätzung vor Adhäsivapplikation ermittelt werden.

Als zweiter Versuch wird eine Analyse im Mikro-CT stattfinden, um das Schrumpfungsverhalten einer Kompositfüllung nach selbstlimitierender Kariestherapie zu charakterisieren. Dabei sollen die Schrumpfungsvektoren sowie die Gesamtvolmenschrumpfung der Füllung evaluiert werden, um Informationen über die Qualität des Haftverbundes an verschiedenen Kavitätenbereichen zu erhalten. Abschließend soll nach Hemisektion der Zähne die interne Hybridschicht unter dem REM betrachtet werden.

Als dritter Versuch soll eine qualitative und quantitative Randanalyse im REM durchgeführt werden. Die Randverhältnisse einer Kompositfüllung nach Exkavation sollen vor und nach thermomechanischer Belastung bestimmt werden. Hiermit sollen Rückschlüsse

über die Druck- und Langzeitstabilität der Restauration gezogen werden.

Kapitel 4

Material und Methoden

4.1 Material

4.1.1 Auswahl der Zähne

Zu Beginn der Studie wurde eine Genehmigung des Vorhabens durch die zuständige Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität, München, eingeholt (Zeichen: 545-15UE).

Für die Versuche wurden 68 extrahierte humane Zähne ausgewählt, die eine natürliche kariöse Läsion bis in das innere Dentindrittel ohne erkennbare Assoziation zur Pulpa aufwiesen.

Die Zähne waren anonymisiert, stammten aber aus dem Patientenklientel derselben Praxis, sodass eine standardisiertes Vorgehen post extractionem gegeben war. Bis Versuchsbeginn wurden sie in Ringerlösung mit Natriumazid gelagert und innerhalb von drei Monaten verwendet.

Zum Versuchsstart wurden die Zähne unter fließendem Wasser mit einem Handscaler (Scaler SH6/76; Hu-Friedy, Frankfurt, Deutschland) von Geweberesten gereinigt und für die Zeit des Versuchs in destilliertem Wasser gelagert.

Material	Hersteller	LOT-Nummer
PolyBur	Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland	505420
Scotchbond L-Pop	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	620732
Tetric EvoCeram (A2)	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	U11481
Tetric EvoCeram Bulk Fill	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	T20956
Total Etch	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	U54018

Tabelle 4.1: Verbrauchsmaterialien der Versuche.

4.1.2 Übersicht Materialien

Für alle Versuche wurden Verbrauchsmaterialien der selben Charge verwendet um eventuelle Unterschiede der Materialqualität auszuschließen.

Eine Auflistung der verwendeten Materialien mit zugehöriger Chargennummer findet sich in Tabelle 4.1.

4.2 Mikrozugversuch

4.2.1 Material

Auswahl der Zähne

Für den Mikrozugversuch wurde ein Split-Tooth-Design gewählt, das es ermöglichte zwei unterschiedliche Kariesexkavationsmethoden, PolyBur und Stahlrosenbohrer, an derselben kariösen Läsion zu testen. Außerdem sollte im Ätzmodus zwischen Selfetch- und Totaletch-Anwendung des Adhäsivs unterschieden werden.

Es wurden 40 extrahierte humane Zähne der zweiten Dentition mit natürlicher Karies ausgewählt. Die käriöse Läsion sollte sich ins innere Dentindrittel erstrecken und eine Oberfläche von mindestens $2,5 \times 3 \text{ mm}^2$ aufweisen. Hiermit wurde gewährleistet, dass für jede Zahnhälfte im Split-Tooth-Modell ausreichend kariöse Testfläche für Exkavation und Mikrozugversuch zur Verfügung stand.

Jeweils 20 Zähne wurden den Gruppen „se“, in Selfetch-, und „te“, in Totaletch-Anwendung, zugeordnet, wobei je eine Zahnhälfte mit dem PolyBur (Polybur), die andere mit dem Rosenbohrer (Stahl) exkaviert wurde. Somit wurden vier Testgruppen á 20 Zahnhälften für den Mikrozugversuch definiert:

„Polybur/se“, „Stahl/se“, „Polybur/te“ und „Stahl/te“.

Zusätzlich wurde pro Zahnhälfte eine Probe des gesunden Dentins als Referenz genommen. Dadurch wurden folgende Gruppen á 20 Zähnen gebildet:

„Gesund/se-Polybur“, „Gesund/se-Stahl“, „Gesund/te-Polybur“ und „Gesund/te-Stahl“.

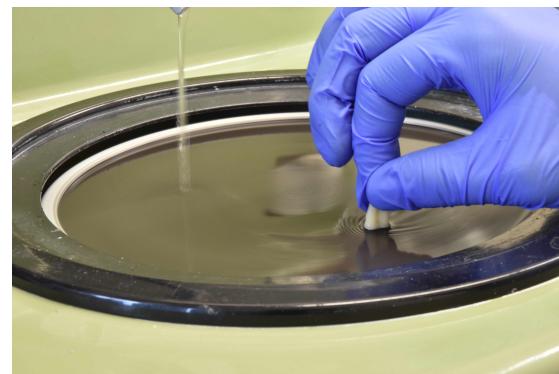
Herstellung der Proben

Auf einer rotierenden Schleifscheibe (Nassschleif- und Poliersystem LECO VP 100; Serienr: 2411; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) wurde zuerst mit grobem 180-grit-Schleifpapier (LECO abrasive discs; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach Deutschland) der okklusale Schmelz entfernt bis eine plane Oberfläche im gesunden Dentin entstand. Die Fläche wurde nun so anguliert, dass sie parallel zum kariösen

Kavitätenboden verlief. Anschließend wurde sie mit 320-grit-Schleifpapier (LECO abrasive discs; 810-265-PRM; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) finanziert und standardisiert. Zur Sicherung der Oberflächenstandardisierung wurde auf eine regelmäßige Erneuerung des 320-grit-Schleifpapiers geachtet.



(a) Kariöser Zahn



(b) Herstellung des Referenzdentins



(c) Hemisektion des Zahnes

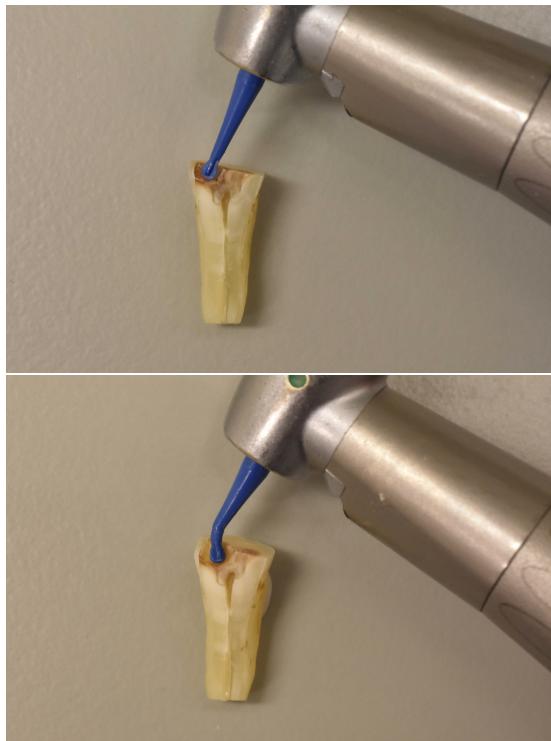


(d) Zahnhälften, bereit zur Exkavation

Abbildung 4.1: Erzeugung der Zahnhälften für das Split-Tooth-Design.

Um die Zahnhälften für das Split-Tooth-Modell zu erhalten, wurden die vorbearbeiteten Zähne mit einer diamantierten Niedertourensäge (Isomet Low Speed Saw; Seriennr: 551-ISF-01902; Buehler, Esslingen, Deutschland) in axialer Richtung zentral durch die kariöse Läsion zerteilt (s. Abbildung 4.1). Die Säge wurde nur mit destilliertem Wasser betrieben um das spätere Haftergebnis nicht durch eventuelle Ölrückstände zu verfälschen. Als Sägenhalter diente ein mit einem 3D-Drucker angefertigter Probenhalter auf dem die Zähne ein-

zeln mit einem selbsthärtenden Kunststoff (Luxatemp; DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) befestigt wurden. Zur Exkavation der Karies wur-



(a) Zentrifugale Exkavation mit PolyBur bis zum Bruch des Bohrschafts



(b) Zentripetale Exkavation mit Rosenbohrer, Kontrolle mit FACE

Abbildung 4.2: Exkavation der Karies mit PolyBur und Stahlrosenbohrer.

den zunächst Schmelzüberhänge mit einem roten Winkelstück (AC5000; Athena Champion, Earth City, Missouri, USA) und einem zylindrischen Diamantbohrer (836018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung entfernt. Die anschließende Exkavation mit PolyBur bzw. Rosenbohrer erfolgte mit einem grünen Winkelstück (Gentle Power Lux; SN 05-2003178; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riss, Deutschland) ohne Wasserkühlung (s. Abbildung 4.2).

Die kariösen Läsionen der Zahnhälften der Gruppen „Polybur/se“ und „Polybur/te“ wurden mit einem PolyBur (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) der Größe 018 mit maximal 8000 Umdrehungen pro Minute exkaviert.

Der Bohrer wurde zentral in der Karies angesetzt und zirkulär nach außen geführt. Der Anpressdruck wurde soweit erhöht bis es zum Bruch des Kunststoffschafes des PolyBurs kam. Da ein Worst-Case-Szenario dargestellt werden sollte, wurde auf eine vom Hersteller empfohlene periphere Exkavation der Karies mit einem Stahlrosenbohrer verzichtet. Somit wurde gewährleistet, dass die komplette Exkavationsfläche als Testfläche genutzt werden konnte.

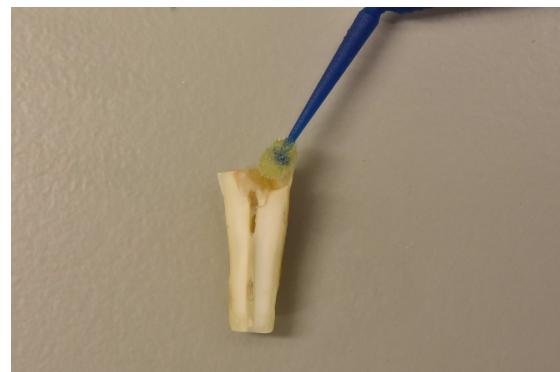
In den Gruppen „Stahl/se“ und „Stahl/te“ wurde ein Stahlrosenbohrer (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) bei max. 100000 Umdrehungen pro Minute (Optimum: 1000-1500 Umdrehungen pro Minute) verwendet. Die Arbeitsrichtung war herkömmlich zentripetal. Um eine Über- oder Unterexkavation zu vermeiden wurde der Endpunkt der Kariesexkavation mit der FACE-Technologie (facelight; W&H Deutschland GmbH, Laufen/Obb., Deutschland) objektiviert. Es wurde exkaviert bis die hellrot fluoreszierenden Bereiche verschwunden waren und die Kavität hellgrün erschien.

Als Adhäsiv für die folgende Kompositfüllung diente das Universaladhäsiv Scotchbond Universal in L-Pop-Form (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Die Zahnhälften der Gruppen „Polybur/se“ und „Stahl/se“ wurden vorsichtig trocken gepustet, während darauf geachtet wurde die Zähne nicht zu übertrocknen. Um ein Worst-Case-Szenario zu erzeugen wurde der Microbrush des L-Pops Scotchbond nur einmal benetzt. Das Adhäsiv wurde 20 s in die beschliffene Dentinoberfläche einmassiert und an Hand des Oberflächenglanzes auf eine gleichmäßige Verteilung in der Kavität überprüft. Das Adhäsiv wurde 5 s sanft verpustet und 10 s lichtgehärtet (Bluephase Style; Seriennr: 7923; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Im Anschluss wurde ein Kompositaufbau aus einem universellen Nanohybrid-Komposit (Tetric EvoCeram A2; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in 1,5-2 mm Inkrementen bis zu einer Dicke von ca. 4 mm geschichtet. Die einzelnen Schichten wurden jeweils 10 s lichtgehärtet. Die Lichthärtelampe wurde täglich auf eine Leistung von über $1000 \frac{mW}{cm^2}$ überprüft (Optilux Radiometer; Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland).



(a) Phosphorsäureätzung (nur in „te“-Gruppen)



(b) Applikation des Adhäsivs



(c) Einbringen des Komposit



(d) Fertige Füllung

Abbildung 4.3: Einbringen der adähsiven Kompositfüllung.

Die 40 Zahnhälften der Gruppen „Polybur/te“ und „Stahl/te“ wurden vor Auftrag des Adhäsivs zusätzlich mit 37%-igem Phosphorsäuregel (Total Etch; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) angeätzt. Dazu wurden die Zahnhälften vorsichtig trocken gepustet, das Ätzgel aufgetragen und nach 15 s gründlich zuerst mit Wasser, dann mit ölfreier Luft abgesprührt. Für den anschließenden Kompositaufbau wurde mit Adhäsiv und Füllungsmaterial genauso verfahren wie mit den Zahnhälften der Gruppen „Polybur/se“ und „Stahl/se“ (s. Abbildung 4.3).

Nach Herstellung des Kompositaufbaus wurden die Zahnhälften in destilliertem Wasser für 24 h bei 37°C gelagert.

Präparation der Sticks

Zur Herstellung der Sticks für den Mikrozugversuchs wurde die diamantierte Niedertourensäge (Isomet Low Speed Saw; Seriennr: 551-ISF-01902; Buehler, Esslingen, Deutschland) mit eigens angefertigtem Probenhalter verwendet (s. Abbildung 4.4). Um die Positionen der ehemals kariösen Exkavationsfläche und der gesunden Referenzdentinfläche besser lokalisieren zu können wurden zunächst die Kompositüberschüsse auf der Polierscheibe (Nassschleif- und Poliersystems LECO VP 100; Seriennr: 2411; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) entfernt, bis plane Flächen zirkulär um den Zahn entstanden.

Die Zahnhälften wurden mit Luxatemp (DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland) einzeln auf dem Probenhalter befestigt, wobei der Kavitätenboden parallel zum Rand des rechtwinkligen Kunststoffträgers ausgerichtet wurde.

Ziel war es zwei Sticks mit $1 \times 1 \text{ mm}^2$ großer Querschnittsfläche pro Zahnhälften zu erhalten, je einen aus dem Bereich des exkavierten kariösen Dentins und einen aus dem Bereich des gesunden Referenzdentins. Dafür wurden zunächst 4 parallele Schnitte in axialer Richtung senkrecht zum Probenhalter angesetzt, wobei je zwei im Abstand von 1 mm im Bereich der jeweiligen Testflächen waren. Danach wurde der Halter um 90 Grad gedreht und es folgten 4 parallele Schnitte im rechten Winkel zu den vorhergehenden.

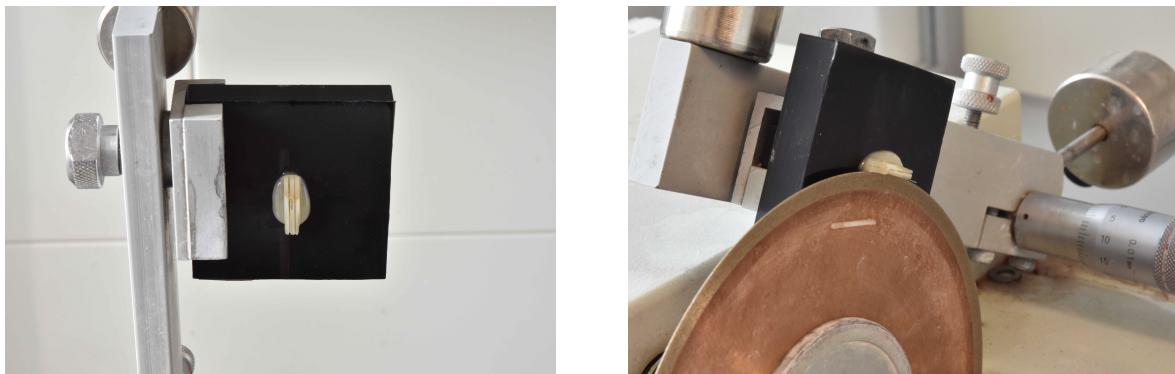


Abbildung 4.4: Präparation der Sticks.

Dank des quadrischen Probenhalterdesigns wurden pro Zahnhälfte zwei Sticks mit einer annähernd $1 \times 1 \text{ mm}^2$ großen und senkrecht zum Übergang Zahn zu Komposit gelegenen Testfläche erhalten.

Die Sticks wurden bis zu Versuchsbeginn in destilliertem Wasser gelagert.

4.2.2 Methoden

Bestimmung der Frakturspannung

Für die Messung der Bruchkraft des Adhäsivverbundes wurde das Zug-Druck-Prüfsystem TC 550 (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland) mit korrespondierender Software verwendet, gemäß der Methode von Sano et al. (1994).

Zunächst wurde mit einer digitalen Schieblehre (Garant, 412601-150, Hoffmann Group, München, Deutschland) die Größe der Testfläche bestimmt. Es wurde angenommen, dass die Sticks einen rechtwinkligen Querschnitt haben. Die definierenden Seitenlängen a und b der Querschnittsfläche wurden am Übergang zwischen Zahn und Komposit gemessen.

In den Versuchsaufbau (s. Abbildung 4.5) wurden zwei plane Probenhalter eingebracht und in ihrer Achse ausgerichtet. Zur Fixierung der Sticks wurde die Klebetechnik gewählt. Da die Elasitizität des Klebstoffes ein möglicher Faktor zur Entstehung von Messungenauigkeiten ist, wurde für alle Tests Klebstoff der selben Chargennummer verwendet. Der Klebstoff (Model Repair II blue; Dentsply-Sankin K.K., Tokyo, Japan) wurde punktuell mittig auf die Probenhalter aufgetragen und die Enden eines Zahnsticks darin verankert. Dank der weichbleibenden Eigenschaften des Klebers konnte der Stick nun optimal positioniert werden.

Die adhäsive Testfläche wurde paralell zu den beiden Probenhaltern in der Luft platziert, sodass eine Scherkomponente ebenso wie eine friktive Krafteinwirkung auf die Testfläche ausgeschlossen werden konnte. Die horizontale Anordnung des Versuchsaufbaus schließt auch jene Messfehler aus, die vom Eigengewicht der Probenhalter herrühren könnten.

Nach Kontrolle der Probenposition wurde die Polymerisation des Klebers mit Hilfe des zugehörigen Sprays initiiert.

Die Prüfung der Bruchkraft erfolgte mit einem konstanten Vorschub von $0,5 \frac{mm}{min}$. Die Frakturspannung (=Zugfestigkeit) wurde durch Division der maximalen Bruchkraft durch die berechnete Querschnittsfläche in [MPa] erhalten, gemäß

$$R_{Zug} = \frac{F_{Bruch}}{a \cdot b} \text{ [MPa].}$$

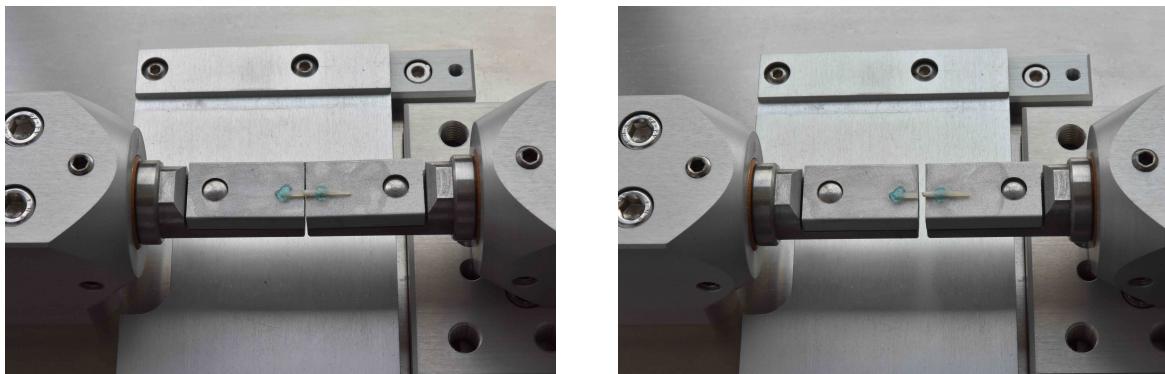


Abbildung 4.5: Mikrozugversuch mit Bruch der Sticks.

Analyse des Versagensmodus

Nach Bruch der Proben im Mikrozugversuch wurde unter einem Lichtmikroskop (Stemi SV11; Carl Zeiss AG, Göttingen) bei 55-facher Vergrößerung der Versagensmodus analysiert und fotografisch dokumentiert.

Dabei wurden die Kategorien Adhäsiv/Mix/Kohäsiv unterschieden. „Adhäsiv“ bezeichnete einen Bruch innerhalb des Adhäsivverbundes mit resultierender „reiner“ Zahnoberfläche, während ein Anhaften von Komposit zur Klassifikation „Mix“ führte. „Kohäsiv“ wurde nur Vergeben, wenn der Riss komplett im Komposit bzw. Zahn lag und der Adhäsivverbund unbeschädigt blieb.

Statistische Methoden

Vor Beginn der Auswertung wurde ein Zahn (Zahn Nr. 19) in der Versuchsreihe „te“ ausgesortiert, da die Karies bei Exkavation sehr hart erschien und somit keine Indikation für einen PolyBur darstellte.

Überdies führten weitere Sachverhalte zum Ausschluss von Proben. Bei einigen Proben kam es bereits während der Präparation zum Bruch. Dies wurde dokumentiert und es wurde kein „Ersatzstick“ aus der Fläche gesägt um die Ergebnisse nicht zu verfälschen. Außerdem wurden auch alle Proben ausgeschlossen, die einen Winkel $>25^\circ$ zwischen Außenseite des Sticks und der Testfläche aufwiesen, da die Berechnung der Frakturspannung

aus den Außenmaßen des Sticks bei größeren Winkeln zu große Fehler aufweist. Zum weiteren Ausschluss von Proben kam es durch Versagen des Klebers, mit dem die Sticks im Versuchsaufbau verankert wurden. Die ausgeschlossenen Proben wurden nicht in die Statistik miteinbezogen.

Für die statistische Auswertung wurden zunächst die Gruppen des Referenzdentins mit einem abhängigen t-test auf Unterschiede überprüft. Auf dem Signifikanzniveau $p<0,05$ ergab sich kein Unterschied für die Gruppen „Gesund/se-Polybur“ ($p=0,6125$) und „Gesund/se-Rosenbohrer“ ($p=0,09182$), sowie für die Gruppen „Gesund/te-Polybur“ und „Gesund/te-Rosenbohrer“. Zur weiteren Analyse wurden die Daten gepoolt und fortan als „gesund/se“ und „gesund/te“ verwendet. Die ehemals drei Faktoren, die alle Test-Gruppen genau definierten „Dentin“ (kariös/gesund), „Präp“ (Stahl/Polybur) und „Dba-Typ“ (se, te) konnten durch das „Pooling“ der gesunden Gruppen um einen Faktor reduziert werden, indem die Definition „gesund“ als drittes Merkmal des Faktors „Präp“ aufgenommen wurde und der Faktor „Dentin“ dadurch eliminiert wurde.

Die Gruppen wurden mit dem Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung überprüft. Für jede Gruppe wurden Mittelwert und Standardabweichung der Frakturspannung berechnet. Zur genaueren Analyse der Zuverlässigkeit der einzelnen Behandlungsmethoden wurde für jede Gruppe eine Weibull-Verteilung berechnet.

Die Unterschiede zwischen den Testgruppen wurden mit einer zweifaktoriellen Varianzanalyse überprüft. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p<0,05$ festgelegt.

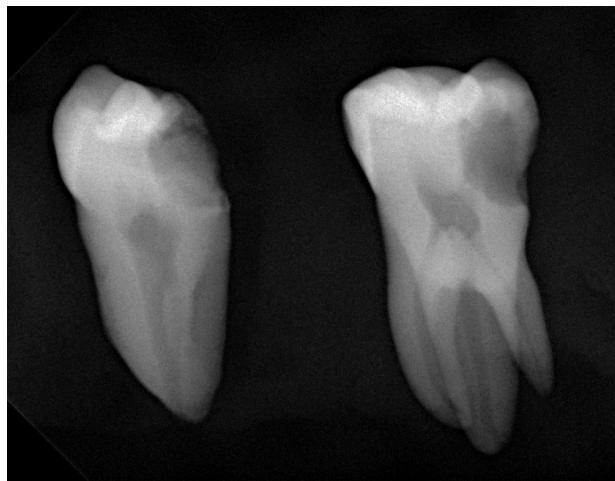


Abbildung 4.6: Röntgenbilder in Paaren zur Kariesdiagnostik.

4.3 Mikro-CT-Untersuchung

4.3.1 Material

Auswahl der Zähne

Zur Analyse im Mikro-CT wurden 12 extrahierte humane Zähne der zweiten Dentition mit natürlicher Karies im Approximalbereich ausgewählt. Die käriöse Läsion sollte sich bis ins innere Dentindrittel erstrecken, aber keine Assoziation zur Pulpa aufweisen. Um dies zu verifizieren wurden je zwei Zähne mit ähnlicher Läsionsgröße und -lokalisierung als Paar geröntgt (s. Abbildung 4.6). Ein Zahn des Paares wurde der Gruppe „Polybur“ zugeordnet, der korrespondierende Zahn der Gruppe „Rosenbohrer“, sodass zwei Gruppen á 6 Zähnen entstanden.

Das Vorgehen gewährleistete eine adäquate Vergleichsmöglichkeit der Ergebnisse, auch wenn die Kavitäten wegen der Forderung nach natürlichen Kariesläsionen nicht standardisierbar waren.

Herstellung der Proben

Eine Übersicht über die Herstellung der Proben findet sich in Abbildung 4.7. Um einen Zugang zur kariösen Läsion zu erreichen wurden zunächst Schmelzüberhänge mit einem roten Winkelstück (AC5000; Athena Champion, Earth City, Missouri, USA) und einem zylindrischen Diamantbohrer (836018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung entfernt. Die anschließende Exkavation mit PolyBur bzw. Rosenbohrer erfolgte mit einem grünen Winkelstück (Gentle Power Lux; SN 05-2003178; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riss, Deutschland) ohne Wasserkühlung.

In der Gruppe „Polybur“ wurden nach Herstellerangaben zuerst die peripheren Anteile der kariösen Läsion mit einem Rosenbohrer (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) entfernt. Im Anschluss wurden die zentralen Anteile mit einem PolyBur (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) der Größe 018 mit maximal 8000 Umdrehungen pro Minute exkaviert bis es zum Abknicken des Kunststoffschaftes des Bohrers kam.

Die Zähne der Gruppe „Rosenbohrer“ wurden mit einem Stahlrosenbohrer (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) bei max. 100000 Umdrehungen pro Minute exkaviert bis mit dem facelight (W&H Deutschland GmbH, Laufen/Obb., Deutschland) keine roten Bereiche mehr erkennbar waren.

Zum Finieren wurden in beiden Gruppen die approximalen Kavitätenwände mit einem Finieridamanten (8837KR.314.014; LOT:733855; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) parallelisiert, da sich in vorhergehenden Untersuchungen eine Abhängigkeit des Schrumpfverhaltens von der Kavitätengeometrie gezeigt hat [Kaisarly, 2014].

Um eine annähernd gleiche Füllungsgeometrie zu erhalten und den Anforderungen des Füllungsmaterials gerecht zu werden, wurden die Okklusalflächen der exkavierten Zähne auf einer rotierenden Schleifscheibe (Nassschleif- und Poliersystems LECO VP 100; Seriennr: 2411; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) eingekürzt, sodass der Abstand zwischen apikalem Füllungsrand und Okklusalfläche ca. 4 mm betrug. Auch die

Wurzelspitzen wurden auf der Schleifscheibe gekappt, sodass eine sichere Verankerung im Mikro-CT-Halter möglich war. Zur Befestigung der Zähne auf dem Mikro-CT-Halter wurde lichthärtender Kunststoff (XX, Firma XX) verwendet.

Um eine fixe Positionierung des Füllmaterials zu erreichen wurde eine kunststoffhaltige Verschlussfolie (Parafilm; Pechiney Plastic Packaging, Chicago, USA) als Matrize angelegt wie auch in einer anderen Studien beschrieben [Algamaiah et al., 2016].

Das Universaladhäsiv (Scotchbond Universal, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) wurde in Selfetch-Technik angewandt. Es wurde 20 s in die Kavität einmassiert, 5 s vorsichtig verblasen und 10 s lichtgehärtet (Bluephase Style; Seriennr: 7923; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Im Anschluss erfolgte die Applikation des Füllmaterials Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in Bulk-Applikation. Dieser Arbeitsschritt fand unter verdunkelten Lichtverhältnissen statt, sodass es zu keiner frühzeitigen Initiierung des Polymerisationsprozesses kam.

Der Mikro-CT-Halter wurde bis unter den Füllungsrand mit Leitungswasser befüllt und sofort mit einem Käppchen aus doppelter handelsüblicher Alufolie bedeckt um Lichteinfluss zu verhindern.



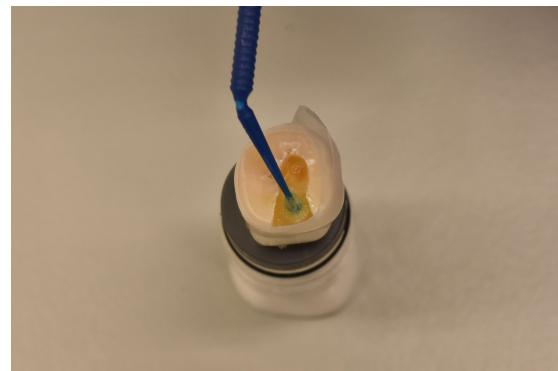
(a) Parallelisierung der Kavitätenwände



(b) Aufkleben auf Probenhalter



(c) Anlegen der Matrize



(d) Adhäsivapplikation und Härten



(e) Einbringen des Komposit ohne Härten

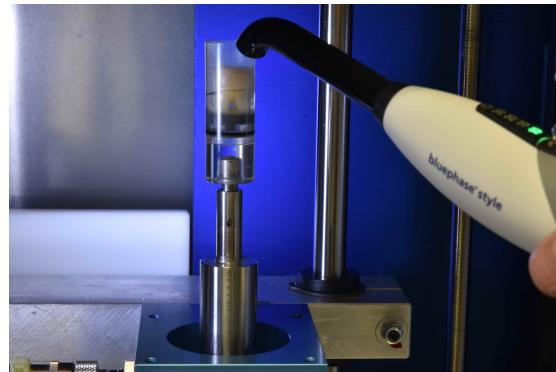


(f) Einfüllen von Wasser

Abbildung 4.7: Probenherstellung fürs Mikro-CT.



(a) Alufolie zum Schutz vor Lichteinfluss



(b) Härten des Komposit vor zweitem Scan

Abbildung 4.8: Mikro-CT-Scan.

4.3.2 Methoden

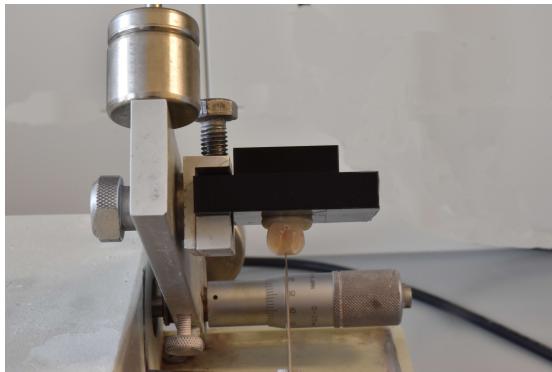
Mikro-CT-Scan

Für die Scans im Mikro-CT (Mikrocomputer-Tomographiegerät Scanco µCT 40; Seriennr.: 05031700; Scanco Medical AG, Bassersdorf, Schweiz) wurde eine mittlere Auflösung mit 16 μ m-Voxelgröße gewählt. Mit einem 16,4 mm-großen Halter wurden bei 70 kV 309 Schichten gescannt.

Pro Zahn wurden zwei Scans vorgenommen. Der erste Scan erfolgte direkt nach Probenherstellung mit unausgehärtetem Füllmaterial. Der zweite Scan erfolgte nach Aushärtung des Füllmaterials. Dazu wurde das Alufolienkäppchen kurzzeitig entfernt und die Füllung mit einer Lichthärtelampe (Bluephase Style; Seriennr: 7923; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) 10 s ausgehärtet (s. Abbildung 4.8), wobei darauf geachtet wurde den Probenhalter nicht zu bewegen.

Analyse der internen Hybridschicht im REM

Im Anschluss an die Untersuchung im Mikro-CT wurden die Zähne mit Hilfe einer diamantierten Niedertourensäge (Isomet Low Speed Saw; Seriennr: 551-ISF-01902; Buehler, Esslingen, Deutschland) zentral durch die Füllung in zwei Hälften geteilt. Dafür wurden



(a) Heimsektion der Zähne



(b) Gesputterte Probe, fertig für das REM

Abbildung 4.9: Probenherstellung zur Oberflächenanalyse im REM.

die Proben vom Mikro-CT-Halter entfernt und auf einem Sägenhalter befestigt (Luxatemp; DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH, Hamburg, Deutschland).

Je eine der entstandenen Zahnhälften wurde für 24 h luftgetrocknet, sodass sie im Folgenden leitfähig gemacht werden konnte. Mit Hilfe des Sputter Coater SC 7620 (Quorum Technologies Ltd, Laughton, Vereinigtes Königreich) wurde bei 19 mA eine 25 nm dicke Gold-Palladium-Schicht (80% Gold, 20% Palladium) auf der Oberfläche der Proben erzeugt (s. Abbildung 4.9).

Anschließend wurden sie unter einem Rasterelektronenmikroskop (Supra 55 VP_Zeiss; Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) bei 100- bis 1500-facher Vergrößerung mit Fokus auf die Hybridschicht analysiert.

3D-Bestimmung der Schrumpfungsvektoren

Zur Auswertung der Schrumpfungsrichtung und -lokalisierung des Füllungskomposit wurde an Hand der beiden korrespondierenden Scans eines Zahnes, vor/nach Aushärtung des Füllmaterials, die Schrumpfungsvektoren berechnet. Dazu wurde der Algorithmus von Chiang et al. (2009, 2010) verwendet.

Hierfür wurde zunächst eine starre Registrierung vorgenommen. Dabei werden die Außenkonturen der Proben abgeglichen um eventuelle Positionsveränderung des Probenhal-

ters zwischen den beiden Scans auszugleichen.

Im Anschluss erfolgte eine elastische Registrierung um die Schrumpfung der Füllung, die durch Lichthärtung induziert wird, darzustellen. Dabei dienten materialbedingte Lüfteinschlüsse des Füllmaterials Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) als Tracer, deren Positionsveränderung von der Software als Schrumpfungsvektoren berechnet werden konnte.

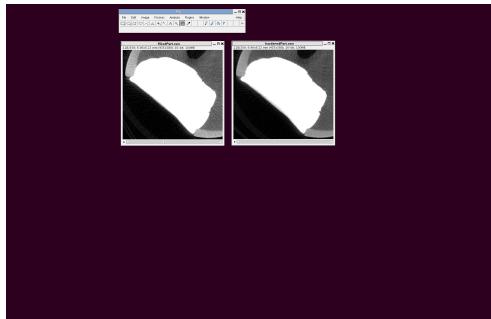
Die Vektoren wurden auf das Mikro-CT-Bild projiziert, sodass die Lokalisation und Richtung der Kompositeschrumpfung beurteilt werden konnte.

Volumenanalyse

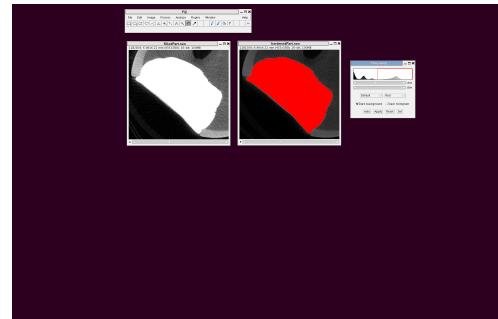
Zur Analyse der Gesamtvolumenschrumpfung des Füllmaterials wurden die Bilddaten mit Hilfe der Software Fiji [Schindelin et al., 2012] prozessiert (s. Abbildung 4.10).

Ausgangsbilder waren die bearbeiteten Versionen der beiden Scans, die durch die starre Registrierung entstanden waren. Der Bereich der Füllung wurde mit der Threshold-Funktion segmentiert und die Bilder zu binären, d.h. schwarz-weißen, Bildern umgewandelt. Im Anschluss erfolgte eine Glättung der Ränder (erode) und ein Schließen von Luftblasen (fill holes). Mit Hilfe der Image Calculator-Funktion wurden die Daten des zweiten Scan von den Daten des ersten Scan subtrahiert, sodass ein zweidimensionales Differenzbild generiert wurde.

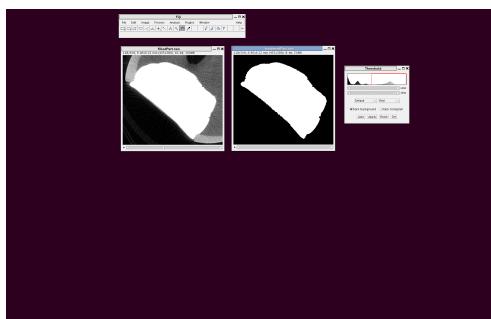
Die Pixelzahl des Differenzbildes (histogram) wurde in Relation zur Pixelzahl des Ausgangsbildes, das des ersten Scans mit unausgehärtetem Füllmaterial, gesetzt und lieferte somit eine Aussage über die durch die Lichthärtung erfolgte Schrumpfung des Komposit.



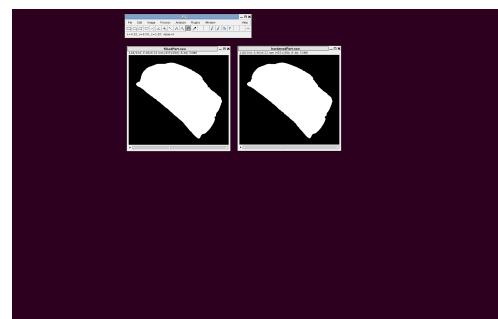
(a) Ausgangsbilder



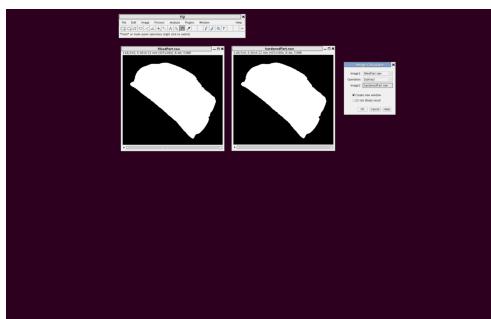
(b) Anpassung des Thresholds



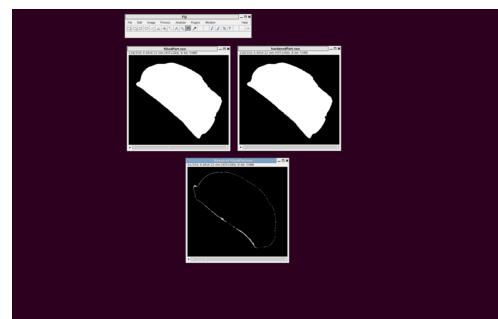
(c) Erzeugung des ersten Binärbildes



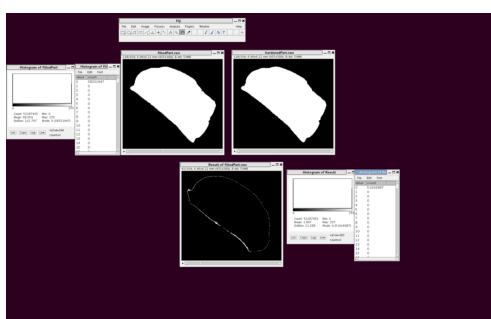
(d) Prozessierung des zweiten Bildes



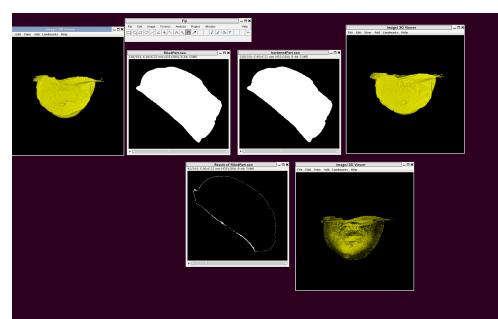
(e) Subtraktion der Ausgangsbilder



(f) Ausgangsbilder mit 2D-Differenzbild



(g) Histogramm der Pixelauswertung



(h) 3D-Darstellung der Bilder

Abbildung 4.10: Bildverarbeitung zur Volumenanalyse mit der Software Fiji [Schindelin et al., 2012].

Statistische Methoden

In die statistische Auswertung nicht einbezogen wurden Zähne, bei denen es während der Exkavation zu einer großflächigen Pulpeneröffnung kam. Dies war der Fall bei zwei Zähnen der Gruppe „Polybur“ (Nr.4 und Nr.5) sowie einem Zahn der Gruppe „Rosenbohrer“ (Nr.4).

Die Bilder der Oberflächenanalyse im REM wurden zur Visualisierung typischer Verbundbereiche im Schmelz und Dentin nach entsprechender Exkavationsmethode herangezogen.

Die Schrumpfungsvektoren wurden wegen deren unterschiedlichen Anzahl und Qualität nicht quantitativ, sondern nur qualitativ ausgewertet im Bezug auf ihre Lokalisation und Direktion.

Von den Ergebnissen der Volumenschrumpfung wurde der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet.

Die zwei- und dreidimensionalen Darstellungen des Differenzbildes wurden qualitativ bewertet im Hinblick auf die Schichtstärke der Darstellungen in verschiedenen Kavitätenbereichen.

4.4 Qualitative und Quantitative Randanalyse

4.4.1 Material

Auswahl der Zähne

Für die Randanalyse wurden 16 extrahierte humane Molaren der zweiten Dentition mit natürlicher Karies gewählt, die sich bis in das innere Dentindrittel erstrecken sollte.

Jeweils zwei Zähne mit ähnlicher Läsionsgröße und -lokalisierung wurden zur Verifizierung der kariösen Ausdehnung paarweise geröntgt. Danach wurden ein Zahn des Paares der Gruppe „Polybur“, der andere der Gruppe „Rosenbohrer“ zugeordnet, sodass zwei Gruppen á 8 Zähnen gebildet wurden.

Herstellung der Proben

Zur Exkavation wurde die kariöse Läsion mit einem zylindrischen Diamantbohrer (836018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) von koronal eröffnet und von überhängenden Schmelzrändern befreit. Die Präparation erfolgte mit einem roten Winkelstück (AC5000; Athena Champion, Earth City, Missouri, USA) unter Wasserkühlung. Die folgende Kariesexkavation mit PolyBur bzw. Rosenbohrer erfolgte mit einem grünen Winkelstück (Gentle Power Lux; SN 05-2003178; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riss, Deutschland) ohne Wasserkühlung.

In der Gruppe „Polybur“ wurden nach Herstellerangaben zunächst periphere Kariesanteile mit einem Stahlrosenbohrer (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) bei max. 100000 Umdrehungen pro Minute entfernt. Pulpanah wurde ein PolyBur (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) der Größe 018 zentral in der Läsion angesetzt und mit maximal 8000 Umdrehungen pro Minute zirkulär nach außen geführt. Der Anpressdruck wurde soweit erhöht bis es zum Bruch des Kunststoffschafes des PolyBurs kam.

In der Gruppe „Rosenbohrer“ wurde die Karies zentripetal mit einem Stahlrosenbohrer (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutsch-



(a) Überschussentfernung mit Finierdiamant



(b) Politur mit Soflexscheiben



(c) Polierter Zahn



(d) Beschrifteter, eingekürzter Zahn

Abbildung 4.11: Politur des Füllungsrandes.

land) bei max. 100000 Umdrehungen pro Minute verwendet. Der Endpunkt der Karieskavation wurde mit Hilfe der FACE-Technologie (facelight; W&H Deutschland GmbH, Laufen/Obb., Deutschland) bestimmt. Dazu wurde die Kavität intermittierend mit dem facelight beleuchtet und exkaviert bis keine hellrot fluoreszierenden Bereiche mehr zu sehen waren.

Zum Finieren der Kavität wurde in beiden Gruppen ein abgerundeter zylindrischer Diamant (8837KR.314.014; LOT:733855; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) verwendet. Hierbei wurden Rauigkeiten am Präparationsrand beseitigt und eine klare Begrenzung der Kavität geschaffen.

Das Vorgehen der Füllung war für beide Gruppen gleich.

Als Adhäsiv diente das Universaladhäsiv Scotchbond (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) in Selfetch-Anwendung. Die Zahnhälften wurden vorsichtig trocken gepustet, während darauf geachtet wurde, die Zähne nicht zu übertrocknen. Der Microbrush des L-Pops Scotchbond wurde mehrfach benetzt um die Einbringung von ausreichend Material in die Kavität zu gewährleisten. Das Adhäsiv wurde 20 s in die beschliffene Oberfläche einmassiert, 5 s sanft verpustet und 10 s lichtgehärtet (Bluephase Style; Seriennr: 7923; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

Im Anschluss wurde ein Kompositaufbau aus einem universellen Nanohybrid-Komposit (Tetric EvoCeram A2; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) in 1,5-2 mm Inkrementen geschichtet. Die einzelnen Schichten wurden jeweils 10 s lichtgehärtet. Die Lichthärtelampe wurde täglich auf eine Leistung von über $1000 \frac{mW}{cm^2}$ überprüft (Optilux Radiometer; Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland).

Um optimale Voraussetzungen für die folgende Randanalyse zu schaffen wurde ein besonderes Augenmerk auf die Politur der Füllungsränder gelegt (s. Abbildung 4.11). Zunächst wurden grobe Überschüsse mit einem Finierdiamanten (8837KR.314.014; LOT:733855; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung im roten Winkelstück (AC5000; Athena Champion, Earth City, Missouri, USA) entfernt. Anschließend wurden Soflex-Polierscheibchen (3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland) in absteigender Korngröße (grob bis superfein) im blauen Winkelstück (956A; W&H Deutschland GmbH, Laufen/Obb., Deutschland)) mit Wasserkühlung verwendet. Zur abschließenden Hochglanzpolitur diente ein Poliergummi (9526UF.204.100; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland).

Zur sicheren Identifizierung der Zähne wurde auf die Füllungsfläche eine Zahl eingraviert. Außerdem wurden am koronalen Rand der Füllung zwei Markierungsgrillen gefräst, die als Start- und Endpunkt der Analyse unter dem Mikroskop dienten. Bei einigen Zähnen war der Füllungsrand aufgrund der großen Ausdehnung der Läsion nicht aus einem Blickwinkel zu erfassen. Bei diesen Zähnen wurde eine dritte Markierung in der Mitte der anderen verwendet, sodass der Rand in zwei Teilabschnitten analysiert werden konnte.

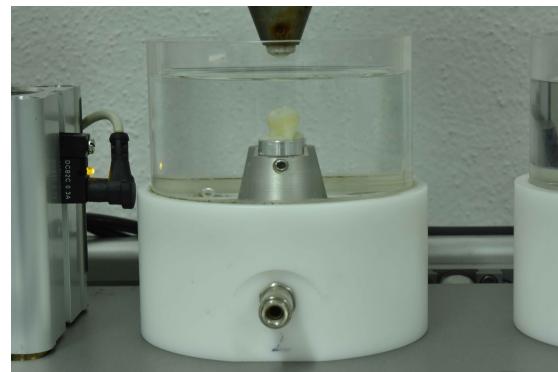
Die Wurzeln der Zähne wurden auf einer Polierscheibe (Nassschleif- und Poliersystems

LECO VP 100; Seriennr: 2411; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) eingekürzt, sodass die Distanz zwischen Kaufläche und Wurzelunterseite bei jedem Zahn annähernd gleich groß war. Dadurch wurde eine gleichmäßige Belastung aller Zähne im Kausimulator erreicht. Anschließend wurden die Zähne 5 min im Ultraschallbad gereinigt und in destilliertem Wasser gelagert.

Thermomechanische Belastung



(a) Thermische Belastung im Thermowechselbad



(b) Mechanische Belastung im Kausimulator

Abbildung 4.12: Thermomechanische Belastung der Proben.

Nach 24 h Wasserlagerung bei 37°C, bezeichnet als Zeitpunkt t0, erfolgte die erste Abformung.

Nach 6-tägiger Wasserlagerung bei 37°C wurden die Zähne im Thermowechselbad (Wil-

lytec GmbH, Gräfelfing, Deutschland) in 2000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C mit 30 s Eintauchphase und 5 s Abtropfzeit thermisch belastet.

Die anschließende mechanische Belastung erfolgte in den Kausimulatoren „Gemini Typ 1 und 2“ (Syndicad Ingenieurbüro, München, Deutschland). Die Zähne wurden dazu mit fließfähigem Komposit auf den Probenträgern befestigt. Nach Justierung der Proben im Kausimulator wurden die Testkammern vollständig mit Wasser gefüllt. Nun erfolgten 50000 Zyklen vertikaler Belastung mit 50 N in einer Frequenz von 1 Hz im Zweikörperverschleiß, wobei 6 mm große Degussit-Kugeln als Antagonist dienten.

Nach der thermomechanischen Belastung durch Wasserlagerung und Kausimulator (s. Abbildung 4.12), bezeichnet als Zeitpunkt t1, erfolgte die zweite Abformung der Proben.

Herstellung der Epoxidharzreplika

Zur Abformung der Zähne zu den Zeitpunkten t0 und t1 wurde ein Silikon (Aquasil Ultra Monophase; Dentsply Detrey GmbH, Konstanz, Deutschland) in speziell hergestellten Kunststoffformen verwendet. Diese gewährleisteten eine optimale Schichtstärke des Abformmaterials. Zweigeteilte Kavitäten wurden zweimal je Zeitpunkt abgeformt, wobei die eingefrästen Orientierungsrisse als Lokalisationshilfe dienten.

Nach frühestens einer Stunde, der materialspezifischen Rückstellzeit, wurden die Abformungen mit einem Epoxidharz (EpoFix Kit; Struers, Ballerup, Dänemark) ausgegossen. Dieses wurde im Verhältnis 7,5 ml Kunststoffbasis zu 1 ml Härter gemischt, 2 min gut verrührt und 20 min mit 2 bar im Drucktopf belastet um dem Material mischungsbedingte Lufteinschlüsse zu entziehen.

Nach 12 h Aushärtezeit wurden die Epoxidharzreplika entformt und basal plan geschliffen (Nassschleif- und Poliersystems LECO VP 100; Seriennr: 2411; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland).



Abbildung 4.13: Besputtertes Expoidhardreplikum für Randanalyse im REM.
Beschriftung und Orientierungsrißen deutlich sichtbar.

4.4.2 Methoden

Randanalyse im REM

Um die Epoxidharzreplika rasterelektronenmikroskopisch betrachten zu können, wurden sie bei 19 mA mit einem Gold-Palladium-Gemisch (80%Gold, 20%Palladium) besputtert (Sputter Coater SC 7620; Quorum Technologies Ltd, Laughton, Vereinigtes Königreich), sodass eine 25 nm dicke leitende Schicht auf den Proben erzeugt wurde.

Für die quantitative und qualitative Randanalyse nach Roulet et al. (1989) wurden bei 200-facher Vergrößerung mit dem Detektor „SE2“ des Rasterelektronenmikroskops (Supra 55 VP_Zeiss; Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) sich überlappende Einzelbilder angefertigt, die mit Hilfe des Stitching-Plugins [Preibisch et al., 2009] der Software Fiji [Schindelin et al., 2012] zu einem Gesamtbild pro Probe verbunden wurden. Die eingefrästen Orientierungsrißen dienten als Start- und Endpunkt, sodass es auch bei zweigeteilten Kavitäten zu keiner Doppelauswertung kam.

Die entstandenen Bilder wurden randomisiert kodiert und von einer objektiven Fachperson, die nicht an Versuchsaufbau und Probenpräparation beteiligt war, mit dem Fiji-Plugin [Schindelin et al., 2012] „KHKs-jQuanti-Gap“ [Kunzelmann, 2010] ausgewertet.

Folgende Kriterien wurden dabei für Schmelz und Dentin getrennt betrachtet:

- Perfekter Rand ($<1\mu\text{m}$ Spalt zwischen Füllungsmaterial und Zahn)
- Randspalt ($>1\mu\text{m}$ Spalt zwischen Füllungsmaterial und Zahn)

Bei zweigeteilten Kavitäten wurden die Resultate der Einzelproben addiert und tauchen fortan als Summenwert auf.

Statistische Methoden

In die statistische Auswertung nicht einbezogen wurden Zähne, bei denen es während der Exkavation zu einer großflächigen Pulpeneröffnung kam. Dies war der Fall bei zwei Zähnen der Gruppe „Polybur“ (Nr.1 und Nr.8) sowie zwei Zähnen der Gruppe „Rosenbohrer“ (Nr.2 und Nr.7).

Die Daten wurden zunächst mit dem Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung überprüft. Für jede Testgruppe wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet.

Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mit dem Welch-Test überprüft. Das Signifikanz-Niveau wurde auf $p<0,05$ festgelegt.

Kapitel 5

Ergebnisse

5.1 Mikrozugversuch

Im Mikrozugversuch kam es zu einigen Ausschlüssen wegen eines Bruchs während der Präparation der Sticks, schräger Testfläche oder fehlerhaften Klebens in den Versuchsaufbau. Eine Übersicht davon findet sich in Tabelle 5.3. Insgesamt wurden 33 von 156 Sticks ausgeschlossen. Während es in den kariösen Gruppen, den Polybur- und Stahl-Gruppen, zu 32,1% Testausschlüssen kam, waren es in den gesunden Gruppen mit 10,3% deutlich weniger. Vom Test ausgeschlossene Proben wurden nicht mit in die Statistik einbezogen.

5.1.1 Deskriptive Statistik

Mittelwert und Standardabweichung der Frakturspannung

Für jede Testgruppe sind die mittlere Frakturspannung in [MPa] sowie die Standardabweichung in Tabelle 5.1 aufgelistet.

Gruppe	<i>n</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>
Polybur/se	13	15,95	8,46
Polybur/te	13	16,67	8,51
Stahl/se	13	15,54	6,21
Stahl/te	14	20,34	11,24
gesund/se	38	13,87	5,11
gesund/te	32	24,10	11,27

Tabelle 5.1: Probenzahl, Mittelwert und Standardabweichung der Frakturspannung in [MPa].

Versagensmodus

Eine Übersicht über den im Lichtmikroskop definierten Versagensmodus der Proben findet sich in Tabelle 5.2. Beispielbilder für die einzelnen Versagensmodi zeigt Abbildung 5.1.

Da kein einziger Kohäsiv-Bruch im Zahnmaterial beobachtet wurde ist die Klassifikation „Kohäsiv(Zahn)“ in der Auflistung der Versagensmodi nicht zu finden.

Gruppe	Adhäsiv	Mix	Kohäsiv(Komposit)	Summe(n)
Polybur/se	11	2	0	13
Polybur/te	8	5	0	13
Stahl/se	13	0	0	13
Stahl/te	10	4	0	14
gesund/se	38	0	0	38
gesund/te	25	3	4	32
Summe	105	14	4	123

Tabelle 5.2: Versagensmodus sowie Anzahl der getesteten Proben.**Ausschluss von Proben**

Gruppe	Anzahl Sticks	Bruch bei Präp	schräge Testfläche	Fehler beim Kleben	n
Polybur/se	20	0	7	0	13
Polybur/te	19	1	4	1	13
Stahl/se	20	0	5	2	13
Stahl/te	19	1	4	0	14
gesund/se	40	0	1	1	38
gesund/te	38	4	0	2	32
Summe	156	6	21	6	123

Tabelle 5.3: Auflistung der Ausschlüsse vom Test sowie Gesamt-„Anzahl“ der produzierten und der getesteten (n) Sticks.

Weibull-Statistik

Eine Übersicht über die charakteristischen Parameter der Weibull-Statistik zeigt Tabelle 5.4. Die Werte des Weibull-Moduls, β , liegen für alle Gruppen im Bereich zwischen 1.0 und 4.0, der für frühen Verschleiß steht und als Referenzbereich für die Testung von mechanischen Versagensmodi steht.

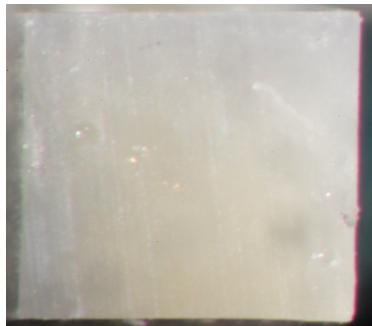
Ätzmodus	β		η		B10-life	
	se	te	se	te	se	te
Polybur	1,753	↗	2,541	18,3	→	18,35
Stahl	3,025	↘	1,923	17,26	↗	22,99
gesund	3,074	↘	1,933	15,48	↗	27,57
					7,443	→ 8,640

Tabelle 5.4: Weibull-Modul (β), Charakteristische Lebensdauer (η) und Zeit bis zum Bruch von 10% der Proben (B10-life).

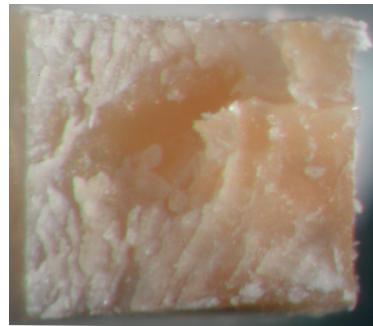
Aufgelistet sind die Werte für jede Gruppe in Abhängigkeit vom Ätzmodus. Die Pfeile demonstrieren die Veränderung der Werte durch eine zusätzliche Phosphorsäureätzung in der „te“-Gruppe im Vergleich zur korrespondierenden Gruppe in reiner Selfetch-Anwendung des Adhäsivs („se“).

5.1.2 Unterschiedshypothesen

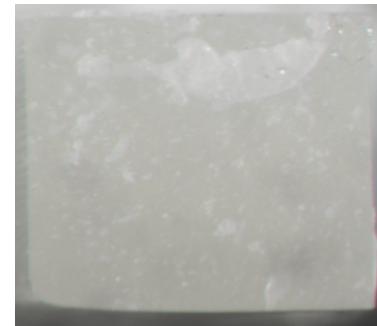
Die zweifaktorielle Varianzanalyse ergab eine hochsignifikante Abhängigkeit vom „DbaTyp“ ($p = 2,264e-05$). Dabei zeigten die Gruppen „te“ mit zusätzlicher Phosphorsäureätzung höhere Werte als die Gruppen „se“ im reinen Selfetch-Modus. Für den Faktor „Präp“ lieferte die Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Testgruppen ($p=0,4539$).



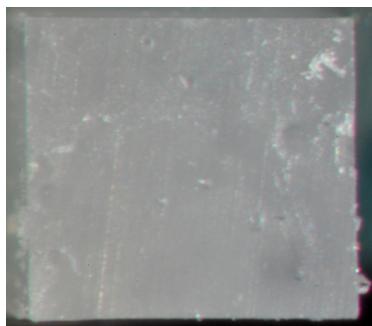
(a) Adhäsiv (Zahn)



(b) Mix (Zahn)



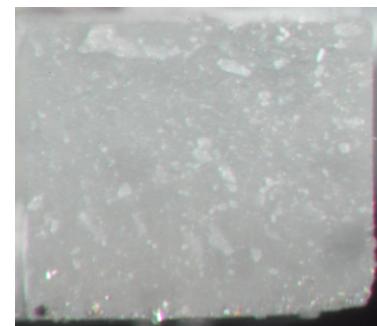
(c) Kohäsiv (Zahnanteil, mit Komposit bedeckt)



(d) Adhäsiv (Komposit)



(e) Mix (Komposit)



(f) Kohäsiv (Komposit)

Abbildung 5.1: Klassifizierung des Versagensmodus in die Kategorien „Adhäsiv“,

„Mix“, „Kohäsiv“.

Zu sehen sind jeweils Zahnanteil und zugehöriger Kompositanteil der Sticks (55x Vergrößerung).

5.1.3 Visualisierung der Ergebnisse

Histogramme der Datenverteilung der ermittelten Frakturspannung

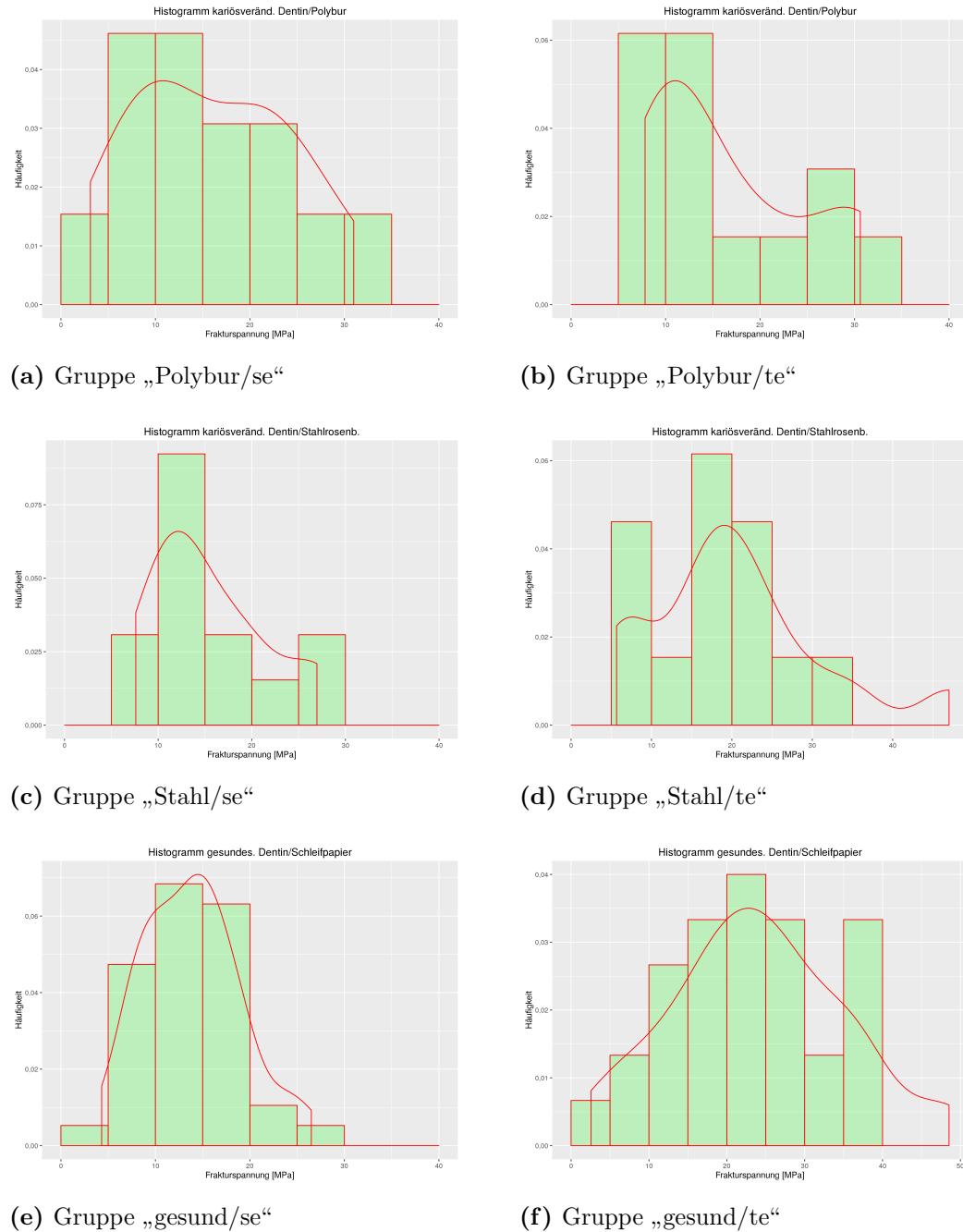


Abbildung 5.2: Häufigkeitsverteilung der Daten innerhalb der einzelnen Gruppen in Abhängigkeit von der Frakturspannung in [MPa].
 Normalverteilung in allen Gruppen außer der Gruppe „Polybur/te“ (b) mit bimodaler Verteilung.

Weibull-Diagramme

Eine Übersicht über die Weibull-Statistik aller Testgruppen findet sich in Abbildung 5.3. Die Abbildungen 5.4 und 5.5 demonstrieren die Unzuverlässigkeit der Exkavationsmethoden bezogen auf die beiden Dba-Typen „se“ und „te“. In den drei folgenden Abbildungen 5.6, 5.7 und 5.8 werden die beiden Dba-Typen für jede Exkavationsmethode einzeln verglichen.

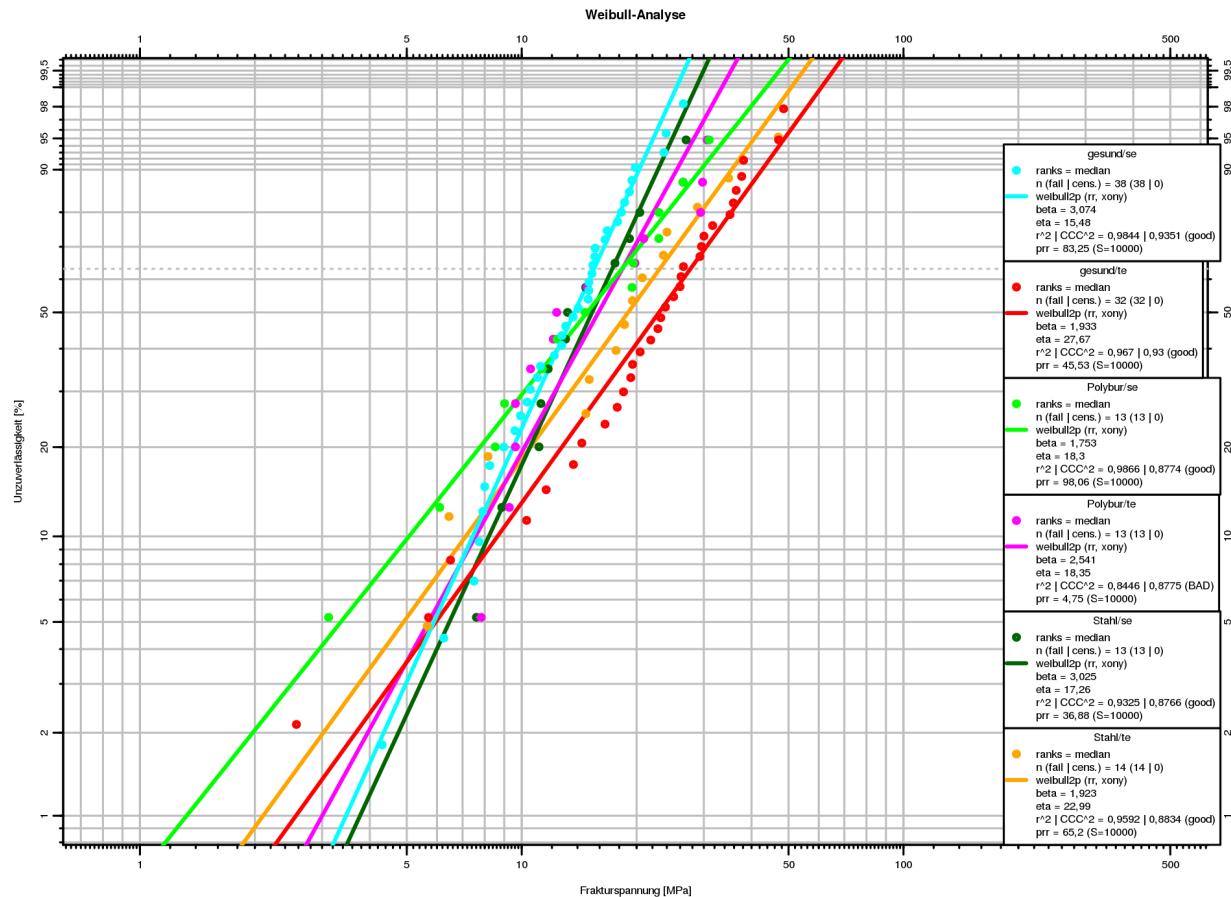


Abbildung 5.3: Weibull-Verteilung aller Testgruppen.

Die Legende zeigt, dass die Qualität der erhobenen Daten allgemein als „good“ (= gut) eingestuft wurde, ausgenommen der Daten der Gruppe „Polybur/te“, die als „bad“ (= schlecht) bezeichnet wurde. Der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, das B10-life, liegt für die Gruppe „Polybur/se“ bei niedrigerer Frakturspannung als für die anderen Gruppen. Der Schnittpunkt mit der 63,2%-Perzentile, eta, ist für die Gruppen „Stahl/te“ und „gesund/te“ bei deutlich höheren Frakturspannungswerten als für die anderen Gruppen zu finden. Die Steigung der Geraden, beta, ist für die Gruppen „gesund/se“, „Polybur/te“ und „Stahl/te“ am steilsten.

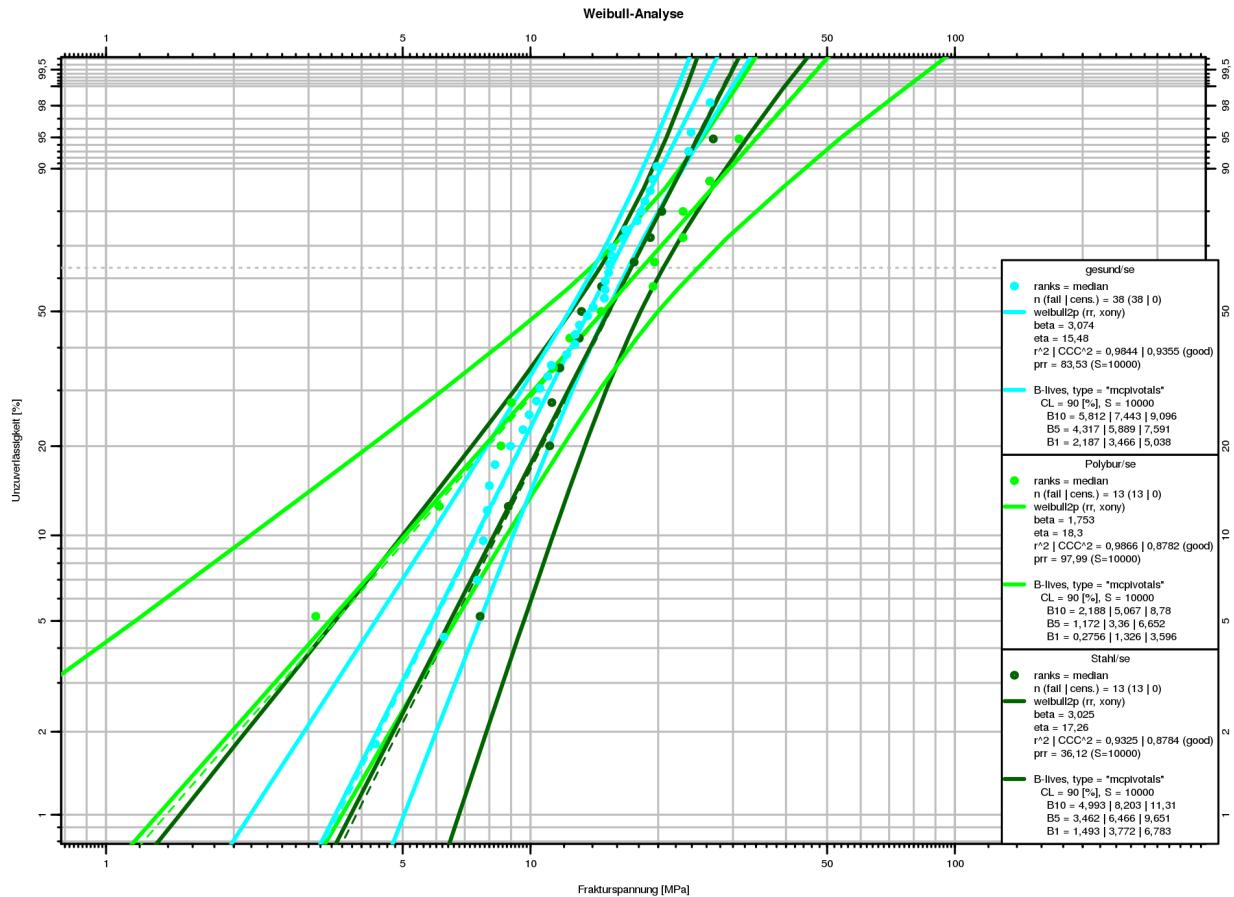


Abbildung 5.4: Weibull-Verteilung der Exkavationsmethoden im Selfetch-Modus.

Die Konfidenzintervalle der Exkavationsmethoden zeigen eine Diskrepanz mit einem Herausstechen des Intervalls der Gruppe „Polybur/se“ aufgrund von einer geringeren Steigung, beta. Der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, dem B10 life, liegt für die Gruppen „Stahl/se“ und „gesund/se“ in einem ähnlichen Bereich, während der der Gruppe „Polybur/se“ bei einem niedrigeren Wert zu finden ist. Dagegen liegt der Schnittpunkt mit der 63,2%-Perzentile, eta, für alle Gruppen in einem ähnlichen Bereich.

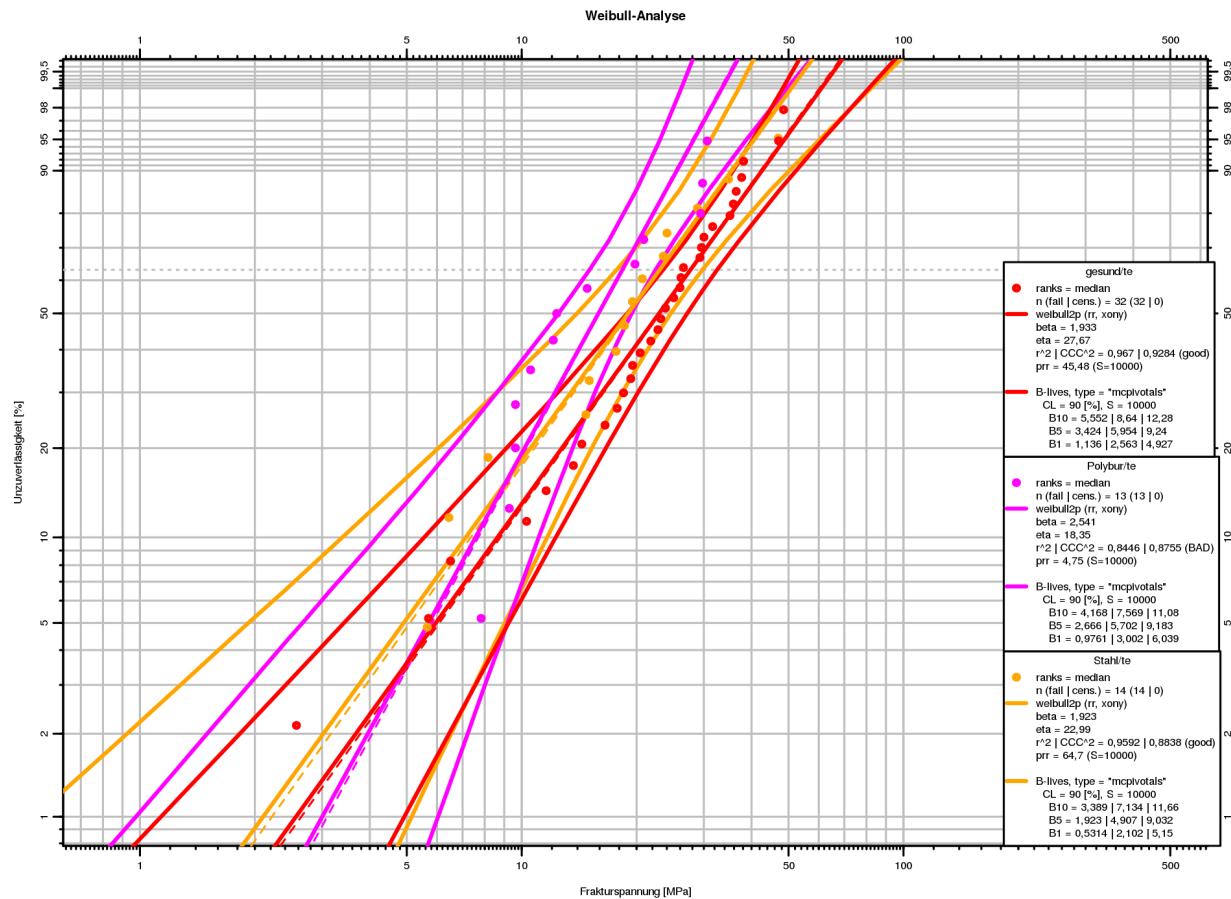


Abbildung 5.5: Weibull-Verteilung der Exkavationsmethoden im Totalteach-Modus.

Die Konfidenzintervalle der Exkavationsmethoden überschneiden sich größtenteils. Auch die Steigungen der Geraden, beta, sind ähnlich groß. Der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, dem B10 life, liegt für alle Gruppen in einem ähnlichen Bereich. Dagegen liegen die Schnittpunkte mit der 63,2%-Perzentile, eta, nebeneinander. Der niedrigste Wert eta-Wert ergibt sich hiermit für die Gruppe „Polybur/te“ während der der Gruppe „Stahl/te“ mittig liegt und die Gruppe „gesund/te“ den höchsten Wert aufweist.

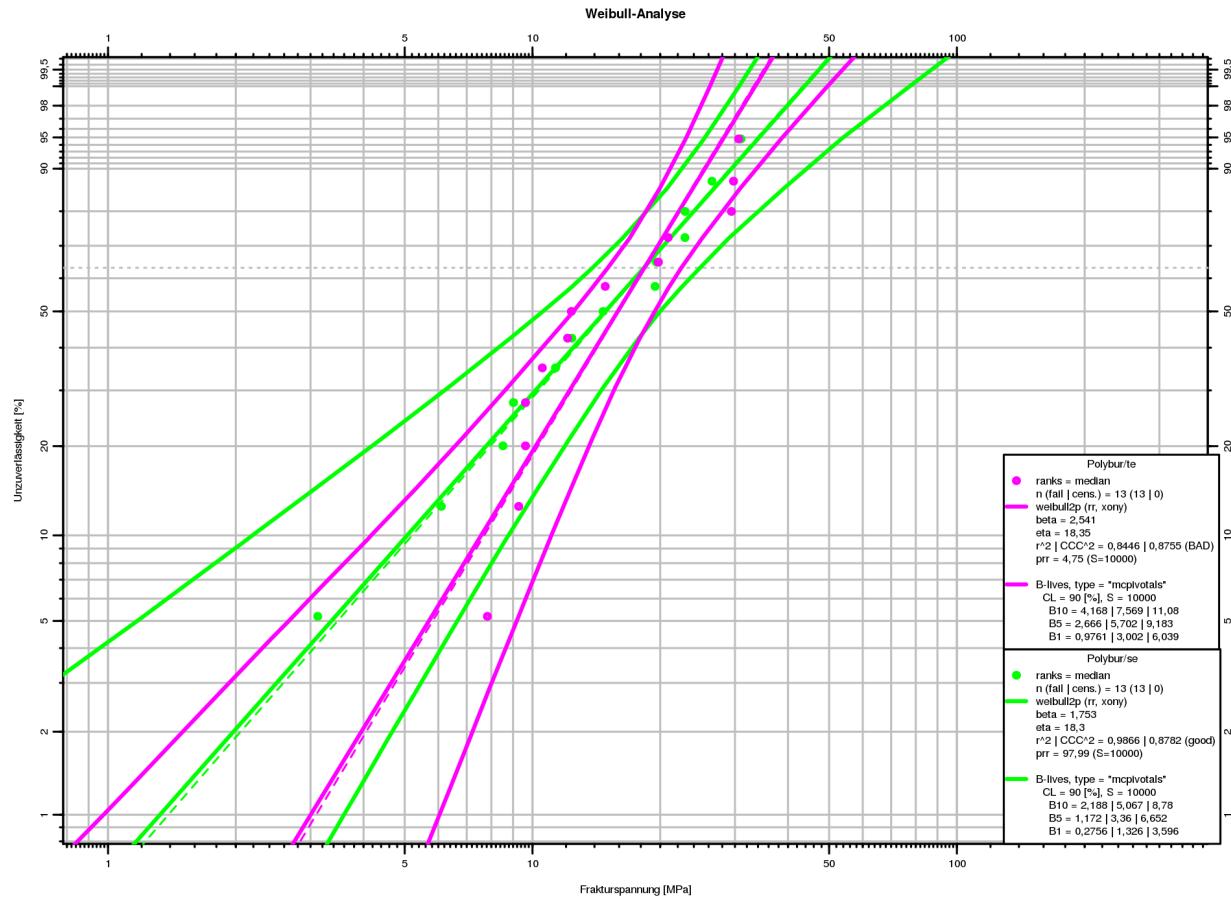


Abbildung 5.6: Weibull-Verteilung der Gruppen „Polybur/se“ und „Polybur/te“.

Die Konfidenzintervalle der Polybur-Gruppen sind breit gefächert.

Das der Gruppe „Polybur/te“ ist aufgrund der größeren Steigung, beta, vertikaler ausgerichtet ist, jedoch überlappen sich die Intervalle größtenteils. Während der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, dem B10 life, für die Gruppe „Polybur/te“ bei höherem Frakturspannungswert liegt, schneiden sich die beiden Geraden im Bereich der 63,2%-Perzentile, eta. Die Messwerte der Gruppe „Polybur/te“ beschreiben ein „dogleg“ und liegen großteils neben der zugehörigen Geraden.

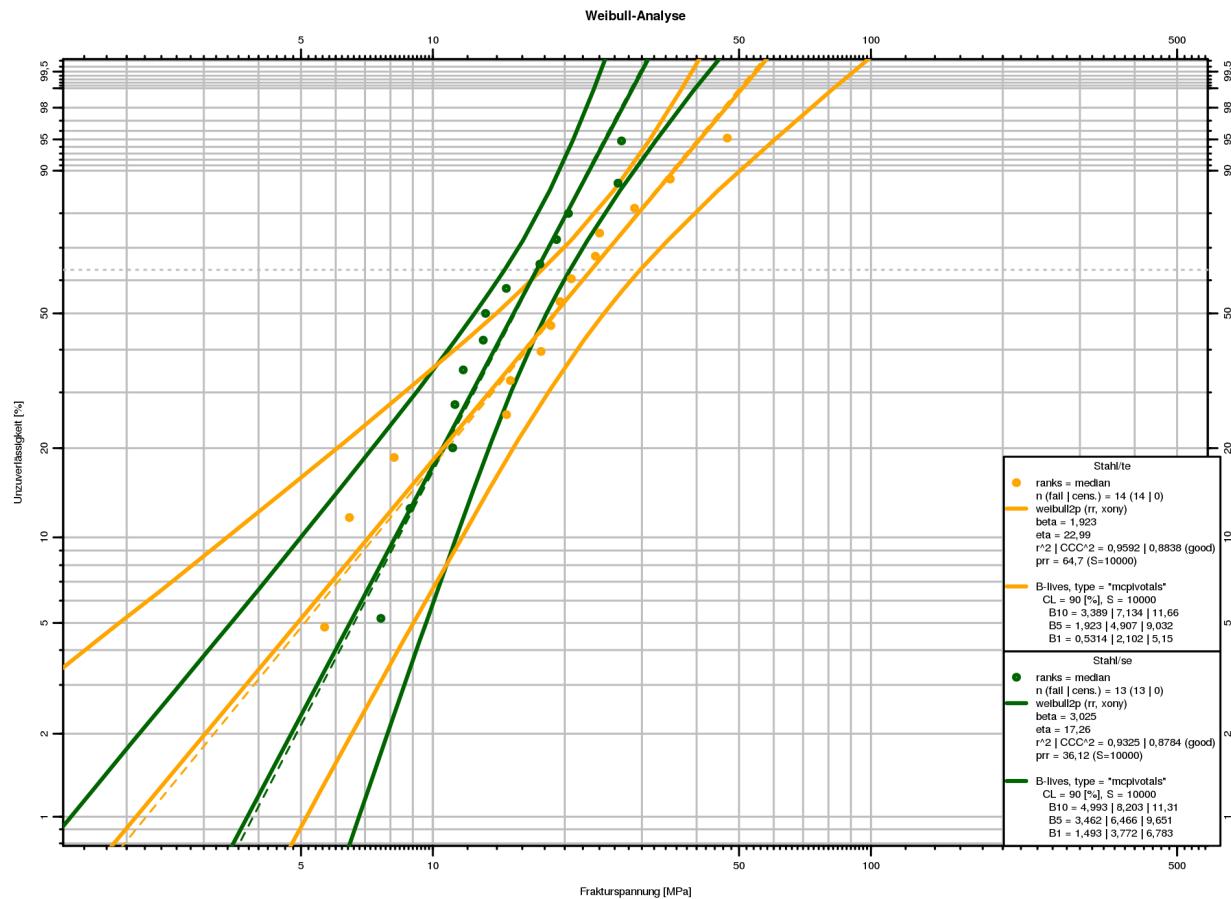


Abbildung 5.7: Weibull-Verteilung der Gruppen „Stahl/se“ und „Stahl/te“.

Die Konfidenzintervalle der beiden Gruppen überschneiden sich größtenteils. Die Steigung der Geraden, β , ist für die Gruppe „Stahl/se“ steiler. Während der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, dem B10 life, in einem ähnlichen Bereich liegt, findet sich der Schnittpunkt mit der 63,2%-Perzentile, η , für die Gruppe „Stahl/te“ bei deutlich höherer Frakturspannung.

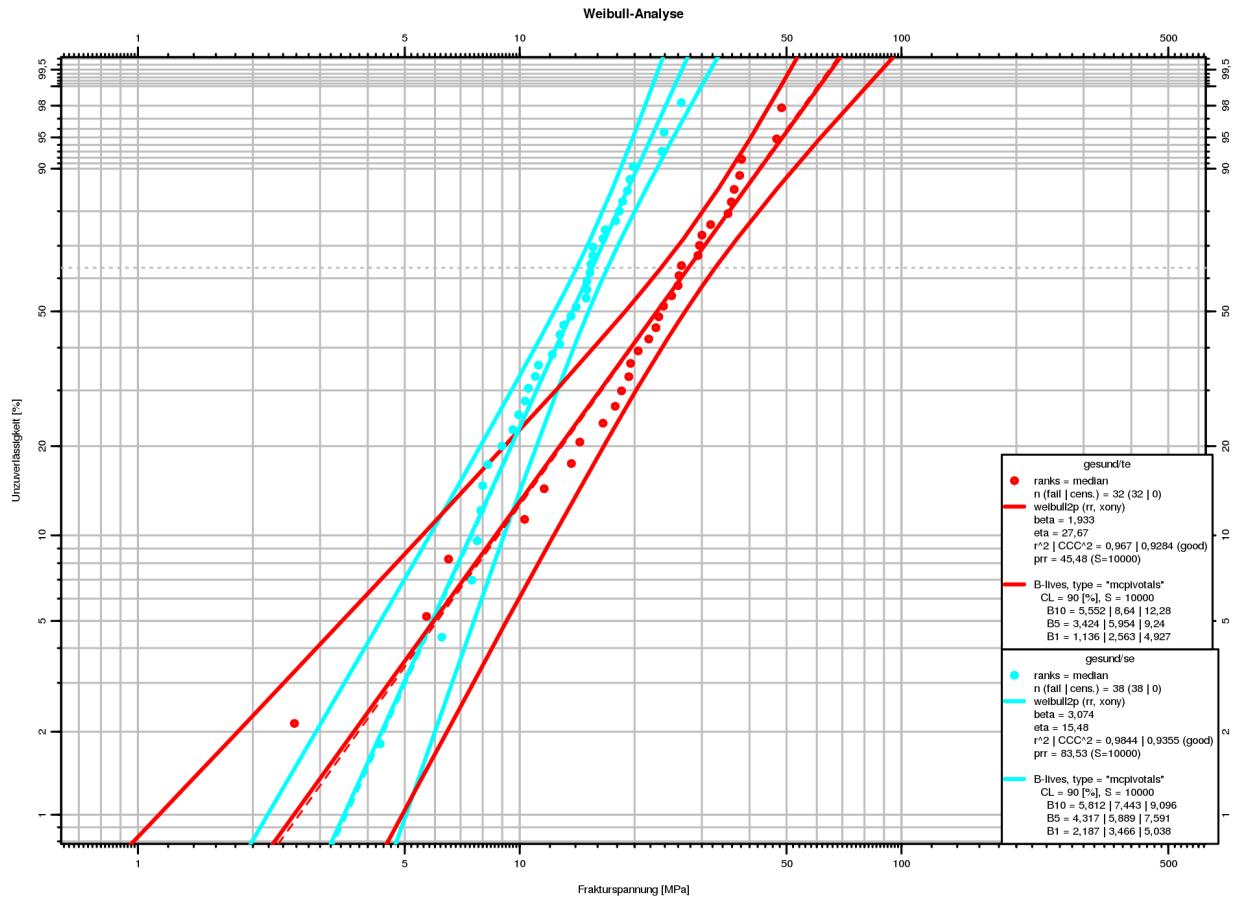
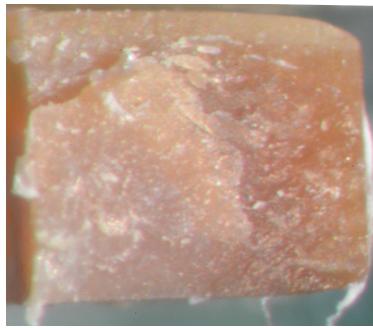


Abbildung 5.8: Weibull-Verteilung der Gruppen „gesund/se“ und „gesund/te“.

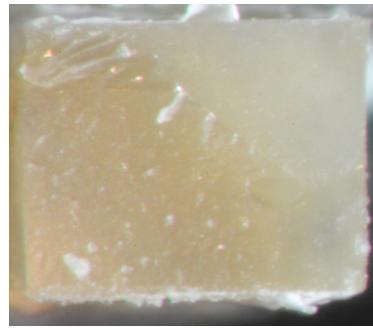
Die Konfidenzintervalle der beiden Gruppen des gesunden Referenzdentins sind auffallend schmal. Eine Überlappung findet nur im unteren Prozent-Bereich statt. Die Steigung der Gruppe „gesund/se“ ist deutlich größer als die der Gruppe „gesund/te“. Der Schnittpunkt mit der 10%-Perzentile, dem B10 life, liegt bei beiden Gruppen in einem ähnlichen Bereich. Dagegen ist der Schnittpunkt mit der 63,2%-Perzentile, eta, für die Gruppe „gesund/te“ bei deutlich höherer Frakturspannung zu finden.

5.1.4 Bilder

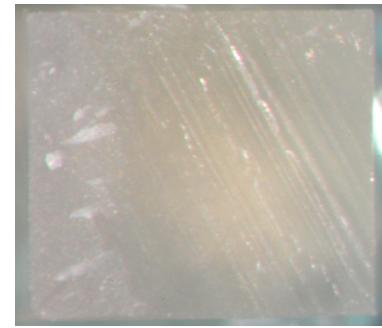
Bilder von typischen Stickoberflächen der Selfetch-Gruppen finden sich in Abbildung 5.9. Die Totaletch-Gruppen sind detaillierter aufgeführt. In den Abbildungen 5.12, 5.11 und 5.10 sind die Oberflächen von je drei Zahnsticks mit zugehörigem Kompositanteil dargestellt, wobei jeweils einer mit sehr niedriger, einer mit mittlerer und einer mit sehr hoher Frakturspannung ausgewählt wurde.



(a) Polybur Zahn (22,87 MPa)



(b) Stahl Zahn (13,03 MPa)



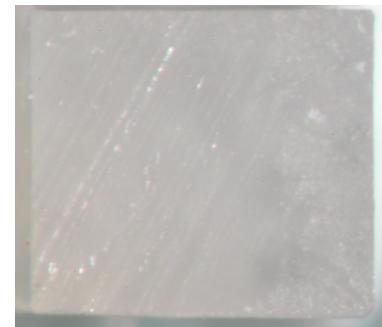
(c) gesund Zahn (23,58 MPa)



(d) Polybur Komposit



(e) Stahl Komposit



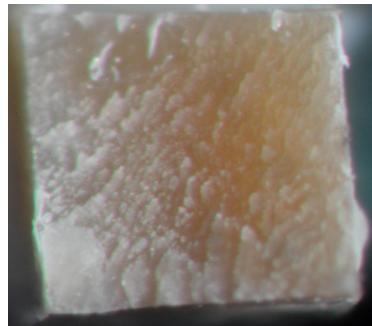
(f) gesund Komposit

Abbildung 5.9: Stickoberflächen der Reihen „se“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung).

- (a) Aufgeworfene, rötlich verfärbte Zahnoberfläche nach PolyBur-Exkavation. Hohe ermittelte Frakturspannung.
- (b) Leicht verfärbte, teils glatte, teils raue Zahnoberfläche nach Rosenbohrer-Exkavation. Geringe ermittelte Frakturspannung.
- (c) Unverfärbte, zentral vom Schleifpapier geriffelte Zahnoberfläche. Hoher ermittelter Haftwert.
- (d) Zu (a) gehöriger Kompositanteil mit rauer Oberfläche und anhaftenden Bruchstücken des Zahnteils.
- (e) Zu (b) gehöriger Kompositanteil mit rauer Oberfläche.
- (f) Zu (c) gehöriger Kompositanteil mit strukturierter Oberfläche.



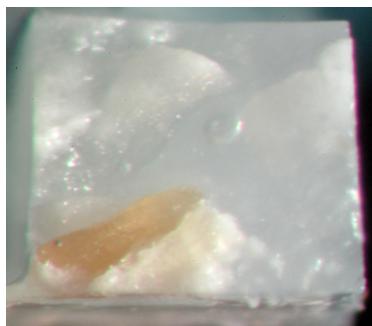
(a) Zahn 04 (0 MPa; Bruch bei Präp)



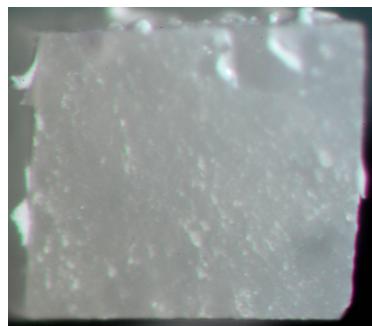
(b) Zahn 02 (14,84 MPa)



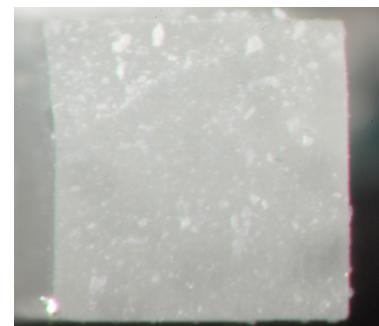
(c) Zahn 18 (30,61 MPa)



(d) Komposit



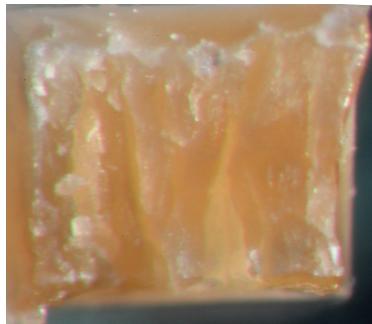
(e) Komposit



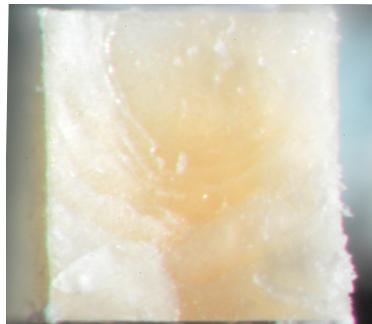
(f) Komposit

Abbildung 5.10: Stickoberflächen der Gruppe „Polybur/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung). Sortiert nach aufsteigender Frakturspannung.

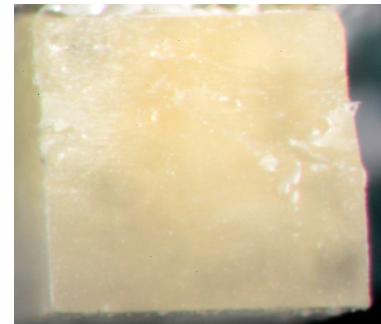
- a) Zahnmateriale ohne Haftungsmöglichkeit, Bruch bei Stickpräparation. Zahnoberfläche glasig, rötlich verfärbt.
- (b) Geringe Frakturspannung. Zahnoberfläche stark aufgeraut mit großflächigen weißen Adhäsivrückständen.
- (c) Hohe Frakturspannung. Zahnoberfläche aufgeraut mit punktuell weißen Adhäsivrückständen.
- (d) Zu (a) gehöriger Kompositanteil glasig mit anhaftendem Zahnbruchstück im unteren Bildbereich.
- (e) Zu (b) gehöriger Kompositanteil mit rauer Oberfläche.
- (f) Zu (c) gehöriger Kompositanteil mit rauer Oberfläche.



(a) Zahn 04 (6,45 MPa)



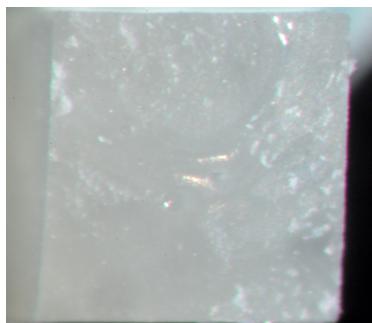
(b) Zahn 02 (23,5 MPa)



(c) Zahn 15 (47,01 MPa)



(d) Komposit



(e) Komposit



(f) Komposit

Abbildung 5.11: Stickoberflächen der Gruppe „Stahl/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung). Sortiert nach aufsteigender Frakturspannung.

- (a) Geringe Frakturspannung. Rötlich verfärbte, grob-rillige Zahnoberfläche.
- (b) Mittlere Frakturspannung. Teils gelbliche, teils weißliche aufgeraupte Zahnoberfläche.
- (c) Sehr hohe Frakturspannung. Gelbliche, etwas unebene Zahnoberfläche.
- (d) Zu (a) gehöriger Kompositanteil grob-rillig mit großflächigen weißen Adhäsivrückständen.
- (e) Zu (b) gehöriger Kompositanteil mit unebener, aber glatter Oberfläche.
- (f) Zu (c) gehöriger Kompositanteil mit großflächig anhaftendem Zahnmaterial in der unteren Bildhälfte. Kompositoberfläche grob aufgeraut.



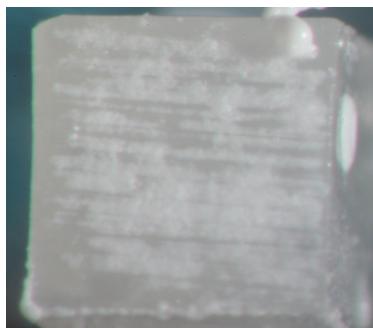
(a) Zahn 14 (0 MPa; im Wasser gelöst)



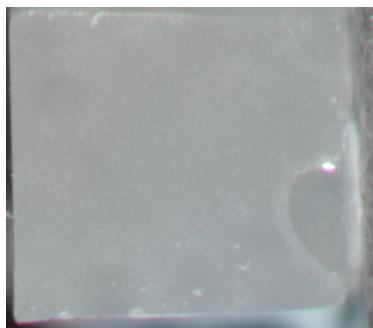
(b) Zahn 07 (22,74 MPa)



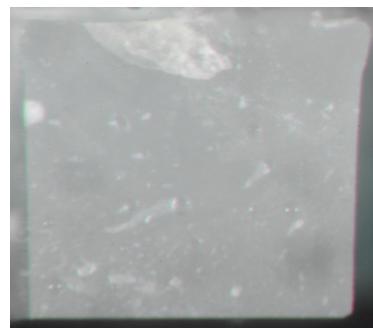
(c) Zahn 19 (36,46 MPa)



(d) Komposit



(e) Komposit



(f) Komposit

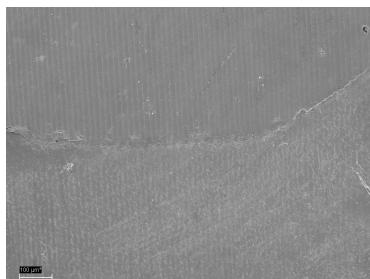
Abbildung 5.12: Stickoberflächen der Gruppe „gesund/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung). Sortiert nach aufsteigender Frakturspannung.

- (a) Sehr geringe Frakturspannung. Nach gelungener Präparation Auflösung des Haftverbunds während Wasserlagerung. Zahnoberfläche mit leichten Rillen, weißlich gefärbt.
- (b) Mittlere Frakturspannung. Sehr glatte, einheitlich unverfärbte Zahnoberfläche.
- (c) Sehr hohe Frakturspannung. Etwas aufgeraut Zahnoberfläche.
- (d) Zu (a) gehöriger Kompositanteil aufgequollen, milchig verfärbt.
- (e) Zu (b) gehöriger Kompositanteil sehr glatt, unverfärbt.
- (f) Zu (c) gehöriger Kompositanteil aufgeraut mit kleinen Bläschen im Material.

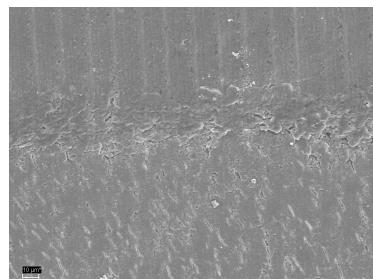
5.2 Mikro-CT-Untersuchung

5.2.1 Analyse der internen Hybridschicht im REM

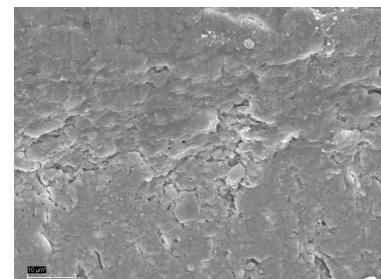
Perfekte Randverhältnisse im exkavierten Dentin



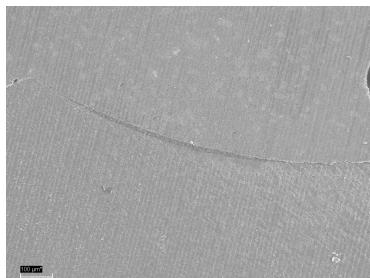
(a) Polybur (100x)



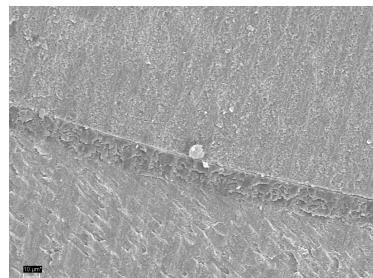
(b) Polybur (500x)



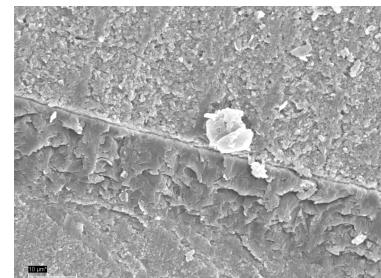
(c) Polybur (1500x)



(d) Rosenbohrer (100x)



(e) Rosenbohrer (500x)



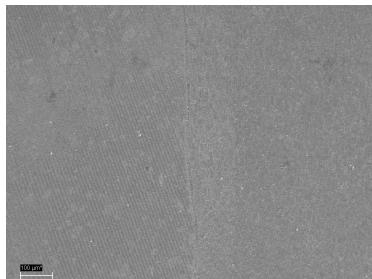
(f) Rosenbohrer (1500x)

Abbildung 5.13: Perfekte Verbundfläche Dentin/Komposit nach Polybur- bzw. Rosenbohrerexkavation (100-1500x Vergrößerung).

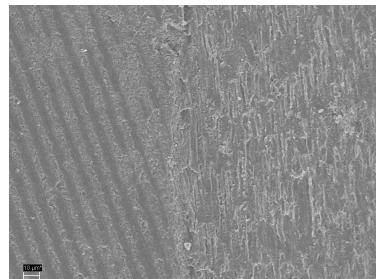
Die horizontale dunkle Linie stellt die adhäsive Hybridschicht dar.

Der Kompositanteil befindet sich im Bild jeweils überhalb davon, der Zahn unterhalb davon. Auffällig ist die stärker aufgeworfene Zahnoberfläche mit unscharfer Begrenzung nach PolyBur-Exkavation ((a)-(c)) verglichen mit der nach Rosenbohrer-Exkavation ((d)-(f)).

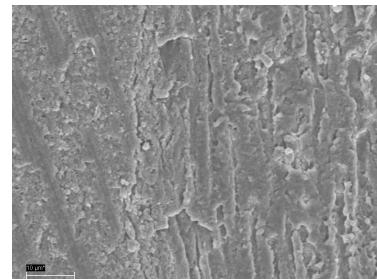
Die deutliche Hybridschicht nach Rosenbohrer-Exkavation ist bis zu 18 μ m dick. Die schwerer abgrenzbare Hybridschicht nach PolyBur-Exkavation ist ungefähr doppelt so dick.

Perfekte Randverhältnisse im Schmelz

(a) Polybur (100x)



(b) Polybur (500x)



(c) Polybur (1500x)

Abbildung 5.14: Perfekte Verbundfläche Schmelz/Komposit (in aufsteigender Vergrößerung).

Die dunkle vertikale Linie stellt die adässive Hybridschicht dar. Der Kompositanteil befindet sich jeweils links davon, der Zahn rechts davon. Die Zahnoberfläche ist klar definiert mit dünner, einige μm dicker adhäsiver Verbundzone.

5.2.2 3D-Bestimmung der Schrumpfungsvektoren

Die Anzahl und Qualität der Schrumpfungsvektoren variierte sehr stark. Während in den Polybur-Gruppen 24-43 Vektoren pro Kavität bestimmt werden konnten, konnte in den Rosenbohrer-Gruppen maximal 13 Vektoren pro Kavität bestimmt werden. Die visuelle Auswertung ergab eine Ausrichtung weg von der freien Oberfläche in Richtung Zahnzentrum für den Großteil der Vektoren. Ein typischer Vertreter ist in Abbildung 5.15 zu sehen.

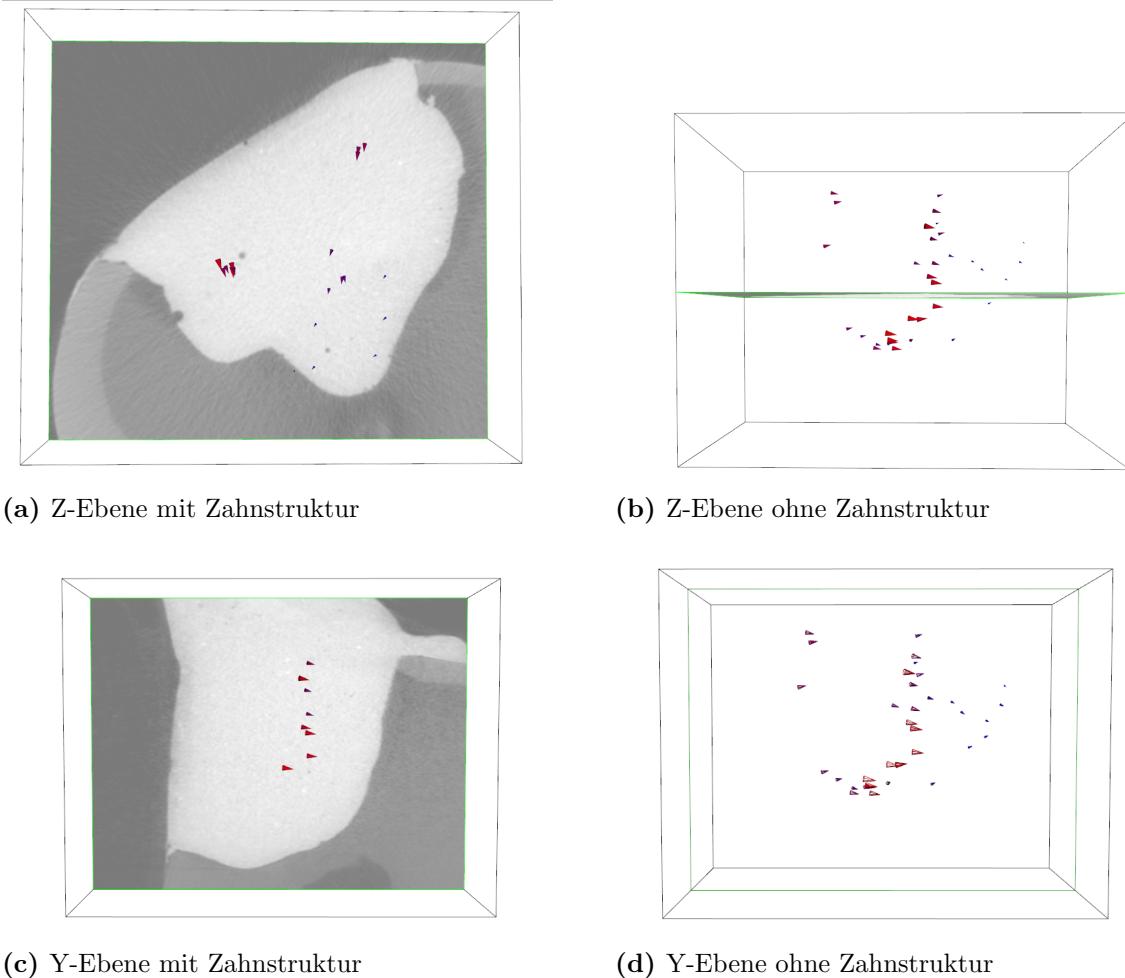


Abbildung 5.15: Darstellung der Schrumpfungsvektoren in unterschiedlichen Schnittebenen.

Die Schrumpfungsvektoren sind sowohl in horizontaler (a)/(b) wie auch in axialer (c)/(d) Schichtung zentripetal zur Zahnachse ausgerichtet.

5.2.3 Volumenanalyse

Deskriptive Statistik

Die Ergebnisse der Volumenanalyse sind in Tabelle 5.5 aufgelistet. Die Werte stellen das Verhältnis aus Pixelzahl des durch Bildprozessierung erzeugten Differenzbildes in Relation zur Pixelzahl des ersten Scans, der unausgehärteten Füllung, dar. Für Angaben in % müssen die Werte mit 100 multipliziert werden.

Probe Nr.	Polybur	Rosenbohrer
1	0,017	0,032
2	0,024	0,019
3	0,021	0,018
4	-	-
5	0,017	0,028
6	-	0,028
Mittelwert (SD)	0,019 ($\pm 0,03$)	0,025 ($\pm 0,06$)

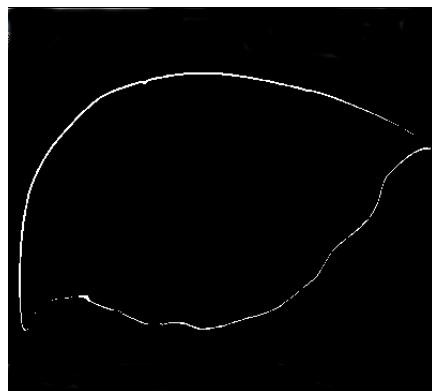
Tabelle 5.5: Volumenschrumpfung durch Lichthärtung

(1 entspricht 100%; für %-Wert Zahlen mit 100 multiplizieren).

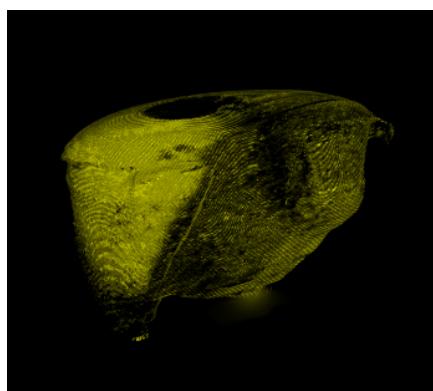
Bilder der Volumenanalyse



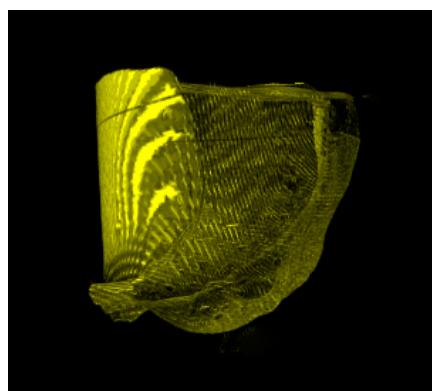
(a) Polybur in 2D



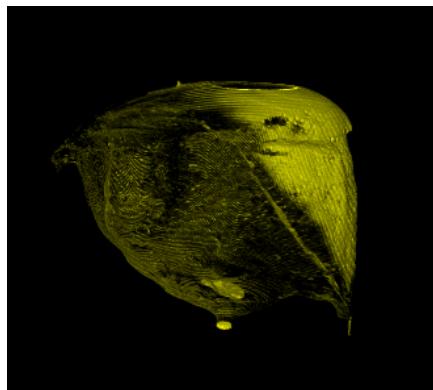
(b) Rosenbohrer in 2D



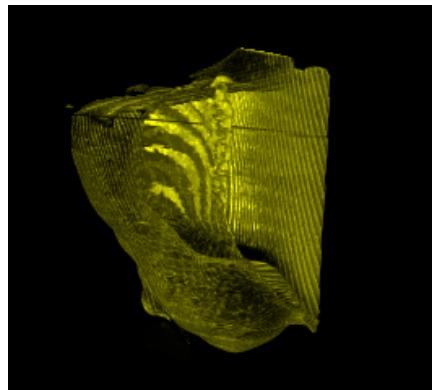
(c) Polybur in 3D - Ansicht 1



(d) Rosenbohrer in 3D - Ansicht 1



(e) Polybur in 3D - Ansicht 2



(f) Rosenbohrer in 3D - Ansicht 2

Abbildung 5.16: Differenzbilder der Volumenanalyse in 2D- und 3D-Darstellung.

Basis der Bilder sind die berechneten Differenzbilder zwischen unausgehärtetem und ausgehärtetem Scan. Die Schrumpfung des Komposit ist in 2D als weiße Linie, in 3D als farbige Fläche dargestellt.

Die 2D-Bilder ((a),(b)) sind in horizontalem Schnitt aufgenommen.

Die „freie“, im Approximalbereich gelegene Oberfläche ist im oberen Bildabschnitt als dicke weiße Linie zu erkennen. Die dünne weiße Linie im unteren Bildabschnitt repräsentiert die Volumenschrumpfung an der „gebundenen“, exkavierten Oberfläche im Inneren des Zahnes.

Deutlich zu sehen ist, dass die Schrumpfung im Bereich der „freien“ Oberfläche am größten ist. (Dass die Schrumpfung nur an der Oberfläche dargestellt ist, liegt an der Wahl der Auswertungsmethode. An Hand der erzeugten Binärbilder lassen sich keine Rückschlüsse auf Bewegungen in der Binnenstruktur mehr schließen.)

Die 3D-Bilder ((c)-(f)) sind so ausgerichtet, dass die Zahnachse in der Vertikalen liegt. Zwischen den beiden Ansichten wurden sie einmal um 180° um die Zahnachse gedreht. In Ansicht 1 liegt der Approximalbereich linker Hand, in Ansicht 2 rechter Hand. Ebenso wie in der 2D-Darstellung sieht man die farbintensive dicke Schicht in den Bereichen der approximalen Oberfläche. Zusätzlich fällt die Farbintensität der ebenfalls „freien“ Okklusalfläche auf. Die Darstellung der „gebundenen“ Oberfläche des zentralen Zahnanteils ist dagegen durchscheinend und weist auf eine geringere Volumenschrumpfung in diesem Bereich hin.

5.3 Qualitative und Quantitative Randanalyse

Eine Übersicht über die Ergebnisse der Randanalyse findet sich in den Tabellen 5.6 und 5.7. Für die Angabe in % müssen die aufgelisteten Werte mit 100 multipliziert werden.

Der Anteil der beiden Kriterien, „perfekter Rand“ und „Randspalt“, ist für Dentin und Schmelz getrennt aufgelistet, sodass sich jeweils eine Summe von 100% ergibt. Beispielbilder für die Kriterien finden sich in Abbildung 5.18.

5.3.1 Deskriptive Statistik

Zeitpunkt t0 - nach 24 h Wasserlagerung bei 37°C

Gruppe	perf.Rand		Dentin		Randspalt		Dentin		perf.Rand		Schmelz		Randspalt		Schmelz	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>												
Polybur	1,000	0,000	0,000	0,000	0,991	0,021	0,009	0,021								
Rosenbohrer	0,993	0,018	0,007	0,018	1,000	0,000	0,000	0,000								

Tabelle 5.6: Verteilung der Randkriterien zum Zeitpunkt t0.

M=Mittelwert, *SD*=Standardabweichung (1 entspricht 100%)

Zeitpunkt t1 - nach thermomechanischer Belastung

Gruppe	perf.Rand		Dentin		Randspalt		Dentin		perf.Rand		Schmelz		Randspalt		Schmelz	
	<i>M</i>	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>SD</i>												
Polybur	1,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000								
Rosenbohrer	1,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000								

Tabelle 5.7: Verteilung der Randkriterien zum Zeitpunkt t1.

M=Mittelwert, *SD*=Standardabweichung (1 entspricht 100%)

5.3.2 Unterschiedshypothesen

Für den Zeitpunkt t0 ergab der Welch-Test weder für den Dentinanteil ($p=0,36$) noch für den Schmelzanteil ($p=0,36$) der Kavität eine Abhängigkeit des „perfekten Randes“ von der Exkavationsmethode.

Für den Zeitpunkt t1 konnte kein Welch-Test durchgeführt werden, da die Ergebnisse für beide Exkavationsmethoden ausschließlich 100% „perfekten Rand“ ergaben, also keinen Unterschied aufwiesen.

5.3.3 Visualisierung der Ergebnisse

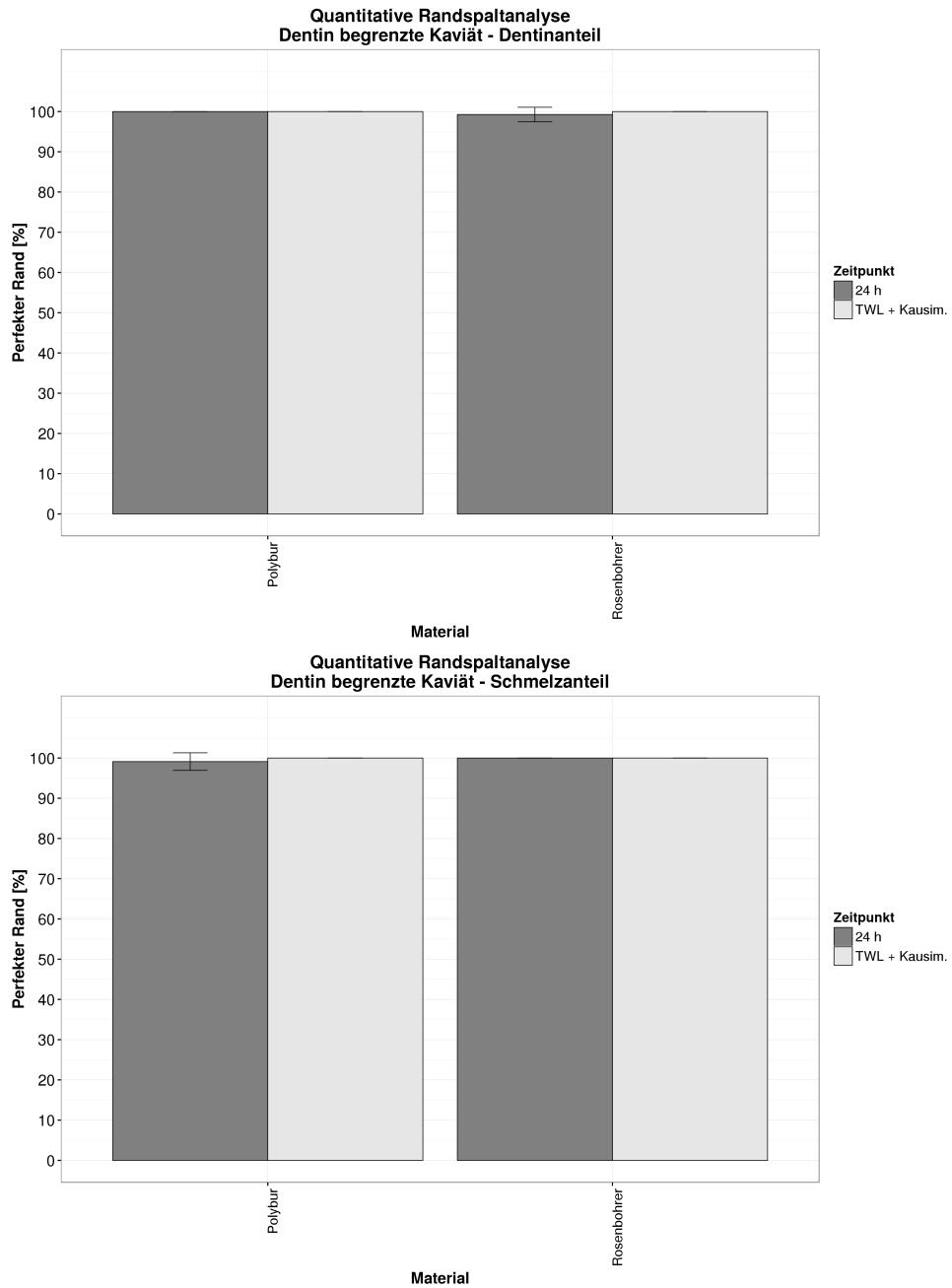
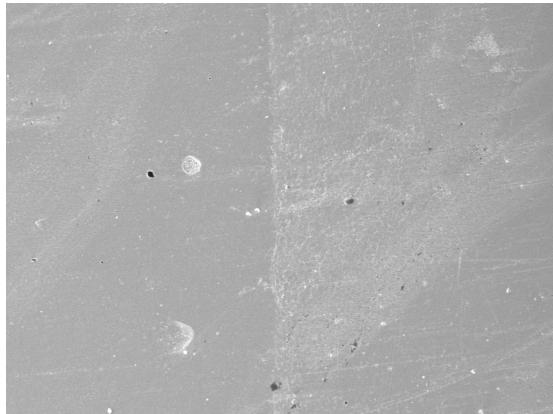


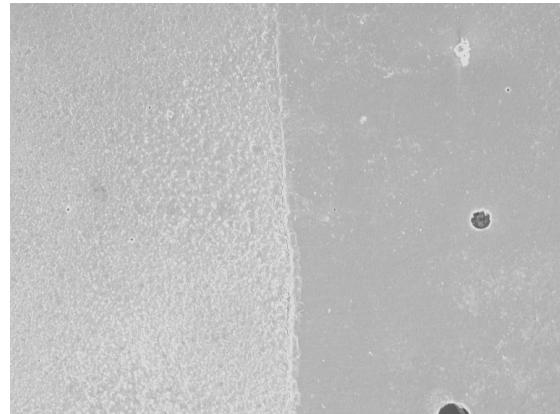
Abbildung 5.17: Anteil des Kriteriums „perfekter Rand“ im Dentin- und Schmelzanteil zu den beiden Testzeitpunkten (t_0 =„24h“; t_1 =„TWL+Kausi“). Die Höhe der Säulen stellt den Mittelwert dar, die „Whisker“ die Standardabweichung.

5.3.4 Bilder

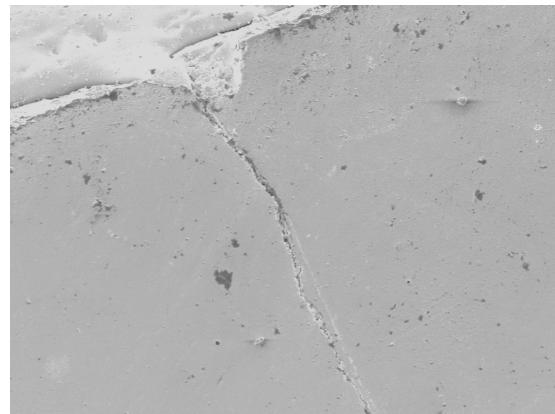
Darstellung Randspalt vs. perfekter Rand



(a) Perfekter Rand im Schmelz



(b) Perfekter Rand im Dentin

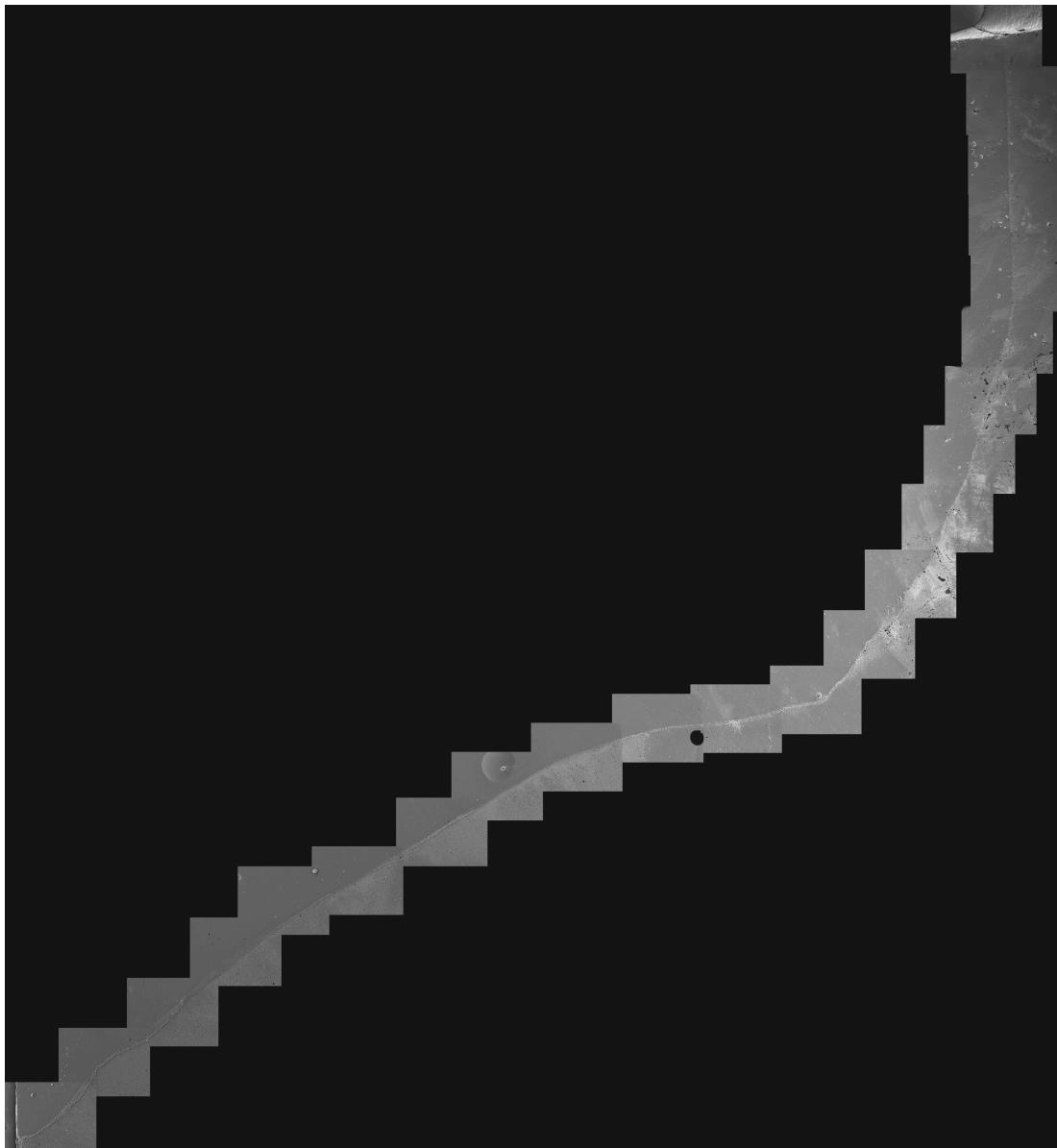


(c) Randspalt im Schmelz

(Links oben im Bild ist die Orientierungs-
rille zu sehen)

Abbildung 5.18: Kriterien der Randanalyse: „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ (200x Vergrößerung).

Die vertikale Linie zentral im Bild stellt den Übergang zwischen Zahn und Komposit dar. Jeweils links davon ist das Komposit zu finden, rechts davon der Zahn. Bild (a) und (b) stellen perfekte Verhältnisse dar. Im Bild (c) ist der Übergang zwischen den Materialien deutlich als schwarze Linie zu erkennen und stellt einen Randspalt dar.

Gestitchtes Bild für die Randanalyse**Abbildung 5.19:** Gestichtes Bild für die Auswertung.

Einzelbilder mit 200x Vergrößerung im REM angefertigt. Anschließend mit Fiji-Plugin „Pairwise-Stitching“ zusammengefügt und mit „KHKs-jQuantigap“ [Kunzelmann, 2010] ausgewertet.

Der Zahnteil ist auf den Bildern jeweils rechts, der Kompositanteil jeweils links zu finden.

Kapitel 6

Diskussion

Ziel dieser Studie war es, den adhäsiven Verbund eines Universaladhäsivs an Dentin nach selbstlimitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer zu charakterisieren. Der Fokus lag hierbei auf der Verwendung von natürlicher Karies an humanen Zähnen der zweiten Dentition. Um den Sachverhalt von verschiedenen Seiten aus zu beleuchten wurde ein In-Vitro-Aufbau mit extrahierten Zähnen gewählt. Dieser ermöglichte einen Mikrozugversuch im Split-Tooth-Design, einen Mikro-CT-Scan vor und nach Härtung des Füllungskompositos sowie eine Randanalyse mit standardisierter thermomechanischer Belastung.

6.1 Mikrozugversuch

Der Mikrozugversuch wurde im Split-Tooth-Design durchgeführt. Dies ist insbesondere von Bedeutung, da die Forderung nach natürlichen Kariesläsionen keine Standardisierung bezüglich des Substrats zuließ. Durch das Split-Tooth-Design war es möglich zwei unterschiedliche Kariesexkavationsmethoden an derselben kariösen Läsion zu testen.

Nach Hemisektion eines Zahnes wurde eine Hälfte mit einem Polymerbohrer (Polybur), die andere mit einem konventionellen Stahlrosenbohrer (Stahl) exkaviert. Um den Endpunkt der konventionellen Kariesexkavation zu objektivieren wurde die FACE-Technologie verwendet. Zusätzlich wurde pro Zahnhälfte eine Probe des gesunden, oberflächenstandar-

disierten Dentins (gesund) als Referenz getestet.

Bei dem verwendeten Adhäsiv handelte es sich um ein modernes Universaladhäsiv, das sowohl für Selfetch- (se) als auch für Totaletchanwendung (te) zugelassen ist. Dies hatte den Vorteil, dass der Einfluss einer zusätzlichen Phosphorsäureätzung mit dem gleichen Adhäsiv evaluiert werden konnte.

Statistisch untersucht wurden die Einflussfaktoren „Dentin“ (gesund/kariös), „Präp“ (Polybur/Stahl) und „Dba-Typ“ (se/te). Das Versuchsdesign wies die Besonderheit auf, dass pro Zahn nur je ein Stick für die Gruppen „Polybur/se“/„Polybur/te“ und „Stahl/se“/„Stahl/te“ getestet wurde. Es stellt jedoch eine Herausforderung an die Statistik dar, dass je zwei Sticks gesunden Dentins, aufgeteilt auf zwei unterschiedliche Gruppen („Gesund/se-Polybur“/„Gesund/se-Stahl“; „Gesund/te-Polybur“/„Gesund/te-Stahl“), geliefert wurden.

Gemäß einer Studie zur statistischen Beurteilung von Ergebnissen des Mikrozugversuchs kann es eine gewisse Abhängigkeit zwischen den Sticks eines Zahnes geben, die bei statistischer Aufarbeitung beachtet werden sollte [Eckert and Platt, 2007]. Der gepaarte t-Test lieferte jedoch weder für die Gruppen „Gesund/se-Polybur“/„Gesund/se-Stahl“ ($p=0,6125$) noch für die Gruppen „Gesund/te-Polybur“/„Gesund/te-Stahl“ ($p=0,09182$) einen signifikanten Unterschied auf 5%-Signifikanzniveau, sodass das Pooling zu je einer Gruppe („gesund/se“/„gesund/te“) möglich war. Der Faktor „gesund“ wurde neben „Polybur“ und „Stahl“ als drittes Merkmal der Variable „Präp“ eingeführt und machte den Faktor „Dentin“ damit überflüssig. Somit wurde die mehrfaktorielle Varianzanalyse um einen Faktor auf zwei Faktoren reduziert.

Ätzung mit singifikantem Einfluss

In der zweifaktoriellen Varianzanalyse zeigte sich keine Abhängigkeit der im Mikrozugversuch ermittelten Frakturspannung von der „Präp“-Methode ($p=0,4539$). Der „Dba-Typ“ hingegen hatte einen hochsignifikanten Einfluss auf den Haftverbund ($p=2,264e-05$) mit einer klaren Überlegenheit der „te“-Gruppen mit zusätzlicher Ätzung verglichen mit den

Gruppen in reiner Selfetch-Anwendung des Adhäsivs.

Bei näherer Betrachtung lässt sich eine Tendenz erkennen, dass der Effekt für jede Exkavationsmethode unterschiedlich groß ist. Durch zusätzliche Ätzung verändert sich der mittlere Haftwert nach Polybur-Exkavation kaum, während er sich nach Rosenbohrer-Exkavation um ein Drittel erhöht und im gesunden Referenzdentin fast verdoppelt wird.

Mit dieser Beobachtung stimmt die Weibull-Statistik im Hinblick auf den η -Wert überein, der Aussagen über die Überlebensdauer von 63,2% der Proben trifft. Auch dieser ändert sich durch Ätzung für die Polybur-Gruppen kaum ($\eta_{se}=18,3$ vs. $\eta_{te}=18,35$), während er sich nach Rosenbohrer-Exkavation deutlich erhöht ($\eta_{se}=17,26$ vs. $\eta_{te}=22,99$) und im gesunden Referenzdentin fast verdoppelt wird ($\eta_{se}=15,48$ vs. $\eta_{te}=27,57$).

Erklärt werden kann dies dadurch, dass weder gesundes Dentin noch Restdentin nach Rosenbohrer-Exkavation freiliegende Kollagenfasern zur Ausbildung einer Hybridschicht aufweist. Diese werden durch Ätzung freigelegt und verbessern somit die Verankerungsmöglichkeit des Adhäsivs. Das Restdentin nach Polybur-Exkavation ist dagegen vor-deminalisiert, weshalb bereits die Selfetch-Anwendung eines Adhäsivs zur Ausbildung einer adäquaten Hybridschicht ausreicht und eine zusätzliche Ätzung keine nennenswerte Verbesserung bringt, vielleicht sogar eher zu einer Überätzung führt.

Anders als Mittelwert und η -Wert verhält sich das B10-life der Weibull-Statistik, das gemäß Waloddi Weibull als Vergleichskriterium herangezogen werden sollte [Abernethy, 2004]. Während sein Wert zwischen den Exkavationsmethoden in Selfetch-Anwendung differiert ($B10_{Polybur/se}=5,067$; $B10_{Stahl/se}=8,203$; $B10_{gesund/se}=7,443$), liegt es in Total-Etch-Anwendung in einem ähnlichen Bereich ($B10_{Polybur/te}=7,569$; $B10_{Stahl/te}=7,134$; $B10_{gesund/te}=8,640$).

Das B10-life charakterisiert die Überlebensdauer von 10% der Proben, trifft damit Aussagen über Frühausfälle und sichert somit eine gewisse Qualität des getesteten Materials. Die Werte ermittelten sprechen für eine Nivellierung der Unterschiede zwischen den Exkavationsmethoden sowie eine Qualitätssicherung durch zusätzliche Phosphorsäureätzung. Dies ist in Abbildung 5.5 durch eine großflächige Überschneidung der Konfidenzintervalle der drei Methoden visualisiert. Ebenso zeigt es sich in einer Annäherung der Steigungs-

werte der Geraden der Totaletch-Reihe ($\beta_{\text{Polybur/te}}=2,541$; $\beta_{\text{Stahl/te}}=1,923$; $\beta_{\text{gesund/te}}=1,933$) im Vergleich zu den Steigungswerten der Selfetch-Reihe ($\beta_{\text{Polybur/se}}=1,753$; $\beta_{\text{Stahl/se}}=3,025$; $\beta_{\text{gesund/se}}=3,074$).

In dieser Studie wurde eine Verbesserung der Haftkraft eines Universaladhäsivs an Dentin durch eine zusätzliche Phosphorsäureätzung beobachtet. In anderen Studien, die die Anwendung verschiedener Universaladhäsive in Totaletch- und Selfetchanwendung verglichen, zeigte sich dagegen kein Einfluss einer Ätzung auf die Haftung an Dentin [Takamizawa et al., 2016, Wagner et al., 2014]. Der positive Effekt einer Schmelzätzung scheint dagegen unumstritten [Hanabusa et al., 2012, Suzuki et al., 2016, Vermelho et al., 2016]

Es herrscht Einigkeit, dass eine Ätzung mit Säuren die vom Bohrer produzierte Schmierschicht entfernt und eine Freilegung von Dentintubuli bewirkt [Pashley et al., 1981, Ayad, 2001]. Das Ausmaß derselben hängt dabei vom pH-Wert der Säure ab [Ayad, 2001]. Da es durch Entfernung der Schmierschicht zu erhöhten Flüssigkeitsbewegungen in der Verbundzone kommt und Hydrolyse einer der Hauptgründe für Degradationprozesse in der Hybridschicht ist [Frassetto et al., 2016], stellt sich jedoch die Frage, ob durch Ätzung die Langzeitstabilität des Verbundes gefährdet ist [Pashley et al., 1981]. Hanabusa et al. (2012) beobachteten nach Totaletch-Anwendung eines Selfetch-Adhäsivs (G-Bond Plus; GC Europe, Leuven, Belgien) ein erhöhtes Nanoleakage im Bereich des Dentins, das sich durch Silbernitrateinlagerung in der ganzen Breite des Haftverbunds darstellte. Einer Studie Marchesis et al. (2014) zufolge trifft die durch Ätzung verstärkte Nanoleakagebildung auch für das Universaladhäsv Scotchbond Universal zu. Andere Studien zur Charakterisierung Scotchbond Universals berichten dagegen eine adäquate Versiegelung des Dentins auch nach Totaletch-Anwendung, eine langfristigere Haftung nach Totaletch-Anwendung [Vermelho et al., 2016], sowie eine stabilere Langzeithaftung im Vergleich mit anderen Adhäsiven sowohl in Selfetch- als auch in Totaletch-Anwendung [Munoz et al., 2015].

Entscheidend für diese Langzeitstabilität könnte den Beobachtungen Muñoz et al. (2015) zufolge der Adhäsiv-Bestandteil „MDP“ sein. Das MDP-Monomer (10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogenphosphat) wurde 1981 von Kuraray (Osaka, Japan) entwickelt. Durch seine chemischen Eigenschaften bietet es eine hervorragende Haftung an

Schmelz, Dentin sowie auch an Metalle und ist für den Erfolg des Befestigungskomposit Panavia (Kuraray Co., Osaka, Japan) verantwortlich¹. Im direkten Vergleich mit anderen Funktionsmonomeren weist MDP die beste Haftung auf Schmelz und Dentin auf [Van Landuyt et al., 2008]. Eine gute Haftung war dabei assoziiert mit geringer Löslichkeit der mit der Zahnhartsubstanz gebildeten Calcium-Salze [Van Landuyt et al., 2008]. Gemäß des Adhäsion/Dekalzifikationskonzepts von Yoshida et al. (2001) lässt sich aus der Löslichkeit der Calcium-Salze ein Rückschluss auf die Haftung einer Säure an die Zahnhartsubstanz ziehen. Das Konzept besagt, dass eine Säure im ersten Schritt über eine Verbindung zum Calcium des Hydroxyapatits an die Zahnhartsubstanz anhaftet, während im zweiten Schritt entweder eine stabile Adhäsion aufgebaut wird und damit wenige Calcium-Salze gelöst werden oder eine Dekalzifikation vonstatten geht. Interessant ist, dass der pH-Wert der Säure dabei nicht entscheidend ist [Yoshida et al., 2001]. Die Hydrolyseresistenz des MDPs [Van Landuyt et al., 2008, Yoshida et al., 2004] scheint der Grund zu sein wieso Muñoz et al. (2015) die beste Langzeitstabilität für Adhäsive mit MDP-Bestandteil beobachteten. Zu diesen MDP-haltigen Adhäsiven gehört das in dieser Studie verwendete Universaladhäsiv Scotchbond Universal. Das kann erklären wieso der von Scotchbond gebildete Adhäsivverbund auch nach Totaletch-Anwendung einen adäquaten Versiegelung des Zahnes zu bewirken scheint [Montagner et al., 2017].

Analyse des Versagensmodus

Die Analyse des Versagensmodus fand nach Bruch der Sticks im Mikrozugversuch statt. Hierfür wurde die adhäsive Oberfläche unter einem Lichtmikroskop bei 55-facher Vergrößerung visuell beurteilt. Sie wurde eingeteilt in die Kategorien „Adhäsiv“, „Mix“ und „Kohäsiv“ wie auch von anderen Untersuchern praktiziert [Al-Harbi et al., 2015, Hanabusa et al., 2012, Wagner et al., 2014]. Dabei bezeichnete „Adhäsiv“ einen Bruch in der Adhäsivschicht, „Mix“ ein Anhaften von Kompositanteilen am Zahn und „Kohäsiv“ eine Lokalisation der Bruchfläche vollständig im Komposit bzw. Zahn.

¹Kuraray Europe GmbH; [http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer/](http://kuraraydental.com/key-technologies-innovations/mdp-monomer;); 06.04.17

Tabelle 5.2 ist zu entnehmen, dass der Großteil der getesteten Sticks der Kategorie „Adhäsiv“ zugeordnet wurde (85,4%). Dies ist positiv zu vermerken, da diese Kategorie die Testgröße des Versuchs, die adhäsive Frakturspannung, am eindeutigsten bestimmt, während die Kategorien „Mix“ und „Kohäsiv“ unberechenbare zusätzliche Haftkomponenten miteinschließen.

Die Kategorie „Mix“ war für jede Exkavationsart häufiger nach Totaletch- als nach Selfetch-Anwendung des Adhäsivs zu beobachten ($\text{Mix}_{\text{Polybur/se}}=15,4\%$ vs. $\text{Mix}_{\text{Polybur/te}}=38,5\%$; $\text{Mix}_{\text{Stahl/se}}=0\%$ vs. $\text{Mix}_{\text{Stahl/te}}=28,6\%$; $\text{Mix}_{\text{gesund/se}}=0\%$ vs. $\text{Mix}_{\text{gesund/te}}=9,4\%$).

Auffällig ist das gehäufte Auftreten des „Mix“-Versagensmodus in den kariösen Gruppen (78,6%). Allein 50% aller Fälle finden sich in den Polybur-Gruppen. Die Zuteilung zur Kategorie „Mix“ lässt sich dabei nicht in Einklang bringen mit überdurchschnittlichen Frakturspannungswerten wie von Toledano et al. (2012) beobachtet. Eine wahrscheinlichere Erklärung hierfür ist die erleichterte Identifikation von kleinsten Kompositresten auf der oft rötlich-verfärbten Oberfläche nach Exkavation, welche insbesondere nach substanzschonender Exkavation mit dem Polybur vorzufinden ist. Dies lässt sich auch in den Abbildungen 5.9 und 5.10 erkennen.

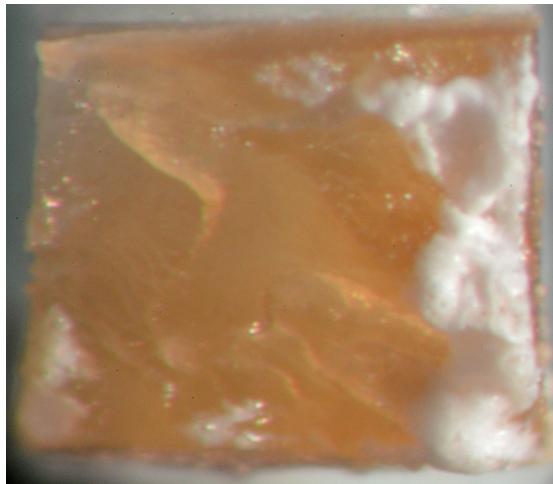
Die drei „Mix“-Fälle des gesunden Referenzdentins dagegen korrelieren mit überdurchschnittlichen Frakturspannungswerten und wurden alle nach Totaletch-Anwendung des Adhäsivs beobachtet.

„Kohäsiv“-Brüche im Komposit traten nur in der Gruppe „gesund/te“ auf. Auch hier ist eine Assoziation mit überdurchschnittlichen Haftspannungswerten zu erkennen. Obwohl die Gruppe „gesund/te“ mit 24,10 ($\pm 11,27$) MPa den höchsten Mittelwert aller Testgruppen aufweist, liegen 3 der 4 „Kohäsiv“-Fälle mit Werten >30 MPa noch einmal deutlich darüber.

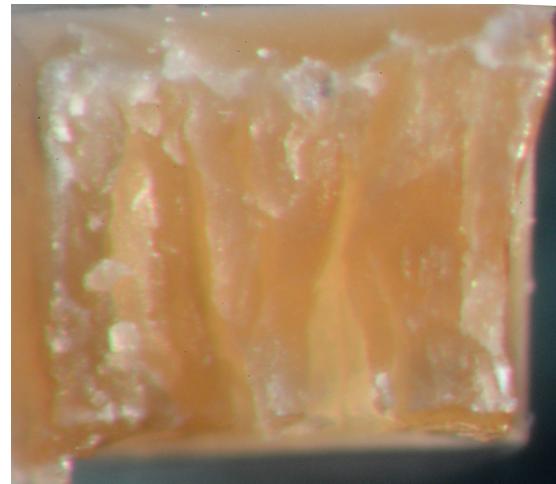
Eine Besonderheit liegt in der Gruppe „Polybur/te“ vor. Die Daten dieser Gruppe sind die einzigen mit der Klassifikation „bad“ in der Weibull-Analyse. Das gleiche Ergebnis liefert der Shapiro-Wilk-Test, der dieser Gruppe als einziger eine fehlende Normalverteilung zuweist. Der Verlauf der Werte in einem sogenannten „dogleg“ spricht für einen Mix aus unterschiedlichen Versagensmodi [Abernethy, 2004]. Der zweigipfligen Verteilung des

Shapiro-Wilk-Tests zufolge sollte es sich um zwei verschiedene Versagensmodi handeln. Die Einteilung der Sticks zu den Kategorien des Versagensmodus lässt sich nicht assoziieren mit über- bzw. unterdurchschnittlichen Frakturspannungswerten. Auffällig sind jedoch drei deutlich überdurchschnittliche Werte (Zähne Nr.8, Nr.9 und Nr.18) in der Kategorie „Mix“. Nach erneuter Betrachtung dieser drei Sticks im Mikroskop fällt auf, dass deren Oberfläche im Gegensatz zu den anderen Sticks unverfärbt ist und eine ähnliche Erscheinung wie gesundes Referenzdentin aufweist. Diese helle Oberfläche weist auf eine akute Kariessituation hin, während die Verfärbung der anderen Sticks mit Einlagerung von Bakterienprodukten und Mineralien für einen chronischen Prozess spricht [Daculsi et al., 1987]. Dass es sich bei den Läsionen der drei Zähne mit erhöhten Haftwerten um akute, weiche Karies handelte, ist auch aus den Notizen der Versuchsdurchführung zu entnehmen. Die Härte sklerotischen Dentins unter akut kariösen Läsionen ist geringer (0,32 GPa) als das unter chronisch kariösen Läsionen (0,50 GPa) [Zheng et al., 2005]. Somit wird ein Polymerbohrer in chronischen Fällen weniger veränderte Zahnhartsubstanz entfernen können. Die Haftkraft an sklerotischem Dentin ist jedoch sehr gering wie Van Meerbeek et al. (1994) in einer Studie zeigen konnten. Dabei konnte ein Adhäsiv kaum in die Oberfläche des sklerosierten Dentins eindringen, womit die Ausbildung von Tags erschwert war. Die ausgebildete Hybridschicht war sehr dünn im Vergleich zu der mit normalem Dentin gebildeten. Auf stark sklerosierten Bereichen konnte selbst eine Ätzung mit Säure keine Freilegung der Dentintubuli erreichen. Die hiernach beobachtete Oberfläche ähnelt den in der vorliegenden Studie beobachteten Oberflächen von exkaviertem Dentin mit sehr geringen Haftwerten trotz Phosphorsäureätzung wie in Abbildung 6.1 zu sehen ist. Zu beachten ist dabei, dass Van Meerbeek et al. eine 40-sekündige Ätzung mit Zitronensäure vorgenommen haben, die einer Studie Ayads (2011) zufolge weniger potent zur Vorbehandlung der Dentinoberfläche als die in der vorliegenden Studie verwendete 37%-ige Phosphorsäure ist.

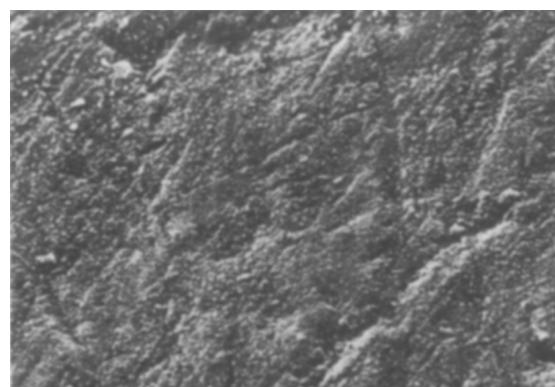
Eine Erklärung für die beobachtete Kurvenform lässt sich mit der verwendeten Klassifizierung der Versagensmodi nicht finden. Die Qualität des Zahnsubstrats scheint dagegen



(a) Zahn 04 der Gruppe „Polybur/te“ (0 MPa)
(55x Vergrößerung)



(b) Zahn 04 der Gruppe „Stahl/te“ (6,45 MPa)
(55x Vergrößerung)



(c) Sklerotisches Dentin nach Zitronensäureätzung
(1000x Vergrößerung), Quelle: Van Meerbeek et al. (1994)

Abbildung 6.1: Vergleich der Dentinoberfläche einer exkavierten chronischen Kariesläsion mit der sklerotischen Dentins.

Die Dentinoberfläche des Zahnes 04 ist nach PolyBur- (a) bzw. Rosenbohrerexkavation (b) zu sehen. Die glasige Struktur zeigt, dass es trotz Phosphorsäureätzung zu keiner Aufrauung der Oberfläche kam. Die Oberfläche präsentierte sich ähnlich wie die von Van Meerbeek [Van Meerbeek et al., 1994] beobachtete Oberfläche sklerotischen Dentins ohne jegliche Freilegung von Dentintubuli (c). Dies kann die geringe Haftkraft an den Zahn 04 (0 Mpa bzw. 6,45 MPa) erklären.

einen entscheidenden Einfluss auf die erzielten Frakturspannungswerte zu haben. Der beobachtete geringe Substanzabtrag mit konsekutiv schlechter Adhäsivhaftung auf verfärbten, chronischen Läsionen bestätigt die Indikationseinschränkung des PolyBur-Herstellers auf weiche, unverfärbte Karies.

Im Hinblick auf den offensichtlichen Einfluss der Substratfarbe bei der Bestimmung des Versagensmodus und die mangelnde Aussagekraft bezüglich Frakturspannungswerten stellt sich die Frage wie sinnvoll die Bestimmung des Versagensmodus im Mikrozugversuch ist.

Zahlreiche Testausschlüsse

Die größte Herausforderung im Versuchsaufbau war es trotz Verwendung von natürlichen Kariesläsionen vergleichbare Bedingungen zu schaffen. Bereits bei der Zahnauswahl wurden strenge Ausschlusskriterien angewandt. So sollte die Karies im Approximalbereich gelegen sein, ins innere Dentindrittel reichen und keine Assoziation zur Pulpa aufweisen. Die gewählte Lokalisation gewährleistete eine Indikation für den PolyBur. Außerdem machte es die Forderung nach einer mindestens $2,5 \times 3 \text{ mm}^2$ großen Läsionsoberfläche möglich ein Split-Tooth-Design anzuwenden, bei dem die beiden Exkavationsverfahren nach Hemisektion des Zahnes am gleichen Kariessubstrat angewandt werden konnten.

Während in der Literatur meist mehrere Sticks pro Zahn für dieselbe Gruppe gewonnen werden [Vermelho et al., 2016, Hanabusa et al., 2012, Wagner et al., 2014], soll der Versuchsaufbau der vorliegenden Studie mit nur einem Stick pro Gruppe pro Zahn positiv hervorgehoben werden.

Weitere Ausschlusskriterien kamen nach Herstellung der Zahn-Komposit-Sticks zum Einsatz. Die Auflistung derselben findet sich in Tabelle 5.3.

Das häufigste Ausschlusskriterium war eine schräge Fläche am Verbund von Zahn zu Komposit. Als maximal zulässige Neigung der Testfläche wurden 25° festgelegt, da bei größeren Winkeln die Berechnung der Querschnittsfläche der Sticks aus den beiden Seitenkanten große Fehler aufweisen würde. Vor allem aber würde eine Scherkomponente die Bestimmung der reinen Zug-Haftkraft, wie sie im Mikrozug erwünscht ist, verfälschen. Es wurden

20 von 78 kariösen, jedoch nur 1 von 78 gesunden Sticks wegen schräger Testfläche vom Versuch ausgeschlossen. Erklärung hierfür ist die schwierig mögliche Standardisierung der Kariesfläche wegen der Forderung nach natürlichen Kariesläsionen, während die Präparation des gesunden Referenzdentins mit 320-grit-Schleifpapier eine plane, standardisierte Fläche schuf.

Ein weiteres Ausschlusskriterium war ein fehlerhaftes Kleben der Sticks in die Mikrozug-Prüfmaschine. Dies trat in nur 6 von 156 Fällen auf und lässt somit schwierig Schlüsse ziehen. Auffällig war jedoch, dass es meist ab ca. 21 MPa zu einem Herauslösen der Sticks aus dem Kleber kam. Ein theoretisch mögliches neuerliches Aufkleben der Sticks wurde wegen eventuell erzeugten Mikrorissen und resultierender Ergebnisverfälschung nicht durchgeführt.

Das Ausschlusskriterium „Bruch bei Präparation“ definierte ein Versagen des Haftverbundes vor Befestigung der Proben in der Prüfmaschine. Es trat nur in 6 von 156 Fällen. 4 dieser 6 Fälle waren in der Gruppe „gesund/te“ zu finden, der Gruppe mit dem höchsten erzielten Mittelwert der Frakturspannung. 3 dieser Sticks konnten gesägt werden, jedoch löste sich während der 24-stündigen Wasserlagerung der Adhäsivverbund auf. Eine Erklärung hierfür kann im Rahmen der Versuchsbeobachtung nicht geliefert werden, zumal die Testgruppe neben dem höchsten Mittelwert auch das höchste B10-life nach Weibull, das Maß für die ersten 10% an Verlust, aufweist.

Allgemein gilt zu sagen, dass die Ausschlüsse vom Test insbesondere in den Kariesgruppen mit 25,6% Ausschuss zwar relativ häufig waren, jedoch für eine Qualitätssicherung der Studie im Sinne von „Qualität vor Quantität“ stehen und somit die fehlende Standardisierungsmöglichkeit der Testflächen ausgleichen.

Methodenkritik und Verbesserungsalternativen

Um vergleichbare Bedingungen zu schaffen wurde neben strengen Ausschlusskriterien und standardisierter Referenzdentinoberfläche auch die Kariesexkavation mit dem Rosenbohrer objektiviert. Dies ist insbesondere mit Hinblick auf die von Fusayama et al. (1966) beob-

achtete Diskrepanz zwischen Verfärbung, Erweichung und mikrobieller Invasion in kariösen Läsionen wichtig. Als Referenz für eine gelungene Exkavation diente die FACE-Technologie nach Buchalla et al. (2013). Diese bietet bei gleicher Kavitätengröße eine effizientere Bakterienreduktion verglichen mit klassischer Exkavation [Lennon et al., 2007]. Zudem wurden alle Proben von der gleichen Person hergestellt, sodass behanderspezifische Unterschiede ausgeschlossen werden konnten.

Der Versuchsablauf richtete sich generell nach dem von Sano et al. (1994). Die Testflächen lagen im Bereich der von Sano empfohlenen Flächengröße (1,6-1,8 mm²), womit das Überwiegen von „Adhäsiv“-Frakturen gesichert und Schwankungen der ermittelten Frakturspannung, die von unterschiedlich großer Querschnittsfläche herrühren, reduziert werden konnten.

Wie auch in den meisten Vergleichsstudien erfolgte der Mikrozugversuch nach 24-stündiger Wasserlagerung bei 37°C ohne zusätzliche mechanische Belastung [Scherrer et al., 2010]. Wie andere Studien zeigten, werden durch mechanische Belastung jedoch die erzielten Frakturspannungswerte verringert [Montagner et al., 2017, Daneshkazemi et al., 2015]. Wegen der unphysiologischen Füllungsgeometrie war eine mechanische Belastung in dieser Studie nicht möglich, könnte aber Verbesserungspotenzial für zukünftige Versuche bieten.

Entscheidend war auch der Ansatz eines Worst-Case-Szenario, das erzeugt wurde, indem der Microbrush des Adhäsivs nur einmal benetzt wurde, da ein mehrschichtiges Auftragen von Selfetch-Adhäsiven den Haftverbund verbessern kann [Frankenberger et al., 2001].

Die größte Herausforderung stellte der Umgang mit natürlichen Kariesläsionen dar. Zwar stammten alle Zähne aus dem Patientenklientel derselben Praxis, es wurde ein streng kontrollierter Ablauf post-extractionem befolgt und die Zähne wurden innerhalb von drei Monaten verwendet, da mit zunehmender Lagerungsdauer die Haftkraft sinkt [Causton and Johnson, 1979]. Trotzdem ließ sich kein Einfluss auf das Alter und die Chronifizierung der Karies nehmen. Dieses Problem wurde mit einem Split-Tooth-Design gelöst, womit jeder Testgruppe annähernd gleichwertiges Material zur Verfügung stand. Die häufig aufgetretenen schrägen Testflächen ließen sich damit jedoch nicht reduzieren.

6.2 Mikro-CT-Untersuchung

Im Mikro-CT sollte das Schrumpfungsverhalten einer Kompositfüllung nach selbstlimitierender Kariestherapie im Vergleich zu konventioneller Kariesexkavation mit einem Stahlrosenbohrer evaluiert werden. Das Schrumpfungsverhalten einer Füllung korreliert mit der Stärke des Adhäsivverbundes und kann somit Aussagen über diesen liefern [Kim and Park, 2014]. Da die meisten einschrittigen Adhäsive keine radioopaken Füllkörper beinhalten, war es nicht möglich den Adhäsivverbund direkt darzustellen.

Ein Split-Tooth-Design wie im Mikrozugversuch war nicht möglich, deshalb wurde besonderes Augenmerk auf die Gruppenzuteilung der Zähne gelegt. Es wurden Zahnpaare mit ähnlicher Läsionsgröße und -lokalisierung gebildet und dieser Sachverhalt im Röntgen verifiziert. Die anschließende Zuteilung je eines Zahnes pro Paar in die Gruppen „Polybur“ bzw. „Rosenbohrer“ schaffte vergleichbare Bedingungen trotz fehlender Standardisierungsmöglichkeit der natürlichen Kariesläsionen.

Um ein Worst-Case-Szenario zu erzeugen wurde das verwendete Universaladhäsiv (Scotchbond Universal; 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) in Selfetch-Anwendung benutzt, welche den Ergebnissen des Mikrozugversuchs dieser Studie zufolge der Totaletch-Anwendung unterlegen ist.

Bei vorhergehenden Studien [Chiang et al., 2010, Kaisarly, 2014, Cho et al., 2011] wurden Klasse-I-Kavitäten untersucht, bei denen das Füllungsmaterial automatisch in einer eindeutigen Position gehalten wurde. Für die Klasse-II-Kavitäten der vorliegenden Studie musste dagegen eine Material zur Fixierung des Füllmaterials gefunden werden, das dank Radiotransluzenz den Mikro-CT-Scan nicht beeinträchtigen würde. Mittel der Wahl war eine laborübliche kunststoffhaltige Verschlussfolie (Parafilm; Pechiney Plastic Packaging, Chicago, USA).

Um die drei Versuche der vorliegenden Studie vergleichen zu können wurde auf Verwendung von Material der gleichen Produktions-Charge geachtet. Für den Mikro-CT-Versuch konnte jedoch das Füllungskomposit des Mikrozugversuchs und der Randanalyse (Tetric EvoCeram; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) nicht verwendet werden, da es

nur für die Schichtung von 2mm-Inkrementen zugelassen ist und konventionelle Komposite in Bulkapplikation eine geringere Haftung aufweisen [Van Ende et al., 2013]. Hier war jedoch ein Material gewünscht, mit dem man die ganze Kavität auf einmal füllen konnte. Nur so konnte eine genaue Auswertung der zwei Scans vor/nach Härtung des Füllmaterials stattfinden.

Da die Schrumpfungseigenschaften von Kompositen wesentlich von den Monomer- und Füllersystemen abhängen [Al Sunbul et al., 2016], wurde das Tetric EvoCeram ähnliche Bulkfill-Komposit (Tetric EvoCeram Bulk Fill; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) verwendet. Wie aus einer Studie Sunbul et al. (2016) ersichtlich ist unterscheiden sich die beiden Materialien nicht signifikant in ihrem Schrumpfungsstress. Dies ist von besonderer Bedeutung, da erhöhter Schrumpfungsstress eines Materials zu vermehrtem Auftreten von „Debonding“ des Adhäsivverbundes zwischen Zahn und Komposit führt [Kim et al., 2015] und somit klinische Relevanz für die Langlebigkeit einer Restauration hat [Ferracane and Hilton, 2016].

Ein zusätzlicher Vorteil des Materials ist die Verwendung von materialbedingten Lüft einschlüssen als Lokalisierungsmöglichkeit (Tracer) für die folgende Ermittlung der Schrumpfungsvektoren. Während in vorhergehenden Studien [Cho et al., 2011, Chiang et al., 2010] zusätzliche Füller aus Glas bzw. Zirkoniumdioxid als Tracer unter das Füllungsmaterial gemischt wurden, konnte das in dieser Studie verwendete Material unverändert, d.h. praxisnah, appliziert werden.

Schrumpfungsvektoren zentripetal zum Zahnzentrum

Zur Berechnung der Schrumpfungsvektoren wurde ein Block-Matching Algorithmus nach Chiang et al. (2009, 2010) herangezogen. Der erste Schritt der Berechnung, die starre Registrierung, überlagert die beiden Scans einer Kavität vor/nach Härtung des Füllmaterials an Hand unveränderter Außenkonturen wie der Schmelz-Zement-Grenze. Somit wird der Einfluss einer möglichen Positionsveränderung des Probenhalters während der Lichthärtung ausgeschlossen. Durch die folgende elastische Registrierung wird die Bewegung der im Ma-

terial eingeschlossenen Tracer analysiert.

Da die Anzahl der erhaltenen Vektoren sehr variabel war, konnte keine quantitative Auswertung derselben erfolgen. Stattdessen wurden sie nach Visualisierung bezüglich Lokalisation und Direktion qualitativ bewertet.

Für beide Exkavationsmethoden zeigte sich eine generelle Ausrichtung der Vektoren weg von der freien Oberfläche der Füllung in Richtung des Zahnzentrums. Es konnten keine zentrifugal gerichteten Vektoren im Zahninneren bestimmt werden, die für ein internes Debonding gesprochen hätten. Somit wird bestätigt, dass der Adhäsivverbund an Restdentin nach PolyBur-Exkavation dem nach Rosenbohrer-Exkavation gleichwertig ist.

Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit einer anderen Studie, die das Schrumpfungsverhalten an Klasse-II-Kavitäten mit einem ähnlichen Versuchsaufbau überprüft hat [Algamaiah et al., 2016]. Die generell zum Zahnzentrum ausgerichtete Schrumpfung des Kompositos kann für Klasse-I-Kavitäten vorhergehender Studien jedoch nicht bestätigt werden. Wenn auch die Schrumpfung im okklusalen Bereich pulpwärts gerichtet war, kam es im inneren Bereich der Kavität zu einer Schrumpfung in Richtung der freien Oberfläche [Cho et al., 2011, Kaisarly, 2014]. Eine Erklärung hierfür könnte der unterschiedliche C-Faktor der Kavitäten, das Verhältnis von gebundener zu freier Oberfläche [Feilzer et al., 1987], sein. Je mehr Oberfläche einen intakten Adhäsivverbund aufweist, desto mehr Widerstand wird der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirken und desto mehr Schrumpfungsstress entsteht. Wenn der Schrumpfungsstress die Haftfestigkeit des Adhäsivverbunds überschreitet, kommt es zu einer „Leakage“-Bildung [Bowen et al., 1983]. Bei vergrößertem C-Faktor kommt es somit zu einem vermehrten Auftreten von Spalten im Adhäsivverbund [Moreira da Silva et al., 2007]. Da der C-Faktor für Klasse-I-Kavitäten vorhergehender Studien [Cho et al., 2011, Kaisarly, 2014] deutlich größer als für die Klasse-II-Kavitäten der vorliegenden Studie ist, kann er als wahrscheinliche Erklärung für das unterschiedliche Schrumpfungsverhalten der Kompositfüllungen gesehen werden.

Die erwünschte Beurteilung einzelner Kavitätenbereiche [Kaisarly and Gezawi, 2016] wie beispielsweise der Exkavationsfläche war aufgrund der geringen Anzahl an lokalisierten Tracern nicht möglich.

Van Ende et al. (2015) führten eine Analyse der Schrumpfungsvektoren in homogenen Kunststoffkavitäten unterschiedlicher Größe durch. Während es in großen Kavitäten zum „Debonding“ am Kavitätenboden kam, war dies für kleine Kavitäten nicht zu sehen. Das von Van Ende et al. (2015) verwendete homogene Kavitätenmaterial weist per se eine gleichbleibende Haftung in jedem Kavitätenbereich auf. Trotzdem kam es stets im Bereich des Kavitätenbodens zu einem Haftverlust. Somit stellt sich die Frage inwieweit aus den Beobachtungen der Vektorenanalyse ein Rückschluss auf die Qualität des Haftverbundes gezogen werden kann.

Freie Oberfläche mit größter Schrumpfung in Volumenanalyse

Als Ausgangsbilder zur Berechnung der Volumenschrumpfung des Füllmaterials dienten die Versionen der beiden korrespondierenden Scans vor/nach Härtung des Füllmaterials, die nach starrer Registrierung entstanden waren. Damit wurden Positionierungsunterschiede zwischen den beiden Scans ausgeschlossen. Durch Bildverarbeitung konnte ein Differenzbild der beiden Scans erzeugt werden, das die erwünschten Informationen der Volumenänderung beinhaltete. Dieses Differenzbild wurde einerseits zur qualitativen Analyse zweidimensional und dreidimensional visualisiert, andererseits zur quantitativen Analyse in Bezug zum ersten Ausgangsbild, dem Scan vor Lichthärtung, gesetzt.

Die Auswertung ließ keine eindeutigen Unterschiede zwischen den beiden Exkavationsmethoden erkennen.

Qualitativ betrachtet zeigte sich in zweidimensionaler Darstellung der Differenzbilder eine deutliche Schrumpfung an der ungebundenen, freien Oberfläche der Füllung im Gegensatz zu einer geringen Schrumpfung an der gebundenen Oberfläche, dem Adhäsivbereich. Auch dreidimensional war diese ausgeprägte Schrumpfung an der freien Oberfläche deutlich zu erkennen.

Vorteil der dreidimensionalen Darstellung ist die Beurteilung der Schrumpfung in einzelnen Kavitätenbereichen. Hierbei gibt die Farbintensität der Darstellung Informationen über die Schichtstärke des Differenzbildes, d.h. über die erfolgte Volumenänderung. Während

die ungebundenen Oberflächen, approximal und okklusal, eine starke Tönung aufwiesen, präsentierte sich die gebundene Oberfläche deutlich weniger intensiv gefärbt. Die Färbung der gebundenen Oberfläche war jedoch relativ homogen und ließ keinen Rückschluss auf ein verändertes Schrumpfungsverhalten im exkavierten Bereich zu.

In der quantitativen Auswertung zeigte sich eine Gesamtvolumenschrumpfung von 1,7-3,2%. Der Mittelwert der Gruppe „Rosenbohrer“ lag mit 2,5% ($\pm 0,06$) etwas höher als der der Gruppe „Polybur“ mit 1,9% ($\pm 0,03$). Die Ergebnisse liegen damit in einem ähnlichen Bereich wie die Ergebnisse einer vergleichbaren Studie Algamaiahs et al. (2016) an gesunden Zähnen, in der für Tetric EvoCeram Bulkfill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) eine Volumenschrumpfung von 2,44% ($\pm 0,47$) berechnet wurde. Die Werte der anderen getesteten Materialien lagen mit 3,20-3,65% deutlich darüber. Aus der Tatsache, dass Algamaiah et al. im Vergleich mit adhäsiv befestigten Füllungen eine um 0,93% erhöhte Schrumpfung für nicht-adhäsiv befestigte Füllungen mit Tetric EvoCeram Bulkfill beobachtete, die Ergebnisse der vorliegenden Studie sich jedoch am Unterrand seiner Schrumpfungswerte platzieren, lässt sich schlussfolgern, dass die Exkavation mit Polybur und Rosenbohrer einen adäquaten Haftverbund nicht behindert.

Erklärung für die leichte Diskrepanz des Schrumpfungswerts der beiden Testgruppen ist vermutlich ein Einfluss der Bildverarbeitung und der Kavitätengeometrie.

Im Rahmen der Bildverarbeitung wird das Füllungs- vom Zahnmaterial segmentiert. Dafür wird mit Hilfe der Threshold-Funktion manuell ein Grenzwert für die materialbedingten Grauwertunterschiede gesetzt, sodass ein Binärbild (schwarz/weiß) erzeugt werden kann. Diese Grenzwert-Definition lässt jedoch besonders im Randbereich der Füllung einen Spielraum, sodass keine 100%-ige Reproduzierbarkeit gegeben ist. Dieses Definitionsproblem stellte sich insbesondere, da die exkavierten Läsionen der vorliegenden Studie naturgemäß eine Varianz in ihren Materialeigenschaften aufwiesen. Andere Studien betrachteten dagegen artifizielle Kavitäten aus homogenem Kunststoff [Van Ende et al., 2015, Cho et al., 2011]. Zudem enthält das erzeugte Binärbild nur Informationen über die Außenkontur der Füllung. Sämtliche Bewegungen im Inneren der Füllung werden somit ignoriert und überschrieben.

Dass die Kavitätengeometrie einen Einfluss auf das Schrumpfungsverhalten von Kompositfüllungen hat, wurde von Kaisarly (2014) bewiesen. Es zeigte sich, dass in okklusal-konvergierenden Kavitäten eine deutlich größere Schrumpfung als in okklusal-divergierenden Kavitäten auftritt, während parallelwandige Kavitäten die geringste Schrumpfung aufweisen. Entscheidend könnten hierbei das Volumen und der C-Faktor der Restauration sein. Der C-Faktor ist definiert als Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche einer Restauration [Feilzer et al., 1987].

$$\text{C-Faktor} = \frac{\text{gebundene}}{\text{ungebundene}} \text{ Restaurationsoberfläche}$$

Während der C-Faktor in okklusal-konvergierenden Kavitäten aufgrund des großen Anteils an gebundener Oberfläche am größten ist, ist er in okklusal-divergierenden Kavitäten mit einer großen ungebundenen Oberfläche sehr klein.

Verschiedene Studien zeigten eine Zunahme des Schrumpfungsstresses bei vergrößertem C-Faktor [Witzel et al., 2007, Moreira da Silva et al., 2007]. Während Witzel et al. (2007) darauf hinweisen, dass das Volumen einer Füllung dabei keinen Einfluss auf den Schrumpfungsstress hat, beobachteten Boaro et al. (2013) eine Zunahme an Stress durch Volumenvergrößerung. Durch die Parallelisierung der Ränder in der vorliegenden Studie konnte die Kavitätengeometrie einigermaßen vergleichbar gemacht werden. Es konnte jedoch kein Einfluss auf das Volumen genommen werden, das somit ein weiterer Faktor bei der Beurteilung des Ergebnisses sein könnte.

Eine mögliche Erklärung für die leichte Diskrepanz des Schrumpfungswerts der beiden Testgruppen könnte auch eine elastische Dehnung des demineralisierten Restdentins nach Polybur-Exkavation ohne sichtbares Debonding sein. Durch die gewählte Auflösung von 16 μm ist gemäß dem Nyquist-Shannon-Abtasttheorem eine eindeutige Auswertung erst ab einem Bereich von 20-30 μm möglich.

Abschließend muss betont werden, dass die Ergebnisse dieser Studie in Einklang mit den Ergebnissen anderer Studien zur Volumenschrumpfung stehen [Algamaiah et al., 2016, Al Sunbul et al., 2016]. Eine der beiden angeführten Studien hat die Volumenschrumpfung mit Hilfe der „bonded-disk“-Methode bestimmt [Al Sunbul et al., 2016]. Untersucht wurde das

Schrumpfungsverhalten 18 aktuell auf dem Markt befindlicher Komposite unterschiedlicher Viskosität. Der Schrumpfungswert für das Material Tetric EvoCeram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) platzierte sich dabei mit 2,27% im unteren Segment der ermittelten Schrumpfungswerte, der von Tetric EvoCeram unten (1,83%) und einem fließfähigen Komposit (Beautifil flow plus; Shofu INC, Japan) oben (4,68%) begrenzt wurde [Al Sunbul et al., 2016].

Die Relevanz der Mikro-CT-Methode wird somit bestätigt, sodass sie auch für zukünftige Untersuchungen zur Volumen- und Schrumpfungsanalyse empfohlen werden kann. Bedacht werden sollte jedoch die Limitierung der Methode durch die Wahl der Bildauflösung.

Oberflächenanalyse im REM - Hybridschichtdicke nach Polybur-Exkavation am größten

Nach den Scans wurden die Zähne zur Randanalyse unter dem REM in zwei Hälften gesägt. Die zur Besputterung nötige Trocknung der Zähne führte bei einigen Proben jedoch zu einer Rissbildung im Adhäsivbereich. Die Bilder wurden daher nicht quantitativ ausgewertet, sondern zur Visualisierung typischer Verbundzonen herangezogen.

Nach Polybur-Exkavation zeigte sich eine aufgeworfene Dentinoberfläche, die eine ca. 30 μm dicke Hybridschicht mit dem Adhäsiv gebildet hatte. Die Dentinoberfläche nach Rosenbohrerexkavation zeichnete sich dagegen als klare Linie ab. Die mit dem Adhäsiv gebildete Hybridschicht erschien deutlich dünner als nach Polybur-Exkavation.

Die Hybridschicht wurde von Nakabayashi et al. (1991) definiert als Verbundzone zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz, die durch eine säurestabile Verbindung zwischen den beiden Anteilen Hypersensitivitäten und Sekundärkaries vorbeugen soll. Während Phosphorsäure die Schmierschicht auflösen kann [Sherawat et al., 2014], kommt es bei Selfetch-Adhäsiven zu einer Infiltration des Adhäsivs in die Schmierschicht. Da sich die gebildete Hybridschicht als unregelmäßig geformte Schicht variierender Stärke präsentiert, warfen Hanabusa et al. (2012) die Frage auf, ob sie nicht besser als „resin-infiltrated smear layer“ bezeichnet werden sollte. Auch die Bilder dieser Studie, dargestellt in Abbildung

5.13, lassen offen, ob es sich bei der beobachteten dunklen Struktur um die per Definition säureresistente Hybridschicht oder eine Kombination aus „resin-infiltrated smear layer“ und demineralisierter Zahnhartsubstanz handelt. Da Adhäsive den Untersuchungen von Hahn et al. (2004) zufolge in demineralisierte Zahnhartsubstanz besser eindiffundieren können, ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass es sich bei der beschriebenen Zone um die Hybridschicht handelt.

In dieser Studie wurde ebenso wie in vorhergehenden Studien [Silva et al., 2006, Tsolmon, 2008, Toledano et al., 2012] die Beobachtung gemacht, dass die Exkavation mit einem Polymerbohrer eine auffallend dicke Schmierschicht hinterlässt. Diese ist weitaus dicker als die auf normalem Dentin produzierte Schmierschicht [Kappert and Eichner, 2008]. Es ist nicht geklärt, ob die in der Hybridschicht verbliebenen Schmierschicht-Bruchstücke langfristig stabil bleiben [Van Meerbeek et al., 2003]. Somit stellt sich die Frage, ob die Exkavation mit einem Polymerbohrer eine Verbundzone zwischen Zahn und Adhäsiv hinterlässt, die überdurchschnittlich anfällig für Degradationsprozesse ist.

Die Schichtstärke einer Schmierschicht lässt per se keinen Rückschluss auf die Haftung zu [Sattabanasuk et al., 2007]. Da die Haftung eines Adhäsivs an die Zahnhartsubstanz assoziiert ist mit seiner Hydrolyseresistenz [Van Landuyt et al., 2008], lässt eine dicke Schmierschicht, wie für den Polybur beobachtet, somit nicht direkt auf eine Anfälligkeit für Degradationsprozesse schließen. Entscheidender Faktor für die Stabilität eines Adhäsivverbundes scheint die Dichte der Schmierschicht sowie die Interaktion zwischen Schmierschicht und Adhäsiv zu sein [Sattabanasuk et al., 2007, Sherawat et al., 2014].

Die Qualität des Adhäsivverbundes an die vom Polymerbohrer produzierte Schmierschicht scheint somit von der Wahl des Adhäsivs beeinflusst zu werden. Während 3-schrittige Totaletch-Adhäsive generell eine gute Haftung aufweisen, die auch langfristig stabil bleibt [Van Meerbeek et al., 2003], ist die Prognose für hydrophilere Adhäsive ungünstiger [Frankenberger, 2013]. Das in dieser Studie verwendete Universaladhäsiv muss eine größere Hydrophilie aufweisen als die 3-schrittigen Totaletch-Adhäsiv, um in einem Schritt an hydrophobes Komposit und hydrophile Zahnhartsubstanz binden zu können. Ob der Adhäsivverbund mit der vom Polybur produzierten Schmierschicht langfristig Schaden davon trägt,

kann im Rahmen dieser Studie nicht geklärt werden. Darüber könnten zukünftige Versuche zur Mikroleakage-Bildung anhand der Silbernitratpenetration ins Gewebe geben [Tay et al., 2003, Carrera et al., 2015]. Entscheidend ist jedoch, dass es sich bei der eventuell betroffenen Fläche um wenige Quadratmillimeter im Inneren einer Kavität mit gesunden Rändern handelt, sodass die klinische Relevanz in Frage gestellt werden kann.

Methodenkritik und Verbesserungsalternativen

Die durch Trocknung induzierte Rissbildung im Adhäsivverbund wurde auch im Übergang von Schmelz und Dentin beobachtet. Der unterschiedliche Wassergehalt der Zahnteile und Materialien führt bei dessen Verdunstung im Trocknungsprozess zu Oberflächenspannungen. Obwohl der Mikro-CT-Halter soweit möglich mit Wasser befüllt wurde, kann bei der Gesamt-Scan-Dauer von 180 Minuten nicht vollkommen ausgeschlossen werden, dass es bereits hier zu Verdunstung und Rissinduktion in Verbundbereichen kam. In der Auswertung der Scans zeigten sich jedoch keinerlei Anzeichen auf Spalten in diesen Verbundbereichen, sodass eine Rissbildung während des 24-stündigen Trocknungsprozesses wahrscheinlicher ist. Dem könnte in zukünftigen Studien durch Kritische-Punkt-Trocknung entgegengewirkt werden [Sherawat et al., 2014]. Hierbei kann durch schrittweise Substitution des Wassers durch eine aufsteigende Alkoholreihe die Oberflächenspannung minimiert und Strukturzerstörungen verringert werden.

6.3 Qualitative und Quantitative Randanalyse

Die Qualitative und Quantitative Randanalyse sollte Aussagen über die Ermüdungsstabilität des exkavierten Dentins nach selbstlimitierender Kariestherapie im Vergleich zu konventioneller Kariesexkavation liefern.

Ebenso wie im Mikro-CT-Versuch wurden durch Paarung von Zähnen mit vergleichbarer Kariesläsion zwei homogene Untersuchungsgruppen gebildet.

Die Exkavation erfolgte praxisnah, das heißt in der Gruppe „Polybur“ wurden zuerst peripherie Kariesanteile mit einem Stahlrosenbohrer entfernt und anschließend zentrale Anteile mit einem Polymerbohrer. In der Vergleichsgruppe, der Gruppe „Rosenbohrer“, wurde zur Objektivierung der konventionellen Exkavation die FACE-Technologie eingesetzt. Zur besseren Beurteilung des Randes wurde keine Anschrägung vorgenommen, sondern senkrecht zur Oberfläche präpariert, auch wenn es dadurch zu Schmelzrissen kommen kann.

Das verwendete Universaladhäsiv (Scotchbond Universal; 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) wurde in Selfetch-Anwendung benutzt. Da diese den Ergebnissen des Mikrozugversuchs zufolge der Totaletch-Anwendung unterlegen ist, konnte somit ein Worst-Case-Szenario im Bezug auf den Haftverbund erzeugt werden.

Besonderes Augenmerk wurde auf die Ausarbeitung des Füllungsrandes gelegt. Hierfür wurden ein feiner Diamantbohrer gefolgt von aluminiumoxidbeschichteten Politurscheiben (Soflex; 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) verwendet, da diese Abfolge die besten Voraussetzungen für die Randanalyse bietet. Es zeigte sich, dass dadurch das Auftreten von Randfrakturen verringert und der Anteil perfekter Ränder erhöht werden kann [Lutz et al., 1983].

Der Fokus der Randanalyse lag auf dem Effekt einer thermomechanischen Ermüdungssimulation. Diese kann die Randdichtigkeit verringern, indem sie die in der Mundhöhle vorherrschenden Bedingungen nachahmt [Crim and Mattingly, 1981]. Durch die gewählten Parameter von 50°C Temperaturdifferenz in 2000 Zyklen sowie 50000 mechanischen Belastungszyklen á 50 N können in wenigen Stunden die Effekte nachgeahmt werden, die durch Nahrung innerhalb von Jahren entstehen [Brown et al., 1972]. Somit lassen sich Aussagen

über die Langzeitstabilität der Restauration treffen.

Die verwendete Replikamethode, bei der Epoxidharzreplika des Randbereiches unter dem REM betrachtet werden, stellt eine non-invasive Analysemethode dar. So konnten die Verhältnisse vor (Zeitpunkt t0) und nach (Zeitpunkt t1) thermomechanischer Belastung an dem gleichen Probenmaterial verglichen werden.

Zur qualitativen Beurteilung des Randes wurden zwei Kriterien festgelegt, die jeweils für den Dentin- und den Schmelzanteil einer Kavität beurteilt wurden. Ein „Perfekter Rand“ wurde von einem „Randspalt“ unterschieden. Andere Studien unterschieden davon auch noch eine „Quellung“ und ein „Artefakt /nicht beurteilbarer Rand“ [Knoerzer-Suckow, 2002, Glomb, 2002]. Da diese beiden Kriterien für die Erfolgsprognose einer Füllung nicht wegweisend sind, wurden sie in dieser Studie nicht berücksichtigt.

Die Analyse des Rands an Hand der REM-Bilder wurde mit der Software „KHKs-jQuantiGap“ durchgeführt [Kunzelmann, 2010]. Um eine objektive Auswertung zu gewährleisten, wurden die Bilder randomisiert und von nur einem Behandler bewertet, der nichts mit Probenpräparation und Versuchsdurchführung zu tun hatte.

Exkavationsmethode und Thermomechanische Belastung ohne Einfluss

Die statistische Auswertung ließ weder für den Zeitpunkt t0 ($p_{Dentin}=0,36$; $p_{Schmelz}=0,36$), noch für den Zeitpunkt t1 einen signifikanten Einfluss der Exkavationsmethode auf den Anteil des perfekten Randes im Dentin bzw. Schmelz erkennen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die selbstlimitierende Kariestherapie mit einem Polymerbohrer keinen negativen Einfluss auf die Randverhältnisse einer Füllung hat. Zudem wurde bestätigt, dass der Haftverbund auch thermomechanischer Belastung standhält.

Die Analyse präsentierte meist exzellente Randverhältnisse mit 100% perfektem Rand, lediglich der Dentinanteil der Gruppe „Rosenbohrer“ zum Zeitpunkt t0 mit 99,3% und der Schmelzanteil der Gruppe „Polybur“ zum Zeitpunkt t0 mit 99,1% wichen hiervon ab.

Die präsentierten Ergebnisse deuten auf exzellente Randqualität sowohl im Schmelz als auch im Dentin hin. Dies kann man mit dem flächenmäßig geringen Anteil an deminera-

lisiertem Dentin im pulpanahen Bereich erklären, der keinen Einfluss auf die in gesunder Zahnhartsubstanz liegenden Ränder zu haben scheint. In einer Studie Takahashis et al. (2012) wurde dagegen im Schmelz eine vom Adhäsivsystem unabhängige gute Randqualität mit >95,4% perfektem Rand beobachtet, während die Randqualität im Dentin nach Behandlung mit Selfetch-Adhäsiven weit erfolgreicher war (82,2-84,8%) als nach Behandlung mit Totaletch-Adhäsiven (60,2-60,7%).

In der vorliegenden Studie wurde das Kriterium „perfekter Rand“ auf Randspalten <1 µm zwischen Füllungsmaterial und Zahn begrenzt. Damit liegt es weit unter den klinisch erforderlichen Maßgaben, die von der FDI (Fédération Dentaire Internationale), dem Zahnärztekongress, für direkte und indirekte Restaurationen in-vivo gesetzt wurden. Die FDI hält Spalten zwischen Zahn und Restauration von bis zu 250 µm für klinisch akzeptabel [Hickel et al., 2010].

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass Randanteile zum Zeitpunkt t0 als „Randspalt“ eingestuft wurden, die nach thermomechanischer Belastung als „perfekter Rand“ deklariert wurden. Obwohl die Bilder mit nicht 100% perfektem Rand erneut betrachtet wurden, bestätigte sich die vorhergegangene Bewertung. Erklärung hierfür könnte eine hydrophile Expansion des Adhäsivs im vormaligen Spaltbereich sein oder auch eine Ungenauigkeit bei der Herstellung der Epoxidharzreplika. Die einzelnen Arbeitsschritte mit Abformung, Ausgießen der Abformung mit Epoxidharz und Besputterung der Replika weisen eine gewisse Techniksensitivität auf, die zu Unstimmigkeiten wie genannter führen kann. Das Ausmaß der Auswirkungen mit unter 1% an Veränderung ist jedoch als gering einzuschätzen.

Die noninvasive Vorgehensweise der Randanalyse nach Roulet et al. (1989) sowie die Möglichkeit zur Anwendung in-vitro wie auch in-vivo [Roulet, 1987] erklärt, wieso die Methode seit zwei Jahrzehnten erfolgreich praktiziert wird [Roulet, 1987, Schwendicke et al., 2015].

Kapitel 7

Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es den Adhäsivverbund an kariösen Restdentin nach selbst-limitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer zu charakterisieren. Untersucht werden sollten natürliche Kariesläsionen an humanen Zähnen der zweiten Dentition sowie ein modernes Universaladhäsiv.

In einem Mikrozugversuch nach Sano et al. (1994) wurde zunächst im Split-Tooth-Design die Haftkraft des Adhäsivs (Scotchbond Universal; 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) an Restdentin nach PolyBur-Exkavation (Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) mit der nach Stahlrosenbohrer-Exkavation (H1SEM.204.018; Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH und Co. KG, Lemgo, Deutschland) verglichen und in Relation zur Haftkraft an gesundes Dentin gesetzt. Die zweifaktorielle Varianzanalyse ließ für die Exkavationsmethode keinen signifikanten Einfluss auf die adhäsive Haftung ($p=0,4539$), dagegen aber einen deutlichen Einfluss des Ätzmodus ($p=2,264e-05$) mit einer Überlegenheit der Totaletch- gegenüber der Selfetchanwendung des Adhäsivs erkennen. Die Weibull-Statistik bestätigte, durch Annäherung und Erhöhung der B10-life-Werte der Gruppen, eine Nivellierung der Qualitätsunterschiede sowie eine Qualitätssicherung durch zusätzliche Ätzung.

Im Mikro-CT wurde das Schrumpfungsverhalten einer Klasse-II-Kompositfüllung in Abhängigkeit von der verwendeten Exkavationsmethode („Polybur“ vs. „Rosenbohrer“)

evaluiert. Von einem Zahn wurde je ein Scan vor und ein Scan nach Härtung des Füllungsmaterials (Tetric EvoCeram Bulk Fill; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) angefertigt. Die dem Material inhärenten Füllkörper wurden von dem Block-Matching Algorithmus Chiangs et al. (2009, 2010) als Tracer zur Berechnung der Schrumpfungsvektoren verwendet. Es ergab sich eine generelle Ausrichtung der Vektoren weg von der freien Oberfläche in Richtung des Adhäsivverbundes, unabhängig von der gewählten Exkavationsmethode.

Die Bildverarbeitung mit der Software Fiji [Schindelin et al., 2012] lieferte Aussagen über die Gesamtvolumenschrumpfung des Füllungsmaterials. Diese belief sich auf Werte zwischen 1,7 und 3,2%, wobei der Mittelwert der Gruppe „Polybur“ (1,9% ($\pm 0,03$)) etwas unter dem der Gruppe „Rosenbohrer“ (2,5% ($\pm 0,06$)) lag.

Die Dentinoberfläche präsentierte sich unter dem REM nach Polymerbohrer-Exkavation aufgeworfen, während sie nach Rosenbohrer-Exkavation relativ klar begrenzt, ähnlich der des finierten Schmelzes war. Die mit dem Adhäsiv gebildete Hybridschicht war nach Polymerbohrer-Exkavation fast doppelt so dick wie nach Rosenbohrer-Exkavation.

Im dritten Versuch, der qualitativen und quantitativen Randanalyse nach Roulet et al. (1989), wurde der approximale Randschluss von Klasse-II-Füllungen in Abhängigkeit von der zuvor verwendeten Exkavationsmethode („Polybur“ vs. „Rosenbohrer“) untersucht. Unter dem REM wurde der Anteil des perfekten Randes in Schmelz bzw. Dentin vor und nach thermomechanischer Belastung in Thermowechselbad (2000 Zyklen, 5/55°C) und Kausimulator (50000 Zyklen, 50 N, 1 Hz) bestimmt.

Zu beiden Zeitpunkten wurde der Randschluss sowohl im Schmelz als auch im Dentin mit annähernd 100% Anteil an perfektem Rand klassifiziert. Der Welch-Test ließ somit zu keinem Zeitpunkt eine Abhängigkeit des perfekten Randes von der gewählten Exkavationsmethode erkennen.

Die Ergebnisse der Versuche lassen schlussfolgern, dass ein Universaladhäsiv einen adäquaten Haftverbund an das Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie mit einem Polymerbohrer herstellen kann, der dem Schrumpfungsstress einer Kompositfüllung standhält und auch nach thermomechanischer Belastung bestehen bleibt.

Literaturverzeichnis

[Abernethy, 2004] Abernethy, R. B. (2004). *The New Weibull Handbook, Fifth Edition*, pages 1–3–1–5; 1–8. Robert B. Abernethy.

[Al-Harbi et al., 2015] Al-Harbi, F., Kaisarly, D., Michna, A., ArRejaie, A., Bader, D., and El Gezawi, M. (2015). Cervical interfacial bonding effectiveness of class ii bulk versus incremental fill resin composite restorations. *Oper Dent*, 40(6):622–635.

[Al Sunbul et al., 2016] Al Sunbul, H., Silikas, N., and Watts, D. C. (2016). Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *Dent Mater*, 32(8):998–1006.

[Algamaiah et al., 2016] Algamaiah, H., Sampaio, C. S., Rigo, L. C., Janal, M. N., Giannini, M., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Reis, A. F., and Hirata, R. (2016). Microcomputed tomography evaluation of volumetric shrinkage of bulk-fill composites in class ii cavities. *J Esthet Restor Dent*.

[Arnold et al., 2003] Arnold, W. H., Konopka, S., Kriwalsky, M. S., and Gaengler, P. (2003). Morphological analysis and chemical content of natural dentin carious lesion zones. *Ann Anat*, 185(5):419–24.

[Ayad, 2001] Ayad, M. F. (2001). Effects of rotary instrumentation and different etchants on removal of smear layer on human dentin. *J Prosthet Dent*, 85(1):67–72.

- [Bakhshandeh et al., 2012] Bakhshandeh, A., Qvist, V., and Ekstrand, K. R. (2012). Sealing occlusal caries lesions in adults referred for restorative treatment: 2-3 years of follow-up. *Clin Oral Investig*, 16(2):521–9.
- [Banerjee et al., 2010] Banerjee, A., Kellow, S., Mannocci, F., Cook, R. J., and Watson, T. F. (2010). An in vitro evaluation of microtensile bond strengths of two adhesive bonding agents to residual dentine after caries removal using three excavation techniques. *J Dent*, 38(6):480–489.
- [Banerjee et al., 2000a] Banerjee, A., Kidd, E. A., and Watson, T. F. (2000a). Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *J Dent*, 28(3):179–86.
- [Banerjee et al., 2000b] Banerjee, A., Watson, T. F., and Kidd, E. A. (2000b). Dentine caries excavation: a review of current clinical techniques. *Br Dent J*, 188(9):476–82.
- [Becker et al., 2002] Becker, M. R., Paster, B. J., Leys, E. J., Moeschberger, M. L., Kenyon, S. G., Galvin, J. L., Boches, S. K., Dewhirst, F. E., and Griffen, A. L. (2002). Molecular analysis of bacterial species associated with childhood caries. *J Clin Microbiol*, 40(3):1001–9.
- [Beighton et al., 1993] Beighton, D., Lynch, E., and Heath, M. R. (1993). A microbiological study of primary root-caries lesions with different treatment needs. *J Dent Res*, 72(3):623–9.
- [Black, 1891] Black, G. V. (1891). The management of enamel margins. *The Dental cosmos; a monthly record of dental science*, 33(7):526–543.
- [Black, 1908] Black, G. V. (1908). *A Work on Operative Dentistry in Two Volumes*, volume 2, The Technical Procedures in Filling Teeth. Medico-Dental Publishing Company, Chicago.
- [Boaro et al., 2013] Boaro, L. C. C., Meira, J. B. C., Ballester, R. Y., and Braga, R. R. (2013). Influence of specimen dimensions and their derivatives (c-factor and volume)

- on polymerization stress determined in a high compliance testing system. *Dent Mater*, 29(10):1034–1039.
- [Bowen et al., 1983] Bowen, R. L., Nemoto, K., and Rapson, J. E. (1983). Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, 106(4):475–477.
- [Brännström and Lind, 1965] Brännström, M. and Lind, P. O. (1965). Pulpal response to early dental caries. *J Dent Res*, 44(5):1045–50.
- [Brown et al., 1972] Brown, W. S., Jacobs, H. R., and Thompson, R. E. (1972). Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 51(2):461–7.
- [Buchalla, 2005] Buchalla, W. (2005). Comparative fluorescence spectroscopy shows differences in noncavitated enamel lesions. *Caries Res*, 39(2):150–6.
- [Buchalla, 2012] Buchalla, W. (2012). Histologisches und klinisches erscheinungsbild der karies. In *Karies: Wissenschaft und Klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag.
- [Buchalla and Lennon, 2013] Buchalla, W. and Lennon, A. M. (2013). Die fluoreszenzunterstützte kariesexkavation - funktionsprinzip und empfehlungen für den gebrauch. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd*, 35:162–173.
- [Buchalla et al., 2004] Buchalla, W., Lennon, A. M., and Attin, T. (2004). Comparative fluorescence spectroscopy of root caries lesions. *Eur J Oral Sci*, 112(6):490–6.
- [Buonocore, 1955] Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34(6):849–53.
- [Carrera et al., 2015] Carrera, C. A., Lan, C., Escobar-Sanabria, D., Li, Y., Rudney, J., Aparicio, C., and Fok, A. (2015). The use of micro-ct with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dent Mater*, 31(4):382–390.

- [Causton and Johnson, 1979] Causton, B. E. and Johnson, N. W. (1979). Changes in the dentine of human teeth following extraction and their implication for *in-vitro* studies of adhesion to tooth substance. *Archives of Oral Biology*, 24(3):229–232.
- [Chiang, 2009] Chiang, Y.-C. (2009). *Polymerization Shrinkage with Light-Initiated Dental Composites*. PhD thesis, LMU.
- [Chiang et al., 2010] Chiang, Y.-C., Rosch, P., Dabanoglu, A., Lin, C.-P., Hickel, R., and Kunzelmann, K.-H. (2010). Polymerization composite shrinkage evaluation with 3d deformation analysis from microct images. *Dent Mater*, 26(3):223–231.
- [Cho et al., 2011] Cho, E., Sadr, A., Inai, N., and Tagami, J. (2011). Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-ct imaging and nanoindentation. *Dent Mater*, 27(11):1070–1078.
- [Crim and Mattingly, 1981] Crim, G. and Mattingly, S. (1981). Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(2):160—163.
- [Daculsi et al., 1987] Daculsi, G., LeGeros, R. Z., Jean, A., and Kerebel, B. (1987). Possible physico-chemical processes in human dentin caries. *J Dent Res*, 66(8):1356–1359.
- [Dammashke et al., 2006] Dammashke, T., Rodenberg, T. N., Schafer, E., and Ott, K. H. (2006). Efficiency of the polymer bur smartprep compared with conventional tungsten carbide bud bur in dentin caries excavation. *Oper Dent*, 31(2):256–60.
- [Daneshkazemi et al., 2015] Daneshkazemi, A., Davari, A., Javad Akbari, M., Davoudi, A., and Badrian, H. (2015). Effects of thermal and mechanical load cycling on the dentin microtensile bond strength of single bond-2. *Journal of International Oral Health*, 7(8):9–13.
- [Eckert and Platt, 2007] Eckert, G. J. and Platt, J. A. (2007). A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dental Materials*, 23(3):385–391.

- [Elderton, 1984] Elderton, R. J. (1984). New approaches to cavity design. *British Dental Journal*, 157(12):421–427.
- [Feilzer et al., 1987] Feilzer, A. J., De Gee, A. J., and Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, 66(11):1636–1639.
- [Fejerskov et al., 1992] Fejerskov, O., Scheie, A. A., and Manji, F. (1992). The effect of sucrose on plaque pH in the primary and permanent dentition of caries-inactive and -active Kenyan children. *J Dent Res*, 71(1):25–31.
- [Ferracane and Hilton, 2016] Ferracane, J. L. and Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress—is it clinically meaningful? *Dent Mater*, 32(1):1–10.
- [Ferraz et al., 2015] Ferraz, C., Freire, A. R., Mendonca, J. S., Fernandes, C. A., Cardona, J. C., and Yamauti, M. (2015). Effectiveness of different mechanical methods on dentin caries removal: Micro-ct and digital image evaluation. *Oper Dent*, 40(3):263–70.
- [Frankenberger, 2013] Frankenberger, R. (2013). *Adhäsiv-Fibel*, volume 3, pages 63–65, 74–77. Spitta Verlag GmbH und Co.KG.
- [Frankenberger et al., 2001] Frankenberger, R., Perdigão, J., Rosa, B. T., and Lopes, M. (2001). No-bottle vs multi-bottle dentin adhesives—a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*, 17(5):373–380.
- [Frassetto et al., 2016] Frassetto, A., Breschi, L., Turco, G., Marchesi, G., Di Lenarda, R., Tay, F. R., Pashley, D. H., and Cadenaro, M. (2016). Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability—a literature review. *Dent Mater*, 32(2):e41–53.
- [Fusayama, 1997] Fusayama, T. (1997). The process and results of revolution in dental caries treatment. *Int Dent J*, 47(3):157–66.

- [Fusayama and Kurosaki, 1972] Fusayama, T. and Kurosaki, N. (1972). Structure and removal of carious dentin. *Int Dent J*, 22(3):401–411.
- [Fusayama et al., 1979] Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., and Iwaku, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res*, 58(4):1364–70.
- [Fusayama et al., 1966] Fusayama, T., Okuse, K., and Hosoda, H. (1966). Relationship between hardness, discoloration, and microbial invasion in carious dentin. *J Dent Res*, 45(4):1033–46.
- [Fusayama and Terashima, 1972] Fusayama, T. and Terashima, S. (1972). Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *Bull Tokyo Med Dent Univ*, 19(1):83–92.
- [Glomb, 2002] Glomb, C. (2002). *Einfluss verschiedener Dentinadhäsive und Fülltechniken auf die Randqualität von Klasse-II-Kompositrestaurationen*. PhD thesis, LMU.
- [Going et al., 1978] Going, R. E., Loesche, W. J., Grainger, D. A., and Syed, S. A. (1978). The viability of microorganisms in carious lesions five years after covering with a fissure sealant. *J Am Dent Assoc*, 97(3):455–62.
- [Gustafsson et al., 1954] Gustafsson, B. E., Quensel, C. E., Lanke, L. S., Lundqvist, C., Grahnen, H., Bonow, B. E., and Krasse, B. (1954). The vipeholm dental caries study; the effect of different levels of carbohydrate intake on caries activity in 436 individuals observed for five years. *Acta Odontol Scand*, 11(3-4):232–64.
- [Hahn and Hellwig, 2004] Hahn, P. and Hellwig, E. (2004). An in vitro investigation of penetration depth of dentine bonding agents into carious dentine. *J Oral Rehabil*, 31(11):1053–60.
- [Hanabusa et al., 2012] Hanabusa, M., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B., and De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent*, 40(6):475–484.

- [Handelman et al., 1981] Handelman, S. L., Leverett, D. H., Solomon, E. S., and Brenner, C. M. (1981). Use of adhesive sealants over occlusal carious lesions: radiographic evaluation. *Community Dent Oral Epidemiol*, 9(6):256–9.
- [Handelman et al., 1976] Handelman, S. L., Washburn, F., and Wopperer, P. (1976). Two-year report of sealant effect on bacteria in dental caries. *J Am Dent Assoc*, 93(5):967–70.
- [Hellwig et al., 2010] Hellwig, E., Klimek, J., and Attin, T. (2010). *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, Köln, Germany, 5 edition.
- [Hickel et al., 2010] Hickel, R., Peschke, A., Tyas, M., Mjor, I., Bayne, S., Peters, M., Hiller, K.-A., Randall, R., Vanherle, G., and Heintze, S. D. (2010). Fdi world dental federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. update and clinical examples. *J Adhes Dent*, 12(4):259–272.
- [Hosein and Hasan, 2008] Hosein, T. and Hasan, A. (2008). Efficacy of chemo-mechanical caries removal with carisolv. *J Coll Physicians Surg Pak*, 18(4):222–5.
- [Jeronimus et al., 1975] Jeronimus, D. J., J., Till, M. J., and Sveen, O. B. (1975). Reduced viability of microorganisms under dental sealants. *ASDC J Dent Child*, 42(4):275–80.
- [Kaisarly, 2014] Kaisarly, D. (2014). *The effect of boundary conditions on the polymerization shrinkage vectors of light-cured dental resin composites*. PhD thesis, LMU.
- [Kaisarly and Gezawi, 2016] Kaisarly, D. and Gezawi, M. E. (2016). Polymerization shrinkage assessment of dental resin composites: a literature review. *Odontology*, 104(3):257–270.
- [Kämmerer et al., 2014] Kämmerer, Peer W., D. D., Ernst, Claus-Peter, P. D., and Willershausen-Zönnchen, Brita, P. D. (2014). Die lehrmeinung zur kariesexcavation und zu alternativen, minimalinvasiven methoden. *ZMK Zahnheilkunde Management Kultur*, 12:814–817.

[Kappert and Eichner, 2008] Kappert, H. and Eichner, K. (2008). *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, volume 2. Thieme.

[Kato and Fusayama, 1970] Kato, S. and Fusayama, T. (1970). Recalcification of artificially decalcified dentin in vivo. *J Dent Res*, 49(5):1060–7.

[Keyes, 1962] Keyes, P. (1962). Recent advances in dental caries research. bacteriology. *Int Dent J*, 12:443– 464.

[Kim and Park, 2014] Kim, H. J. and Park, S. H. (2014). Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-ct and its correlation with polymerization shrinkage. *Oper Dent*, 39(2):E57–70.

[Kim et al., 2015] Kim, R. J.-Y., Kim, Y.-J., Choi, N.-S., and Lee, I.-B. (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*, 43(4):430–439.

[Kitsahawong et al., 2015] Kitsahawong, K., Seminario, A. L., Pungchanchaikul, P., Rattanacharoenthum, A., and Pitiphat, W. (2015). Chemomechanical versus drilling methods for caries removal: an in vitro study. *Braz Oral Res*, 29:1–8.

[Knoerzer-Suckow, 2002] Knoerzer-Suckow, H. (2002). *Qualitative und Quantitative Rändanalyse am Rasterelektronenmikroskop von gemischten Klasse-V-Füllungen. Eine In-vitro-Studie*. PhD thesis, LMU.

[Komori et al., 2009] Komori, P. C., Pashley, D. H., Tjaderhane, L., Breschi, L., Mazzoni, A., de Goes, M. F., Wang, L., and Carrilho, M. R. (2009). Effect of 2versus caries-affected dentin. *Oper Dent*, 34(2):157–65.

[Kunzelmann, 2010] Kunzelmann, K. H. (2010). Khks jquantgap. <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/exponent-0.96.3/index.php?section=66>

- [Kunzelmann, 2011] Kunzelmann, K. H. (2011). Selbstlimitierende kariesexkavation. *Dental Magazin, Deutscher Ärzte-Verlag*, 28(2):168–171.
- [Kuraray, 2014] Kuraray (2014). *Compilation of Scientific Abstracts and study results: Clearfil S3 Bond Plus; Clearfil DC Core Plus*. Kuraray Europe GmbH, Frankfurt am Main, Deutschland.
- [Lai, 2014] Lai, G. (2014). *Fluorescence-aided Caries Excavation*. PhD thesis, LMU.
- [Lai et al., 2015] Lai, G., Lara Capi, C., Cocco, F., Cagetti, M. G., Lingstrom, P., Almhojd, U., and Campus, G. (2015). Comparison of carisolv system vs traditional rotating instruments for caries removal in the primary dentition: A systematic review and meta-analysis. *Acta Odontol Scand*, 73(8):569–80.
- [Lai et al., 2014] Lai, G., Zhu, L., Xu, X., and Kunzelmann, K. H. (2014). An in vitro comparison of fluorescence-aided caries excavation and conventional excavation by microhardness testing. *Clin Oral Investig*, 18(2):599–605.
- [Lennon et al., 2007] Lennon, A. M., Attin, T., and Buchalla, W. (2007). Quantity of remaining bacteria and cavity size after excavation with face, caries detector dye and conventional excavation in vitro. *Oper Dent*, 32(3):236–41.
- [Lennon et al., 2006a] Lennon, A. M., Buchalla, W., Brune, L., Zimmermann, O., Gross, U., and Attin, T. (2006a). The ability of selected oral microorganisms to emit red fluorescence. *Caries Res*, 40(1):2–5.
- [Lennon et al., 2006b] Lennon, A. M., Buchalla, W., Rassner, B., Becker, K., and Attin, T. (2006b). Efficiency of 4 caries excavation methods compared. *Oper Dent*, 31(5):551–5.
- [Li et al., 2011] Li, H., Wang, W. M., Yu, S. L., and Wen, Q. (2011). Morphological and microtensile bond strength evaluation of three adhesive systems to caries-affected human dentine with chemomechanical caries removal. *J Dent*, 39(4):332–9.

- [Lutz et al., 1983] Lutz, F., Setcos, J. C., and Phillips, R. W. (1983). New finishing instruments for composite resins. *J Am Dent Assoc*, 107(4):575–580.
- [Maltz et al., 2002] Maltz, M., de Oliveira, E. F., Fontanella, V., and Bianchi, R. (2002). A clinical, microbiologic, and radiographic study of deep caries lesions after incomplete caries removal. *Quintessence Int*, 33(2):151–9.
- [Maltz et al., 2012] Maltz, M., Henz, S. L., de Oliveira, E. F., and Jardim, J. J. (2012). Conventional caries removal and sealed caries in permanent teeth: a microbiological evaluation. *J Dent*, 40(9):776–82.
- [Marchesi et al., 2014] Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosa, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., and Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent*, 42(5):603–612.
- [Massler, 1967] Massler, M. (1967). Pulpal reactions to dental caries. *Int Dent J*, 17(2):441–60.
- [Mertz-Fairhurst et al., 1998] Mertz-Fairhurst, E. J., Curtis, J. W. J., Ergle, J. W., Rueggeberg, F. A., and Adair, S. M. (1998). Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *J Am Dent Assoc*, 129(1):55–66.
- [Mertz-Fairhurst et al., 1986] Mertz-Fairhurst, E. J., Schuster, G. S., and Fairhurst, C. W. (1986). Arresting caries by sealants: results of a clinical study. *J Am Dent Assoc*, 112(2):194–7.
- [Mertz-Fairhurst et al., 1979] Mertz-Fairhurst, E. J., Schuster, G. S., Williams, J. E., and Fairhurst, C. W. (1979). Clinical progress of sealed and unsealed caries. part ii: Standardized radiographs and clinical observations. *J Prosthet Dent*, 42(6):633–7.
- [Meyer-Lückel, 2012] Meyer-Lückel, Hendrik; Paris, S. E. K. (2012). *Karies: Wissenschaft und Klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, Deutschland.

- [Miller, 1889] Miller, W. (1889). *Die Mikroorganismen der Mundhöhle: Die örtlichen und allgemeinen Erkrankungen, welche durch dieselben hervorgerufen werden*. Georg Thieme Verlag, Leipzig.
- [Montagner et al., 2017] Montagner, A. F., Opdam, N. J. M., De Munck, J., Cenci, M. S., Van Meerbeek, B., and Huysmans, M.-C. D. N. J. (2017). Bonding efficacy and fracture pattern of adhesives submitted to mechanical aging with the rub and roll device. *J Adhes Dent*, 19(1):59–68.
- [Moreira da Silva et al., 2007] Moreira da Silva, E., dos Santos, G. O., Guimaraes, J. G. A., Barcellos, A. d. A. L., and Sampaio, E. M. (2007). The influence of c-factor, flexural modulus and viscous flow on gap formation in resin composite restorations. *Oper Dent*, 32(4):356–362.
- [Munoz et al., 2015] Munoz, M. A., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Campanha, N. H., and Loguercio, A. D. (2015). In vitro longevity of bonding properties of universal adhesives to dentin. *Oper Dent*, 40(3):282–292.
- [Nakabayashi et al., 1991] Nakabayashi, N., Nakamura, M., and Yasuda, N. (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent*, 3(4):133–138.
- [Pashley, 1992] Pashley, D. H. (1992). Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc*, 88 Suppl 1:215–224.
- [Pashley et al., 1981] Pashley, D. H., Michelich, V., and Kehl, T. (1981). Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent*, 46(5):531–537.
- [Pereira et al., 2006] Pereira, P. N., Nunes, M. F., Miguez, P. A., and Swift, E. J., J. (2006). Bond strengths of a 1-step self-etching system to caries-affected and normal dentin. *Oper Dent*, 31(6):677–81.
- [Preibisch et al., 2009] Preibisch, S., Saalfeld, S., and Tomancak, P. (2009). Globally optimal stitching of tiled 3d microscopic image acquisitions. *Bioinformatics*, 25(11):1463–1465.

- [Roulet, 1987] Roulet, J. F. (1987). A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int*, 18(8):543–552.
- [Roulet et al., 1989] Roulet, J. F., Reich, T., Blunck, U., and Noack, M. (1989). Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc*, 3(1):147–158.
- [Sano et al., 1994a] Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W. G., and Pashley, D. H. (1994a). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, 73(6):1205–11.
- [Sano et al., 1994b] Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., and Pashley, D. H. (1994b). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10(4):236–40.
- [Sattabanasuk et al., 2007] Sattabanasuk, V., Vachiramon, V., Qian, F., and Armstrong, S. R. (2007). Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent*, 35(6):467–75.
- [Scheinin and Makinen, 1976] Scheinin, A. and Makinen, K. K. (1976). Turku sugar studies. an overview. *Acta Odontol Scand*, 34(6):405–8.
- [Scherrer et al., 2010] Scherrer, S. S., Cesar, P. F., and Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 26(2):e78–93.
- [Schindelin et al., 2012] Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Preibisch, S., Rueden, C., Saalfeld, S., Schmid, B., Tinevez, J.-Y., White, D. J., Hartenstein, V., Eliceiri, K., Tomancak, P., and Cardona, A. (2012). Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nat Methods*, 9(7):676–682.
- [Schröder, 1991] Schröder, H. (1991). *Pathobiologie oraler Strukturen*. Karger, Basel.

- [Schwendicke et al., 2016] Schwendicke, F., Frencken, J. E., BJORNDAL, L., Maltz, M., Manton, D. J., Ricketts, D., Van Landuyt, K., Banerjee, A., Campus, G., Domejean, S., Fontana, M., Leal, S., Lo, E., Machiulskiene, V., Schulte, A., Splieth, C., Zandonà, A. F., and Innes, N. P. (2016). Managing carious lesions: Consensus recommendations on carious tissue removal. *Adv Dent Res*, 28(2):58–67.
- [Schwendicke et al., 2015] Schwendicke, F., Kern, M., Dorfer, C., Kleemann-Lupkes, J., Paris, S., and Blunck, U. (2015). Influence of using different bonding systems and composites on the margin integrity and the mechanical properties of selectively excavated teeth in vitro. *J Dent*, 43(3):327–334.
- [Sherawat et al., 2014] Sherawat, S., Tewari, S., Duhan, J., Gupta, A., and Singla, R. (2014). Effect of rotary cutting instruments on the resin-tooth. *J Clin Exp Dent*, 6(5):e467–73.
- [Shimizu et al., 1981] Shimizu, C., Yamashita, Y., Ichijo, T., and Fusayama, T. (1981). Carious change of dentin observed on longspan ultrathin sections. *J Dent Res*, 60(11):1826–31.
- [Silva et al., 2006] Silva, N. R., Carvalho, R. M., Pegoraro, L. F., Tay, F. R., and Thompson, V. P. (2006). Evaluation of a self-limiting concept in dentinal caries removal. *J Dent Res*, 85(3):282–6.
- [Sirin Karaarslan et al., 2012] Sirin Karaarslan, E., Yildiz, E., Cebe, M. A., Yegin, Z., and Ozturk, B. (2012). Evaluation of micro-tensile bond strength of caries-affected human dentine after three different caries removal techniques. *J Dent*, 40(10):793–801.
- [Stanley et al., 1983] Stanley, H. R., Pereira, J. C., Spiegel, E., Broom, C., and Schultz, M. (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol*, 12(4):257–89.

- [Suzuki et al., 2016] Suzuki, T., Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Endo, H., Erickson, R. L., Latta, M. A., and Miyazaki, M. (2016). Influence of etching mode on enamel bond durability of universal adhesive systems. *Oper Dent*, 41(5):520–530.
- [Takahashi et al., 2012] Takahashi, R., Nikaido, T., Tagami, J., Hickel, R., and Kunzelmann, K.-H. (2012). Contemporary adhesives: marginal adaptation and microtensile bond strength of class ii composite restorations. *Am J Dent*, 25(3):181–188.
- [Takamizawa et al., 2016] Takamizawa, T., Barkmeier, W. W., Tsujimoto, A., Berry, T. P., Watanabe, H., Erickson, R. L., Latta, M. A., and Miyazaki, M. (2016). Influence of different etching modes on bond strength and fatigue strength to dentin using universal adhesive systems. *Dent Mater*, 32(2):e9–21.
- [Tay et al., 2003] Tay, F. R., Hashimoto, M., Pashley, D. H., Peters, M. C., Lai, S. C. N., Yiu, C. K. Y., and Cheong, C. (2003). Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res*, 82(7):537–541.
- [Toledano et al., 2012] Toledano, M., Cabello, I., Yamauti, M., and Osorio, R. (2012). Differential resin-dentin bonds created after caries removal with polymer burs. *Microsc Microanal*, 18(3):497–508.
- [Tsolmon, 2008] Tsolmon, L. (2008). *Charakterisierung von Dentinoberflächen nach Bearbeitung mit neuen, minimal-invasiven und selbstlimitierenden Präparationsverfahren*. Thesis, LMU, München.
- [Van Ende et al., 2013] Van Ende, A., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Peumans, M., and Van Meerbeek, B. (2013). Bulk-filling of high c-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater*, 29(3):269–277.
- [Van Ende et al., 2015] Van Ende, A., Van de Casteele, E., Depypere, M., De Munck, J., Li, X., Maes, F., Wevers, M., and Van Meerbeek, B. (2015). 3d volumetric displacement and strain analysis of composite polymerization. *Dent Mater*, 31(4):453–461.

- [Van Landuyt et al., 2008] Van Landuyt, K. L., Yoshida, Y., Hirata, I., Snauwaert, J., De Munck, J., Okazaki, M., Suzuki, K., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B. (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res*, 87(8):757–761.
- [Van Meerbeek et al., 1994] Van Meerbeek, B., Braem, M., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (1994). Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent*, 22(3):141–146.
- [Van Meerbeek et al., 2003] Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28(3):215–235.
- [Vermelho et al., 2016] Vermelho, P. M., Reis, A. F., Ambrosano, G. M. B., and Giannini, M. (2016). Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig*.
- [Wagner et al., 2014] Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., and Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent*, 42(7):800–807.
- [Weerheijm et al., 1992] Weerheijm, K. L., de Soet, J. J., van Amerongen, W. E., and de Graaff, J. (1992). Sealing of occlusal hidden caries lesions: an alternative for curative treatment? *ASDC J Dent Child*, 59(4):263–8.
- [Weerheijm et al., 1999] Weerheijm, K. L., Kreulen, C. M., de Soet, J. J., Groen, H. J., and van Amerongen, W. E. (1999). Bacterial counts in carious dentine under restorations: 2-year in vivo effects. *Caries Res*, 33(2):130–4.
- [WHO, 1962] WHO (1962). Standardization of reporting of dental diseases and conditions. Report, World Health Organization.

- [Witzel et al., 2007] Witzel, M. F., Ballester, R. Y., Meira, J. B. C., Lima, R. G., and Braga, R. R. (2007). Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dent Mater*, 23(2):204–210.
- [Yoshida et al., 2004] Yoshida, Y., Nagakane, K., Fukuda, R., Nakayama, Y., Okazaki, M., Shintani, H., Inoue, S., Tagawa, Y., Suzuki, K., De Munck, J., and Van Meerbeek, B. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res*, 83(6):454–458.
- [Yoshida et al., 2001] Yoshida, Y., Van Meerbeek, B., Nakayama, Y., Yoshioka, M., Snauwaert, J., Abe, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., and Okazaki, M. (2001). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res*, 80(6):1565–1569.
- [Zheng et al., 2005] Zheng, L., Nakajima, M., Higashi, T., Foxton, R., and Tagami, J. (2005). Hardness and young´s modulus of transparent dentin associated with aging and carious disease. *Dent Mater J*, 24(4):648–653.

Abkürzungsverzeichnis

°C	= Grad Celsius	min	= Minuten
%	= Prozent	ml	= Milliliter
bar	= Bar	mm	= Millimeter
bzw.	= beziehungsweise	µm	= Mikrometer
ca.	= circa	M	= Mittelwert
cm	= Centimeter	MPa	= Megapascal
d.h.	= das heißt	mW	= Milliwatt
et al.	= und andere (lat.)	N	=Newton
FACE	= Fluorescence Aided Caries Excavation	nm	= Nanometer
GPa	= Gigapascal	Nr.	= Nummer
h	= Stunde	REM	= Rasterelektronenmikroskop
Hz	= Hertz	s.	= siehe
KHN	= Knoop-Härte	s	= Sekunde
kV	= Kilovolt	σ	= Standardabweichung
mA	= Milliampere	vgl.	= vergleiche
max.	= maximal	vs.	= versus

Abbildungsverzeichnis

2.1	Härtemessung kariösen Dentins, Quelle: Fusayama et al. (1966)	8
2.2	Kariöse Läsion vor/nach Exkavation mit facelight	16
2.3	PolyBur in den drei verfügbaren Größen 014, 018 und 023	18
4.1	Erzeugung der Zahnhälften für das Split-Tooth-Design	32
4.2	Exkavation der Karies mit PolyBur und Stahlrosenbohrer	33
4.3	Einbringen der adäsviven Kompositfüllung	35
4.4	Präparation der Sticks	37
4.5	Mikrozugversuch mit Bruch der Sticks	39
4.6	Röntgenbilder in Paaren zur Kariesdiagnostik	41
4.7	Probenherstellung fürs Mikro-CT	44
4.8	Mikro-CT-Scan	45
4.9	Probenherstellung zur Oberflächenanalyse im REM	46
4.10	Bildprozessierung zur Volumenanalyse mit der Software Fiji	48
4.11	Politur des Füllungsrandes	51
4.12	Thermomechanische Belastung der Proben	53
4.13	Besputtertes Expoidhardreplikum für Randanalyse im REM	55
5.1	Klassifizierung des Versagensmodus in die Kategorien „Adhäsiv“, „Mix“, „Kohäsiv“	61
5.2	Häufigkeitsverteilung der Daten in innerhalb der einzelnen Gruppen in Abhängigkeit von der Frakturspannung	63

5.3	Weibull-Verteilung aller Testgruppen	65
5.4	Weibull-Verteilung der Exkavationsmethoden im Selfetch-Modus	66
5.5	Weibull-Verteilung der Exkavationsmethoden im Totaletch-Modus	67
5.6	Weibull-Verteilung der Gruppen „Polybur/se“ und „Polybur/te“	68
5.7	Weibull-Verteilung der Gruppen „Stahl/se“ und „Stahl/te“	69
5.8	Weibull-Verteilung der Gruppen „gesund/se“ und „gesund/te“	70
5.9	Stickoberflächen der Reihen „se“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung)	72
5.10	Stickoberflächen der Gruppe „Polybur/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung)	73
5.11	Stickoberflächen der Gruppe „Stahl/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung)	74
5.12	Stickoberflächen der Gruppe „gesund/te“ nach Bruch im Mikrozugversuch (mit ermittelter Frakturspannung) (55x Vergrößerung)	75
5.13	Perfekte Verbundfläche Dentin/Komposit nach Polybur- bzw. Rosenbohrer-exkavation	76
5.14	Perfekte Verbundfläche Schmelz/Komposit	77
5.15	Darstellung der Schrumpfungsvektoren in unterschiedlichen Schnittebenen	79
5.16	Differenzbilder der Volumenanalyse in 2D- und 3D-Darstellung	82
5.17	Anteil des Kriteriums „perfekter Rand“ im Dentin- und Schmelzanteil zu den beiden Testzeitpunkten („24h“ und „TWL+Kausi“)	86
5.18	Kriterien der Randanalyse: „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ (200x Vergrößerung)	88
5.19	Gestichertes Bild für die Auswertung. Einzelbilder mit 200x Vergrößerung im REM angefertigt	89
6.1	Vergleich der Dentinoberfläche einer exkavierten chronischen Kariesläsion mit der sklerotischen Dentins	98

Tabellenverzeichnis

2.1	Überblick Universaladhäsive (Stand 29.03.2017).	22
4.1	Verbrauchsmaterialien der Versuche.	30
5.1	Probenzahl, Mittelwert und Standardabweichung der Frakturspannung in [MPa].	58
5.2	Versagensmodus sowie Anzahl der getesteten Proben.	59
5.3	Auflistung der Ausschlüsse vom Test	59
5.4	Weibull-Modul (β), Charakteristische Lebensdauer (η) und Zeit bis zum Bruch von 10% der Proben (B10-life).	60
5.5	Volumenschrumpfung durch Lichthärtung	80
5.6	Verteilung der Randkriterien zum Zeitpunkt t_0	83
5.7	Verteilung der Randkriterien zum Zeitpunkt t_1	83

Eidesstattliche Versicherung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema „Charakterisierung des Adhäsivverbunds an Restdentin nach selbstlimitierender Kariestherapie“ selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 02.03.2018

Teresa Wohlleb