Aus dem medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Phillips-Universität Marburg

Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

Abteilung für Zahnerhaltungskunde
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Einfluss von Trocknung und Schmelzrandanschrägung auf die Randspaltbildung von Klasse-II-Kompositfüllungen

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin am Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Emilia Maddalena Scimia
aus Bamberg

Marburg, 31. Oktober 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger

Korreferent: Prof. Dr. Michael Gente

Inhaltsverzeichnis

1 ZUSAMMENFASSUNG 7

1.1 Hintergrund und Ziele 7

1.2 Material und Methoden 7

1.3 Ergebnisse 8

1.4 Praktische Schlussfolgerungen 8

1. SUMMARY 9

1.1 Objective 9

1.2 Material and Methods 9

1.3 Results 10

1.4 Conclusion 10

2 EINLEITUNG 11

3 LITERATURÜBERSICHT 13

3.1 Komposit als Füllungsmaterial 13

3.2 Der Verbund Zahn-Komposit 16

3.2.1 Verbund Schmelz-Komposit 16

3.2.2 Verbund Dentin-Komposit 18

3.3 Dentinhaftvermittler 19

3.3.1 Selektive Schmelzätzung und Total-Etch-Verfahren 20

3.3.2 Wet-Bonding 23

3.4 Lösungsmittel 24

3.4.1 Acetonbasierte Systeme 24

3.4.2 Wasserhaltige Systeme 24

3.5 Techniken zur Minimierung der Spaltbildung 25

4 PROBLEMSTELLUNG 27

5 MATERIAL UND METHODEN 28

5.1 PROBENZÄHNE 28

5.2 Vorbereitung der Zähne 28

5.3 Präparation der Klasse-II-Kavitäten 28

5.4 Adhäsive Vorbereitung der Kavitäten 29

5.4.1 Konditionierung von Schmelz und Dentin 29

5.4.2 Trocknung der Kavitäten 29

5.4.3 Applikation des Adhäsivsystems Solobond® M 31

5.5 Füllung der Kavitäten mit Clearfil® AP-X 33

5.6 Ausarbeitung 34

5.7 Replikaherstellung der Ausgangssituation 34

5.8 Thermische Wechselbelastung der Probenzähne 35

5.9 Randspaltanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop 36

5.10 Statistische Auswertung mit SPSS für Windows 38

6 ERGEBNISSE 39

6.1 Schmelzbegrenzter Anteil 40

6.2 Dentinbegrenzter Anteil 41

6.3 Zusammenschau der Ergebnisse 42

7 DISKUSSION 43

8 MATERIAL UND METHODE 44

8.1 Probensammlung und Lagerung 44

8.2 Vorbereitung der Probenzähne 44

8.2.1 Applikation von Solobond M 45
8.2.2 Versorgung der Kavitäten mittels Komposit 45
8.2.3 Thermische Wechselbelastung 46

8.3 Untersuchung der Proben 46

9 ERGEBNISSE 47

9.1 Ergebnisse im dentinbegrenzten Anteil 47

9.2 Ergebnisse im schmelzbegrenzten Anteil 51

10 LITERATURVERZEICHNIS 53

11 TABELLENVERZEICHNIS 62

12 ABBILDUNGSVERZEICHNIS 63

13 LEBENSLAUF 64

14 VERZEICHNIS DER AKADEMISCHEN LEHRER 65

15 DANKSAGUNG 66

16 EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG 67

Für meine Eltern, meinen Bruder Alessandro und meine Tante Elvira

1 Zusammenfassung

1.1 Hintergrund und Ziele

Kompositfüllungen weisen eine Polymerisationsschrumpfung von etwa 3% auf, was ohne Adhäsivtechnik zur Entstehung von Randspalten führen würde. Adhäsivsysteme sollen einen stabilen Verbund zwischen Zahn und Komposit gewährleisten und somit der Spaltbildung entgegenwirken.

In dieser Studie sollte die Beeinflussung der Randqualität von Klasse-II-Kompositfüllungen durch verschiedene Trocknungsmethoden sowie Schmelzrandanschrägung unter Verwendung des Adhäsivsystems Solobond M untersucht werden.

1.2 Material und Methoden

64 extrahierte, karies- und füllungsfreie humane Molaren wurden mit zervikal Dentin-begrenzten okklusal-distalen Klasse-II-Kavitäten versehen. Bei der Hälfte der Zähne wurde außerdem eine Schmelzrandanschrägung angelegt.

Nach dem Ätzen von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure (35%), sowie der Behandlung der Zähne mit Luft-Wasser-Spray, durchliefen die Kavitäten gruppenweise folgende Trocknungsverfahren: 1) 3 kurze Luftstöße, 2) 5 s Luftstrom, 3) 15 s Luftstrom + Rewetting, 4) 30 s Luftstrom. Daraufhin erfolgte die Applikation des Adhäsivsystems Solobond M (Voco, Cuxhaven) nach Herstellerangaben und die Füllung der Kavitäten mit dem Mikrohybridkomposit Clearfil AP-X (Kuraray, Osaka, Japan) in horizontalen Inkrementen.

Von den so behandelten Zähnen wurden vor und nach thermozyklischer Belastung (10.000 Zyklen, 5°C/55°C) Replikas hergestellt, um die Randspaltbildung initial und nach Thermocycling mittels Rasterelektronenmikroskop zu analysieren.

1.3 Ergebnisse

Die thermozyklische Belastung führte bei allen Gruppen zu einer Ermüdung des Verbunds, welche sich in einer signifikanten Zunahme des Randspalts äußerte ($p<0,05$).
Im Schmelzbereich zeigten sich in allen Gruppen vor dem Ermüdungsverfahren ein 100%-iger Randschluss. Nach Wechselbelastung ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Randqualität zwischen den einzelnen Trocknungsverfahren ($p>0,05$). Die Gruppen mit Schmelzrandanschrägung wiesen jedoch gegenüber denjenigen ohne bessere Werte auf ($p<0,05$).
Im Dentin führte ein höherer Trocknungsgrad stets zu schlechteren Ergebnissen ($p<0,05$). Gruppe 3 mit Rewetting zeigte die höchsten Anteile an perfektem Rand mit den geringsten Abweichungen vor und nach thermozyklischer Belastung, gefolgt von den Gruppen 1 und 2 mit 3 kurzen Luftstößen bzw. 5 s. Luftstrom. Die schlechtesten Werte erzielte Gruppe 4 mit dem höchsten Trocknungsgrad. Hier resultierte schon vor Thermocycling ein undichter Randschluss im Dentinbereich.

1.4 Praktische Schlussfolgerungen

Eine erfolgreiche Adhäsion ist im Schmelzbereich einfacher zu erzielen und ist weniger techniksensitiv als im Dentin. Dementsprechend ist bei tiefen Klasse-II-Kavitäten eine Randspaltbildung nicht vollständig zu vermeiden. Unter Verwendung des Adhäsivsystems Solobond M (Voco, Cuxhaven, Deutschland) empfiehlt sich nach dem Absprayen des Ätzgels ein nur kurz durchgeführtes Trocknen, ggf. mit anschließendem Rewetting , um eine Randspaltbildung aufgrund einer Übertrocknung des Dentins in klinisch akzeptablen Grenzen zu halten. Ein Anschrägen der Schmelzränder zeigt Vorteile.

1. Summary

1.1 Objective

Resin composites are characterized by a polymerization shrinkage of about 3%, which would lead to marginal gaps without the use of appropriate adhesive systems. Adhesive systems should guarantee stable bonding between tooth and resin composite and therefore inhibit marginal gaps and recurrent caries.

In this study, by use of the Solobond M adhesive system, marginal quality of Class II resin composite fillings was investigated with regard to the influence of various drying techniques as well as enamel bevelling.

1.2 Material and Methods

64 extracted human molars, free of caries and fillings, received Class-II cavities with cervical margins having been located below the amelocemental junction. 50% of cavities were prepared with enamel bevel.

Enamel and dentin were etched with 35% phosphoric acid and rinsed with water, thereafter various drying techniques were implemented: 1) 3 brief air blows, 2) 5 s air blow, 3) 15 s air blow + rewetting, 4) 30 s air blow.

Then, according to the manufacturer's instruction, the application of the adhesive system Solobond M (Voco, Cuxhaven, Germany) followed. A horizontal incremental technique was used to fill the cavities with the microhybrid resin composite Clearfil AP-X (Kuraray, Osaka, Japan).

For evaluation of marginal gaps, a scanning electron microscope (SEM) was used. Replicas of the teeth were made, before and after the treatment with a specific thermocycling load (10,000 cycles, 5°C/55°C).

1.3 Results

Thermocycling fatigue of the resin composite fillings led to a significant increase of marginal gaps ($p<0.05$). A 100% marginal seal in enamel was achieved prior to fatigue of the resin composite fillings. The various drying techniques showed no significant difference in the marginal quality after thermal stress ($p>0.05$). However, bevelled groups showed significantly better results than those without bevelling ($p<0.05$).
In dentin, more intensive drying technique caused less satisfactory results ($p<0.05$). Group 3 (rewetting group) showed the most stable results with least scatter before and after thermocycling, followed by group 1 (3 s air blow) and group 2 (5 s air blow). The worst results were achieved by Group 4 ($p<0.05$), with the most intensive drying technique. In this Group, no perfect marginal seal was achieved in dentin even initially.

1.4 Conclusion

In enamel, successful adhesion is easier to achieve and it is less technique sensitive than in dentin. Therefore, in deep Class-II cavities, marginal gap are diffcult to avoid.
By use of Solobond M (Voco, Cuxaven, Germany), a short drying method and subsequent rewetting technique should be used. Overdrying of the dentin should be omitted to obtain stable results. Enamel bevelling shows advantages.

2 Einleitung

Die Erhaltung von Funktionalität und Ästhetik des Kauorgans stellt schon seit Anbeginn zahnärztlichen Handelns eine Herausforderung dar. Nach heutigem Wissenstand ist es möglich, Karies durch Prophylaxe weitgehend zu verhindern [19, 34, 52, 53]. Zu primären Präventionsmaßnahmen zählen Ernährungsberatungen [52] sowie Fluoridierungsmaßnahmen [34, 48, 84, 99]. Unter sekundären Präventionsmaßnahmen versteht man die regelmäßige Kontolle durch den Zahnarzt, sowie die Fissurenversiegelung [34]. Tertiäre Präventionsmaßnahmen bezeichnen bereits die invasive Therapie kariöser Läsionen, d.h. das Ausräumen der Karies und die Wiederherstellung von Form und Funktion [34].

Hierzu steht dem Behandler eine Vielzahl von Materialien zur Verfügung. Mitte des 19. Jahrhunderts wurden die ersten Silberamalgame eingeführt [36]. Obwohl Amalgam ein probates Füllungsmaterial darstellt und es über lange Zeit mit Erfolg eingesetzt wurde, wuchs in den letzten Jahren der Bedarf an zahnfarbenen plastischen Restaurationsmaterialien welche die Ästhetik weniger beeinträchtigen. Zusätzlich werden dem Amalgam immer wieder zweifelhafte toxische Wirkungen ohne eindeutigen wissenschaftlichen Nachweis zugeschrieben [2, 3, 36, 59, 60], was inzwischen zu einer breitflächigen Ablehnung dieses Füllungsmaterials innerhalb der Bevölkerung geführt hat.

Zahnärztliche Komposite sind Füllungsmaterialien, welche die Möglichkeit einer direkten und ästhetisch anspruchsvollen Versorgung der defekten Zahnhartsubstanz bieten. In den letzten Jahren konnten deren physikalische Eigenschaften wie Abrasionsfestigkeit und Polymerisationsschrumpfung stetig verbessert werden. Trotzdem bleibt die Polymerisationsschrumpfung mit etwa 3% Hauptnachteil der Komposite [25], da sie Ursache für Spaltbildungen am Interface Komposit-Zahn sein kann. In Verbindung mit der Adhäsivtechnik ist man jedoch in der Lage, die Ausbildung von Spalten durch effektives Verkleben der Füllung mit der Zahnharzsubstanz weitgehend zu verhindern.

Die hierfür zur Anwendung kommenden Adhäsivsysteme zeichnen sich insgesamt durch eine mehr oder weniger ausgeprägte Techniksensitivität aus, da die Faktoren, welche während der Verarbeitung negativen Einfluss auf das Ergebnis des adhäsiven Verbundes nehmen können zahlreich sind [25, 34, 35].

In der folgenden Studie wurde der Einfluss von Trocknungsgrad und Schmelzrandanschrägung auf die Randspaltbildung unter Anwendung des Adhäsivsystems Solobond M untersucht.

3 Literaturübersicht

3.1 Komposit als Füllungsmaterial

Der Begriff Komposit stammt von dem lateinischen Verb *componere*, zusammensetzen, ab. In der Zahnmedizin handelt es sich hierbei um Füllungsmaterialien, welche durch Zusammenfügen mehrerer Komponenten entstanden sind. Grundsätzlich unterscheidet man bei Kompositen eine Matrix mit dem Hauptbestandteil Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), das so-genannte Bowen-Monomer, nach dem Entwickler Rafael Bowen (1962), sowie Zusätze von dünnfließenderen Dimethacrylaten wie Triethylen-glycoldimethacrylat (TEGDMA), um die hohe Viskosität des ersteren, zur Inkorporation von Füllstoffen, herabzusetzten [25]. Durch die Zugabe eines Photoinitiators (z.B Kampherchinon) ist es möglich, das Aushärten des Materials auf die Bedürfnisse des Zahnarztes abzustimmen [38].

Die reine Matrix weist allerdings nach Polymerisation eine Schrumpfung von ca. 12% auf [25]. Diese Volumenabnahme führt zu einem Spalt zwischen eingebrachter Füllung und Zahnhartsubstanz, wo sich vermehrt Speisereste, Bakterien und bakterielle Stoffwechselprodukte ansammeln können. Gleichzeitig ist der entstandene Spalt unzugänglich für die üblichen häuslichen Zahnpflegemittel und stellt somit einen Ausgangspunkt für Sekundärkaries, postoperative Hypersensitivitäten und Füllungsverlust dar [88]. Charakteristisch für das Monomergemisch sind zusätzlich geringe Abrasionsresistenz und mangelnde Radioopazität. Aus diesen Gründen ist die Matrix, für den unmittelbaren Einsatz als zahnmedizinische Restauration ungeeignet.

Erst durch das Hinzufügen von Füllkörpern konnten die meisten Eigenschaften des Materials verbessert werden [54, 96]. Es handelt sich hierbei um verschiedene anorganische Füllkörper wie z.B. Siliciumdioxid, gemahlene Gläser [11, 12] oder Präpolymerisate, d.h. gefülltes und polymerisiertes Komposit, das selbst zu Füllkörpern vermahlen wurde, welche bei der Polymerisation nicht an der Schrumpfung beteiligt sind [35]. So konnte die Schrumpfung verringert und gleichzeitig auch die Abrasionsresistenz verbessert werden [54]. Je nach Füllergröße ergeben sich unterschiedliche Materialeigenschaften.

Tabelle 1: Einteilung der Kompsite nach Füllkörpern und Einsatzgebiet [34]

	Füllergehalt Gew. %	Füllerart	Größe	Einsatzgebiet
Makrofüller		Quarz, Glas, Keramik	1-10 µm	Kaum Verwendet
Mikrofüller	50-80	Hochdisperses Siliciumdioxid, Präpoly-merisate	0,01-0,1 µm	Klasse-V Frontzahnbereich
Hybridkomposite	~ 85	Glas, Siliciumdioxid, Makrofüller	≤ 10 µm	universell
Feinpartikelhybrid		Glas, Siliciumdioxid	< 5 µm	
Feinstpartikelhybrid			< 3 µm	
Submikrohybrid			< 1 µm	Universell/Front
Nanopartikelhybrid	~ 87	Nanocluster, Nanomere aus Siliciumdioxid	≤ 1 µm	Universell/Seitenzahnberiech

Makrofüller machen eine Hochglanzpolitur unmöglich, da Sie vermehrt aus der Matrix herausgelöst werden, sodass eine raue Oberfläche mit hoher Plaqueanlagerungstendenz und geringer Abrasionsresistenz resultiert [55, 94].

Um diese unerwünschten Eigenschaften zu verbessern, wurden sog. Mikrofüller entwickelt. Diese bewegen sich in einer Größenordnung von 0,01-0,1µm [25] und sind im

Gegensatz zu den ersteren gut polierbar [94]. Allerdings konnte hier ein maximaler Füllergehalt von circa 50% [34] erreicht werden, sodass der hohe Matrixanteil wiederum zu erhöhter Schrumpfung und geringer Abrasionsresistenz führte [94]. Durch die Einführung von Präpolymerisaten, bestehend aus polymerisiertem und vermahlenem Mikrofüllerkomposit, konnte jedoch der Füllergehalt auf ca. 70-80% angehoben werden, ohne die guten Poliereigenschaften aufgeben zu müssen [34].

Durch die ausgezeichnete Polierbarkeit und die daraus resultierenden ästhetischen Ergebnisse, finden Mikrofüllerkomposite vor allem im Frontzahnbereich Anwendung [34]. Sog. Hybridkomposite stellen einen Kompromiss aus Makro- und Mikrofüllern dar und vereinigen deren Eigenschaften, sodass ein abrasionsresistentes, gering schrumpfendes Material mit guter Polierbarkeit entstehen konnte [94], welches sowohl für den Frontzahn- als auch für den Seitenzahnbereich Anwendung findet.

3.2 Der Verbund Zahn-Komposit

Aufgrund der Eigenschaft der Komposite, während der Polymerisation zu schrumpfen erschwert sich die Problematik einen dauerhaften, dichten Verbund zwischen Zahn und Füllung herzustellen, denn Komposite sind nicht in der Lage ohne weiteres eine haftende Verbindung mit der Zahnhartsubstanz einzugehen.
Eine rein mechanische Verankerung ist wegen der physikalischen Unterschiede in den einzelnen Zahnhartsubstanzen nicht immer möglich, sodass chemische Hilfsmittel entwickelt werden mussten um der Spaltbildung entgegenzuwirken. Es handelt sich hierbei um sog. Haftvermittler.

3.2.1 Verbund Schmelz-Komposit

Um eine ausreichende mechanische Verankerung zwischen Schmelz und Komposit zu gewährleisten muss dieser mit einer Säure vorbehandelt werden. Es wird so eine vergrößerte Oberfläche als Voraussetzung für eine innige mechanische Verankerung angestrebt. Diese Technik wurde erstmals von Buonocore (1955) mit 80% Phosphorsäure experimentell durchgeführt und zeigte gute Ergebnisse [15]. Mit diesem Vorgang werden Schmelzprismen sowie interprismatische Substanz in unterschiedlichem Maße angelöst, die Oberfläche wird somit vergrößert, sodass ein mikroretentives Muster resultiert.
Als Ätzmittel ist heutzutage 30-40% Ortho-Phosphorsäure zu bevorzugen, da diese eine konstante Ätzwirkung zeigt [16, 25]. Niedriger oder höher konzentrierte Phosphorsäure kann den gewünschten Verbund zur Zahnhartsubstanz beeinträchtigen, da es zur Präzipitation von schwerlöslichem Brushit bzw. Kalziumphosphatverbindungen kommen kann [83]. Die ideale Ätzzeit beträgt im bleibenden Gebiss bei angeschliffenem Schmelz 30 Sekunden, ansonsten 60 Sekunden [32, 33].

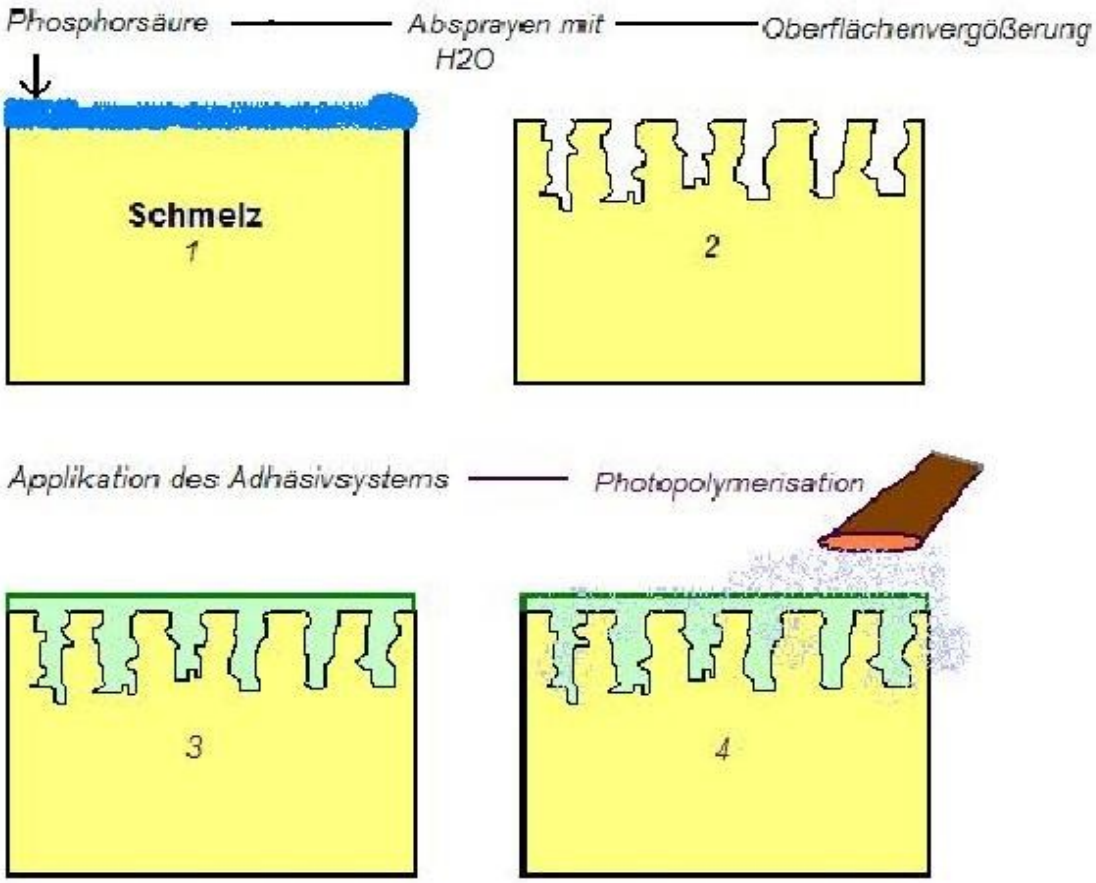

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Schmelzhaftvermittlung

3.2.2 Verbund Dentin-Komposit

Aufgrund der Zusammensetzung des Dentins ist eine mechanische Haftung wie im Schmelzbereich ohne weiteres nicht möglich. Dentin besteht aus Dentinkanälchen, welche mit Dentinliquor gefüllt sind. Zudem handelt es sich hierbei um eine hydrophile Substanz mit einem höheren organischen Anteil als Schmelz [14, 22, 34, 56]. Durch das Präparieren mit Schleifkörpern werden die Dentinkanälchen angeschnitten. Dies führt zu einem Liquorausfluss, sodass eine bis zu 5 µm dicke, sog. Schmierschicht, bestehend aus Kollagen, Dentinresten, Speichelproteinen, Blutbestandteilen, Wasser und Mikroorganismen auf der Zahnoberfläche verbleibt [13].

In den ersten Versuchen wurde dieser Smear-Layer belassen bzw. modifiziert und ein Verbund zu diesem angestrebt (Generation 1 und 2 der Dentinadhäsive), jedoch ohne Erfolg [14, 90, 92, 93]. Die Problematik ergab sich dadurch, dass die Bindung des Layers zur Zahnhartsubstanz selbst nicht stabil genug ist, um vor Spaltbildung bzw. den daraus resultierenden postoperativen Hypersensitivitäten und Füllungsverlust zu schützen. Die Schmierschicht dient zwar als biologische Barriere, ist aber nicht hydrolysestabil, also zeitlich begrenzt [62].

Klinische Erfolge konnten erst mit der Auflösung der Schmierschicht erzielt werden (Generation 3 der Adhäsive) [61, 73, 77]. Hierzu wurde die Dentinoberfläche mit Säure demineralisiert und vergrößert, um so die Penetration eines Adhäsivsystems zu ermöglichen [25, 31]. Anfangs wurde hierzu EDTA, Maleinsäure oder Citronensäure später Phosphorsäure verwendet [34] und das Kollagenfasernetz freigelegt. Das entstandene Retentionsmuster konnte so mit einem Dentinhaftvermittler vorbehandelt werden.

Grundsätzlich stellen Dentinhaftvermittler eine Brücke zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Komposit her [34, 46].

3.3 Dentinhaftvermittler

Dentinhaftvermittler setzen sich aus verschiedenen Komponenten mit unterschiedlichen Aufgaben zusammen [34, 38, 82].

Man unterscheidet einen oder mehrere Primer, bestehend aus einer Säure (fakultativ), amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten (z.B. HEMA, PEGDMA) und Lösungsmittel (z.B. Wasser und/oder Aceton). Das Lösungsmittel hält das demineralisierte Kollagenfasergerüst aufrecht und verhindert so dessen Kollaps, somit können die Methacrylate optimal eindringen [25, 34, 38, 82]. Durch seine amphiphilen Eigenschaften, kann der Primer das hydrophile Dentin ausreichend benetzen [34, 82] und im übertragenen Sinne eine Brücke zwischen hydrophilem Dentin und den hydrophoben Folgeschichten Bonding und Komposit herstellen [25, 34, 38, 82].

Nachdem das Dentinadhäsiv auf die Zahnoberfläche gebracht wurde, bildet sich eine sog. Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagenfasernetz aus [25, 34, 61, 73, 77, 91]. Zusätzlich zeigt sich ein zapfenartiges Eindringen des Haftvermittlers in die eröffneten Dentinkanälchen, sogenannte Tags [25, 34, 61, 73, 77, 91]. Die so entstandene Schicht wird durch Photopolymerisation stabilisiert und ermöglicht einen adhäsiven Verbund mit dem Komposit [25, 34].

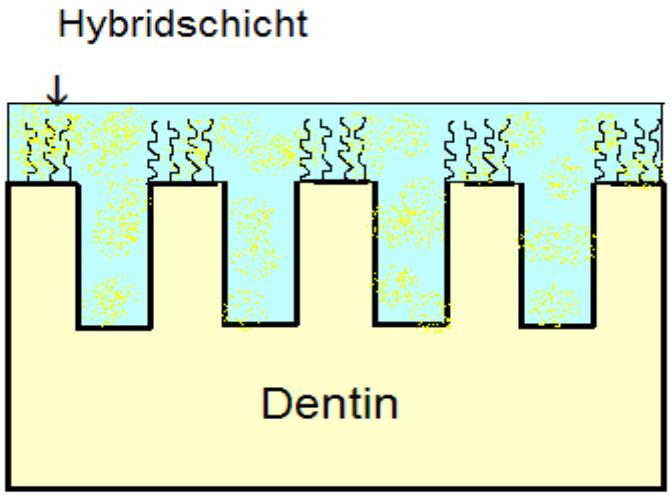

Abbildung 2: Schematische Darstellung der Hybridschicht

3.3.1 Selektive Schmelzätzung und Etch and Rinse-Verfahren

Aufgrund des niedrigen pH-Werts ging man anfangs von einer pulpaschädigenden Wirkung der Phosphorsäure aus, weshalb man eine selektive Schmelzätzung mit separater Dentinbehandlung bevorzugte [34]. Das Dentin wurde mit einer milderen Säure (z.B. Maleinsäure), welche im Haftvermittler enthalten war konditioniert [34]. Dieses Verfahren wird in der dritten Generation der Dentinhaftvermittler beschrieben [25, 34, 46, 72, 76].

Nach heutigem Stand der Wissenschaft ist 30-40% Ortho-Phosphorsäure ohne bedenken auch für die Behandlung im Dentin anwendbar, sodass man in einem Schritt beide Zahnhartsubstanzen ätzen kann [46, 72, 76]. Dabei sollten Ätzzeiten von 30 Sekunden für den Schmelzbereich und max. 15-20 Sekunden für das Dentin eingehalten werden [83]. Aus praktischer Sicht ist deshalb zuerst die Säure auf den Schmelz und im Anschluss auf das Dentin aufzutragen. Die Phosphorsäure ist nach dem Einwirken mit Luft-Wasser-Gemisch abzusprühen, um die gelösten Partikel zu entfernen.

Trotz der guten Ergebnisse in der Anwendung versucht man heutzutage immer mehr Arbeitsschritte zu verkürzen bzw. zu vereinigen, um einen einfacheren und vor allem schnelleren Ablauf in der Praxis zu erzielen. Aus diesem Grund wurden Adhäsivsysteme mit nur einem Primer eingeführt und ein zusätzliches Auftragen konnte eingespart werden (fünfte Generation) [34]. Mit der Sechsten Generation der Haftvermittler wollte man die Vorbehandlung der Zahnhartsubstanzen sogar auf einen einzigen Schritt reduzieren [34]. Diese Systeme sind selbst ätzend und selbst primend und basieren z.B. auf Phosphorsäureester-Verbindungen, um die gewünschte Demineralisierung zu erreichen [34]. Studien zeigten jedoch deutlich schlechtere Haftwerte im Vergleich zu den Mehrschritt-Systemen mit separatem Ätzvorgang. Die Zeitersparnis ist daher oft als Synonym für Qualitätsminderung anzusehen [20, 25, 26, 28, 30, 63, 100]. Trotzdem können diese Systeme u.U. sinnvoll sein, etwa bei Behandlungen im Milchgebiss, da reduzierte Mitarbeit und Geduld von Kindern i.d.R. ein zügiges Arbeiten erfordern [45]. Was die Schmelzhaftung betrifft, ist dementsprechend ein Ätzen mit Phosphorsäure als Mittel der Wahl anzusehen. One-Bottle-Systeme sind im Stande, eine befriedigende Haftung am Dentin zu erzielen allerdings sind die Haftwerte für den Schmelzbereich recht gering [7, 25, 44, 45].

Zusätzlich ist die unterschiedliche Schmelzprismenlöslichkeit im Zentrum und in der Peripherie zu berücksichtigen, weshalb ein Anschrägen der Kavitätenränder Hilfreich sein kann [25, 34]. Quer angeschnittene Prismen werden besser mit Adhäsiv penetriert als längsverlaufende Prismen, welche nur ein interprismatisches Eindringen ermöglichen [25, 67].

Zahlreiche Studien haben Vor- und Nachteile dieser Präparationstechnik untersucht, allerdings konnte kein einheitliches Ergebnis veröffentlicht werden [64, 67, 98]. Trotzdem kann man sagen, dass die Kavitätenrandanschrägung bei Verwendung eines Self-etch-Systems größere Vorteile mit sich bringt als unter Verwendung von Phosphorsäure [25, 30]. Da das Ätzvermögen der ersteren geringer ist, stellt das Anschrägen eine Unterstützung für eine ausreichende Verankerung des Adhäsivs dar[79].

Tabelle 2: Generationen der Adhäsivsysteme [24]

Generationen	Schmierschicht	Konditionierung
Erste	belassen	selektive Schmelzätzung
Zweite		
Dritte	modifiziert	selektive Schmelzätzung mit H_3PO_4 Dentinkonditionierung mit milder Säure
Vierte	entfernt	Total-Etch-Verfahren mit H_3PO_4
Fünfte		
Sechste		One Bottle: self-etch und selbstprimend

Der Versuch der letzten Jahre die Arbeitsschritte immer mehr zu Komprimieren und den Praxisablauf zu beschleunigen wird in folgender Tabelle veranschaulicht:

Tabelle 3: Einteilung der Adhäsivsysteme nach Anwendungsschritte [25]

<table>
<tr><th></th><th>Phosphorsäure</th><th>Primer 1</th><th>Primer 2</th><th>Bonding Agent</th></tr>
<tr><td>Vier-Schritt-Selektive-Etch</td><td rowspan="2">Schmelz</td><td>Schmelz / Dentin</td><td>Schmelz / Dentin</td><td rowspan="4">Schmelz / Dentin</td></tr>
<tr><td>Drei-Schritt-Selektive-Etch</td><td colspan="2">1+2 Vermischen
Schmelz / Dentin</td></tr>
<tr><td>Vier-Schritt-Etch&Rinse</td><td rowspan="3">Schmelz / Dentin</td><td>Schmelz/ Dentin</td><td>Schmelz/ Dentin</td></tr>
<tr><td>Drei-Schritt-Etch&Rinse</td><td colspan="2">Primer 1&2 vermischen und applizieren
Schmelz / Dentin</td></tr>
<tr><td>Zwei-Schrtt-Etch&Rinse</td><td colspan="2" rowspan="4">Schmelz / Dentin</td><td>Nein</td></tr>
<tr><td>Zwei-Schritt Self-etch</td><td rowspan="3">Nein</td><td>Schmelz / Dentin</td></tr>
<tr><td>Ein-Schritt-Self-Etch</td><td rowspan="2">Nein</td></tr>
<tr><td>Ein-Schritt-Self-etch – One Bottle-</td></tr>
</table>

3.3.2 Wet-Bonding

Unabhängig von der Menge der oben genannten Arbeitsschritte ist bei der Konditionierung der Zahnoberfläche auf eine produktgerechte Anwendung nach Herstellerangaben zu achten. Je nach Zusammensetzung der Bondingsysteme ergibt sich eine mehr oder weniger ausgeprägte Sensitivität gegenüber Dentinübertrocknung, was im zahnärztlichen Alltag nicht immer einfach zu managen ist. Wasser lässt das Kollagenfasergerüst aufquellen und hält es aufrecht, sodass das Adhäsiv-System penetrieren und im Anschluss durch Photopolymerisation fixiert werden kann. Nach dem Ätzen der Zahnoberfläche und dem folgenden Absprayen, wird ein Trocknen der Schmelzoberfläche durchgeführt, um das retentive Muster beurteilen zu können. Hierbei besteht jedoch die Gefahr des Dentinfaserkollapses bedingt durch übermäßiges Trocknen [25, 34, 35, 40, 41, 46, 69, 70, 72].

In diesem Zusammenhang wurde die Technik des Wet-Bonding bzw. des Rewetting eingeführt, wobei die Zahnoberfläche erneut – nach der optischen Kontrolle des Ätzmusters – befeuchtet wird [25, 34].

3.4 Lösungsmittel

Lösungsmittel dienen der Diffusion der amphiphilen Moleküle, damit diese ihren Wirkungsort an der Zahnoberfläche erreichen können. Als solche können Azeton, Alkohole und Wasser dienen [25, 34, 38].

3.4.1 Acetonbasierte Systeme

Systeme, welche als Lösungsmittel Aceton enthalten, wie z.B. Solobond M, Prime & Bond NT, benötigen immer eine feuchte Dentinoberfläche, da sie selbst kein bzw. nicht ausreichendes Wasser enthalten. Ist die Zahnoberfläche dementsprechend zu trocken, dann ist die Haftung nur unzureichend und es resultieren sogenannte Nanoleakages mit konsequenten postoperativen Hypersensitivitäten [25, 40, 73].

Diese Systeme sind daher als sehr techniksensitiv anzusehen und sollten nach dem Prinzip des Rewetting bzw. Wet-Bonding verarbeitet werden [25, 34, 73].

3.4.2 Wasserhaltige Systeme

Weniger techniksensitiv sind solche Systeme, die Wasser in einer gegenüber dem organischen Lösungsmittel (Alkohol bzw. Azeton) ausgeglichener Menge enthalten. Hierzu zählen, zum Beispiel Scotchbond Multipurpose, Optibond FL oder Syntac Classic. Diese Systeme sind aufgrund des ausreichenden Wassergehalts in der Lage, ein durch Übertrocknung kollabiertes Kollagenfasergerüst durch Quellung wieder aufzurichten.

3.5 Techniken zur Minimierung der Spaltbildung

Trotz der großen Fortschritte in der Adhäsivtechnik liegt die Hauptproblematik bei der Füllungstherapie mit Kompositen immer noch im Kontraktionsstress nach Polymerisation, sowie in der Spaltbildung am Interface.

Aus diesem Grund wurden Verarbeitungstechniken gesucht, welche diese Problematik zusätzlich minimieren.

Die Applikation des Füllungsmaterials in einer Portion (Bulk-Technik), stellt sich bei den Kompositen als problematisch dar, da hier der sog. C-Faktor hoch ist [25, 65].

Der Configuration-Faktor (C-Faktor) ergibt sich aus dem Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Füllungsmaterials [25, 65, 85].

Eine Studie der Abteilung Zahnerhaltung und Parodontologie der FAU Erlangen-Nürnberg ergab, dass der C-Faktor eine wesentliche Rolle bei der Dentinhaftung spielt [65]: um den C-Faktor möglichst gering zu halten und somit auch die Spannungen in der Füllung selbst, sollte das Füllungsmaterial in mehreren Inkrementen (Inkrement-Technik), welche bereits selbst den C-Faktor berücksichtigen, eingebracht und einzeln ausgehärtet werden [25, 65, 85].

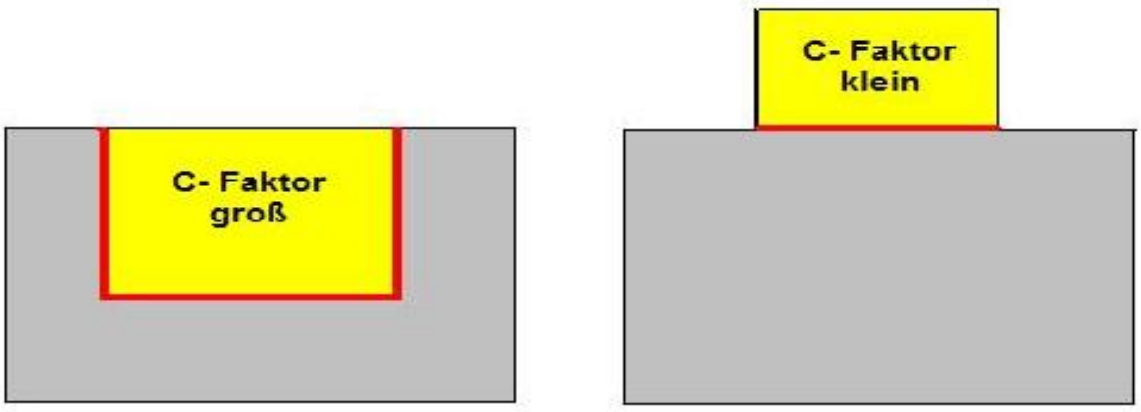

Abbildung 3: Bedeutung des C-Faktors [25]

Das Einbringen eines fließfähigen Komposits direkt nach dem Adhäsiv vermeidet eine Sauerstoffinhibition gerade in der für den Verbund entscheidenden Hybridschicht, was Ursache für eine Spaltbildung am Interface Adhäsiv-Füllung sein kann [25, 65]. In den letzten Jahren beschäftigten sich zahlreiche Studien mit der sog. Lining-Technik jedoch konnten keine einheitliche Ergebnisse bezüglich der marginalen Adaptation nachweisen werden [8, 10].

4 Problemstellung

Eine ästhetisch und funktionell befriedigende Kompositfüllung ist nicht immer einfach zu erzielen. Die Hauptproblematik liegt in der Polymerisationsschrumpfung und im adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Füllung. Aufgrund der typischen Eigenschaften des Dentins, sowie der Zusammensetzung des Adhäsivsystems besteht eine gewisse Techniksensitivität, was den Feuchtigkeitsgehalt des Dentins vor Applikation des Haftvermittlers angeht. Durch einen Kollagenfaserkollaps, hervorgerufen durch Übertrocknung des Dentins nach Phosphorsäurekonditionierung, kann ein mangelhafter adhäsiver Verbund des Füllungskomposits zum Zahn und demzufolge ein Randspalt resultieren.

In dieser Studie wurde der Einfluss von Dentintrocknungsgrad und Schmelzrandanschrägung auf das Randschlussverhalten von Klasse-II Kompositfüllungen untersucht.

5 Material und Methoden

5.1 Probenzähne

64 extrahierte, karies- und füllungsfreie humane Molaren wurden für die Durchführung dieser Studie ausgewählt. Diese wurden seit der Extraktion in einer Chloramin-T-Lösung (0,5%) aufbewahrt, welche alle zwei Wochen erneuert wurde. Dazu dienten mit Schraubdeckel verschließbare Kunststoffbehälter.

5.2 Vorbereitung der Zähne

Mit Scalern und Küretten (Hu-Friedy, Leimen), wurden Zahnstein, Konkremente und andere Gewebereste sorgfältig entfernt.

5.3 Präparation der Klasse-II-Kavitäten

Mit einem roten Winkelstück (KaVo, Biberach, 120.000 U/min) und einem roten Rundkopfdiamanten (Hager & Meisinger, Düsseldorf) erfolgte die Präparation von okklusal-distalen Klasse-II-Kavitäten unter Wasserkühlung.
Der zervikale Kavitätenrand befand sich 2 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze, die bukkolinguale Ausdehnung betrug 4 mm und die mesiodistale 2 mm.
Die Hälfte der so vorbereiteten Proben wurde zusätzlich mit einer Schmelzrandanschrägung von 1 mm versehen.

5.4 Adhäsive Vorbereitung der Kavitäten

Um einen stabilen Verbund zwischen Zahnoberfläche und Komposit zu gewährleisten, wurden die Zähne mit Phosphorsäure und einem Haftvermittler vorbehandelt.

5.4.1 Konditionierung von Schmelz und Dentin

Im Etch and Rinse-Verfahren erfolgte die Konditionierung der Kavitäten nacheinander mit 35% Phosphorsäure (Vococid, Voco, Cuxhaven). Das Ätzgel wurde beginnend im Schmelz und zuletzt im Bereich des Dentins aufgetragen, sodass Ätzzeiten von 20 Sekunden für das Dentin und 30 Sekunden für den Schmelz eingehalten wurden. Die Säure wurde im Anschluss mit Wasserspray für 30 Sekunden abgesprüht.

5.4.2 Trocknung der Kavitäten

Die Probenzähne wurden je nach Versuchsgruppe unterschiedlich getrocknet. Insgesamt ergaben sich 8 Versuchsgruppen zu je 8 Zähnen. Die zugehörigen Verfahren können der folgenden Tabelle entnommen werden:

Gruppe	Anzahl (n)	Anschrägung	Ätzvorgang	Trocknungszeit	Adhäsiv
I	8	-	35% ortho-phosphorsäure	3 kurze Luftstöße	Solobond M
Ia	8	+			
II	8	-		5 sec. Luftstrom	
IIa	8	+			
III	8	-		15 s Luftstrom + Rewetting	
IIIa	8	+			
IV	8	-		30 s Luftstrom	
IVa	8	+			

Tabelle 4: Trocknungsverfahren der jeweiligen Versuchsgruppen

5.4.3 Applikation des Adhäsivsystems Solobond® M

Als Adhäsiv fand das Einflaschensystem Solobond M (Voco, Cuxhaven) Anwendung, welches gemäß der Herstellerhinweise aufgetragen wurde: Applizieren der Flüssigkeit mittels Microbrush (Microbush International, Grafton, U.S.A.) auf die präparierten Flächen für 30 Sekunden, mit Luft verblasen gefolgt von 40 Sekunden Photopolymerisation (Polylux II, KaVo, Biberach).

Tabelle 5: Zusammensetzung der Komponenten von Solobond M

	Inhalt	Zusammensetzung
Solobond M-System	Vococid etchant	34,5 % Ortho-Phosphorsäure
	Solobond M	Aceton, Bis-GMA, HEMA, BHT, organische Säuren

Abbildung 4: Adhäsivsystem 'Solobond M' (Quelle: www.voco.de)

5.5 Füllung der Kavitäten mit Clearfil® AP-X

Unmittelbar vor dem Legen der Füllungen wurde ein Toffelmire-Matrizenband zur Erleichterung der Modellation angelegt.

Im Anschluss erfolgte das Füllen der Zähne mit dem Mikrohybridkomposit Clearfil AP-X (Kuraray, Osaka, Japan) mit Hilfe eines Heidemannspatels und eines Flachstopfers (Hu-Friedy, Leimen). Das Füllungsmaterial wurde Schrittweise in die Kavität eingebracht (Horizontale Inkrementtechnik) und jedes einzelne Inkrement für 40 Sekunden unter der Polymerisationslampe (Polylux II, KaVo, Bieberach) ausgehärtet.

Nach Abnahme des Matrizenbandes fand von oral und vestibulär jeweils eine 40 s Nachpolymerisation statt, sowie eine sorgfältige Reinigung der Zähne von Bondingresten und Überschüssen.

Tabelle 6: Zusammensetzung des verwendeten Komposits und dessen Anwendung.

	Inhaltsstoffe	Anwendung
Clearfil AP-X	Bis-GMA, TEGDMA, Silanated barium glass filler, Silanated silica filler, Silanated colloidal silica, D/L-Camphorquinone, Catalysts, Accelerators, Pigments, Others.	Horizontale Inkrementtechnik Inkrementdicke 2 mm

Abbildung 5: Angewandtes Füllungsmaterial, Clearfil AP-X Quelle: www.kuraray-europe.de

5.6 Ausarbeitung

Unter Kontrolle per Op-Mikroskop erfolgte anschließend die Ausarbeitung der approximalen und okklusalen Flächen mittels gelben, flammenförmigen Finierdiamanten (Hager und Meissinger, Düsseldorf).
Zur Politur der approximalen Flächen wurden SofLex Scheiben (3M Espe, Seefeld) in den abnehmenden Rauhigkeiten grob, mittel, fein und superfein verwendet. Für die okklusale Politur kamen spezielle Polierbürstchen zur Anwendung (Occlubrush, Kerr, Bioggio, Schweiz).

5.7 Replikaherstellung der Ausgangssituation

Zur Herstellung der Replikas wurden 64 Schraubverschlüsse von Getränkeflaschen gesammelt und gereinigt. Diese dienten als Abdruckträger. Die Abformung erfolgte im Doppelmischverfahren mit einem A-Silikon. Das hochviskose Panasil Binetics (Kettenbach, Eschenburg)wurde als Abdruckgrundlage benutzt und mit Hilfe des Pentamix-Gerätes (3M Espe, Seefeld) in die Schraubverschlüsse gegeben. Folgend wurde das fließfähigere Panasil Contact Plus (Kettenbach, Eschenburg) darauf appliziert und die Zähne mit der relevanten Fläche darin versenkt.
Die Abdrücke der Probenzähne wurden unter dem Op-Mikroskop auf Blasen und Fehler untersucht und gegebenenfalls wiederholt.
Die so erhaltenen Negative der Zähne wurden zunächst mit Alkohol entfettet und im Anschluss mit Polyurethan-Modellmaterial AlphaDie MF (Schütz Dental GmbH, Rosbach v. d. H.), welches nach Herstellerangaben angemischt wurde, ausgegossen, um Replikas der Ausgangsituation zu erhalten.
Die Abdrücke härteten unmittelbar nach dem Ausgießen für 15 Minuten im Drucktopf (2 bar) aus. Es folgte Beschriftung, Zuordnung der Testgruppen und Verpackung in geschlossenen Tüllsäckchen.

5.8 Thermische Wechselbelastung der Probenzähne

Unter Anwendung eines Thermocyclers (Willytec, Feldkirchen-Westerham), waren die Probenzähne mittels Schwenkarms einem rhythmischen Wechselbad von 5°C/55°C ausgesetzt, um so die Temperaturunterschiede in der Mundhöhle nachzuahmen. Die Tauchzeit betrug je 30 Sekunden, mit einer dazwischen liegenden Abtropfzeit von 10 Sekunden. Insgesamt durchliefen die Zähne 10.000 Zyklen.

Nach der beschriebenen thermischen Wechselbelastung erfolgte eine erneute Abformung und Replikaherstellung der Zähne nach dem bereits oben genannten Verfahren.

5.9 Randspaltanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop

Die erhaltenen Replikas, welche die Randqualität initial, sowie nach thermischer Wechselbelastung wiedergeben, wurden bei 200-facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Dabei lag die Aufmerksamkeit am Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Füllung, um eine eventuelle Spaltbildung zu beurteilen.

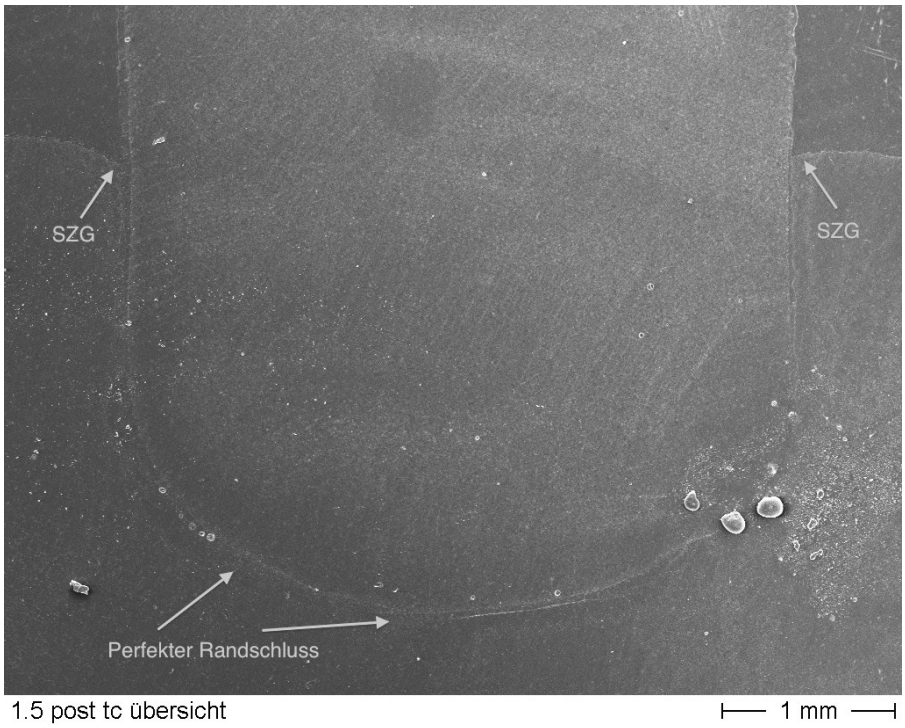

Abbildung 7: Übersichtsaufnahme

Abbildung 7 zeigt eine Übersichtsaufnahme mit gutem Randschlussverhalten und gut erkennbarer Schmelz-Zement-Grenze.

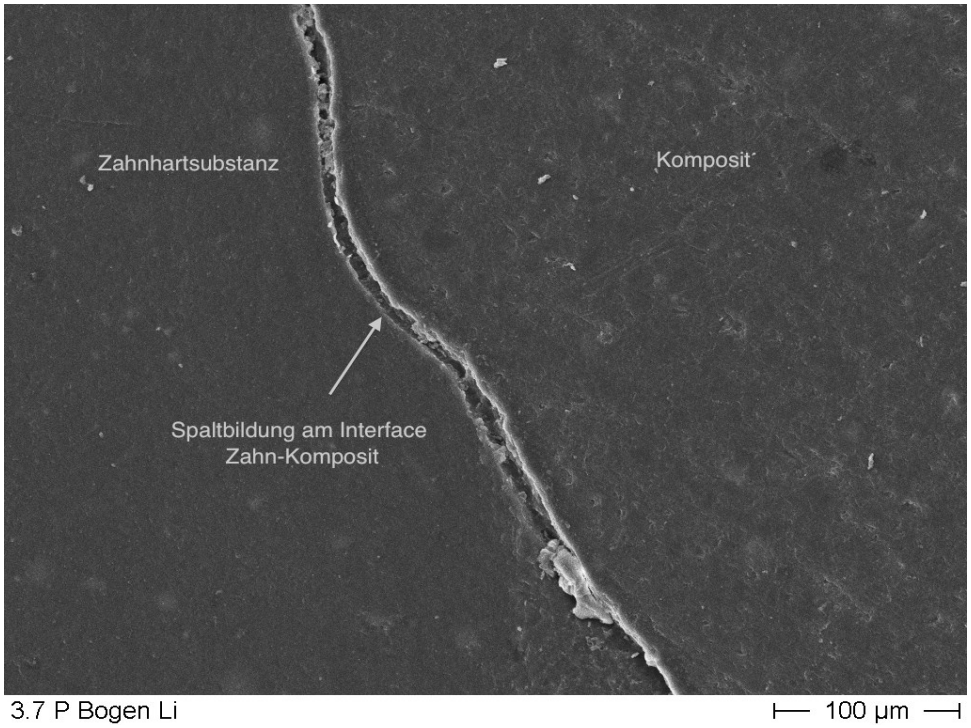

Abbildung 8: Spaltbildung am Interface Zahn-Komposit

Abbildung 8 zeigt einen Randspalt zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz. Ein insuffizienter Füllungsrand kann Ausgangspunkt für Sekundärkaries und postoperative Hypersensitivitäten sein.

5.10 Statistische Auswertung mit SPSS für Windows

Die statistische Auswertung erfolgte mittels der Software SPSS for Windows (SPSS inc., Chicago, Illinois, USA).

Angewandte Testverfahren:

1. Der Kolmogorov-Smirnov-Test zur Prüfung auf Normalverteilung. Im Falle einer Normalverteilung erfolgte eine Varianzanalyse (ANOVA), bei nicht normal verteilten Testwerten wurden nichtparametrische Tests durchgeführt.

2. Der nichtparametrische Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test prüft für zwei abhängige Stichproben mit ordinal skalierten Werten, ob die positiven und negativen Rangunterschiede voneinenader abweichen.

3. Der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test prüft auf Basis der Rangordnungen, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören.

4. Das Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm untersucht unabhängige Stichproben auf dem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$. Die Signifikanzebene wurde auf $\alpha=1-(1-\alpha)^{1/k}$ (k = Anzahl der durchgeführten Paarvergleiche) adjustiert.

6 Ergebnisse

Die Auswertung der Proben erfolgte unter Berücksichtigung der Kavitätenränder in den beiden unterschiedlichen Zahnhartsubstanzbereichen je vor und nach thermozyklischer Belastung:

1) Schmelzbegrenzter Anteil
2) Dentinbegrenzter Anteil

6.1 Schmelzbegrenzter Anteil

Im schmelzbegrenzten Anteil zeigte sich vor künstlicher Ermüdung unter allen Trocknungsbedingungen eine perfekt abschließende Randbegrenzung von 100%. Nach thermischer Wechselbelastung resultierte in allen Gruppen eine mehr oder weniger ausgeprägte Randspaltbildung. Auffallend ist jedoch, dass in allen Gruppen mit Schmelzrandanschrägung signifikant bessere Ergebnisse erzielt wurden, als in jenen ohne ($p<0,05$). Die unterschiedlichen Trocknungsverfahren hatten keinen relevanten Einfluss auf die Ergebnisse. Folgendes Diagramm veranschaulicht die Auswertung.

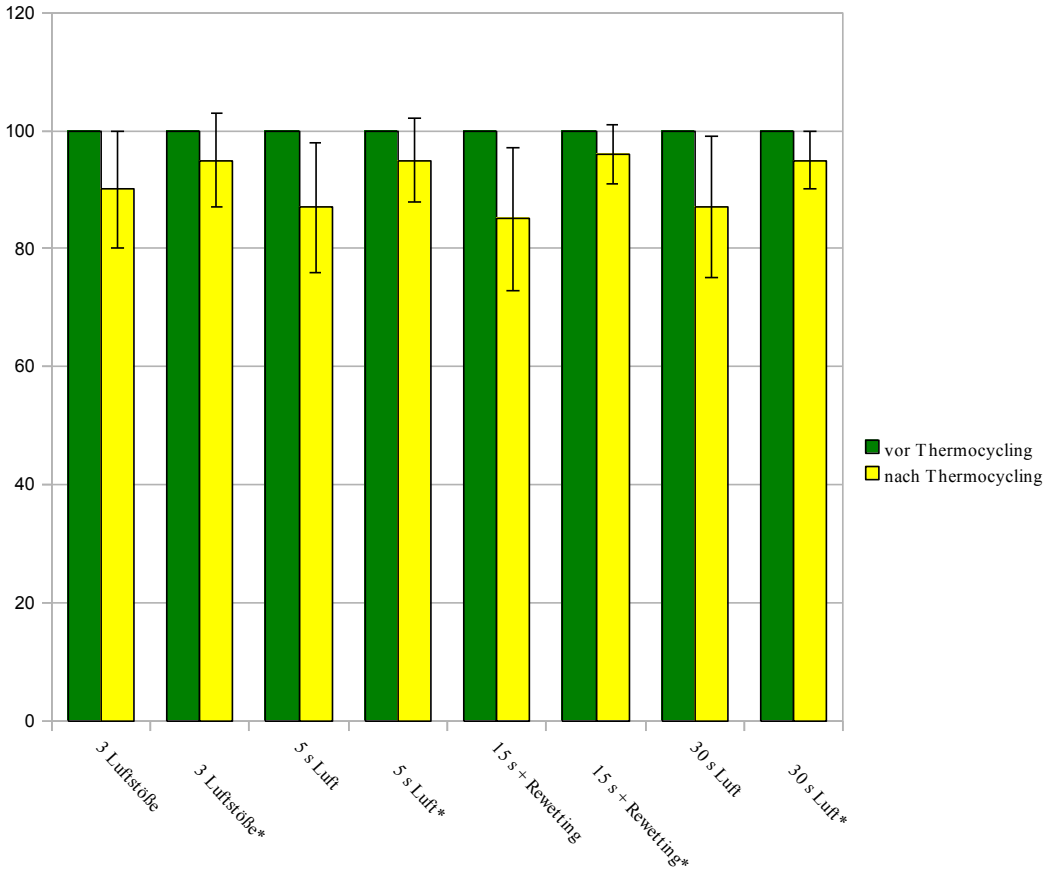

Abbildung 9: Ergebnisse im Schmelz vor und nach Thermocycling (*mit Anschrägung)

6.2 Dentinbegrenzter Anteil

Im dentinbegrenzten Anteil zeigten die Gruppen 1 bis 3 einheitliche Ergebnisse mit einem 100%igem Randverhältnis vor dem Thermocycling.

Gruppe 4 mit dem höchsten Trocknungsgrad von 30 Sekunden zeigt bereits vor thermischer Wechselbelastung Spaltbildung am Interface Komposit-Zahnhartsubstanz ($p<0,05$).

Nach künstlicher Ermüdung wiesen alle Gruppen eine signifikante Abnahme der Randqualität auf ($p<0,05$). Gruppe 3 mit Rewetting-Verfahren erzielt die besten Ergebnisse (74%) gefolgt von Gruppe 1 mit der geringsten Trocknungszeit von 3 kurzen Luftstößen und Gruppe 2 (5 Sekunden). Die schlechtesten Werte erreichte Gruppe 4. Dies veranschaulicht, dass ein steigender Trocknungsgrad mit einer signifikant schlechteren Randqualität einhergeht. Folgendem Diagramm sind die Ergebnisse im Einzelnen zu entnehmen

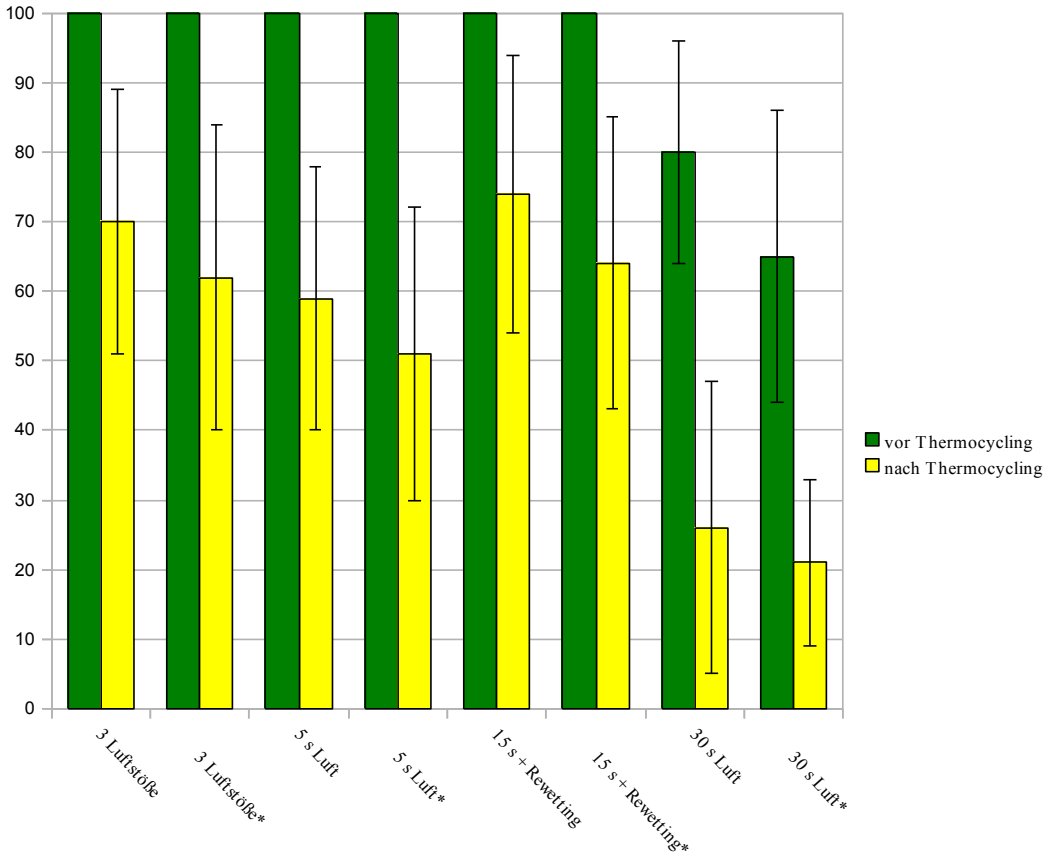

Abbildung 10: Ergebnisse im Dentin vor und nach Thermocycling (* mit Anschrägung)

6.3 Zusammenschau der Ergebnisse

In der Gegenüberstellung der Einzelabschnitte Schmelz und Dentin zeigte Gruppe 1 (3 kurze Luftstöße) die besten Ergebnisse mit den im Schnitt geringsten Abweichungen vor und nach Thermocycling. Gleich im Anschluss folgen Gruppe 3 (15 Sekunden Trocknung und Rewetting) und Gruppe 2 (5 s Trocknung).

Die schlechtesten Ergebnisse mit den stärksten Abweichungen erzielte auch bei Gegenüberstellung der zwei Zahnhartsubstanzen Gruppe 4 (30 s Luft).

Zusammenfassend ergibt sich eine befriedigende Adhäsion im Dentin wesentlich schwieriger als im Schmelz. Ein höherer Trocknungsgrad führt im Dentin unmittelbar zu schlechterer Randqualität. Im Schmelzbereich spielte der Trocknungsgrad keine signifikante Rolle.

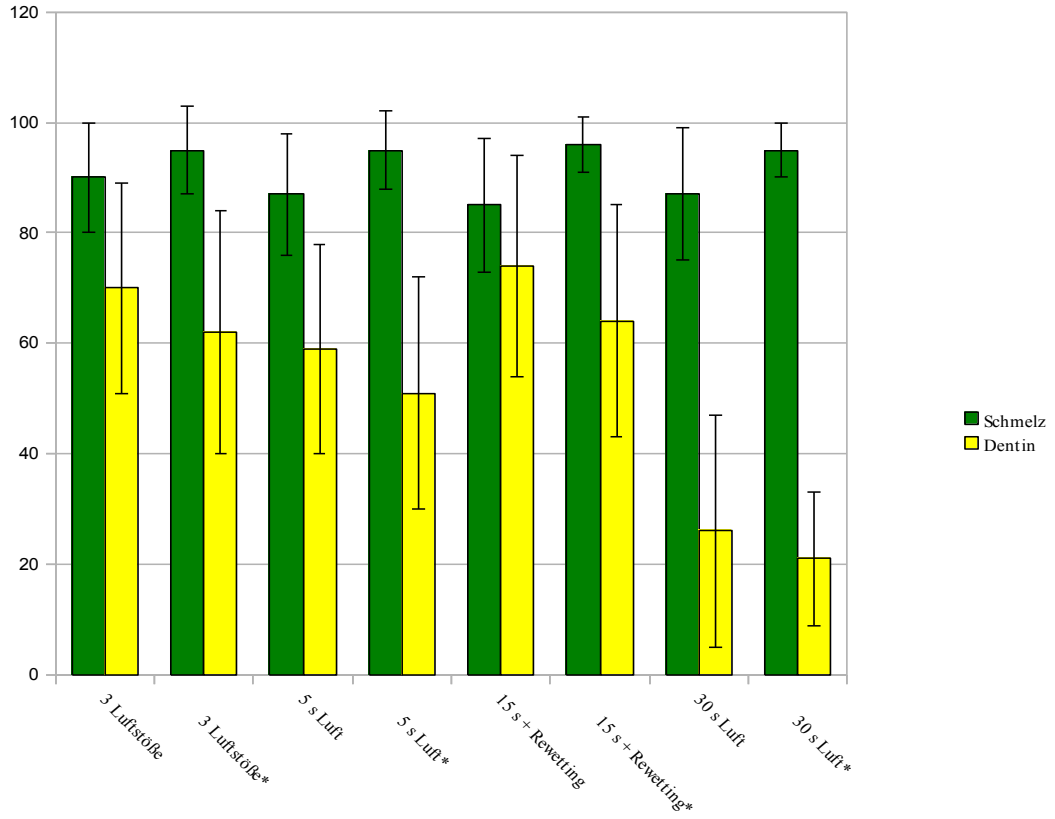

Abbildung 11: Ergebnisse im Schmelz und im Dentin vor und nach Thermocycling (* mit Anschrägung)

7 Diskussion

Komposite bieten die Möglichkeit minimalinvasive und ästhetisch anspruchsvolle Versorgungen zu realisieren. Trotz der großen Fortschritte in den letzten Jahren bleibt die Hauptproblematik jedoch die Schrumpfung des Füllungsmaterials während der Polymerisation und die daraus resultierenden postoperativen Hypersensitivitäten, sowie bakterielle Besiedlung des Füllungsrandes [18, 34, 35, 42, 43, 86]. Die Hauptursache dieser Schrumpfung liegt in der Matrix, da diese einen Volumenschwund von ca. 12% aufweist [25, 34]. Erst durch den Zusatz von Füllkörpern konnte der Volumenverlust auf circa 3% reduziert und Materialeigenschaften zusätzlich verbessert werden [25, 78].

Eine der Hauptrollen für eine erfolgreiche Füllungstherapie mit Kompositen spielt die Haftung an der Zahnhartsubstanz. Aufgrund seiner hydrophilen Eigenschaften und des höheren Anteils an organischer Substanz, sowie der oberflächlichen Schmierschicht, ist es schwieriger einen dauerhaften Verbund zum Dentin herzustellen als zum Schmelz [25, 34, 35, 69, 70, 72, 86].

Buonocore erzielte 1955 erstmals eine Schmelzhaftung mittels Säure-Ätz-Verfahren mit 80% Ortho-Phosphorsäure [25, 34, 56, 83, 86]. Diese Technik konnte sich bewähren, jedoch wird heutzutage eine Konzentration von 30-40% als ideal angesehen [25, 28, 34, 74, 75, 83]. Weitere Recherchen und Arbeiten konnten Strategien entwickeln, welche eine suffiziente Haftung auch am Dentin ermöglichen. Versuche, die Schmierschicht als Haftpartner auszunutzen, scheiterten. Erst durch Auflösen des Smear-Layers und Demineralisation des Dentins wurde ein Eindringen der Adhäsivsysteme in die so vergrößerte Oberfläche ermöglicht und eine Hybridschicht als Verbundbrücke erstellt [25, 34, 46, 69, 70, 72]. Das demineralisierte Dentin ist feuchtigkeitssensibel, sodass eine übermäßig trockene Oberfläche zu einem Kollagenfaserkollaps führen kann, was die Ausbildung einer adäquaten Hybridschicht erschwert [23, 25, 34, 35, 40, 41, 46, 69, 70, 72].

In dieser Studie wurde der Einfluss des Dentintrocknungsgrades und einer Schmelzrandanschrägung auf die marginale Adaptation von Klasse-II Kompositfüllungen unter Verwendung des Adhäsivsystems Solobond M untersucht.

8 Material und Methode

8.1 Probensammlung und Lagerung

Für diese Studie wurden 64 karies- und füllungsfreie humane Molaren gesammelt und von Epithelresten sowie Konkrementen gereinigt. Direkt nach der Extraktion wurden diese in einer Chloramin-T-Lösung aufbewahrt. Der genaue Zeitpunkt der Extraktion und dementsprechend das individelle Alter eines jeden Zahnes war nicht bekannt. Die Wahl des Lagerungsmediums kann den Erfolg des Bondings verfälschen [37]. Studien zufolge ist Chloramin-T eine der Lösungen, welche keinen Einfluss auf die Verbundwerte nimmt. Es wirkt Desinfizierend jedoch nicht denaturierend oder austrocknend, wie z. B. Formalin, und führt somit zu keiner Verfälschung der Ergebnisse [37, 49, 81]. Um die oralen Verhältnisse nachzuahmen, wurden die Proben nach der Kavitätenpräparation und Füllung für 3 Wochen im Wasserbad gelagert und so eine realistischere Wasseraufnahme simuliert. Die Verweildauer im Wasser kann das Bonding ebenso negativ beeinflussen. Nach eine Studie von Frankenberger et al. konnte bewiesen werden, dass eine Lagerung von bis zu 90 Tagen keine Rolle im Push-out Versuch spielt, darüber hinaus kommt es jedoch zu einer Abnahme der Haftwerte [29].

8.2 Vorbereitung der Probenzähne

Nachdem die Zähne mit okklusodistalen Kavitäten versehen wurden, erfolgte die Vorbehandlung mittels 35% Ortho-Phosphorsäure und die Applikation des Adhäsivsystems Solobond M (Voco, Cuxhaven). Der Ätzvorgang erfolgte im Etch and Rinse-Verfahren von peripher nach zentral, um die vorgesehenen Zeiten von 30 s für den Schmelz und 15-20 s für das Dentin nicht zu überschreiten [34, 50, 51, 83]. Studien belegen, dass dieses Ätzverfahren die besten Haftwerte erzielt [25, 57, 58, 71]. Selbstätzende und selbstprimende Systeme, welche einen separaten Ätzgang umgehen wollen zeigen hingegen schlechtere Haftwerte am Schmelz mit entsprechender Spaltbildung. Im Dentin hingegen können gute Werte erzielt werden [44, 45].

8.2.1 Applikation von Solobond M

Das Adhäsivsystem Solobond M arbeitet nach dem Prinzip des Wet-Bondings und muss laut Herstellerangaben im Rahmen des Etch and Rinse-Verfahrens nur einmal auf die Zahnoberfläche aufgetragen werden. Das Wet-Bonding setzt eine feuchte Zahnoberfläche voraus. Die Zahnoberfläche sollte nach dem Absprayen des Ätzgels nicht übertrocknet werden [17, 71]. Zahlreiche Studien belegen, dass ein Übertrockenen des Dentins zu einem Kollaps des Kollagenfasergerüsts führt [25, 34, 35, 40, 41, 46, 70-72]. Das Eindringen des Adhäsives wird somit erschwert bzw. verhindert, sodass keine ausreichende Hybridschicht erzielt werden kann. Postoperative Hypersensitivitäten sowie Sekundärkaries sind die Folge [17, 34, 39-41].

8.2.2 Versorgung der Kavitäten mittels Komposit

Für diese Studie wurde das Mikrohybridkomposit Clearfil AP-X der Firma Kuraray verwendet [47]. Eines der Vorteile dieses Komposites liegt im hohen Fülleranteil von 86 gew%, wodurch die Polymerisationsschrumpfung auf 1,9% reduziert werden konnte [47]. Die Füllkörper bestehend aus Bariumgläsern weisen einen Durchmesser von mind. 0,04 µm auf und führen zu guter Polierbarkeit und Abrasionsresistenz [47]. Die Kavitäten wurden mittels horizontaler Inkrementtechnik (max. 2 mm Inkrementstärke) gefüllt. Unter Berücksichtigung des C-Faktors sollte so Kontraktionsstress möglichst gering gehalten werden [9, 65].

8.2.3 Thermische Wechselbelastung

Eine Verpackung der Zähne in Tüllsäckchen diente in diesem Versuchsschritt der Korrekten Gruppenzuordnung. Thermocycling ist ein etabliertes Verfahren, welches eine In-Vitro-Simulation der oralen Temperaturverhältnisse ermöglicht [16]. Die thermische Wechselbelastung erfolgte im Wasserbad bei jeweils 5°C und 55°C, sodass der abwechselnde Verzehr von kalten und warmen Speisen nachgeahmt werden konnte. Die Zahnhartsubstanzen, sowie das Füllungsmaterial unterliegen dabei unterschiedlicher Wärmeausdehnung, was zu Spannungen am Interface führt und den adhäsiven Verbund beeinträchtigen kann [80].
Zusätzlich kommt es durch das umgebende Medium zu Hydrolyseprozessen, welche eine zusätzliche Belastung für den Klebeverbund darstellen [27, 31]. Aufgrund dieser degenerativen Prozesse ist eine Zunahme der Randspalten nach Thermocycling zu beobachten [4-6, 97].

8.3 Untersuchung der Proben

Um einen Vergleich der Proben vor und nach thermozyklischer Wechselbelastung zu ermöglichen, wurden jeweils Replikas der Zähne erstellt. Hierzu erfolgten zunächst Abformungen aller Proben mittels A-Silikon im Doppelmischverfahren. Im Anschluss wurden diese mit einem Polyurethanharz ausgegossen.
Die erhaltenen Duplikate wurden unter dem Rasterelektronenmikroskop unter Berücksichtigung der Randqualität im Schmelz- und Dentinbereich untersucht. Mittels computergestützter Bildanalyse lassen sich den Streckenabschnitten direkt die definierten Randqualitätskriterien zuordnen. Auf diese Weise wird eine quantifizierende Aussage auch bei geringer Probenzahl möglich [66].

9 Ergebnisse

Die Probenzähne wurden gezielt auf Randqualität im Dentin sowie im Schmelzbereich untersucht. Die Untersuchung zeigte abweichende Ergebnisse in den beiden Zahnhartsubstanzbereichen.

9.1 Ergebnisse im dentinbegrenzten Anteil

Im dentinbegrenzten Anteil zeigten die Gruppen 1 bis 3 unabhängig von einer Schmelzanschrägung, ein 100%iges Randschlussverhalten vor thermischer Wechselbelastung. Gruppe 4, mit dem höchsten Trocknungsgrad, zeigte schon vor Thermocycling Spaltbildung – ein dichter Randschluss konnte nur zu 80% bzw. 65% erziehlt werden.
Thermische Wechselbelastung führte in allen Gruppen zu einer Abnahme der Werte. Gruppe 3 und 3a mit Rewetting zeigten mit 74% bzw. 64 % die besten Ergebnisse, direkt gefolgt von Gruppe 1 und 1a mit dem kürzesten Trocknungsverfahren (70% bzw. 62%). Abschließend lässt sich sagen, dass sich der Trocknungsgrad direkt proportional zur Spaltbildung verhält. Diese Ergebnisse stimmen mit anderen Studien überein [17, 40, 41, 68, 69].
Ein zu hoher Trocknungsgrad führt zu einem Kollaps des Kollagenfaseranteils, sodass die Penetration des Adhäsivsysthems erschwert bzw. verhindert wird [25, 34, 39-41]. Dies erklärt, weshalb in der Gruppe mit 30 s Trocknung schon vor Thermocycling nur bedingt ein dichter Rand erzielt wurde. Das Adhäsivsysthem Solobond M ist wegen seiner Acetonbasis nicht in der Lage, kollabierte Kollagenfasern zu rehydrieren und aufrecht zu halten [24, 39-41, 73, 89]. Aus diesem Grund ist unter Anwendung dieses Adhäsivsystems das Rewettingverfahren zu empfehlen, um eine übermäßige Trocknung zu vermeiden [24, 73].

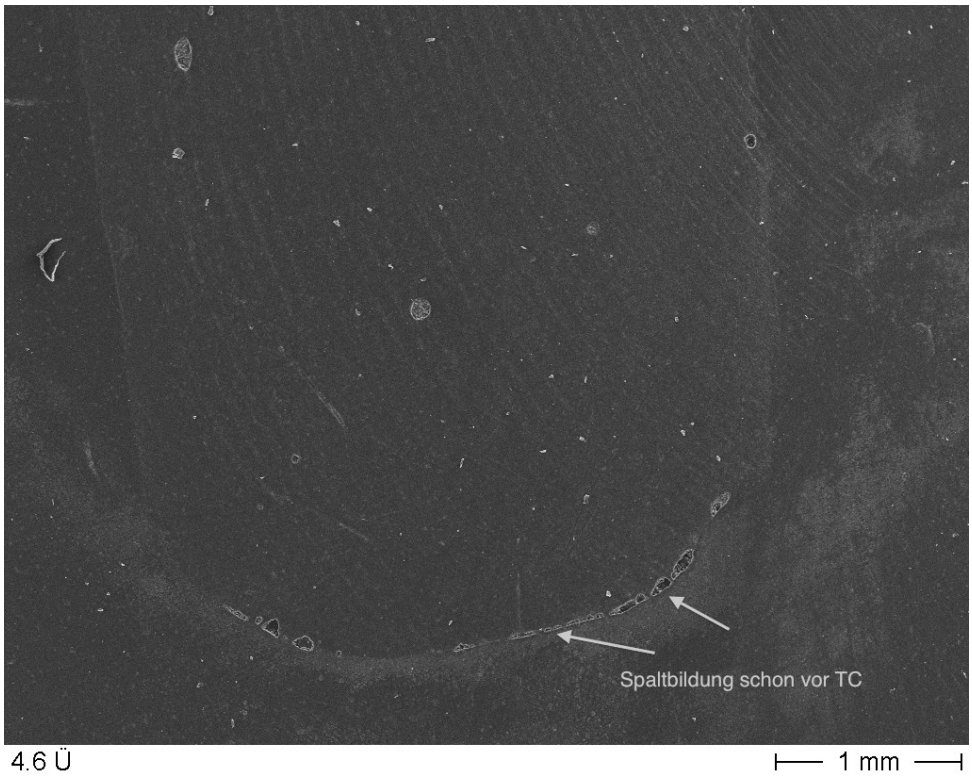

Abbildung 12: Übersichtsaufnahme mit Spaltbildung vor thermischer Wechselbelastung

Abbildung 12 zeigt eine Übersichtsaufnahme mit insuffizientem Randverhalten schon vor thermischer Wechselbelastung. Es handelt sich hierbei um eine Probe aus Gruppe 4 mit dem höchsten Trocknungsgrad. Vermutlich kam es in diesem Fall zu einem Kollagenfaserkollaps aufgrund der oben beschriebenen Übertrocknung des Dentins.

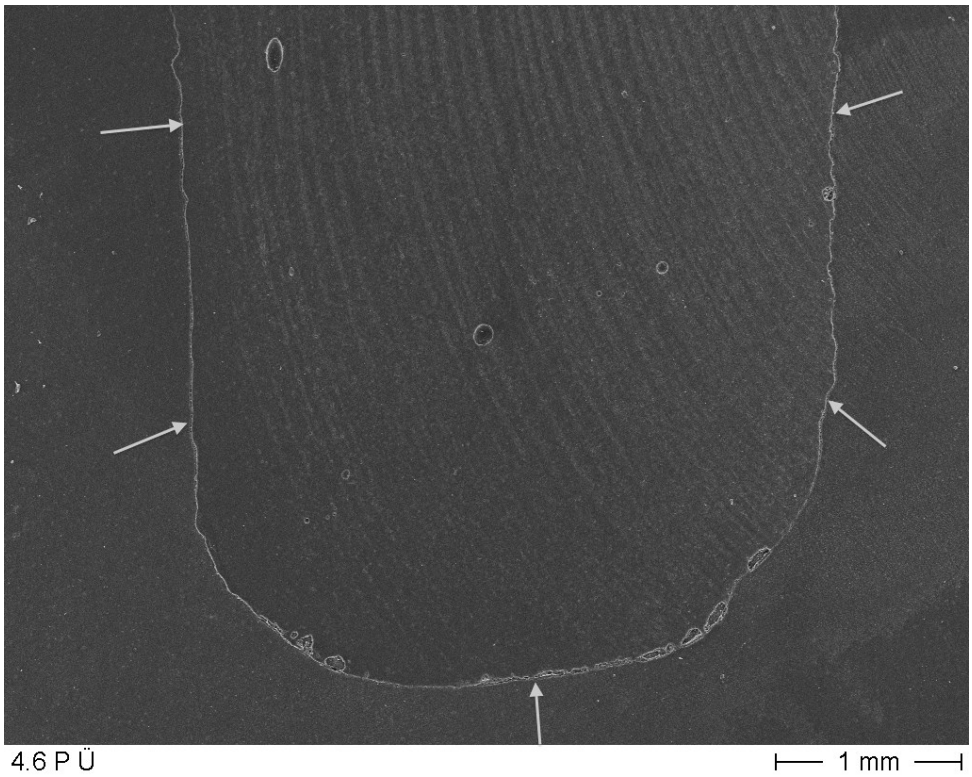

Abbildung 13: Verschlechterung der Randqualität nach Thermocycling – Gruppe 4

Abbildung 13 veranschaulicht, wie sich nach thermischer Wechselbelastung das Randschlussverhalten der Füllung verschlechtert.
Die Pfeile markieren einen durchgehenden Randspalt am Interface Zahn-Füllung.

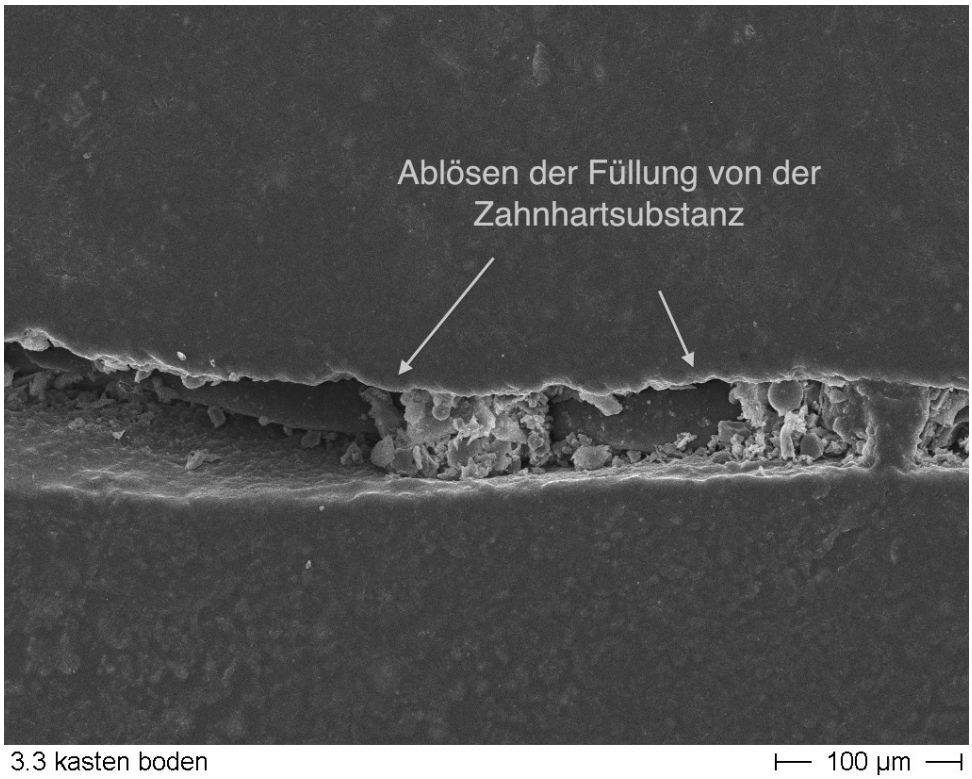

Abbildung 14: Randspalt – Detailaufnahme

Abbildung 14 zeigt im Detail wie der Verbund Zahn-Füllung dem Kontraktionsstress nicht standhalten konnte.

9.2 Ergebnisse im schmelzbegrenzten Anteil

Vor thermischer Wechselbelastung wiesen alle Proben einen perfekten Randschluss auf. Danach kam es in jeder Versuchsgruppe zu einer signifikanten Abnahme der Werte. Dennoch bewegen sich diese zwischen 85%-95%.

Das Trocknungsverfahren und somit der entsprechende Feuchtigkeitsgrad hatten keinen relevanten Einfluss auf die Randqualität im Schmelz. Eine Schmelzrandanschrägung äußerte sich vorteilhaft.

Der Sinn einer Anschrägung im Schmelzanteil wurde in vielen Studien untersucht, jedoch konnten hierbei keine eindeutigen Ergebnisse erzielt werden [1, 21, 64, 67, 87]. Opdal et al. sowie Swanson et al. empfehlen jedoch diese Technik für kleine Klasse-II Kompositfüllungen, da sie sich – wie auch in dieser Studie zu erkennen war – vorteilhaft auf die Randqualität im Schmelz auswirken kann [67].

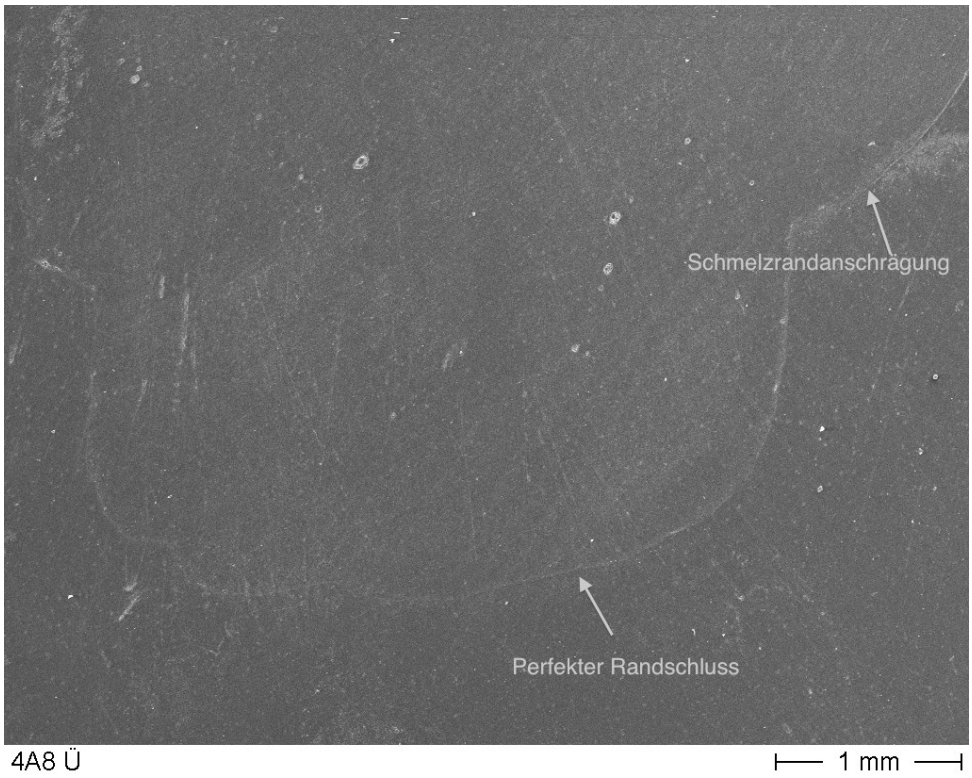

Abbildung 15: Schmelzrandanschrägung, gutes Randschlussverhalten

Abbildung 15 zeigt eine Probe mit Schmelzrandanschrägung und perfektem Randschluss vor Thermocycling.

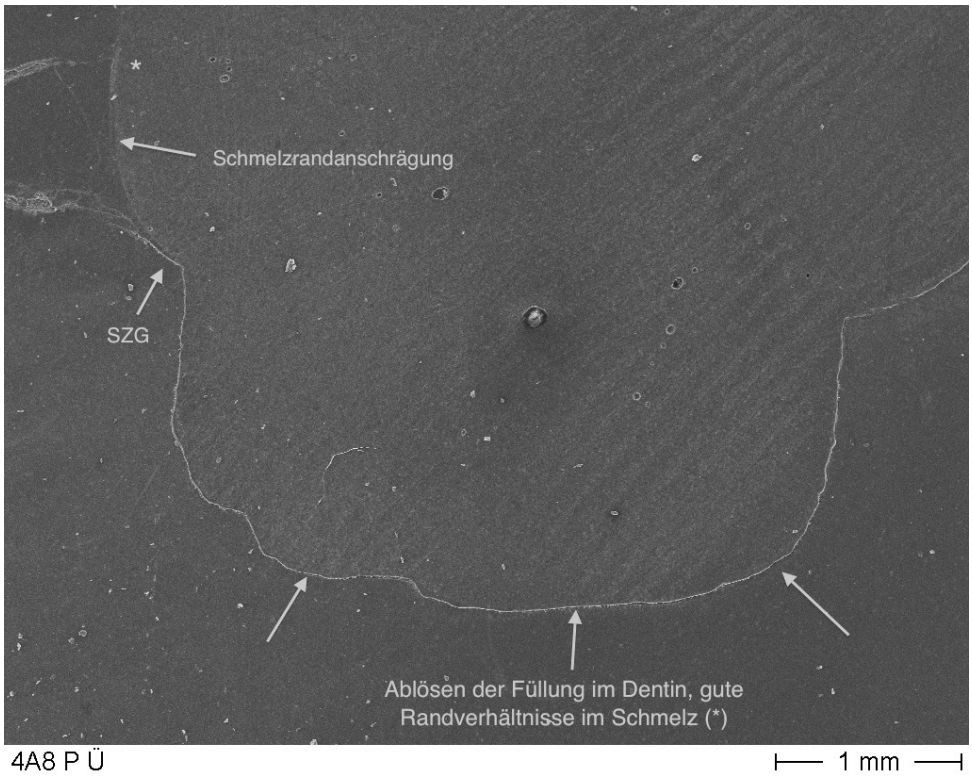

Abbildung 16: Randschlussverhalten im Schmelz und im Dentin nach Thermocycling

Abbildung 16 zeigt, wie sich die Randverhältnisse nach thermischer Wechselbelastung im Dentin verschlechtert haben. Im Schmelzbereich bleibt die Situation unverändert. Es handelt sich hier um einen Zahn aus Gruppe 4 mit höchstem Trocknungsgrad. Es bestätigt die hohe Feuchtigkeitssensitivität von Dentin. Im Schmelz hingegen ergab der hohe Trocknungsgrad keine Verschlechterung.

10 Literaturverzeichnis

1. Baratieri LN, Ritter AV. Critical appraisal. To bevel or not in anterior composites. J Esthet Restor Dent. 2005;17(4):264-9.
2. Bates MN. Mercury amalgam dental fillings: an epidemiologic assessment. Int J Hyg Environ Health. 2006;209(4):309-16.
3. Bates MN, Fawcett J, Garrett N, Cutress T, Kjellstrom T. Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. Int J Epidemiol. 2004;33(4):894-902.
4. Bedran-de-Castro AK, Cardoso PE, Ambrosano GM, Pimenta LA. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent. 2004;29(1):42-8.
5. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent. 2004;29(2):150-6.
6. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. J Adhes Dent. 2004;6(3):221-6.
7. Bermudez L, Wajdowicz M, Ashcraft-Olmscheid D, Vandewalle K. Effect of Selective Etch on the Bond Strength of Composite to Enamel Using a Silorane Adhesive. Oper Dent. 2015;40(6):E242-9.
8. Bore Gowda V, Sreenivasa Murthy BV, Hegde S, Venkataramanaswamy SD, Pai VS, Krishna R. Evaluation of Gingival Microleakage in Class II Composite Restorations with Different Lining Techniques: An In Vitro Study. Scientifica (Cairo). 2015;2015.
9. Boroujeni PM, Mousavinasab SM, Hasanli E. Effect of configuration factor on gap formation in hybrid composite resin, low-shrinkage composite resin and resin-modified glass ionomer. J Investig Clin Dent. 2015;6(2):156-60.
10. Boruziniat A, Gharaee S, Sarraf Shirazi A, Majidinia S, Vatanpour M. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: A systematic review and meta-analysis. Quintessence Int. 2016;47(2):93-101.

11. Bowen RL, Cleek GW. A new series of x-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. J Dent Res. 1972;51(1):177-82.
12. Bowen RL, Cleek GW. X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. J Dent Res. 1969;48(1):79-82.
13. Brannstrom M. Smear layer: pathological and treatment considerations. Oper Dent Suppl. 1984;3:35-42.
14. Buonocore MG. Retrospections on bonding. Dent Clin North Am. 1981;25(2):241-55.
15. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.
16. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008;16(4):158-65.
17. Carpena Lopes G, Colle Zanette A. Microleakage of occlusoproximal adhesive restorations, effect of dentin moisture after acid etching. Minerva Stomatol. 2009;58(11-12):593-600.
18. Cenci MS, Pereira-Cenci T, Cury JA, Ten Cate JM. Relationship between gap size and dentin secondary caries formation assessed in a microcosm biofilm model. Caries Res. 2009;43(2):97-102.
19. Chander S, Rees J. Strategies for the prevention of erosive tooth surface loss. Sadj.65(3):106-8, 10-1.
20. Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentin--Old wine in new bottles? J Dent. 2015;43(5):525-36.
21. Coelho-De-Souza FH, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Fracture resistance and gap formation of MOD restorations: influence of restorative technique, bevel preparation and water storage. Oper Dent. 2008;33(1):37-43.
22. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-32.
23. Farge P, Alderete L, Ramos SM. Dentin wetting by three adhesive systems: influence of etching time, temperature and relative humidity. J Dent.38(9):698-706.

24. Finger WJ, Balkenhol M. Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone-based adhesive. J Adhes Dent. 2000;2(1):51-6.
25. Frankenberger R. Adhäsiv-Fibel, Adhäsive Zahnmedizin- Wege zum klinischen Erfolg. 2008.
26. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Kramer N. Evaluation of resin composite materials. Part I: in vitro investigations. Am J Dent. 2005;18(1):23-7.
27. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Investig. 1999;3(1):11-7.
28. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. Dent Mater. 2008;24(2):185-91.
29. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004;69(1):25-32.
30. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater. 2005;21(5):397-412.
31. Gueders AM, Charpentier JF, Albert AI, Geerts SO. Microleakage after thermocycling of 4 etch and rinse and 3 self-etch adhesives with and without a flowable composite lining. Oper Dent. 2006;31(4):450-5.
32. Gwinnett AJ. Histology of normal enamel. IV. Microradiographic study. J Dent Res. 1966;45(3):870-3.
33. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol. 1967;12(12):1615-20.
34. Hellwig E. KJ, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. Urban&Fischer. 2003.
35. Hickel R, Kunzelmann, K.H., Lambrechts, P., Perdiagao, J., Vanherle, G., van, Meerbeck B, Frankenberger, R., De Munck, J. Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M Espe.
36. Hyson JM, Jr. Amalgam: Its history and perils. J Calif Dent Assoc. 2006;34(3):215-29.

37. Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136(1):83-6.
38. K. Eichner HFK. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 2000;Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung.
39. Kanca J, 3rd. The all-etch bonding technique/wetbonding. Dent Today. 1991;10(9):58, 60-1.
40. Kanca J, 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. Quintessence Int. 1992;23(1):39-41.
41. Kanca J, 3rd. Wet bonding: effect of drying time and distance. Am J Dent. 1996;9(6):273-6.
42. Kermanshahi S, Santerre JP, Cvitkovitch DG, Finer Y. Biodegradation of resin-dentin interfaces increases bacterial microleakage. J Dent Res.89(9):996-1001.
43. Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani, Zilm PS, Gully NJ. An in vitro investigation of marginal dentin caries abutting composite resin and glass ionomer cement restorations. Aust Dent J. 2007;52(3):187-92.
44. Kramer N, Frankenberger R. Compomers in restorative therapy of children: a literature review. Int J Paediatr Dent. 2007;17(1):2-9.
45. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Restorative materials in the primary dentition of poli-caries patients. Eur Arch Paediatr Dent. 2007;8(1):29-35.
46. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc. 2000;131 Suppl:20S-5S.
47. Kuraray E. Clearfil AP-X Beipackzettel. 2002.
48. Laheij AM, van Strijp AJ, van Loveren C. In situ remineralisation of enamel and dentin after the use of an amine fluoride mouthrinse in addition to twice daily brushings with amine fluoride toothpaste. Caries Res.44(3):260-6.
49. Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Jr., Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc. 2007;138(12):1599-603.
50. Lopes GC, Vieira LC, Araujo E, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G. Effect of dentin age and acid etching time on dentin bonding. J Adhes Dent.13(2):139-45.

51. Lopes GC, Vieira LC, Monteiro S, Jr., Caldeira de Andrada MA, Baratieri CM. Dentin bonding: effect of degree of mineralization and acid etching time. Oper Dent. 2003;28(4):429-39.

52. Lussi A, Jaeggi T, Schaffner M. Diet and dental erosion. Nutrition. 2002;18(9):780-1.

53. Lussi A, Jaeggi T, Schaffner M. Prevention and minimally invasive treatment of erosions. Oral Health Prev Dent. 2004;2 Suppl 1:321-5.

54. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent. 1983;50(4):480-8.

55. Lutz F PR, Roulet JF, Imfeld T. . Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheil.914-29.

56. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent. 2004;29(5):481-508.

57. Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesive class V restorations. J Dent. 2001;29(2):123-30.

58. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. Oper Dent. 2001;26(4):357-66.

59. Martin MD, Woods JS. The safety of dental amalgam in children. Expert Opin Drug Saf. 2006;5(6):773-81.

60. Mutter J. Is dental amalgam safe for humans? The opinion of the scientific committee of the European Commission. J Occup Med Toxicol.6(1):2.

61. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982;16(3):265-73.

62. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to intact dentin. J Dent Res. 1996;75(9):1706-15.

63. Naranjo J, Ali M, Belles D. Comparison of shear bond strength of self-etch and self-adhesive cements bonded to lithium disilicate, enamel and dentin. Tex Dent J. 2015;132(11):914-21.

64. Nebot D, Fortier JP, Goldberg M, Aldin P. [Bonding and enamel prisms: is the "bevel" still significant?]. Actual Odontostomatol (Paris). 1990;44(171):379-91.

65. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater. 2004;20(6):579-85.

66. Opdam NJ, Roeters JJ, Burgersdijk RC. Microleakage of Class II box-type composite restorations. Am J Dent. 1998;11(4):160-4.

67. Opdam NJ, Roeters JJ, Kuijs R, Burgersdijk RC. Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. J Prosthet Dent. 1998;80(3):274-9.

68. Orellana N, Ramirez R, Roig M, Giner L, Mercade M, Duran F, et al. Comparative study of the microtensile bond strength of three different total etch adhesives with different solvents to wet and dry dentin (in vitro test). Acta Odontol Latinoam. 2009;22(1):47-56.

69. Pashley D, Ciucchi B, Sano H. Dentin as bonding substrate. Dtsch Zahnärztl Z 78:483/Abstr 3017. 1994.

70. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int. 1993;24(9):618-31.

71. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. Dent Mater.27(1):1-16.

72. Perdigao J. Dentin bonding as a function of dentin structure. Dent Clin North Am. 2002;46(2):277-301, vi.

73. Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. Quintessence Int. 2001;32(5):385-90.

74. Perdigao J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L. New trends in dentin/enamel adhesion. Am J Dent. 2000;13(Spec No):25D-30D.

75. Perdigao J, Gomes G, Lopes MM. Influence of conditioning time on enamel adhesion. Quintessence Int. 2006;37(1):35-41.

76. Perdigao J, Lopes M. Dentin bonding--questions for the new millennium. J Adhes Dent. 1999;1(3):191-209.

77. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. Dent Mater. 2005;21(9):864-81.

78. Pick B, Pelka M, Belli R, Braga RR, Lohbauer U. Tailoring of physical properties in highly filled experimental nanohybrid resin composites. Dent Mater.27(7):664-9.
79. Poojary PK, Bhandary S, Srinivasan R, Nasreen F, Pramod J, Mahesh M. Influence of restorative technique, Bevelling and aging on composite bonding to sectioned incisal edges: A comparative in vitro study. J Conserv Dent. 2013;16(1):28-31.
80. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. Dent Clin North Am. 2007;51(3):659-75, vii.
81. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. Am J Dent. 1989;2(5):269-73.
82. Robert G. Craig JMP, John C. Wataha. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. Urban & Fischer.
83. Schroeder HE. Pathobiologie oraler Strukturen. Karger.3. Auflage.
84. Seppa L. Studies of fluoride varnishes in Finland. Proc Finn Dent Soc. 1991;87(4):541-7.
85. Singh TV, Patil JP, Raju RC, Venigalla BS, Jyotsna SV, Bhutani N. Comparison of Effect of C-Factor on Bond Strength to Human Dentin Using Different Composite Resin Materials. J Clin Diagn Res. 2015;9(8):ZC88-91.
86. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, et al. Adhesive/Dentin interface: the weak link in the composite restoration. Ann Biomed Eng.38(6):1989-2003.
87. Swanson TK, Feigal RJ, Tantbirojn D, Hodges JS. Effect of adhesive systems and bevel on enamel margin integrity in primary and permanent teeth. Pediatr Dent. 2008;30(2):134-40.
88. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. Dent Mater. 1988;4(6):371-8.
89. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. J Dent Res. 1996;75(4):1034-44.
90. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, et al. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial

ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. J Adhes Dent. 2000;2(1):9-28.

91. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. J Adhes Dent. 1999;1(1):7-23.
92. Van Meerbeek B. L, Inokoshi S., Braem M., Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. Oper Dent. 1992.
93. Van Meerbeek B. VG, LambrechtsP, Braem M. . Dentin- and enamel-bondingagents. 1992;Curr Opin Dent.
94. Vivadent I. Tetric EvoCeram-Tetric EvoFlow Wissenschaftliche Dokumentation.
95. Voco Cuxhaven D. Solobond M Herstellerangaben.
96. Wang Z, Chiang MY. System compliance dictates the effect of composite filler content on polymerization shrinkage stress. Dent Mater. 2016;32(4):551-60.
97. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater. 1992;8(3):181-4.
98. Wilson NH, Wilson MA, offtell DG, Smith GA. Performance of occlusin in butt-joint and bevel-edged preparations: five-year results. 4. Dent Mater. 1991;7(2):92-8.
99. Wu C, Xu DS, Zhao YM. [The effect of Duraphat varnish on fluoride content of enamel in deciduous teeth.]. Shanghai Kou Qiang Yi Xue.20(2):159-63.
100. Zhang ZY, Tian FC, Niu LN, Ochala K, Chen C, Fu BP, et al. Defying ageing: An expectation for dentin bonding with universal adhesives? J Dent. 2016;45:43-52.

11 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung der Kompsite nach Füllkörpern und Einsatzgebiet [34] 14
Tabelle 2: Generationen der Adhäsivsysteme [24] 21
Tabelle 3: Einteilung der Adhäsivsysteme nach Anwendungsschritte [27] 22
Tabelle 4: Trocknungsverfahren der jeweiligen Versuchsgruppen 30
Tabelle 5: Zusammensetzung der Komponenten von Solobond M [97] 31
Tabelle 6: Zusammensetzung des verwendeten Komposits und dessen Anwendung. . 33

12 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Schmelzhaftvermittlung 17
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Hybridschicht 19
Abbildung 3: Bedeutung des C-Faktors [27] 25
Abbildung 4: Adhäsivsystem 'Solobond M' (Quelle: www.voco.de) 32
Abbildung 5: Angewandtes Füllungsmaterial, Clearfil AP-X Quelle: www.kuraray-europe.de 33
Abbildung 6: Thermocycler 35
Abbildung 7: Übersichtsaufnahme 36
Abbildung 8: Spaltbildung am Interface Zahn-Komposit 37
Abbildung 9: Ergebnisse im Schmelz vor und nach Thermocycling (*mit Anschrägung) 40
Abbildung 10**:** Ergebnisse im Dentin vor und nach Thermocycling (* mit Anschrägung) 41
Abbildung 11**:** Ergebnisse im Schmelz und im Dentin vor und nach Thermocycling (* mit Anschrägung) 42
Abbildung 12: Übersichtsaufnahme mit Spaltbildung vor thermischer Wechselbelastung 48
Abbildung 13: Verschlechterung der Randqualität nach Thermocycling – Gruppe 4 49
Abbildung 14: Randspalt – Detailaufnahme 50
Abbildung 15: Schmelzrandanschrägung, gutes Randschlussverhalten 51
Abbildung 16: Randschlussverhalten im Schmelz und im Dentin nach Thermocycling. 52

13 Lebenslauf

Name:	Emilia Maddalena Scimia
Geburtsdatum	04.10.1983
Geburtsort	Bamberg
Staatsangehörigkeit:	Deutsch, Italienisch

Eltern	Giuseppe Paolo Scimia
	Doris Scimia, geb. Moser

Geschwister:	Alessandro Scimia, geb. 06.04.1990
Kinder:	Riccardo Scimia, geb. 16.02.2014
Lebenspartner:	Roberto Scimia

1990-1991	Grundschule Strullendorf
1991-1993	Grundschule Hinterburg, Mayen
1993-1995	Scuola elementare Bosco, Pescara, Italien
1995-1998	Scuola media statale E. Montale, Pescara
1998-2003	Liceo scientifico Leonardo Da Vinci, Pescara

2004-2010	Studium der Zahnmedizin an der FAU in Erlangen
15 Juli 2010	Zahnärztliche Prüfung
19 Juli 2010	Approbation als Zahnärztin

November 2010-Januar 2012	Assistenzzahnärztin in der Praxis Dr. Wöschler und Partner in Zweibrücken
März 2012 –August 2012	*Zahnärztin* in deutscher Zahnarztpraxis in Rom

Juli 2012-Januar 2013	*Zahnärztin in Zahnarztpraxis, Pescara, Italien*
Seit September 2014	*Selbständig, Pescara, Italien*

14 Verzeichnis der Akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Friedrich-Alexander Universität in Erlangen waren (in alfabetischer Reihenfolge):

Becker, Boegershausern, Brehmer, Eichhorn, Eitner, Frankenberger, Gasteiger, Hanneppel, Hertrich, Hirschfelder, Holst, Korbmacher, Lütchen-Drecoll, Netzker, Neuhuber, Neukam, Nkenke, Oberschachtsiek, Ogilvie, Pelka, Petschelt, Ristein, Rohen, Sauer, Schlegel, Schüttler, Simon, Strobel, Volk, Voβ, Waldfahrer, Wichmann.

15 Danksagung

Mein größtes Dankeschön geht an meinen Doktorvater Prof. Dr. Roland Frankenberger, mir die Möglichkeit gegeben zu haben, diese Dissertation in der Klinik für Zahnerhaltungskunde der Universität Marburg abzulegen.
Ich bedanke mich für dieses Promotionsthema und die stets freundliche und immer hilfsbereite Unterstützung. Nicht nur als Doktorkind, sondern auch als Ehemalige Studentin möchte ich die gute und humorvolle Betreuung in den verschiedenen Vorlesungen und Kursen hervorheben.

Vielen Dank an meine Freundinnen Michaela Lang (Geb. Nováková) und Sabine Braun für das Zusammenhalten in guten und in „schlechteren“ Zeiten unseres Werdegangs und darüber hinaus. Vielen Dank an Daria Moswiak für die Unterstützung im englischen und an meinem Partner Roberto für viel Geduld und Hilfe in den verschiedenen Computerprogrammen.

Zusätzlich möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, mich auf die Idee gebracht zu haben, Zahnmedizin zu studieren, was ich heute als meinen Traumberuf bezeichnen kann.

Herzlichen Dank an meine Tante Elvira für die Unterstützung, das Zuhören und die hilfreichen „Spenden“ während meines Studiums.

16 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich, Frau Emilia Maddalena Scimia, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema *„Einfluss verschiedener Trocknungsmethoden und Schmelzrandanschrägung auf die Randspaltbildung bei Klasse-II-Kompositfüllungen“* selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die unzulässige Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe .

Ich habe bisher in keinem In- oder Ausländischem medizinischem Fachberiech ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den Unterschrift