

Aus der Universitätspoliklinik für
Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
An der Martin-Luther-Universität Halle/Wittenberg
Direktor: Prof. Dr. H.-G. Schaller



**Randspaltuntersuchung an Klasse-II-Kompositfüllungen
in Kombination mit niedrigviskösen Kompositen
nach artifizierter Alterung**

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

Vorgelegt

der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle/Wittenberg

von Katja Sauerzweig
geboren am 08.11.1979 in Cottbus

Gutachter:

1. Prof. Dr. Schaller
2. Prof. Dr. Fuhrmann
3. Prof. Dr. Kielbassa (Berlin)

verteidigt am 14.12.2006

urn:nbn:de:gbv:3-000011262

[<http://nbn-resolving.de/urn/resolver.pl?urn=nbn%3Ade%3Agbv%3A3-000011262>]

Meinen Eltern

Die Polymerisationsschrumpfung und die daraus resultierende Randspaltbildung bei adhäsiven Kompositrestaurationen stellt bis zum heutigen Zeitpunkt ein grundlegendes Problem dar. Die Verwendung von konventionellen und selbstkonditionierenden Haftvermittlern in Verbindung mit Feinhybridkompositen als auch der Einfluss von fließfähigen Kompositen und das Verhalten der Randspaltqualität nach künstlicher Alterung wurde in der vorliegenden In vitro Studie anhand von standardisierten Klasse-II-Restaurationen untersucht. Es wurden 60 extrahierte, unversehrte Molaren randomisiert und jeweils 15 Zähne 4 Versuchsgruppen zugeordnet. An jedem Molaren wurden unter standardisierten Bedingungen in einer modifizierten Kopfräsvorrichtung Klasse-II-Kavitäten präpariert. Dabei wurden Kavitätengröße und –ausmaß konstant gehalten. Zwei verschiedene Kompositmaterialien mit zwei verschiedenen Haftvermittlersystemen und zwei fließfähigen Kompositen wurden miteinander verglichen: Tetric® Ceram/Tetric® Flow (VIVADENT) in Verbindung mit Excite® und Spectrum®/X-Flow™ (DENTSPLY) in Verbindung mit Xeno® III (DENTSPLY). Die fließfähigen Komposite wurden als mögliche Pufferzone in die approximalen Kästen der Gruppen 2 und 4 appliziert. Die gefüllten Testzähne wurden dann dem Thermocycling unterzogen und sowohl vorher, als auch nachher im Rasterelektronenmikroskop analysiert und ausgewertet. Die höchste Randqualität wurden für die Verarbeitung mit dem selbstkonditionierenden Haftvermittler Xeno® III in Kombination mit fließfähigen Kompositen festgestellt. In Versuchsreihe 4 (Xeno®/Spectrum®/X-Flow™) lag diese im Mittelwert bei 2871,50 µm, in Gruppe 2 (Excite®/Tetric®/Tetric® Flow) bei 3491,50 µm. Beide Werte waren deutlich besser als in den Versuchsgruppen 1 und 3, in denen ohne Unterschichtung mit dünnfließenden Kompositen gearbeitet wurde. Die evaluierten Ergebnisse dieser In vitro Studie lassen die Vermutung zu, dass auch in der klinischen Anwendung durch Unterschichtung mit dünnfließenden Kompositen wie Tetric® Flow und X-Flow™ eine Verbesserung der Randqualität bei Kompositrestaurationen erreicht werden könnte. Die alleinige Anwendung von dünnfließenden Kompositen ist jedoch aufgrund der zu geringen Abrasionsfestigkeit nicht empfehlenswert.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	3
1.1	Struktur des Zahnes	4
1.1.1	Morphologie & Chemie des Zahnschmelzes	4
1.1.2	Morphologie & Chemie des Dentins	5
1.1.3	Schmierschicht & Permeabilität	6
1.2	Vorbehandlung	8
1.2.1	Schmelzvorbehandlung & Haftung	8
1.2.2	Dentinvorbehandlung & Haftung	9
1.3	Komposite	12
1.3.1	Aufbau & Klassifikation	12
2.	Fragestellung	18
3.	Material und Methode	19
3.1	Material	19
3.1.1	Zähne & Lagerungslösung	19
3.1.2	Ätzel	19
3.1.3	Dentinhftvermittler	19
3.1.4	Komposite	20
3.2	Methode	23
3.2.1	Kavitätenpräparation	23
3.2.2	Herstellung des Arbeitsmodells	24
3.2.3	Einteilung der Versuchsgruppen	25
3.2.4	Verarbeitung der Dentinhftvermittler	26
3.2.5	Verarbeitung des Füllungsmaterials	26
3.2.6	Ausarbeitung der Füllung	27
3.2.7	Thermocycling	25
3.2.8	Qualitative Randanalyse	28
3.2.9	Quantitative Randanalyse	29
3.2.10	Statische Auswertung	31

4.	Ergebnisse	32
4.1	Qualitative Untersuchung	32
4.1.1	Messergebnisse	32
4.2	Quantitative Untersuchung	42
4.2.1	Randschlussqualität nach Farbstoffpenetration	42
4.2.2	Statistische Auswertung	42
5.	Diskussion	44
5.1	Material & Methode	44
5.1.1	Versuchszähne	44
5.1.2	Probenherstellung & Versuchsdurchführung	44
5.1.3	Kavitätenform	46
5.1.4	Füllungsmaterialien	47
5.1.5	Untersuchungsmethoden	48
5.1.5.1	Funktionelle Untersuchungsmethoden	48
5.1.5.2	Morphologische Untersuchungsmethoden	49
5.2	Ergebnisse	50
5.2.1	Allgemeine Betrachtungen	50
5.2.2	Einfluss von Flowables	51
5.2.3	Einfluss von Polymerisationsgeschwindigkeit & Thermocycling	52
6.	Schlussfolgerungen	57
7.	Zusammenfassung	59
8.	Literatur	61
9.	Thesen	73

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

BIS-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
BIS-EMA	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
UDMA	Urethanethylendimethacrylat
Gew%	Gewichtsprozent
Vol%	Volumenprozent
REM	Rasterelektronenmikroskop
MPa	Megapascal
Sek.	Sekunde
Ca.	circa
Max.	maximal
Abb.	Abbildung
Tab.	Tabelle
Fa.	Firma
Gebr.	Gebrüder
et al	et alii
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

Auf dem Gebiet der Adhäsivtechnologie hat in den letzten Jahren eine rasante chemische und technische Entwicklung stattgefunden, die dementsprechend auch zunehmend Bedeutung für viele Formen der Zahnbehandlung hat. Durch die Anwendung modernster Methoden der Oberflächencharakterisierung werden die Adhäsivmechanismen immer besser verstanden und die Adhäsivtechniken dadurch weiter verfeinert und verbessert.

Somit ist der Füllungswerkstoff Amalgam, der bis in das letzte Drittel des 20. Jahrhunderts am häufigsten zur Versorgung von Kavitäten im Seitenzahnggebiet verwendet wurde, als Mittel der ersten Wahl zu Gunsten von Kompositfüllungen abgelöst.

Bei adäquater Verarbeitung ist die Lebensdauer von Kompositrestaurationen gleichzustellen mit der von Amalgamrestaurationen. Allerdings ist die Verarbeitung von Kompositen weitaus aufwendiger, technik- und zeitintensiver als Amalgam.

Eines der wichtigsten Ziele der Füllungstherapie ist der bakteriendichte Randschluss zur Vermeidung von Pulpairritationen und Sekundärkaries. Bei der Polymerisation der Komposite kommt es zu einem Volumenverlust von bis zu 3 Vol.% und damit zur Randspaltenstehung. Diese polymerisationsbedingte mikroskopische Randspaltbildung, die bei thermischer Wechselbelastung und Mastikation verstärkt wird, ermöglicht das Eindringen von Flüssigkeiten, Bakterien und Luft zwischen Restauration und Kavitätenwand, welches marginale Verfärbung, Karies und postoperative Sensibilität zur Folge hat.

Eine deutliche Verbesserung der Randqualität erzielt man insbesondere durch die Adhäsivpräparation (LUTZ und BURKHART, 1974), eine adäquate Schichttechnik sowie mit Hilfe der Säureätztechnik (BUONOCORE, 1955).

1.1 *Struktur des Zahnes*

1.1.1 Morphologie und Chemie von Zahnschmelz

Der Hauptbestandteil des Zahnschmelzes ist anorganisch (zwischen 93 und 98 Gew.%), bestehend aus Kalzium, Phosphor, Karbonat, Magnesium und Natrium, wobei Kalzium und Phosphor in einem Verhältnis von 1:1,2 als Apatitverbindung vorliegen und somit die Härte des Zahnschmelzes bestimmen. Durch Einbau von Fluorid kommt es zu einer noch stabileren Struktur, dem Fluorapatit. Den zweitgrößten Anteil des Zahnschmelzes bildet Wasser, welches in zwei verschiedenen Formen vorliegt. Während der eine Teil in kristalliner Form als Hydratationsschale vorkommt, ist der andere vorwiegend an organische Substanz gebunden. Der Anteil organischer Substanz wird von Proteinen (58%) und Lipiden (40%) gebildet. Die Zusammensetzung des Schmelzes wird auch durch Faktoren wie Ernährung und Alter beeinflusst.

Ausgereifter Zahnschmelz stellt die härteste Substanz des menschlichen Körpers dar. Seine Härte beträgt zwischen 250 KNH (Knoop-Hardness Numbers) an der Schmelz-Dentin-Grenze und 390 KNH an der Schmelzoberfläche. Allerdings finden sich aufgrund der Konzentrationsschwankungen der einzelnen Elemente Unterschiede hinsichtlich der Schmelzzusammensetzung an den verschiedenen Stellen eines Zahnes. So nimmt beispielsweise die Fluoridkonzentration von der Schmelz-Dentin-Grenze in Richtung Schmelzoberfläche zu.

Bei mikroskopischer Betrachtung ist festzustellen, dass Schmelz aufgrund der Anordnung der Apatitkristalle eine Struktur aufweist. Dabei bilden etwa einhundert Apatitkristalle zusammengefügt ein Schmelzprisma. Die Schmelzprismen verlaufen sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung wellenförmig und erstrecken sich bis hin zur Schmelz-Dentin-Grenze. Die zwischenprismatische Substanz, bestehend aus ungeordneten Apatitkristallen, umgibt dabei die Schmelzprismen.

1.1.2 Morphologie und Chemie von Dentin

Der größte Teil des menschlichen Zahnes besteht aus Dentin, welches die Pulpa umgibt und eine typische Dreischichtung aus Prädentin, zirkumpulpaem Dentin und Manteldentin aufweist. Dabei wird das koronale Dentin von Schmelz und das Wurzel-dentin von Zahnzement bedeckt. Im Gegensatz zu Schmelz ist Dentin ein vitales, weniger stark mineralisiertes Hartgewebe, welches den Hauptteil der Zahnschmelz darstellt (SCHRÖDER 1976).

Die Entstehung erfolgt aus den Mesenchymzellen der Zahnpapille und somit aus dem Ektomesoderm (LINDE 1987)

Der größere anorganische Teil (70 Gew.%) besteht ebenso wie der des Zahnschmelzes vorwiegend aus Kalzium und Phosphat, wobei der organische Anteil (20 Gew.%) zu 91-92% aus Kollagen und kollagenartigen Verbindungen besteht. Nur 8-9% stellen die nichtkollagene Grundsubstanz dar, die sich aus Proteinen, Lipiden und Laktat zusammensetzt (SMILLIE 1973). Aufgrund dieser Vielzahl von kollagenen Fasern ist das Dentin weniger fest als Schmelz und somit hochelastisch und verformbar.

Der typische Aufbau des Dentins wird durch seine Vielzahl von Zellfortsätzen bestimmt, die den gesamten Dentinbereich bis hin zur Schmelz-Dentin-Grenze durchziehen und durch Seitenäste miteinander verbunden sind. Die Zellfortsätze, die eine maximale Länge von 5000 µm aufweisen und in ihrer Dicke variieren (MANIATOPOULOS und SMITH, 1983), verlaufen in den sogenannten Dentinkanälchen, die sich im koronalen Bereich s-förmig gekrümmt und im Wurzelbereich geradlinig darstellen und mit Gewebsflüssigkeit und organischen Strukturen gefüllt sind. Diese Kanälchen mit ihrem Inhalt werden auch als periodontoblastischer Raum bezeichnet.

In den Dentinkanälchen herrscht ein nach außen gerichteter, physiologischer Druck von 30 cm H₂O, welcher als intrapulpaer Druck bezeichnet wird (TERKLA et al 1987) und bei entzündlichen Prozessen der Pulpa bis auf das Doppelte ansteigen kann (TURNER et al 1989). Die Dentinkanälchen sind von peritubulärem Dentin umgeben, welches homogen, dicht und am stärksten von allen Dentinstrukturen mineralisiert ist. Das intertubuläre Dentin trennt die Kanälchen voneinander und ist weniger stark mineralisiert (MILLER et al 1971, THOMAS 1985)

Das anorganische Material liegt ebenso wie im Schmelz in Form von Apatikristallen vor, allerdings sind diese wesentlich kleiner und auch nicht zu Prismen angeordnet, sondern mehr oder weniger dicht gepackt.

1.1.3 Schmierschicht und Permeabilität

Die freiliegende Dentinoberfläche bietet pulpaschädlichen Stoffen, sowie Bakterien die Möglichkeit in die Dentinkanälchen einzudringen (PISSIOTIS und SPANGENBERG 1992) und diese zu schädigen.

Bei der iatrogenen Dentinbearbeitung wird eine Schmierschicht (engl. Smear layer), mit einer Schichtdicke zwischen 1 und 5 μm (BRAENNSTROEM 1984) aus Zahnhartsubstanztrümmern, Bakterien, Speichel und Blut erzeugt.

Die beim Beschleifen mit rotierenden Instrumenten entstehende Schmierschicht ist abhängig von der Art der Schleifkörper, der Umdrehungsgeschwindigkeit und der Wasserkühlung (EICK et al 1970, PASHLEY et al 1988). Diese Schmierschicht ist weder mechanisch noch durch Spülung zu entfernen und durch diese Art der Verpfropfung der Dentinkanälchen ist auch der Flüssigkeitsausstrom deutlich herabgesetzt (DIPPEL et al 1984, LUTZ et al 1993). Auch wenn von einigen Autoren diese Schicht als Schutzschicht beschrieben wird (OLGART et al 1974), bietet sie dennoch ein Eindringen für bakterielle Stoffwechselprodukte, die zu entzündlichen Reaktionen der Pulpa führen können (BERGENHOLTZ und REIT 1980). Aufgrund der entstehenden Schmierschicht kommt es zur erschwerten Adaptation von Füllungsmaterialien an der Zahnoberfläche und somit kann es bei Anwendung von adhäsiven Kompositen, in Folge der Polymerisationsschrumpfung, zu erhöhter Spaltbildung kommen. Dieses wiederum begünstigt das Eindringen von Bakterien am Füllungsrand (WILLAMS und GOLDMANN 1985, BRAENNSTROEM 1988).

Wie in einigen Studien nachzulesen ist, gibt es die Möglichkeiten die Schmierschicht zu erhalten und in die Dentinhaftung mit einzubeziehen oder die Auflösung der Schmierschicht und danach vollständig zu entfernen. Bei der Erhaltung der Schmierschicht sickern die hydrophilen Monomere in diese ein und fördern dadurch die Benetzung mit dem hydrophoben Bonding. Die Primer bewirken aufgrund ihrer Azidität (pH ca. 2,5) eine partielle Auflösung des mechanisch vorgeschädigten Hydroxylapatites.

Durch das Eindringen der Monomere in die entstandenen Hohlräume kommt es zu einer „Verfilzung“ oder „Verklettung“ des Komposits mit den Kollagenfasern in der Schmierschicht.

Durch Dentinkonditionierung mit EDTA-Lösungen kommt es zur Entfernung der Schmierschicht sowohl aus dem intertubulären Dentin als auch aus den angeschnittenen Dentinkanälchen. Durch die Auflösung von Hydroxylapatit durch konventionelle Konditionierung kommt es zur Freilegung von intertubulärem Dentin und Kollagenfasern (NIKAIDO 1989; HALLER et al, 1991a). Bei der anschließenden Applikation des Primers oder Bondings kommt es zur Eindringung in die eröffneten Dentinkanälchen und nach Polymerisation zur Bildung von Kunststoff-Tags und damit zur Entstehung der Hybridschicht (NAKABAYASHI 1995; FUKUSHIMA und HORIBE, 1990; WANG und NAKABAYASHI, 1991; WANG et al, 1991). Eine weitere Möglichkeit ist die Kollagenfreilegung bei der Katalyse der HEMA-Polymerisation durch aktivierte Aminogruppen (MUNKSGAARD 1990). Einige Autoren sind der Meinung, dass die Kunststoff-Dentin-Hybridschicht eine stärkere Haftung des Komposits am Dentin hervorruft als die Komposit-Tags in den Tubuli.

Im Gegensatz zur Konditionierung mit anschließendem Priming werden die Monomere bei maleinsäurehaltigen Primern zusammen mit demineralisierenden Agens appliziert. Durch die Maleinsäure kommt es zur Eröffnung nahezu aller Dentinkanälchen und durch Infiltration der Primermonomere zur Bildung von Komposit-Tags und zur Bildung der Hybridschicht (HALLER et al, 1991a). Durch das Anlösen der Schmierschicht kommt es ebenfalls zum Eindringen von Schmierschichtbestandteilen, zusammen mit den Monomeren, in die Tubuli und fällt nach Verdunstung des Lösungsmittels auf dem intertubulären Dentin aus. Welche Bedeutung die Ausfällung dieser Bestandteile für die Verbindung von Komposit und Dentin hat, ist bisher noch unklar (HALLER 1992).

Bei vollständiger Entfernung der Schmierschicht durch eine starke Säure kommt es zur Eröffnung und Erweiterung der Dentintubuli und kann somit zur Reizung der Pulpa führen. Aus diesem Grund wird heute die teilweise Entfernung dieser Schmierschicht durch eine schwache Säure gefordert. Sie belässt die Schmierschicht teilweise in den Dentintubuli und entfernt nur die wenig mineralisierten, weicheren Flächen. Somit ist das peritubuläre Dentin geschützt und kann optimal zur Haftung ausgenutzt werden (HANSEN, 1984).

1.2 Vorbehandlung

1.2.1 Schmelzvorbehandlung und Haftung

Kompositrestaurationen gehen keinen chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz ein, womit es in Folge der Polymerisationsschrumpfung zur Randspaltbildung kommt.

Um dieses zu verhindern und einen dauerhaften Verbund zwischen Kompositmaterial und Zahnschmelz herzustellen, muss eine Schmelzvorbehandlung durchgeführt werden.

Die sogenannte Konditionierung des Zahnschmelzes erfolgt nach Anstrahlung des Schmelzrandbereiches (FREI, 1975), dadurch werden die Schmelzprismen senkrecht angeschnitten und eine günstigere Ätzwirkung erzielt. Die Schmelzkonditionierung geschieht mit 37%iger Phosphorsäure, da es bei Säurekonzentrationen unter 30% zur Ablagerung von schwerlöslichem Brushit ($\text{CaHPO}_4 \times 2 \text{H}_2\text{O}$) auf dem Zahnschmelz kommt und dieser den Verbund zwischen Komposit und Schmelz verhindert. Säurekonzentrationen über 40% führen zur Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen und verhindern damit ebenfalls die Schmelzkonditionierung.

Mit der Konditionierung des Schmelzes geht eine Schmelzschicht von 10 μm irreversibel verloren. Die histologischen Veränderungen reichen bis in eine Tiefe von 30-40 μm und erzeugen somit eine zerklüftete Schmelzoberfläche (CASTAGNOLA et al, 1975), die das sogenannte Mikroretentionsrelief darstellt und somit eine Oberflächenvergrößerung und bessere Benetzbarkeit des Schmelzes zur Folge haben.

Die Schmelzhaftung beruht auf Verzahnung, sowie auf sekundär chemischen Kräften.

Schmelzhaftervermittler, oder auch Adhäsive genannt, sind ungefüllte oder wenig gefüllte, niedrigvisköse, hydrophobe Gemische.

Wird der veränderte Zahnschmelz mit diesem niedrigviskösen Haftvermittler benetzt, dringt dieser in die mikromechanischen Retentionen unter Bildung von Zotten (Tags) ein und haftet am Zahnschmelz aufgrund rheologischer Effekte (LUTZ et al, 1976). Die Länge der Zotten beträgt etwa 30-50 μm .

1.2.2 Dentinvorbehandlung und Haftung

Aufgrund der chemischen und strukturellen Zusammensetzung des Dentins, mit seinen Dentinkanälchen, Dentinliquor, organischen Bestandteilen und der Schmierschicht, ist eine Verbindung mit hydrophoben Kompositen nicht möglich. Man versucht deshalb die Komposite mit Hilfe von Dentinadhäsiven chemisch an das Dentin zu binden, um so eine gute Haftung und bessere Randständigkeit zu erzielen.

Die Dentinkonditionierung führt zur Auflösung der Schmierschicht und Erweiterung der Tubuli bei gesteigertem Flüssigkeitsausstrom (BRAENNSTROEM und JOHNSON 1974). Gleichzeitig erfolgt eine Dekalzifikation des peritubulären Dentins und somit die Freilegung eines Kollagenfasernetzes (VAN MEERBEEK et al 1994).

Als Adhäsion bezeichnet man die Haftung zweier Stoffe, die durch mechanische und chemische Kräfte zustande kommt (BLUNCK und HALLER, 1999).

Da eine Verbindung des hydrophoben Komposits mit dem feuchten Dentin nicht möglich ist, besteht die Funktion eines Haftvermittlers darin einerseits die Haftung am Dentin und andererseits die Haftvermittlung zum Komposit herzustellen (NAKABAYASHI et al, 1982; AMUSSEN et al, 1992; AMUSSEN et al, 1993; VAN MEERBEEK et al, 1993).

Dazu wurden Dentinhaftvermittlersysteme hergestellt, die sich in der Regel aus einer Methacrylat- und einer funktionellen Gruppe zusammensetzen und durch einen Distanzhalter verbunden sind. Doppelbindungen der Methacrylatgruppe stellen bei der Polymerisation eine kovalente Verbindung zum Komposit her (DUNCANSON et al, 1986), während der Distanzhalter zur Vermeidung von Interferenzen führt. Die funktionelle Gruppe ist dazu befähigt mit anorganischen Bestandteilen oder organischen Gruppen des Dentin zu reagieren (HELLWIG et al, 1999). Besonders wichtig sind dabei die Ionenverbindung sowie die Chelation mit dem Kalzium und kovalente Bindungen mit den Hydroxyl-, Carboxyl- und Aminogruppen des Kollagens.

Bei der Adhäsion kommt es zu einem irreversiblen Verlust von Dentin im Bereich von 10 µm und das Kollagennetzwerk wird bis in Tiefen von 30 µm freigelegt. Somit kann der Primer, ein hydrophiles Monomer, in das demineralisierte Dentin eindringen und sich mit dem freigelegten Kollagennetzwerk verbinden. Dabei sollte ein exzessives Austrocknen des Dentins vermieden werden, da die Kollagenfasern sonst kollabieren und ein Eindringen des Primers nicht möglich ist (VAN MEERBEEK et al, 1992). Anschließend

wird durch Anwendung eines Dentinadhäsivs und anschließender Polymerisation diese Verbindung stabilisiert und es kommt zur Entstehung einer Hybridschicht (NAKABAYASHI et al, 1982). Diese Hybridschicht besteht demzufolge aus Kollagen, Primer und Adhäsiv.

Die klassische Einteilung der Dentinhaftvermittler geht von einer separaten Schmelzätzung aus und wird nach Generationen eingeteilt. Dentinadhäsive der *ersten* und *zweiten* Generation haben nie das Potential für eine klinische Anwendung erreicht. Diese klinischen Erfolge erreichte man erst mit Adhäsiven der *dritten Generation* (KRÄMER et al. 1999a).

Im Zuge der minimal-invasiven Revolution ist es kaum möglich eine selektive Schmelzätzung durchzuführen, aufgrund dessen wurden Konditionierer entwickelt, welche sowohl Schmelz als auch Dentin gleichzeitig konditionieren (Total Etch). Diese neue Art von Klassifizierung bezieht sich vorwiegend auf die Anzahl der Arbeitsschritte und die Art des Verhältnisses Adhäsiv zu Dentin (FRANKENBERGER 2001).

Dazu wird in der Regel 20-37 % ige Phosphorsäure verwendet. Um die Überätzung des Dentins zu vermeiden, benetzt man zuerst Schmelz und dann Dentin bei einer Einwirkzeit von 15-30 Sekunden. Genau wie bei der selektiven Dentinätzung kommt es zur Demineralisation des Dentins und Kollagenfasern werden freigelegt. Danach erfolgt die Versiegelung des Schmelzes und Dentins ebenfalls mit einem gemeinsamen Haftvermittler (Total Bond) (HALLER, 1997), die auch als Dentinadhäsive der *dritten Generation* bezeichnet werden. Vertreter dieser Gruppe ist Excite® (Vivadent, Ellwangen, D). Auch bei Dentinadhäsiven der *vierten Generation* erfolgt ein „Total Etching“ mit Phosphorsäure und anschließendem Priming. Adhäsive der *vierten Generation* weisen bei korrekter Anwendung die besten Haftwerte auf (TANUMIHARJA et al. 2000).

Mittlerweile wurden allerdings auch schon selbstkonditionierende/selbstprimende Adhäsive entwickelt, die Adhäsive der *fünften Generation*. Die sogenannten „One Bottle Bonds“.

Mit der Einführung der *sechsten Generation* wurde die Handhabung nochmals vereinfacht, da Schmelz und Dentin ohne zusätzliche Phosphorsäureätzung konditioniert werden können. Zu dieser Generation gehört unter anderem auch Xeno® III (Dentsply, Konstanz, D). Dabei findet keine, im klassischen Sinne, Konditionierung mit einer Säure statt, sondern durch Anwendung eines sauren Primer-Adhäsiv-Gemisches kommt es durch

Auftragen auf Schmelz und Dentin zu einer Konditionierung und nach Auftragen einer zweiten Schicht und Polymerisation zur Bildung der erzielten Hybridschicht.

1.3 *Komposite*

Komposite sind plastische, zahnfarbene Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten (HELLWIG et al, 1999).

Mit Hilfe neu entwickelter Restaurationstechniken ist es heute auf substanzschonende Art und Weise möglich funktionell zufriedenstellende und ästhetisch ansprechende Restaurationen direkt im Mund des Patienten herzustellen.

Ursprünglich kamen Polymethylmethacrylate der Fa. KULZER 1947, die bei Mundtemperatur polymerisierten und den Wunsch nach zahnfarbenen Füllungsmaterialien erfüllten, zur Anwendung. Allerdings zeigten diese Materialien gravierende Nachteile wie ungenügende Abrasionsstabilität, eine hohe Polymerisationsschrumpfung und eine ausgeprägte Pulpatoxizität. Somit wurde Anfang der fünfziger Jahre den Kunststoffen anorganische Partikel beigemischt, um deren physikalische Eigenschaften zu verbessern und somit die Randspaltbildung zu vermindern. So gelang es BOWEN 1962 durch die Kombination einer Kunststoffmatrix, die hauptsächlich aus BisGMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat) und silanisiertem Silikatpulver besteht einen Füllungswerkstoff herzustellen, der verglichen mit den selbsthärtenden Acrylaten, deutlich bessere physikalische Eigenschaften aufwies und zudem auch pulpaverträglicher war.

1.3.1 **Aufbau und Klassifikation**

Kompositmaterialien basieren auf drei Grundbestandteilen, der organischen Matrix, welche aus Monomeren, Comonomeren und anderen Additiven besteht, den anorganischen Füllstoffen sowie einer klar abgegrenzten Verbundschicht.

Monomere sind Di- und Triester der Methacrylsäure (ROULET, 1986), wobei das gebräuchteste Monomer, das von BOWEN entwickelte BisGMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat) ist. Es weist im Vergleich zu Methylmethacrylat eine deutlich geringere Polymerisationsschrumpfung (10 Vol.% : 20 Vol.%) sowie eine raschere Härtung auf. Andere Monomere, die vorwiegend in europäischen Kompositen verwendet werden, sind Urethandimethacrylat (UEDMA) und das ethoxylierte Bisphenol-A (Bis-EMA).

Das Aushärten dieser Verbindungen erfolgt durch Polymerisation, wobei eine Verknüpfung ungesättigter Einzelmoleküle zu Makromolekülen unter Abspaltung ihrer

Doppelbindungen stattfindet. Dadurch entsteht ein dreidimensionales Netzwerk. Gestartet wird dieser Vorgang durch freie Radikale, die durch ein chemisch oder lichtaktivierbares Initiatorsystem, meist Benzoylperoxid, aktiviert werden. Zusätzlich enthält das Komposit einen Inhibitor (Butyliertes Hydroxytoluol, BHT), der die freien Radikale abfängt und somit eine Spontanpolymerisation verhindert. Die Aktivierung der photosensiblen Komposite erfolgt durch blaues Licht (Wellenlänge 480 nm) (JANDA, 1988). Die bei der Polymerisation stattfindende Kettenreaktion ist verantwortlich für die entstehende unerwünschte Polymerisationsschrumpfung, die zwischen 1,67-5,68% liegt. Wobei hochgefüllte, photoaktivierbare Komposite eine geringere Schrumpfung aufweisen. Während photoaktivierbare Komposite zur Lichtquelle, also zur Füllungsaußenfläche hin schrumpfen, findet die Polymerisationsschrumpfung der chemisch härtenden Komposite zum Zentrum der Restauration statt. Somit entsteht eine interne Spannung der Komposite und es kommt zur Ausbildung eines Randspaltes. Aus diesem Grund werden ausschließlich hochmolekulare langkettige Dimethacrylate angewendet (JANDA, 1988).

Da man hochmolekularen Monomeren aber aufgrund ihrer hohen Viskosität und des schlechten Fliessverhaltens nur eine geringe Menge an Füllstoffen beimischen kann, fügt man ihnen Comonomere zur „Verdünnung“ bei (JANDA, 1988). Comonomere sind niedermolekulare Dimethacrylate, die durch einen höheren Polymerisationsgrad die Anzahl an nicht reagierten Doppelbindungen erhöhen. Sie haben allerdings den Nachteil, dass sie die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme steigern

Die Polymerisation von Dimethacrylaten ist die Umsetzung von Monomeren zu Polymeren, deren Reaktion von Initiatoren und Cointiatoren gestartet und aufrechterhalten wird. Je nach Art der Initiation der Polymerisation unterscheidet man die Autopolymerisation, die Photopolymerisation und die Dualhärtung, welches die Kombination aus beiden darstellt (JANDA, 1988).

Bei den selbsthärtenden Kompositen, die ein Redoxsystem herstellen, beinhaltet die Katalysatorpaste die Initiatoren, welche in der Regel Dibenzoylperoxid sind, und die Basispaste den Cointiator, ein aromatisches tertiäres Amin (JANDA, 1988). Die lichthärtenden Komposite werden durch Photoinitiatoren wie Camperchinon bei einer Wellenlänge von ca. 470 nm aktiviert. Da Camperchinon eine intensive Gelbfärbung aufweist, die es bei vollständiger Umsetzung verliert, kann es bei zu kurzer

Aushärtungszeit zu einer gelblichen Färbung der Füllung kommen. Als Cointiator dient ein tertiäres Amin oder Phosphin (JANDA, 1988).

Um eine ausreichende Verarbeitungszeit zu gewährleisten, fügt man den Kompositen Inhibitoren zu, welche die Härtingsreaktion bei der Autopolymerisation verlangsamen und die Spontanpolymerisation verhindern. Inhibitoren sind meist Phenolderivate, die durch Abspalten eines Wasserstoffatoms spontan gebildete Radikale inaktivieren.

Weiterhin werden Photostabilisatoren der organischen Matrix zugeführt, welche die bei UV-Strahlung entstehende Gelbfärbung der Nebenprodukte des tertiärenamins verhindern, indem sie die UV-Strahlung absorbieren (JANADA, 1988).

Für die physikalisch-chemischen Eigenschaften der Kompositmaterialien sind vorwiegend die anorganischen Füllstoffe verantwortlich (LUTZ et al, 1983). Die Komposite enthalten einen Fülleranteil von 35-86 Gew.% , der im Vergleich mit ungefüllten Kompositen die Polymerisationsschrumpfung, die thermische Expansion und Kontraktion sowie die Wasseraufnahme verringert (VIOHL, 1974; ROULET, 1987; HASHINGER et al, 1994) und die Druck-, Zug-, Biege- und Abrasionsfestigkeit und das Elastizitätsmodul erhöht (LUTZ et al, 1976; REHBERG, 1978). Besonders wichtig sind vor allem dabei Füllerart und -anteil, Partikelform, -größe und -verteilung. Somit wurde von LUTZ et al 1983 eine bis heute gebräuchliche, auf den Füllern basierende, Klassifikation der Komposite vorgenommen. Man teilt die Komposite in die vier folgenden Typen ein:

1. Konventionelle Makrofüllerkomposite
2. Homogene Mikrofüllerkomposite
3. Inhomogene Mikrofüllerkomposite
4. Hybridkomposite

Die ersten konventionellen Komposite enthielten Glasfasern oder -perlen mit einem Durchmesser bis zu 100 µm, die aufgrund ihrer groben Partikel schlecht poliert werden konnten. Die Füllungen zeigten somit eine rasche Plaqueanlagerung und Verfärbung, sowie die aufgrund des, im Vergleich zum Schmelz, hohen thermischen Expansionskoeffizienten entstehende Randspaltbildung.

Die heutigen Makrofüller sind splitterförmige, rein anorganische Partikel mit einer Größe von 0,1-100 µm aus Quarz, Glas (Ba-, Sr-Glas) oder Keramik (Li-Al-Silikat) (LUTZ et al, 1983). Vorteil dieser konventionellen Kompositmaterialien sind die guten physikalischen und materialtechnischen Eigenschaften (GÄNGLER et al, 1987; JANDA, 1988; JORDAN, 1989). Nachteilig allerdings sind die fehlende Röntgendichte und die raue, schwer polierbare Oberfläche, welche aufgrund des Missverhältnisses des Abriebes zwischen organischer Matrix und Füller zustande kommt (LUTZ et al, 1983; ROULET, 1986, JANDA, 1988).

Mikrofüller bestehen aus feinstteiligem Siliziumoxid, welches im Gegensatz zu Quarz- und Glasfüllern nicht durch Zermahlen grober Partikel gewonnen wird, sondern chemisch synthetisiert. Dadurch lassen sich mikrofeine kugelförmige Partikel mit einer Größe von 0,01-0,04 µm herstellen, die gut poliert werden können (JANDA, 1988; ROULET et al, 1991). Aufgrund des geringen Durchmessers der mikrofeinen Partikel, geringer als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes, erzielt man eine hochglänzende Oberfläche der Komposite. Von Nachteil bei den Mikrofüllerkompositen ist neben der fehlenden Röntgendichte die große Oberfläche (50-400 m²/g).

Man unterscheidet homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite, wobei die oben beschriebenen homogenen Mikrofüllerkomposite aufgrund ihrer hohen Thixotropie schwer zu verarbeiten sind (LUTZ et al, 1983; JANDA, 1988; JORDAN, 1989; ROULET et al, 1991). Um dennoch einen akzeptablen Füllergehalt zu erreichen, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite hergestellt. Dabei wird das Siliziumoxid mit der organischen Matrix vermischt, polymerisiert und zermahlen und man erhält splitterförmige oder kugelförmige Vorpolymerisate. Diese Vorpolymerisate werden mit weiteren Füllern der Kompositmatrix zugesetzt. Somit ist der Fülleranteil erhöht, ohne dass die Konsistenz herabgesetzt ist. Außerdem ist dadurch ein besseres Verarbeiten möglich (JANDA, 1988; ROULET et al, 1991).

Die Mikrofüllerkomposite ergeben ästhetisch hervorragende, verschleißfeste Restaurationen aber dennoch sind die physikalischen Eigenschaften schlechter als bei den konventionellen Kompositen. So bedingt der vergleichsweise niedrige Fülleranteil eine große Polymerisationsschrumpfung und einen hohen thermischen Expansionskoeffizienten, so dass Füllungen aus diesen Materialien keine zufriedenstellende Randständigkeit aufweisen (HEINENBERG, 1988; GRANDINI et al, 1991).

Um die guten physikalischen Eigenschaften der konventionellen Komposite und die positiven Eigenschaften, wie ästhetische Vorteile und Verschleißfestigkeit, in einem Material zu vereinen, entwickelte man die Hybridkomposite.

Diese enthalten einen Hauptanteil an Makrofüllern mit einer deutlich reduzierten Partikelgröße und eine mit Mikrofüllern (5 Gew.%) angereicherte organische Matrix. Der Gesamtfülleranteil beträgt bei diesen Materialien 60-86 Gew. %.

Die Hybridkomposite besitzen sowohl gute optische als auch physikalische Eigenschaften und eine große Verschleißfestigkeit (LUTZ et al, 1983; JANDA, 1988; JORDAN, 1989; ROULET et al, 1991).

Die Verbindung zwischen organischer Matrix und Füller ist ein entscheidender Faktor für die Stabilität des Komposits.

Das Verbundmittel, meistens 3-Methacryloyloxypropyl-trimetoxyasilan, besitzt sowohl hydrophobe als auch hydrophile Eigenschaften und stellt somit die Verbindung zwischen organischer Matrix und Füllerstoffen her. Diese Verbindung kann sowohl mechanisch durch Sinterung oder Ätzung der Füllerpartikel und anschließende Polymerisation als auch chemisch erfolgen. Die Hydroxylgruppen an der Fülleroberfläche reagieren dabei mit den OH-Gruppen des Silans unter Wasserabspaltung. Während sich das Silan wiederum aufgrund seines hydrophoben Anteils an das Polymer der organischen Matrix binden kann (DERMANN et al, 1982; LUTZ et al, 1983; ROULET, 1987; JANDA 1988). Somit besteht zwischen organischer Matrix und Füller sowohl ein chemischer als auch mechanischer Verbund (JANDA, 1988).

Durch die Variation der Füllkörpermenge und –größe kann somit auch die Viskosität eines Komposits beeinflusst werden. Die niedrigviskosen, fließfähigen Komposite wurden ursprünglich für Klasse V Kavitäten konzipiert, da sie ein geringeres Elastizitätsmodul aufweisen.

Mittlerweile werden sie aber auch aufgrund ihrer sehr guten Benetzung des Dentin als Zwischenschicht zwischen Haftvermittler und Komposit verwendet. Wegen ihres geringen Elastizitätsmoduls wird ihnen die Funktion als „Stress-Breaker“, eine sogenannte Pufferzone, zugeschrieben (KUNZELMANN, HICKEL, 2001). Spannungen, die bei der Polymerisation des Komposits entstehen werden somit elastisch abgefangen und durch diese Schicht ausgeglichen. Weiterhin soll auch die Randspaltentstehung minimiert werden, denn aufgrund des höheren Füllgrades ergibt sich auch eine geringere Polymerisationsschrumpfung.

2 Fragestellung

Ziel dieser In vitro Studie war es die Auswirkungen Randqualität von Klasse-II-Kavitäten bei Verwendung von verschiedenen Kompostmaterialien in Verbindung mit den jeweiligen Haftvermittlern zu untersuchen. Um möglichst allgemeingültige Aussagen treffen zu können, wurden die Klasse-II-Kavitäten unter standardisierten Bedingungen präpariert. Ein weiteres Ziel war es zu untersuchen, ob die Unterschichtung mit fließfähigen Kompositen das Randspaltverhalten beeinflusst. Dabei wurden Tetric Ceram und Spectrum mit Hilfe der Incrementtechnik gestopft und die fließfähigen Komposite Tetric Flow und X-Flow als Liner mit Hilfe von Kanülen in die Kavitäten „gespritzt“. Zusätzlich sollte festgestellt werden ob der Einfluß einer künstlichen Alterung das Randspaltverhalten verändert. Folgende Fragen sollen geklärt werden:

- 1. Zeigt die Anwendung von Flowables in Verbindung mit konventionellen Kompositen Auswirkungen auf das Randspaltverhalten?*
- 2. Gibt es signifikante Unterschiede zwischen den Kompositen und deren entsprechenden Bonding-Systemen bezüglich der Randspaltbildung?*
- 3. Können Unterschiede hinsichtlich der Randqualitäten zwischen den mesialen und distalen Kavitäten nachgewiesen werden?*
- 4. Inwieweit spielt das angewendete Thermocyclingverfahren eine Rolle in Bezug auf die Qualität des Randspaltes?*

3 Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Zähne und Lagerungslösung

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden 60 menschliche Molaren verwendet, wobei die untersuchten Molaren alle kein abgeschlossenes Wurzelwachstum aufwiesen. Bei der Auswahl der Testzähne wurde darauf geachtet, dass keine markanten Größenunterschiede zwischen den einzelnen Molaren bestanden. Es wurde nicht festgelegt, ob die Molaren bereits durchgebrochen waren oder nicht. Ebenso sollten die Proben keinerlei Verfärbungen oder kariöse Läsionen aufweisen. Nach der operativen Entfernung bis zur Präparation und während der gesamten Versuchsperiode wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

Nach Auswahl der Testzähne wurden diese in 8 Versuchsgruppen mit je 15 Zähnen aufgeteilt.

3.1.2 Ätzel

Für die Ätzung der Schmelz- und Dentinoberfläche wurde das 37%ige Phosphorsäureätzgel Total Etch (Fa.VIVADENT, Ellwangen,D) verwendet.

3.1.3 Dentinhaftvermittler

A) Excite

Excite ist ein Einkomponenten-Haftvermittler der Firma Vivadent (Ellwangen, D).

Zusammensetzung: Hydroxyethylmethacrylat

Dimethacrylate 73,6Gew%

Phosphorsäureacrylat

Hochdisperses Siliciumdioxid	0,5Gew%
Ethanol	25,0Gew%
Stabilisatoren und Katalysatoren	0,9Gew%
Initiatoren	

B) Xeno III

Xeno ist ein selbstätzender Zweikomponenten-Haftvermittler der Firma Dentsply (Konstanz, D).

Zusammensetzung:

Flüssigkeit A : 2-Hydroxyethylmethacrylat
Buthylhydroxytoluol
Hochdisperses Siliciumdioxid
Ethanol
Gereinigtes Wasser

Flüssigkeit B : Phosphorsäure-funktionalisierte Pölymethacrylatharze
Bi-und polyfunktionelle Methacrylatharze
Buthylhydroxytoluol
Campferchinon
4-Dimethylaminoethylbenzoat

3.1.4 Komposit

A) Tetric ceram

Tetric ceram ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposite der Firma Vivadent (Ellwangen,D).

Zusammensetzung: BIS-GMA	8,3Gew%
Urethandimethacrylat	7,6Gew%
Trimethylenglycoldimethacrylat	4,3Gew%
Bariumglasfüller,silanisiert	50,6Gew%

Ytterbiumtrifluorid	17,0Gew%
Mischoxid, silanisiert	5,0Gew%
Ba-Al-Fluorsilikatglas	5,0Gew%
Hochdisperses Siliciumdioxid, silanisiert	1,0Gew%
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,3Gew%
Pigmente	<0,1Gew%

B) Tetric Flow

Tetric Flow ist ein fließfähiges, lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposite der Firma Vivadent (Ellwangen,D).

Zusammensetzung: BIS-GMA	13,1Gew%
Urethandimethacrylat	11,7Gew%
Trimethylenglycoldimethacrylat	6,3Gew%
Bariumglasfüller,silanisiert	43,5Gew%
Ytterbiumtrifluorid	14,6Gew%
Mischoxid,silanisiert	4,4Gew%
Ba-Al-Fluorsilikatglas	4,4Gew%
Hochdisperses Siliciumdioxid,silanisiert	0,9Gew%
Katalysatoren und Stabilisatoren	0,4Gew%
Pigmente	<0,01Gew%

C) Spectrum

Spectrum ist ein lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposite der Firma Dentsply (Konstanz,D).

Zusammensetzung: BIS-GMA-Addukt
BIS-EMA
TEGDMA
Hochdisperses Siliciumdioxid
Ba-Al-Borosilikat
Stabilisatoren

Initiatoren

D) X-Flow

X-Flow ist ein fließfähiges, lichthärtendes Feinpartikel-Hybridkomposite der Firma Dentsply (Konstanz, D).

Zusammensetzung :Strontiumaluminofluorosilikat-Glas

Hochdisperses Siliciumdioxid

Multifunktionelles Acrylat-Harz

Dimethacrylat-Macromonomer

Diethylenglycol-Dimethacrylat

Campferchinon

Ethyl-4-dimethylaminobenzoat

Butylhydroxytoluol

Pigmente

Titandioxid

3.2 Methode

3.2.1 Kavitätenpräparation

Mit zylinderförmigen Diamantschleifern, grober Körnung, der Firma Gebr. Brasseler (Lemgo, D) (Iso 806 314 112524 014, Durchmesser 1,5mm) wurde an jedem Testzahn mesial und distal eine Kastenkavität präpariert. Somit entstanden 120 Kavitäten der Klasse II. Die Zähne wurden dazu in eine modifizierte Kopfräsvorrichtung (Abb.1) eingespannt und unter standardisierten Bedingungen mit einem, in die Vorrichtung eingespannten, Winkelstück der Firma KaVo (Birbach, D) bei 40000 U/min präpariert. Dies erfolgte unter ständiger Spraykühlung mit 50 ml/min.

Die mesial/okklusalen und distal/okklusalen Kavitäten der Testzähne lagen jeweils 0,5mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze wobei die bucco-linguale Ausdehnung 4mm sowie die zervikal-koronale Ausdehnung etwa 3mm betrug. Die zervikale Stufe war ca. 1,5mm tief. Diese Kavitätenausdehnung wurde mit Hilfe eines Messschiebers kontrolliert.

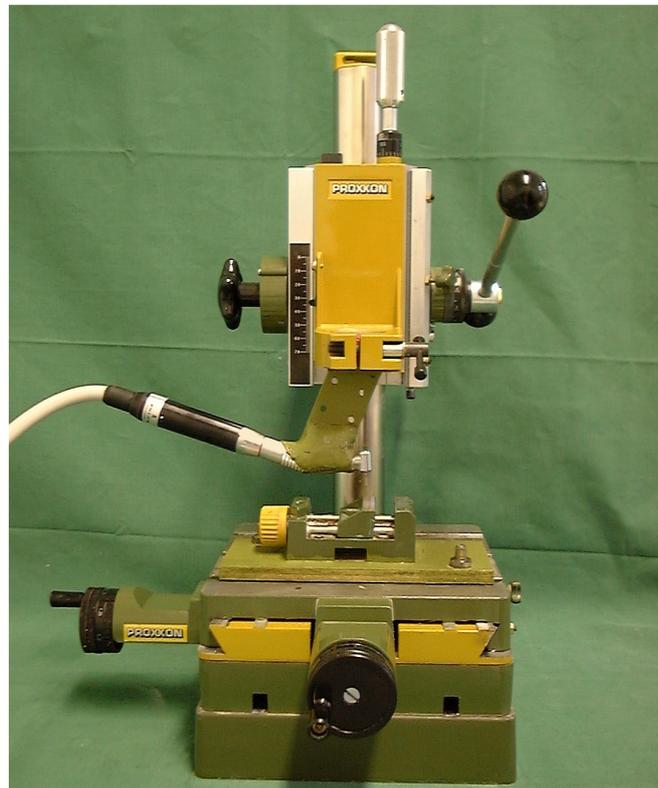


Abb. 1 Fräsvorrichtung



Abb. 2 Kavitätenpräparation

3.2.2 Herstellung des Arbeitsmodells

Die präparierten und zum Füllen vorbereiteten Zähne wurden mit weiteren menschlichen Zähnen als Nachbarzähne auf gleicher okklusaler Höhe und in einem physiologischen approximalen Abstand zueinander in ein Gipsmodell gesetzt. Wobei der nach mesial angrenzende Prämolare und der nach distal angrenzende 12-Jahrmolare ebenfalls kariesfreie extrahierte Zähne waren. Ziel dieser Phantommodell-Anordnung war es, klinische Bedingungen für die Applikation von Klasse-II-Restorationen nachzustellen und eine möglichst natürliche Approximalgestaltung zu erzielen. Die Befestigung erfolgte mit einem Autopolymerisat (Kallocryl, Fa. Speiko) wobei zusätzlich zur Simulation einer Gingiva die Zähne in eine Silikonmasse (Impregum, Fa. 3M ESPE AG, Seefeld, D) eingebettet wurden. Anschließend wurde dieses Modell in einem Phantomkopf (Fa.) fixiert, um somit eine möglichst praxisnahe Situation zu simulieren.

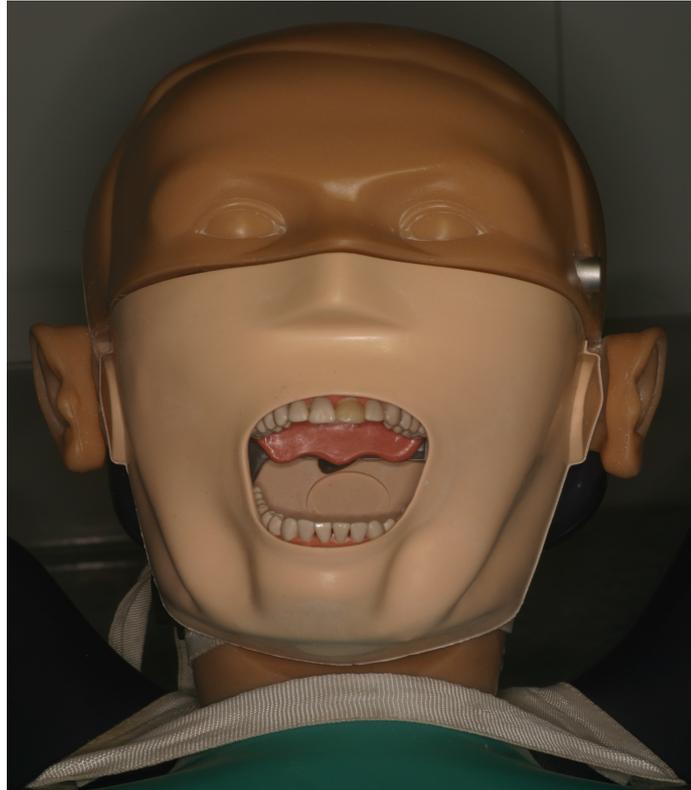


Abb. 3 Phantomkopf

3.2.3 Einteilung der Versuchsgruppen

Aus der Anzahl der Materialien und der Zielstellung der Untersuchung erfolgte eine randomisierte Einteilung der verarbeiteten Proben wie in Tab.1 ersichtlich.

Versuchsgruppe	Bondingsystem	Füllungsmaterial	Anzahl
1 VT	Excite	Tetric Ceram	15
1 NT	Excite	Tetric Ceram	15
2 VT	Excite	Tetric /Tetric Flow	15
2 NT	Excite	Tetric/Tetric Flow	15
3 VT	Xeno	Spectrum	15
3 NT	Xeno	Spectrum	15
4 VT	Xeno	Spectrum/X-Flow	15
4 NT	Xeno	Spectrum/X-Flow	15

Tab.1 Verwendete Materialien

Bei den in den Phantommodellen angeordneten Testzähnen wurden die 30 Kavitäten je der 4 Versuchsgruppen mit den jeweiligen Materialien wie in Tabelle 1 ersichtlich gefüllt. Dabei erfolgte die Füllung jeder einzelnen Kavität unter Zuhilfenahme einer Metallmatrize und eines Holzkeils. Für die Polymerisation wurde eine Polymerisationslampe vom Typ Optilux 400 (Fa. Kerr, Karlsruhe, D) verwendet.

3.2.4 Verarbeitung der Dentinhaftvermittler

Als Dentinhaftvermittler fanden zwei unterschiedliche Produkte Anwendung. Für Restaurationen mit dem Komposit Tetric und Tetric Flow (Vivadent) wurde Excite (Vivadent), ein konventionelles Einkomponentensystem, verwendet. Der Verbund für das Komposit Spectrum und X-Flow (Dentsply) erfolgte mit dem selbstkonditionierenden 2-Komponentenhaftvermittler Xeno III (Dentsply)

Versuchsreihe 1 und 2: Excite® / Tetric®, Excite® / Tetric® Flow

Die Kavitäten wurden mit 37%iger Phosphorsäure, nach dem Total Etch Prinzip, angeätzt, wobei diese zunächst auf Schmelz und dann auf Dentin aufgetragen wurde, 30s einwirkte und mit Wasserspray abgespült wurde. Anschließend erfolgte eine nicht zu exzessive Trocknung der Kavität mit ölfreier Luft.

Daraufhin wurde der Haftvermittler mit einem Applikator-Tip auf Schmelz und Dentin aufgetragen, 10s einmassiert, 5s verblasen und 40s lichtgehärtet.

Versuchsreihe 3 und 4: Xeno® / Spectrum®, Xeno® / X-Flow™

Bei diesen Versuchsreihen wurden die Kavitäten mit dem selbstkonditionierenden Haftvermittler Xeno III bearbeitet. Wobei dieser ebenfalls mit einem Applikator-Tip 20s in Schmelz und Dentin einmassiert und 2s verblasen wurde. Anschließend erfolgte eine Polymerisation für 10s.

3.2.5 Verarbeitung des Füllungsmaterials

Es wurde ausschließlich Füllungsmaterial der Farbe A2 benutzt, wobei das hochvisköse Füllungsmaterial (Tetric® Ceram und Spectrum®) direkt aus der Karpule in die Kavität appliziert wurde. Das Einbringen des Materials erfolgte nach dem Prinzip der Inkrementtechnik. Diese Methode erfolgt in drei Schichten und wurde jeweils 40s von okklusal lichtgehärtet. Die erste Schicht wurde mit einem Kugelstopfer (Hu Friedy, Chicago, USA) in den approximalen Kasten eingebracht. Anschließend erfolgte die Platzierung der zweiten Kompositschicht an der lingualen Kavitätenwand und schließlich die dritte und abschließende Schicht, welche an den vestibulären Kavitätenrand appliziert wurde. In Kombination mit dem niedrigviskösen Füllungsmaterial (Tetric® Flow, X-Flow™) wurde dieses als Erstes mit Hilfe eines Platzierinstrumentes (Hu Friedy, Chicago, USA) in die Kavität eingebracht und ebenfalls für 40s lichtgehärtet.

Nach Applikation des Kompositmaterials wurde die Füllung jeweils 40s von lingual und vestibulär ausgehärtet.

3.2.6 Ausarbeitung der Füllung

Alle approximalen Füllungsråder sowie die okklusalen Höckerabhänge wurden nachbearbeitet. Überschüsse, ungenaue Applikation der Füllungsmaterialien und sonstige Faktoren, die eine Qualitätsbeurteilung von Seiten der Versuchsdurchführung beeinflussen konnten, waren zu minimieren.

Nachdem Matrize und Keil entfernt wurden, erfolgte zuerst die okklusale Ausarbeitung mit einem ovalen Diamanten der Gebr. Brasseler (Lemgo, D) bei max. 10000 U/min und Wasserkühlung sowie die Politur mit Gummipolierern (Identoflex Composite Polishers, Kerr, Bioggio, CH) in absteigender Reihe (medium, fine, superfine).

Die approximale Ausarbeitung erfolgte mit Finishing Strips (3M Sof-Lex, 3M ESPE AG, Seefeld, D) bis zum Erreichen eines überschussfreien Randes, welcher mit einer Sonde kontrolliert wurde.

Die Proben wurden zur Vermeidung von Austrocknung und Sprödigkeit der Zahnhartsubstanz in physiologischer Kochsalzlösung (0,9%ige NaCl-Lösung)

aufbewahrt. Bis zum Zeitpunkt der Replikaherstellung und anschließendem Thermocycling sollte durch feuchte Lagerung die Qualität der Füllungsänder gewährleistet werden.

3.2.7 Thermocycling

Nach der Randbearbeitung der Proben, Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung und anschließender Replikaherstellung aus Epoxyharz, erfolgte eine Temperatur-Wechselbelastung, das sogenannte *Thermocycling-Verfahren*. Diese artifizielle Alterung sollte eine Materialermüdung in der Mundhöhle simulieren. Die Testzähne wurden 1150 Zyklen in Bädern mit destilliertem Wasser von 5°C und 55°C unterzogen. Die Verweildauer betrug jeweils 30s und es war eine Transportzeit von 15s notwendig. Auch nach diesem Verfahren wurden die Testzähne wieder in 0,9%iger Kochsalzlösung gelagert bevor neue Replikas zur erneuten Betrachtung unter dem REM hergestellt wurden.

3.2.8 Qualitative Randanalyse

Die qualitative Randanalyse erfolgte mit Hilfe der Auswertung im Rasterelektronenmikroskop (REM).

Zur Beurteilung der Randschlussqualität der Restaurationen war es notwendig die Füllungsänder sowohl vor als auch nach dem Thermocycling (TC) zu untersuchen. Dies setzte voraus, dass vor und nach TC Kunstharzreplikas der zu untersuchenden Proben angefertigt wurden.

Für die Herstellung der Replikas wurden Abdrücke der Testzähne vor und nach dem Thermocycling genommen um so auch die Qualität des Randschlusses beurteilen zu können. Wie zuvor erwähnt, wurden die Testzähne auch hier zwischen den einzelnen Arbeitsschritten in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Anschließend mit Druckluft getrocknet und zunächst okklusal und dann koronal mit dem Abdruckmaterial (Aquasil, Dentsply) bestückt, wobei dieses blasenfrei mit einer Applikationsspritze geschah. Dadurch war eine optimale Darstellung des Randbereiches gewährleistet.

Nach Aushärtung erfolgte das Ausgießen der Abdrücke mit einem Epoxyharz der Firma GIRRBACH (Pforzheim, D) (Blue Star Typ E 776100). In Vorbereitung auf die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung wurden die auseinander gesägten Probenhälften mit einem leitfähigen Autopolymerisat (Kallocryl, Fa. Speiko) auf einem Metallträger befestigt und mit einer 50 nm starken Goldschicht in dem dafür vorgesehenen Sputtergerät SCD 050 (Fa. Balzer, Lichtenstein, HL) „besputtert“.

Die Lagerung der REM-Träger erfolgte in Petrischalen um die Replikas vor Staub zu schützen.

Durchführung der Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM)

Die Auswertung der Replikas erfolgte bei 100-facher Vergrößerung im REM. Der approximale Füllungsrand wurde dabei in einen lateralen Rand links, einen lateralen Rand rechts und einen zervikalen Rand unterteilt. Die Beurteilung der Randqualität erfolgte anhand folgender definierter Evaluationskriterien:

Als „perfekter Rand“ wurden Randbereiche mit einem kontinuierlichen Übergang der Begrenzung zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz, ohne Höhenunterschied bezeichnet. Bruchlinien oder Haarrisse innerhalb des Füllungsrandeverlaufs wurden als Riss angesehen. Unterbrechungen zwischen Restaurationsrand und Zahnhartsubstanz bekamen die Bezeichnung Spalt. Während Füllungsbereiche, die den präparierten Kavitätenrand überdeckten und keine klare Linie zwischen Füllung und Zahn erkennen ließen, als Überschuss evaluiert wurden.

KÜ: Kontinuierlicher Übergang

R: Riss

SP: Spalt

3.2.9 Quantitative Randanalyse

Die quantitative Randanalyse wurde anhand von Farbstoffpenetrationsversuchen durchgeführt. Dazu wurden die Zähne nach dem Thermocycling mit zwei Schichten Nagellack überzogen. Somit konnte der Farbstoff nur über den, wenn vorhandenen Spalt zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz eindringen.

Zusätzlich wurden die Wurzelspitzen der Testzähne mit einem Kaltpolymerisat (Kallocryl, Fa. Speiko) bestückt um zu verhindern, dass Farbstoff durch die Wurzelkanäle eindringt.

Um eine eindeutige Zuordnung und weitere Auswertung der einzelnen Proben gewährleisten zu können, wurden die Testzähne nummeriert.

Durchführung der Farbstoffpenetration

Die Zähne wurden nachdem sie mit Nagellack überzogen waren für 24 Stunden in einer 5%igen wässrigen Methylenblaulösung aufbewahrt, anschließend unter fließendem Wasser abgespült und erneut in die modifizierte Kopfräsvorrichtung eingespannt und mit einer diamantierten Trennscheibe, in mesio-distaler Richtung bei 15000 U/min und unter Wasserkühlung, durchtrennt.

Auswertung im Lichtmikroskop

Die Auswertung erfolgte anhand eines Auflichtmikroskopes () mit integriertem Messokular bei 5facher Vergrößerung. Dabei wurde bei jeder der Zahnhälften sowohl mesial als auch distal die Penetrationstiefe gemessen. Die Messstrecke verlief zwischen Füllung und Dentin entlang der zervikalen Stufe und der pulpalen Kavitätenwand.



Abb. 4 Proben nach Farbstoffpenetration

3.2.10 Statistische Auswertung

Die gewonnenen Daten wurden mittels dem Statistikprogramm SPSS 10.0 ausgewertet.

Für jede Versuchsgruppe wurden die entsprechenden Mittelwerte und Standardabweichungen der Penetrationstiefen ermittelt. Zum Vergleich der einzelnen Gruppen untereinander wurde eine Varianzanalyse der Einfachklassifikation (ANOVA, 1%) durchgeführt. Weiterhin wurden die einzelnen Versuchsgruppen mit Hilfe des Tukey's Studentized Range Test und der korrigierten Statistik für den paarweisen Vergleich nach Bonferroni Holm auf signifikante Unterschiede überprüft.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit von $p=0,05$ (5%) wurde als signifikant angesehen.

4 Ergebnisse

4.1 Qualitative Untersuchung

4.1.1 Messergebnisse

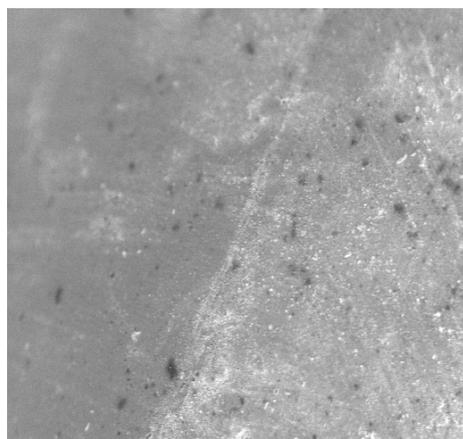
Untersucht wurde die Randqualität von standardisierten Klasse-II-Kompositrestaurationen bezüglich des Haftvermittlers, des Komposits und in Verbindung mit Flowables. Es erfolgte eine qualitative Auswertung der Füllungsänderer sowohl vor als auch nach Thermocycling mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskopes.

In allen 4 Versuchsgruppen konnten Spaltbildungen zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz nachgewiesen werden. Ebenso konnte aber auch in allen Versuchsgruppen zumindest an einigen Testzähnen ein kontinuierlicher Übergang festgestellt werden. Die Versuchsgruppe 4 mit Spectrum/X-Flow und Xeno III erreichte jedoch die besten Werte bezüglich der Randqualität.

Nachfolgend werden diese Ergebnisse der verschiedenen Gruppen einzeln dargestellt, um eine differenzierte Betrachtung zu ermöglichen.

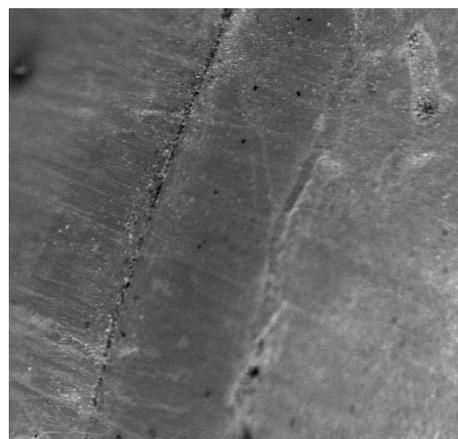
Statistisch ausgewertet wurden die REM-Randkriterien:

- . Kontinuierlicher Übergang
- . Riss
- . Spalt



SBT02 100x 02 mes.Kavität lat.Band li 300µm

Abb. 5 Kontinuierlicher Übergang



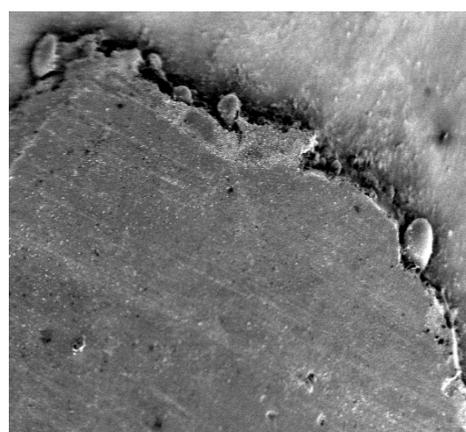
Sa03 100x 12 dist.Kavität lat.Band li 300µm

Abb. 6 Spalt



SBT07 100x 08 mes.Kavität lat.Band re 300µm

Abb. 7 Riss



Sa01 100x 11 dist. Kavität zerv.Band 300µm

Abb. 8 Überschuss

Zum leichteren Verständnis der Ergebnisdarstellung sei noch mal auf die Zusammensetzung der einzelnen Gruppen hingewiesen (Tabelle 2)

Tab. 2 Übersicht der Versuchsgruppen

Versuchsgruppe	Bondingsystem	Füllungsmaterial
1	Excite	Tetric
2	Excite	Tetric/Tetric Flow
3	Xeno	Spectrum
4	Xeno	Spectrum/X-Flow

Tab. 3 Randqualität vor dem Thermocycling: Vergleich der mesialen und distalen Kavität

		R	Sp	Kü
Gruppe 2	m	0%	7%	93%
	d	33%	20%	87%
	d	7%	7%	93%

In der 1. Gruppe ergab sich bei dem Vergleich der mesialen und der distalen Kavitäten keine Verschlechterung der Riss- und Spaltanteile. Die Testzähne, welche mit Excite und Tetric Ceram gefüllt wurden wiesen sowohl mesial als auch distal 7% Riss- und 27% Spaltanteile auf. Ein kontinuierlicher Übergang konnte distal mit nur 73% im Vergleich zu mesial mit 87% erreicht werden.

In der 2. Gruppe, in der TetricCeram in Kombination mit Tetric Flow und Excite angewendet wurde, war ein deutlicher Unterschied zwischen den mesialen und distalen Kavitäten zu verzeichnen. So zeigten die Rissanteile mesial 0%, die Spaltanteile 7%. Distal konnten sowohl für den Riss- als auch für den Spaltanteil 13% ermittelt werden. Aber auch hier zeigten die Ergebnisse für die mesiale Kavität (93%) bezüglich des kontinuierlichen Überganges bedeutend bessere Werte.

Im Vergleich dazu ergab sich in Gruppe 3 kein Unterschied für das Kriterium kontinuierlicher Übergang bei dem Vergleich der mesialen und distalen (97%) Kavität. Auch in dieser Gruppe konnte für die distalen Kavitäten bezüglich der Riss- und Spalteigenschaften schlechtere Ergebnisse nachgewiesen werden. So ergab sich mesial ein Riss von 20% und distal von 33%. Ein Spalt konnte allerdings mesial nicht nachgewiesen werden, distal betrug er 20%.

In Gruppe 4 hingegen konnte bei dem Vergleich der mesialen und distalen Kavitäten, jeweils 7%, kein Unterschied bei den Risseigenschaften festgestellt werden. Eine Spaltbildung mesial konnte nicht nachgewiesen werden, distal jedoch ergab sich eine Spaltbildung von 7%. In der Kombination Spectun/X-Flow und Xeno III konnte mesial allerdings ein kontinuierlicher

Übergang von 100% ermittelt werden wohingegen distal nur ein kontinuierlicher Übergang von 93% nachgewiesen wurde.

Tab. 4 Randqualität nach Thermocycling: Vergleich der mesialen und distalen Kavität

		R	Sp	Kü
	d	60%	40%	67%

In allen 4 Versuchsgruppen führte die künstliche Probenalterung zu einer Erhöhung der prozentualen Riss- und Spaltanteile, sowie zu einer Verschlechterung des kontinuierlichen Überganges an den mesialen und an den distalen Kavitäten. Anhand der Ergebnisse konnte festgestellt werden, dass in allen 4 Gruppen eine deutlich höhere Rissbildung an den distalen Kavitäten im Vergleich zu den mesialen vorlag (wie in Tabelle ersichtlich). Für die Kriterien kontinuierlicher Übergang und Spalt zeigte sich in nicht allen Gruppen eine Verschlechterung distal gegenüber mesial. So wurde in Gruppe 2 mesial eine Spaltbildung von 20% und distal von nur 13% nachgewiesen. In Gruppe 4 konnte jedoch bezüglich der Spaltbildung an den mesialen Kavitäten mit 0% und distal mit 7% keine Verschlechterung nach dem Thermocycling festgestellt werden, jedoch eine deutlich höhere Spaltbildung distal gegenüber mesial. In Gruppen 3 zeigten die mesialen Kavitäten nach dem Thermocycling nur noch einen kontinuierlichen Übergang von 80% während distal 87% des kontinuierlichen Überganges zu verzeichnen waren, somit lagen distal bessere Ergebnis im Vergleich zu mesial vor.

Tab. 5 Randqualität vor und nach dem Thermocycling: Vergleich der einzelnen Gruppen miteinander

		R	Sp	Kü
Gruppe 2	VT	6,5%	10%	83%
	NT	37%	23,5%	83,5%
	NT	36,5%	3,5%	90%

Bei dem Vergleich der einzelnen Gruppen miteinander konnte festgestellt werden, dass eine künstliche Alterung der Testzähne zu einer signifikanten Verschlechterung der Ergebnisse bezüglich der Kriterien Riss, Spalt und kontinuierlicher Übergang führte.

Die höchsten Rissanteile vor Thermocycling zeigte Gruppe 3 mit 26,5% und die niedrigsten mit 6,5% konnten in Gruppe 2 nachgewiesen werden. Die besten Ergebnisse hinsichtlich der Spaltbildung mit 3,5% vor und nach Thermocycling zeigte Gruppe 4. Ebenso wurden in Gruppe 4 die höchsten Werte für einen kontinuierlichen Übergang von 96,5% vor Thermocycling und von 90% nach Thermocycling ermittelt.

Diagramm 1 Auswertung der Randkriterien vor und nach Thermocycling für Gruppe 1

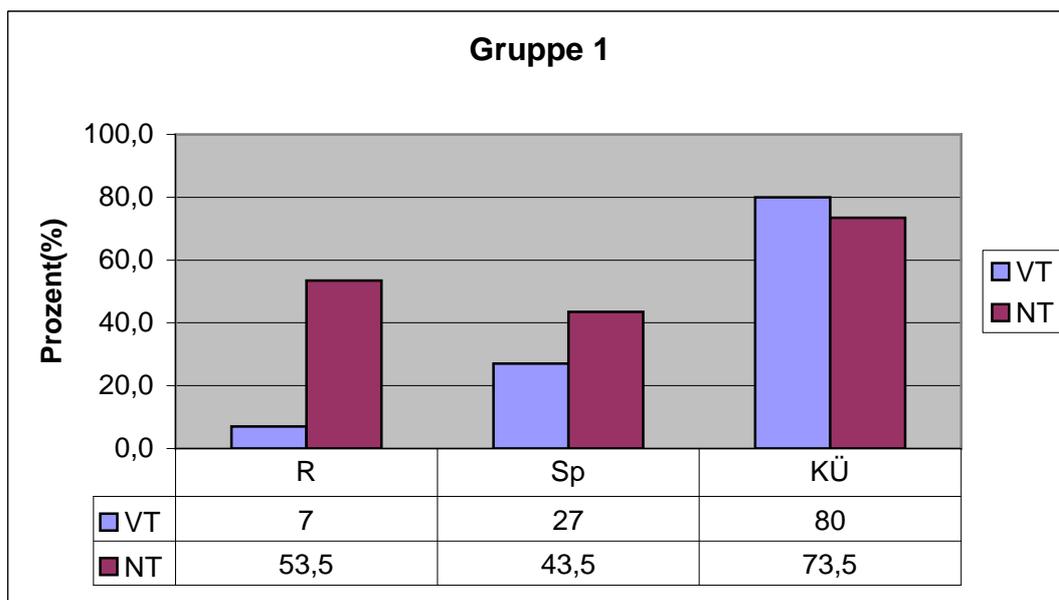


Diagramm 2 Auswertung der Randkriterien vor und nach Thermocycling für Gruppe 2

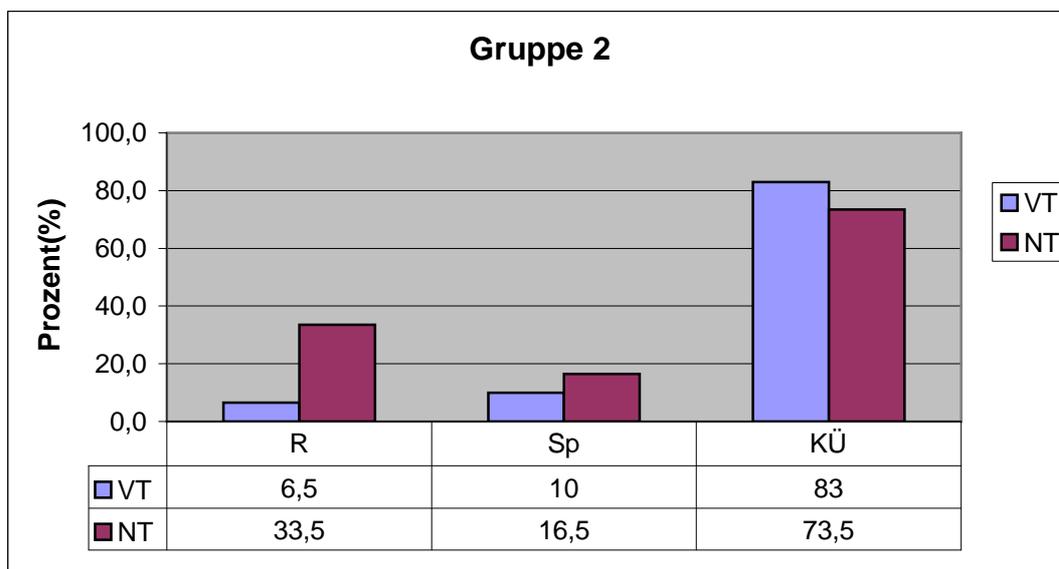


Diagramm 3 Auswertung der Randkriterien vor und nach Thermocycling für Gruppe 3

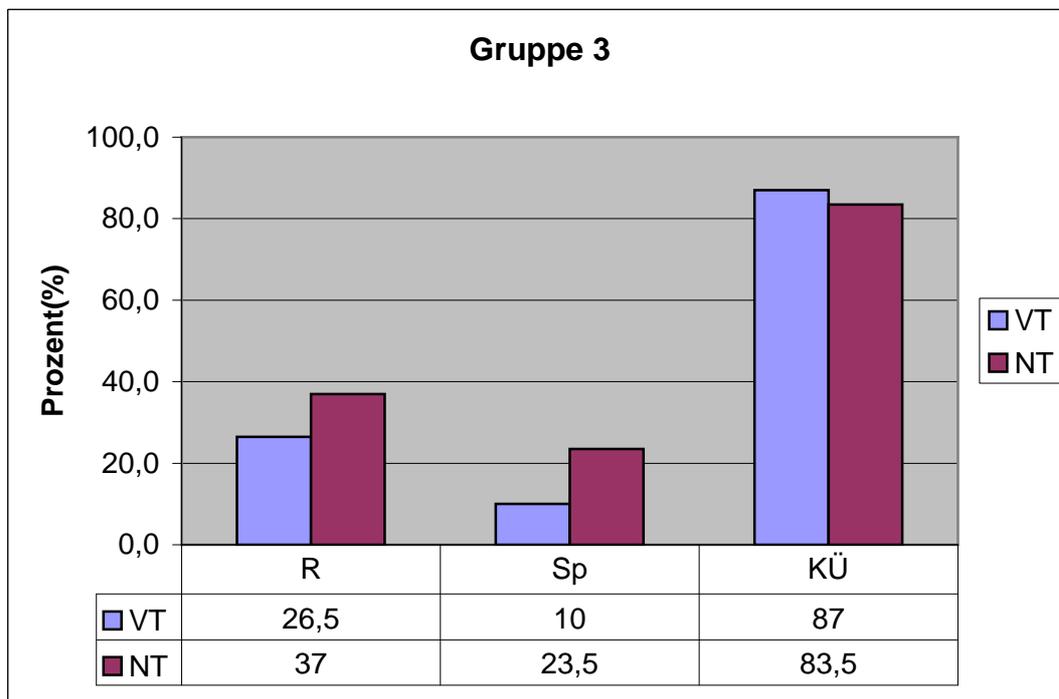


Diagramm 4 Auswertung der Randkriterien vor und nach Thermocycling für Gruppe 4

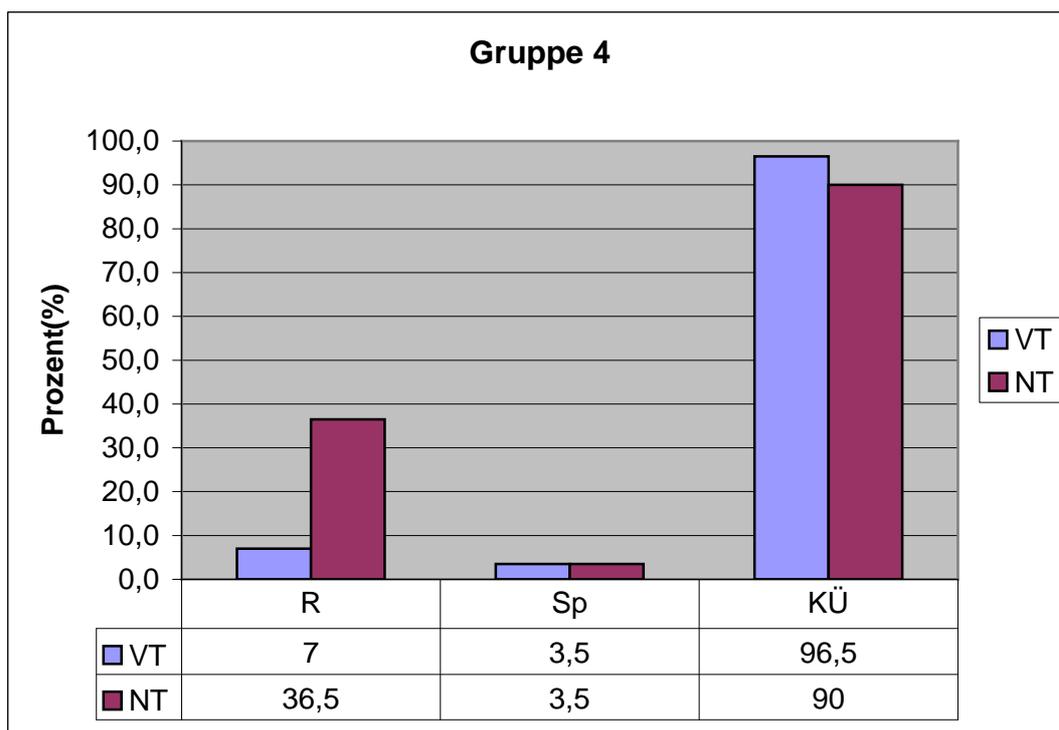


Diagramm 5 Auswertung der Risseigenschaften

Für die Gruppen 1- 4

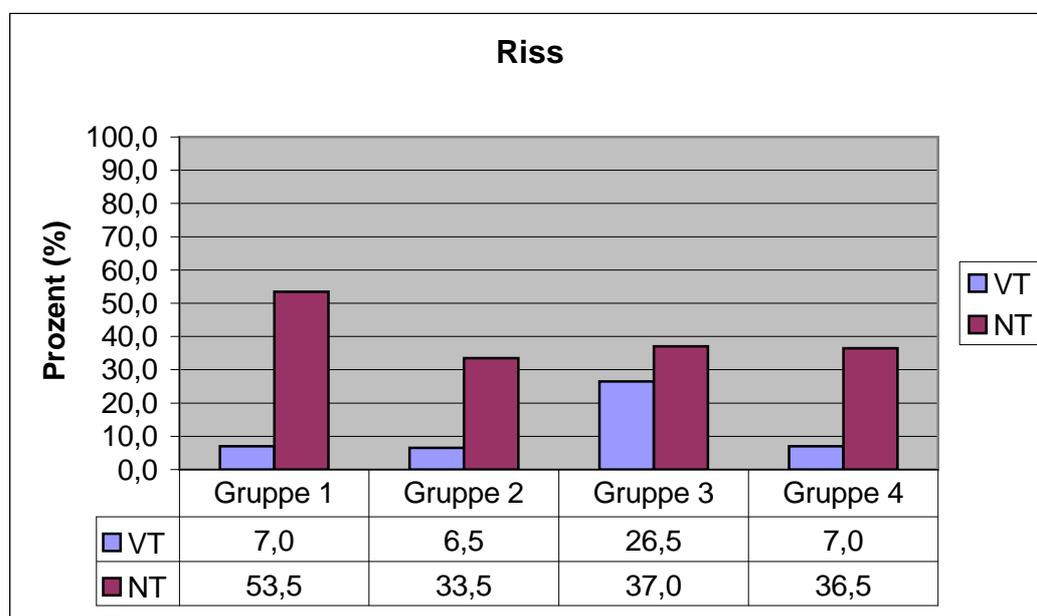


Diagramm 6 Auswertung der Spalteigenschaften

Für die Gruppen 1- 4

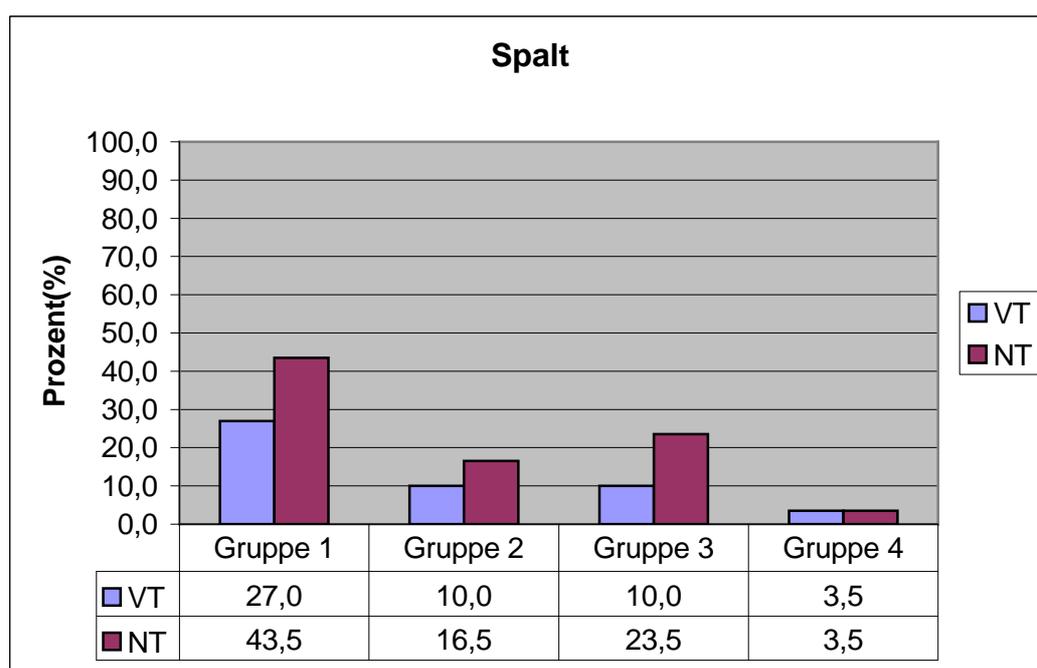


Diagramm 7 Auswertung des kontinuierlichen Übergangs

Für die Gruppen 1- 4

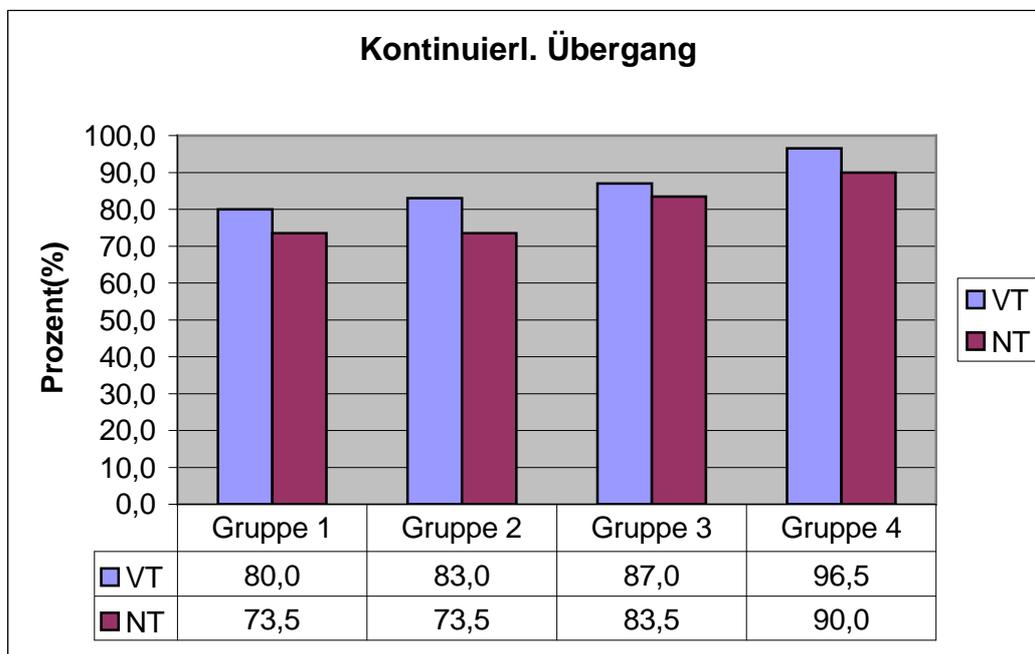


Diagramm 8 Vergleich der mesialen und distalen Kavitäten, der einzelnen Gruppen bezüglich des Rissverhaltens vor und nach Thermocycling

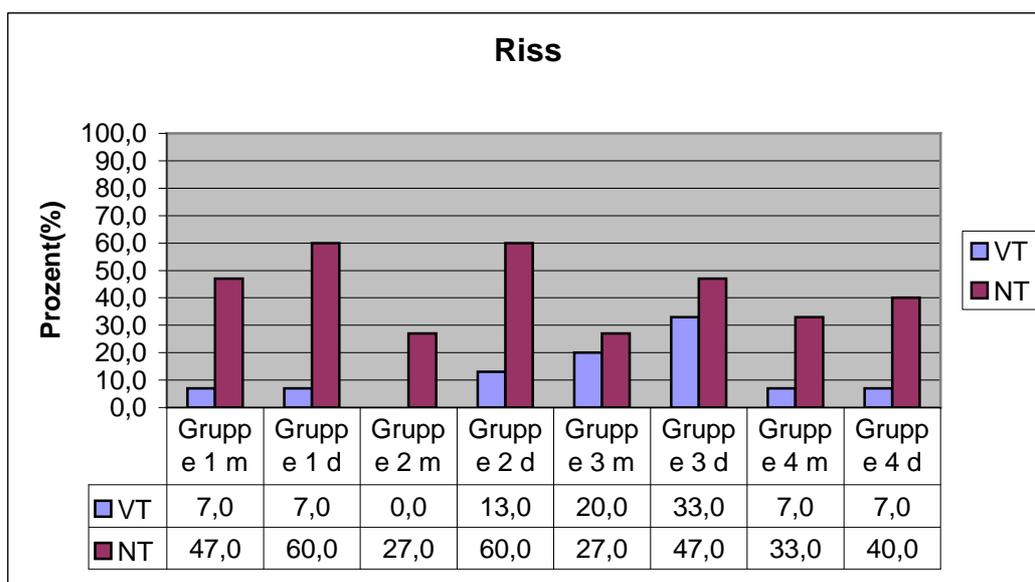


Diagramm 9 Darstellung der mesialen und distalen Kavitäten der jeweiligen Gruppen hinsichtlich des Spaltverhaltens vor und nach Thermocycling

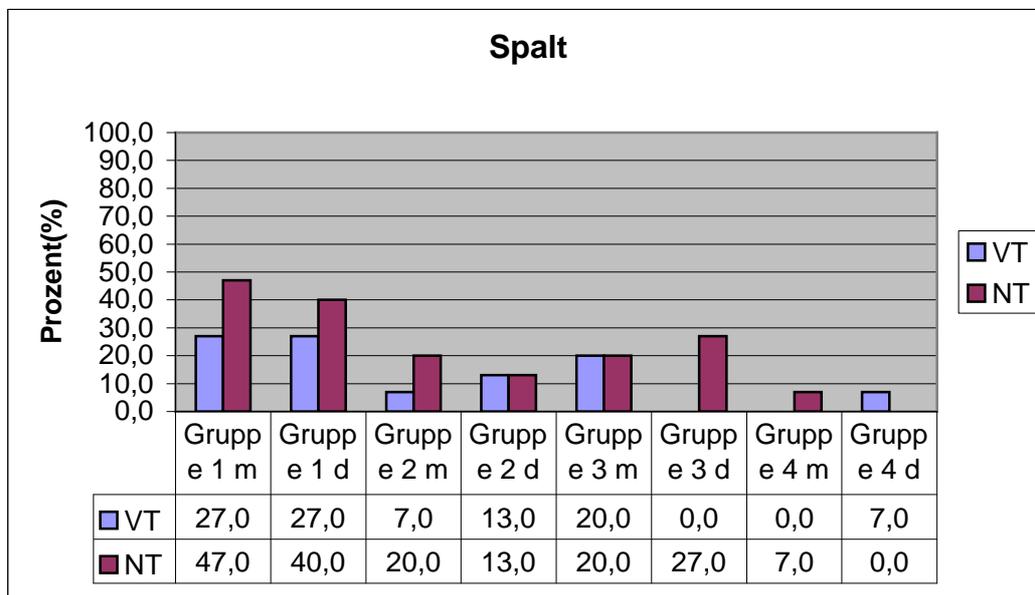
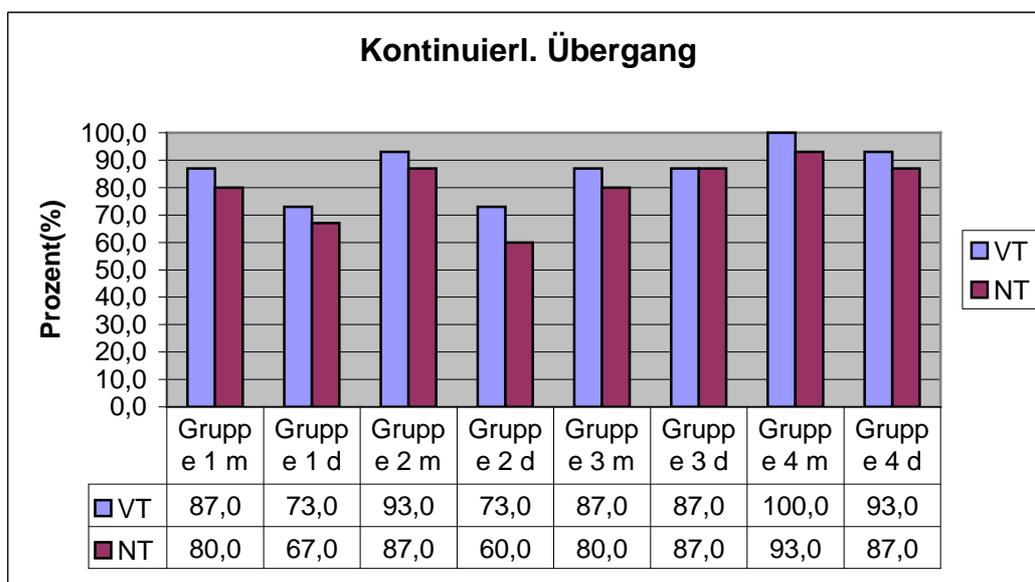


Diagramm 10 Veranschaulichung der mesialen und distalen Kavitäten, vor und nach Thermocycling bezogen auf den kontinuierlichen Übergang



4.2 Quantitative Untersuchung

4.2.1 Randschlussqualität nach Farbstoffpenetration

In den durchgeführten Penetrationsversuchen konnte bei allen verwendeten Materialkombinationen der Gruppen 1-4 Penetrationstiefen zwischen Zahnmaterial und Füllungsmaterial gemessen werden.

Der größte Mittelwert für die Penetrationstiefe wurde mit 4160,50 μm für die Gruppe 3, in der Xeno® und Spectrum® miteinander kombiniert wurden, ermittelt. Während Gruppe 4, in der X-Flow™ zur Unterschichtung von Spectrum® und in Kombination mit Xeno® III angewendet wurde, mit 2871,50 μm den kleinsten Mittelwert aufweist.

Tabelle 1 stellt hierzu eine Übersicht der einzelnen Gruppen dar und gibt zusätzlich die entsprechende Standardabweichung, sowie das Maximum und Minimum an.

4.2.2 Statistische Auswertung

Tab. 6 Statistische Auswertung der einzelnen Gruppen hinsichtlich der Randschlussqualität (in μm)

Gruppe	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
1 Excite/Tetric	4145,00	604,03	5100,00	2900,00
2 Excite/Tetric/Tetric Flow	3491,50	593,11	4700,00	2100,00
3 Xeno/Spectrum	4160,50	781,94	5625,00	2500,00
4 Xeno/Spectrum/X-Flow	2871,50	1748,40	4800,00	0,00
Insgesamt	3667,13	1168,36	5625,00	0,00

Das in Gruppe 1 verwendete Tetric® Ceram in Verbindung mit Excite® wies nach Unterschichtung mit Tetric® Flow, wie in Gruppe 2 durchgeführt, eine signifikante Verbesserung der Randschlussqualität im Gegensatz zur einfachen Anwendung mit Excite® und Tetric® Ceram auf ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Die Unterschichtung von X-Flow™ bei Spectrum® in Verbindung mit Xeno® III, wie in Gruppe 4 durchgeführt, wies eine hochsignifikante Verringerung des Randspaltes auf ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Bei dem Vergleich von Excite®/Tetric®/Tetric® Flow mit Xeno® III/Spectrum® konnte ebenfalls eine signifikante Verbesserung des Randschlusses bei Anwendung eines Flowables festgestellt werden ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Ebenso ergab der Vergleich Excite®/Tetric®/Tetric® Flow mit Xeno® III/Spectrum®/X-Flow™ eine signifikante Verbesserung der Randschlussqualität in der Gruppe Xeno® III/Spectrum®/X-Flow™ ($p \leq 0,05$; Tukey's Studentized Range Test).

Während zwischen Excite®/Tetric® Ceram und Xeno®/Spectrum® kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden konnte.

Die ermittelten Ergebnisse wurden mit Hilfe der Bonferoni Holm Korrektur überprüft und bestätigt.

5 Diskussion

5.1 *Material und Methode*

5.1.1 Versuchszähne

Für diese Untersuchung wurden kariesfreie, menschliche Molaren verwendet. Diese weisen im Vergleich zu Rinderzähnen keine Unterschiede bezüglich der Haftung auf (FINGER 1988; RETIEF et al, 1990), deshalb forderte STEWART et al 1990 die Verwendung menschlicher Zähne.

Da aufgrund verschiedener Untersuchungen zur marginalen Adaptation (BLUNCK et al, 1990) von Kompositen bezüglich der Lagerungszeit zwischen Extraktion und Bearbeitung keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden konnten, betrug die Lagerungszeit maximal vier Wochen. So wurde auch in dieser vorliegenden Studie physiologische Kochsalzlösung als Lagerungsmedium verwendet, weil es die Eigenschaften von Schmelz und Dentin nicht beeinflusst (HALLER et al, 1993). Es kann also davon ausgegangen werden, dass somit auch nicht die marginale Adaptation durch das Lagerungsmediums beeinflusst wird. Zumal dieses Vorgehen ebenfalls anderen Untersuchungen zu Randspaltverhalten bei Klasse II Kompositrestaurationen entspricht, in denen auch physiologische Kochsalzlösung als Lagerungsmedium der extrahierten Zähne verwendet wurde (SORENSEN und DIXIT, 1991).

5.1.2 Probenherstellung und Versuchsdurchführung

Ziel war es bei dieser Untersuchung standardisierte Verhältnisse zu schaffen und die Proben so praxisnah wie möglich herzustellen. Aufgrund dessen wurden die Proben in einer modifizierten KopffräsVorrichtung eingespannt. Dort wurden diese unter standardisierten Bedingungen präpariert. Es erfolgte die Präparation einer klassischen Klasse II Kavität nach BLACK, wobei ein okklusales Plateau und jeweils ein mesialer sowie distaler Kasten geschaffen wurde, welcher 0,5 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag. Die Ausdehnung der Kavität konnte bei allen Proben einheitlich gestaltet werden, da sich diese nicht nach dem Klasse II Defekt richtete, sondern an kariesfreien Proben erfolgte.

Untersuchungen von OUTHWAITE et al, 1976 ergaben, dass die Kavitätentiefe Einfluss auf die Haftkraft zwischen Dentin und Kompositmaterial hat. Da tiefere Kavitäten einen höheren Anteil an Dentintubuli aufweisen, was zur Steigerung der Dentinpermeabilität führt und somit die Haftkraft herabsetzt. Zusätzlich führt auch der vermehrte Ausstrom des Dentinliquors aus den eröffneten Dentintubuli zu einer schlechteren Benetzbarkeit des Dentins (HALLER 1992).

Die Bearbeitung der Zähne in der KopffräsVorrichtung simulierte das Vorgehen eines Zahnarztes am Patienten. Aus diesem Grund erfolgte die Präparation mit mittel- und feinkörnigen Diamanten und unter stetiger Wasserkühlung von 50ml/min, was die Entstehung der Schmierschicht reduziert (GWINNET 1984).

Vor der Applikation des Haftvermittlers und des Kompositmaterials wurden die Proben in ein Gipsmodell gesetzt und dieses in einen Phantomkopf eingespannt, somit konnten klinische Verhältnisse geschaffen werden. Denn die Proben konnten, genau wie bei in vivo Studien, auch nur durch die vorgegeben „Mundöffnung des Phantomkopfes“ gefüllt werden. Weiterhin wurde der Phantomkopf auf einer Behandlungseinheit befestigt, so dass auch damit die klinische Situation simuliert werden konnte

Ein weiterer wichtiger Faktor für die Applikation des Füllungsmaterials ist die Sichtbarkeit der zu füllenden Kavität. Wie schon erwähnt wurde in der vorliegenden Studie die klinische Situation , das Legen einer Füllung in vivo, simuliert. Somit könnte man davon ausgehen, dass aufgrund der indirekten Sicht der distalen Kavität signifikant schlechtere Ergebnisse bezüglich der Randqualität zu erwarten sind.

Jedoch konnte in dieser In vitro Studie kein signifikanter Unterschied bezüglich der Randqualität zwischen der mesialen und distalen Kavität festgestellt werden.

Die Trockenlegung ist ein wichtiger Aspekt bei der Verarbeitung von Kompositmaterialien. Dies sollte mit Hilfe von Kofferdam geschehen, da so die Kontamination der Kavität mit Blut und Speichel verhindert werden kann und damit das Risiko einer Randspaltentstehung und die Bildung von Sekundärkaries minimiert werden kann. In dieser Studie konnte somit die klinische Situation, das Legen einer Kompositfüllung unter Kofferdam, simuliert werden.

Die Proben standen ferner in einer geschlossenen Zahnreihe, immer in regio 46 und man konnte auch damit eine In situ Situation simulieren.

Vor dem Legen der Kompositfüllung wurde die Kavität mit 3%igem Wasserstoffperoxid gereinigt, dabei wurde der „Smear-Layer“ nicht entfernt (GEURTSEN 1989) aber die Schleifstaubreite konnte beseitigt werden.

Da die Polymerisation von Kompositen mit Hilfe von Licht initiiert wird, wurde lange Zeit nur die Anwendung von Kunststoffmatrizen und Lichtkeilen postuliert. Nur so konnte man angeblich eine ausreichende Polymerisation erreichen. Studien von DIETRICH et al, 2000 ergaben , dass auch mit Hilfe von Metallmatrizen eine ausreichende Polymerisation approximal erfolgen kann. Der Zahn wurde somit mit einer Metallmatrize und einem Holzkeil versehen, um so einen optimalen approximalen Kontaktpunkt zu erhalten. Anhand von Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass die Matrizentechnik unabhängig von der Kavitätenform keinen signifikanten Einfluss auf die Randkriterien einschließlich der Farbstoffpenetration ausübt (HALLER 1998).

Der Configuration-Faktor (C-Faktor), welcher das Verhältnis von gebondeter zu nicht gebondeter bzw. freier Oberfläche darstellt, wurde von FEILZER 1987, DAVIDSON et al, 1984 und FEILZER et al, 1990 beschrieben. Nach diesen Aussagen schränkt ein großer C-Faktor (ein hoher Anteil gebundener Oberfläche) das Fließvermögen während der Polymerisation ein, erhöht somit die Spannungen zwischen Zahn und Komposit und führt zur Randspaltbildung. Je höher dieser C-Faktor ist, desto stärker wirken die Polymerisation- und Kontraktionskräfte auf die Kavitätenwände. Dabei besitzen flache Dentinoberflächen eine C-Faktor von 1 und Tiefe Kavitäten der Klasse I einen C-Faktor von 5. Durch schichtweise Applikation des Komposites in die Kavität wird versucht den C-Faktor so nah wie möglich bei 1 zu halten. Weitere Studien (SOH et al, 1990; SUZUKI et al, 1988) allerdings zeigten, dass die Tiefe von Kompositfüllungen im Dentin keine signifikanten Einflüsse auf die Randqualität haben. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die Tiefe der Kompositfüllung im Dentin keine Auswirkungen auf das Randspaltverhalten hat.

5.1.3 Kavitätenform

1998 hat die American Dental Association (ADA) auf der Grundlage aktueller Auswertungen wissenschaftlicher Literatur folgende Indikationen und Kontraindikationen für Kompositfüllungen zusammengefasst.

Tab. 7: Indikationen und Kontraindikationen von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich

Indikation	<ul style="list-style-type: none"> - Fissurenversiegelung - Erweiterte Fissurenversiegelung - Primärversorgung für Klasse I und Klasse II Kavitäten - Klasse V Kavitäten - Füllungen bei Patienten Allergie gegen Metallegierungen
Kontraindikation	<ul style="list-style-type: none"> - Füllungen, die hohen Kaubelastungen ausgesetzt sind - Kavitäten, bei denen keine adäquate Feuchtigkeitskontrolle möglich ist - Patienten mit Allergie gegen Kompositbestandteile

Weiterhin haben die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) und die Deutsche Gesellschaft für Zahnheilkunde (DGZ) 1999 in einer gemeinsamen Stellungnahme eine weitere Differenzierung der Indikationen hinsichtlich der Defektgröße und Verarbeitung vorgenommen. Somit sind Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich bei kleinen Klasse I und Klasse II Läsionen sowie mittelgroßen Klasse I und Klasse II Kavitäten indiziert, sofern eine schmelzbegrenzte Kavität vorliegt und die okklusale Belastung nicht nur auf der Restauration liegt.

5.1.4 Füllungsmaterialien

Moderne Füllungswerkstoffe unterscheiden sich hinsichtlich ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften in der heutigen Zeit nur wenig voneinander. Mittlerweile besitzen fast alle Systeme einen hohen Qualitätsstandard (KUNZELMANN und HICKEL, 2001).

In der vorliegenden Studie wurden die Feinhybridkomposite Tetric® Ceram/Tetric® Flow in Verbindung mit dem konventionellen Haftvermittler Excite® und Spectrum®/X-Flow™ in Verbindung mit dem selbstkonditionierenden Haftvermittler Xeno® III untersucht.

Aufgrund der guten optischen und physikalischen Eigenschaften der Hybridkomposite kamen diese zur Anwendung (LUTZ et al, 1983; JANDA 1988; JORDAN 1989; ROULET et al, 1991).

Weiterhin ergaben Randspaltuntersuchungen bei Kompositfüllungen im Vergleich zu Kompomerfüllungen bei Verwendung desselben Haftvermittlers, dass es bei Kompomerfüllungen zur vermehrten Randspaltbildung kommt (HALLER 1998).

Dentinhaftvermittler der *sechsten Generation*, wie Xeno® III, sind Haftvermittler, die erstens eine Vereinfachung der Handhabung und zweitens aufgrund ihrer selbstkonditionierenden Eigenschaften eine bessere Haftung zwischen Zahn und Füllungsmaterial aufweisen sollten. Excite® war in Verbindung mit dem Tetric® Ceram ein herkömmlicher konventioneller Haftvermittler und wurde deshalb als Referenzgröße angesehen.. Anhand von Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass neuere Adhäsivsysteme im Vergleich zu konventionellen möglicherweise die Randspaltbildung reduzieren. Die Anwendung eines geeigneten Haftvermittlers für die Haftung von Kompositen am Dentin ist somit von entscheidender Bedeutung (ATTIN et al, 1996; BUCHALLA et al, 1996) und wurde auch in verschiedenen Studien nachgewiesen (ELDERTON et al, 1997; BUCHALLA et al, 1996; FRANKENBERGER et al, 1997; LOHER 1997).

Jedoch konnte die Penetration von Farbstofflösungen weder in Klasse-V- noch in Klasse-II-Kavitäten verhindert werden (BLUNCK und ROULET, 1989; EAKLE und NAKAMOTO, 1989; CHEUNG 1990; FITCHIE et al, 1990; HALLER et al, 1990; KREJCI und LUTZ, 1990; PRATI et al, 1990; SWIFT et al, 1990; YOUNGSON et al, 1990; KREJCI und LUTZ, 1991; RETIEF 1991). Auch in diesen Untersuchungen konnte bei allen Versuchsgruppen eine Farbstoffpenetration festgestellt werden. Jedoch ist noch nicht klar bei welcher Länge und Breite des Randspaltes es auch zum Eindringen von Toxinen und Bakterien kommt und damit zur Entstehung von Sekundärkaries und Schädigung der Pulpa (JANDA 1990; HALLER et al, 1992).

5.1.5 Untersuchungsmethoden

In dieser in vitro Studie wurden die Randqualitäten bei Klasse-II-Kavitäten bei zwei verschiedenen Kompositen in Kombination mit fließfähigen Kompositen und deren Haftvermittler beurteilt. Zu untersuchen war dabei erstens ob selbstkonditionierende Haftvermittler im Vergleich zu konventionellen Haftvermittlern einen besseren Verbund zum Komposit herstellen und ob fließfähige Komposite als Zwischenschicht zwischen Dentin und Komposit das Randspaltverhalten beeinflussen.

Zur Beurteilung von Randqualitäten gibt es verschiedene Möglichkeiten, dazu werden die Methoden in funktionelle sowie direkte und indirekte morphologische Methoden eingeteilt.

5.1.5.1 Funktionelle Untersuchungsmethoden

Zu den funktionellen Untersuchungsmethoden gehört unter anderem der Farbstoffpenetrationstest, bei dem Farbstoffe wie Anilinfarbstoff, Eosin, basisches Fuchsin, Hämatoxylin, Kristallviolett, Methylenblau, Methylenviolett oder Quecksilberchlorid in den Randspalt eindringen und anschließend analysiert werden (ROULET et al, 1985). Da jedoch die Proben beider Analyse zerstört werden, da sie aufgeschnitten werden müssen um die Penetrationstiefe messen zu können, ist diese Verfahren nur In vitro anwendbar.

Eine weitere Untersuchungsmethode ist der Nachweis von Bakterien im Randspalt (GOING 1972; ROULET et al, 1985; TAYLER et al, 1992; QVIST 1980; QVIST et al, 1982; QVIST, 1985), da die aber das Legen der Füllung in vivo voraussetzt, konnte es in dieser Studie keine Anwendung finden.

5.1.5.2 Morphologische Untersuchungsmethoden

Morphologische Untersuchungsmethoden werden in direkte und indirekte Methoden eingeteilt. Wobei die Beurteilung des Randspaltes mit Spiegel und Sonde zur direkten Methode zählt und für große klinische Studien geeignet ist (RYGE 1981; AMEYE et al, 1981; BARNES et al, 1991; FELLER et al, 1987; NORMAN et al, 1989; RYGE et al, 1974). Die Untersuchung des Randspaltes unter dem Lichtmikroskop stellt eine weitere morphologische Untersuchungsmethode dar, wobei bei diesem Verfahren die Tiefenschärfe schlecht beurteilt werden kann.

Auch die fotografische Erfassung stellt keine zufriedenstellende Auswertung dar, aufgrund des zu geringen Kontrastes zwischen Füllungsmaterial und Zahnoberfläche (HEINISCH 1989).

Eine morphologisch indirekte Untersuchungsmethode ist die Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM), wobei sowohl Qualität als auch Quantität des Füllungsrandes beurteilt werden kann (LUTZ 1980; ROULET 1987).

Dazu werden zuerst Replikas hergestellt, unter Zuhilfenahme eines Silikonabdruckmaterials werden zunächst Abdrücke der Proben (KUSY 1977) genommen und diese werden dann mit einem Epoxydharz ausgegossen. Somit erhält man eine originalgetreue Nachbildung der Proben. Nach anschließender Fixierung der Proben auf einem REM-Halter und Besputterung mit Gold kann die Auswertung im REM erfolgen (KUSY et al, 1985; ROULET et al, 1989; SEICHTER et al, 1980).

Aufgrund der exakten Beurteilung, der guten Reproduzierbarkeit, Archivierung für Langzeitstudien und der quantitativen Beurteilung nach definierten Kriterien ist diese Untersuchungsmethode eine bewährte Standardmethode und findet somit auch in dieser Studie Anwendung. Nachteilig allerdings ist die nur zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Objektes. Somit wurden in der vorliegenden Studie nur abschnittsweise der Randspalt untersucht und nicht als Ganzes beurteilt. So konnten die Abweichungen aufgrund der Verzerrungen minimiert werden.

Die qualitative Randanalyse erfolgte anhand der 4 Kriterien kontinuierlicher Übergang, Riss, Spalt und Überschuss, welche durchaus eine standardisierte Einteilung ist und auch in anderen Veröffentlichungen („Randschluss von Klasse-II-Kompositfüllungen bei Anwendung einer Füllungstechnik mit selektivem Bonding“; Dissertation Uni Ulm, 2003; MANHART et al, 1999) angewandt wurde.

5.2 Ergebnisse

5.2.1 Allgemeine Betrachtungen

In der heutigen Zeit erreichen die Haftvermittler im Vergleich zu den konventionellen Haftvermittlern bei Zug- und Scherversuchen Haftwerte, die um den Faktor 2-5 höher sind und die Auswirkungen der Dentinätzung mit Phosphorsäure auf die Haftkraft wird widersprüchlich beurteilt. Es haben aber nicht nur die Haftvermittler einen entscheidenden Einfluss auf die Langzeitwirkung der Restaurationen, sondern auch die exakte Modellation, Schichtung und Adaptation des Komposits an die Kavitätswände (ROULET 1987) spielen dabei eine bedeutende Rolle.

So wurden in der vorliegenden Studie alle Proben mit Hilfe der Incrementtechnik gefüllt. Durch schichtweises Einbringen des Kompositmaterials in die Kavität, dabei sollte die Schichtstärke unter 2mm liegen, soll die Kontraktionsschrumpfung kompensiert werden, so dass nur die Schrumpfung der abschließenden Schicht einen Einfluss auf den Verbund zum Zahn nimmt (KUNZELMAN und HICKEL, 2001; Brenner 2004).

Anhand von Untersuchungen (CHEUNG 1988; DIETSCHI und SPREAFICO, 1997; LUTZ, COCHRAN, MÖRMANN, 1984) wurde herausgefunden, dass das Anschrägen der Schmelzränder ein besseres retentives Ätzmuster hervorruft und somit ein besserer Verbund zwischen Kompositmaterial und Zahn entsteht. Es kommt weiterhin zu weniger Schmelzrandfrakturen und weniger Randspaltbildung. In dieser Studie erfolgte keine Anchrägung der Schmelzränder was zur erhöhten Randspaltbildung gerade bei der Anwendung von Tetric® Ceram und Excite® geführt haben könnte.

Während Amalgame Korrosionsprodukte bilden und somit eine toxische Wirkung auf Bakterien ausüben (GROSSMAN et al, 1986), können Glasionomerfüllungen Fluoridionen freisetzen, die den Stoffwechsel von Bakterien hemmen und somit die Säurelöslichkeit der Zahnhartsubstanz reduzieren (KÖNIG 1971; NIKIFORUK 1985). Derartige karieshemmende Wirkungen konnten den Kompositen noch nicht nachgewiesen werden und deshalb ist diese Untersuchung der Randqualität bei Kompositfüllungen ein entscheidender Test.

Nach Untersuchungen von MUNKSGARD und IRIE, 1988 konnte herausgefunden werden, dass auch Unterfüllungen einen Einfluss auf die Dentinhaftung haben. Sie zeigten, dass aufgrund der verkleinerten Dentinoberfläche eine geringere Haftung zustande kommt und somit häufiger Spaltbildungen auftreten. In der vorliegenden Studie wurden im Sinne der

Total Etch Technik (Fusayama, 1982) keine Unterfüllungen gelegt, so dass die gesamte Dentinoberfläche für die Haftung zur Verfügung stand.

5.2.2 Einfluss von Flowables

Der Unterschied zwischen fließfähigen (Flowables) Kompositen versus konventionellen Hybridkompositen, z.B Tetric® Ceram und Tetric® Flow, ist primär das unterschiedliche Elastizitätsmodul, welches bei fließfähigen Materialien nur 50% beträgt. Aus diesem Grund wurde den fließfähigen Kompositen die Funktion als „Stress-Breaker“, sogenannte Pufferzone, zwischen Zahnhartsubstanz und konventionellem Kompositmaterial zugeschrieben.

Untersuchungen hinsichtlich der Randqualität von MATZER und RUSSEL ergaben zwischen fließfähigen und konventionellen Kompositen keine Unterschiede. Auch Studien von SOLTEZ bestätigten die Ergebnisse, dass eine signifikant höhere Randspaltbildung bei fließfähigen Kompositen, insbesondere Untersuchungen mit Tetric® Flow, ergaben.

Jedoch konnte FRANKENBERGER 2002 anhand von Studien diese Aussagen widerlegen und nachweisen, dass fließfähige Komposite als dünne Liner-Schicht in Klasse-I- und -II-Kavitäten, zwischen Kavität und Kompositmaterial die Adaptation signifikant steigern.

Somit konnte auch in dieser Studie belegt werden, dass bei Anwendung von Tetric® Flow und X-Flow™ in Kombination mit den Kompositen Tetric® Ceram und Spectrum® eine signifikante Verringerung des Randspaltes nachgewiesen werden konnte. Es erfolgte, wie auch in weiteren Studien beschrieben, sowohl eine Polymerisation der niedrigviskösen als auch der hochviskösen Komposite von jeweils 40s.

Jedoch ergab die Auswertung der REM-Analyse dieser Studie, dass bei Anwendung von dünnfließenden Kompositen im approximalen Kasten die Überschussneigung signifikant zunahm.

Ebenso wurde diskutiert ob nach Auftragen des fließfähigen Komposits in den approximalen Kasten eine Lichthärtung erfolgen sollte. Es wäre denkbar nach Applikation des dünnfließenden Komposites ohne Polymerisation das Komposit aufzutragen, jedoch erreicht so weniger abrasionsstabiles fließfähiges Komposit die Okklusionsebene. Daher wird nach Applikation der dünnfließenden Komposite eine Polymerisation von 40s empfohlen um so die eventuell schlecht polymerisierte Hybridschicht komplett auszuhärten (FRANKENBERGER 2002).

In der Studie von FRANKENBERGER 2002 wurden 24 extrahierte Weisheitszähne okklusal bis ins mittlere Dentin dekapitiert. Weiterhin wurden diese Proben unterschiedlich vorbehandelt und dann mit Syntac Classic als Haftvermittler und Tetric® Ceram bzw. in Kombination mit Tetric® Flow rekonstruiert. Die Polymerisationszeit betrug dabei sowohl für das Komposit, Tetric® Ceram, als auch bei Polymerisation des dünnfließenden Komposites 40 s.

Die Proben wurden dann 24 h in destilliertem Wasser gelagert und daraufhin auf Zug belastet. Die Ergebnisse zeigen, wie schon vorher erwähnt, dass die Kombination von Tetric® Ceram mit Tetric® Flow als Liner, der separat lichtgehärtet wird, signifikant bessere Haftwerte (42,3 MPa) erreicht als die alleinige Anwendung von Tetric® Ceram (34,3 MPa). Auch bei der Anwendung von Tetric® Ceram in Kombination mit Tetric® Flow als Liner, welcher nicht separat lichtgehärtet wurde, konnte keine so hohen Haftwerte erzielen (36,0 MPa).

5.2.3 Einfluss Polymerisationsgeschwindigkeit und Thermocycling

Auch die Polymerisationsgeschwindigkeit spielt bei der Entstehung von Randspalten eine entscheidende Rolle. Während der Polymerisation entsteht ein zunehmend dichtes Netzwerk aus den freien, beweglichen Monomermolekülen. Am Anfang der Polymerisation kann die Polymerisationsschrumpfung durch Fließvorgänge kompensiert werden (Prä-Gel-Zustand), sobald sich jedoch das Netzwerk verdichtet hat und der Gelpunkt überwunden wurde, ist das Nachfließen von Kompositmaterial nicht mehr möglich (Post-Gel-Zustand). Diese im Post-Gel-Zustand entstehenden Spannungen können durch Ablösen des Komposits von den Kavitätswänden zu Randspaltbildungen führen. Durch eine Verzögerung des Gelpunktes kann ebenfalls der Zeitpunkt der Kraftübertragung Füllung-Zahn verzögert werden (KUNZELMANN und HICKEL, 2001; MEHL et al, 1997). Dies ist das Prinzip der Soft-Start-Polymerisation oder Stufenpolymerisation, bei der die Polymerisation mit einer geringen Lichtenergie startet und dann nach wenigen Sekunden auf den vorgegebenen Maximalwert erhöht wird. Somit besteht durch die Verschiebung des Gelpunktes ein längerer Ausgleich der Spannungen und eine korrekte Polymerisation der Restauration kann erfolgen.

In der vorliegenden Studie kam es nicht zur Anwendung der Stufenpolymerisation. Die Polymerisation erfolgte bei allen Proben mit einer Polymerisationsdauer von 40s wobei die Lichtintensität der Polymerisationslampe auf ihre Konstanz überprüft wurde.

Ebenso spielen die verschiedenen mechanischen Eigenschaften wie elastische Durchbiegung (E-Modul), plastische Verformung, Sprödbbruch und Ermüdung (ASHBEY et al, 1980) eine entscheidende Rolle für die Entstehung von Randspalten.

Das E-Modul ist der Quotient aus der Änderung der elastischen Spannung und der Änderung der zugehörigen Dehnung und stellt somit ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung dar. So haben Materialien mit einem kleinen E-Modul eine größere Elastizität und gehen bei Überschreitung der Fließgrenze in einen plastischen Zustand über.

Das E-Modul von Hybridkompositen beträgt 10-25 GPa, wobei das E-Modul von Tetric® Ceram 11,5 GPa beträgt und das von Spectrum® 10,5 GPa. Da Spectrum® ein kleineres E-Modul aufweist als Tetric® Ceram könnte es sein, dass Spectrum® die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung besser kompensiert und somit nach Verarbeitung eine geringere Randspaltbildung aufweist.

Niedrigvisköse, fließfähige Komposite wie Tetric® Flow (5,3 GPa) und X-Flow™ weisen noch geringere E-Moduli auf und korrelieren somit besser mit der Spannung, die durch die Polymerisation verursacht wird. Basierend auf dieser Feststellung wird von verschiedenen Autoren angenommen, dass fließfähige Komposite eine Elastizitätseigenschaft besitzen, die aufgrund der höheren Flexibilität eine Erhöhung der Randspaltqualität zur Folge haben soll (OPDAM et al, 1996; BAYNE et al, 1998). Auch in dieser Studie konnten diese Behauptungen bestätigt werden, so erreichten die Komposite Spectrum® und Tetric® Ceram in Kombination mit den fließfähigen Kompositen bedeutend bessere Werte bezüglich der Randspaltqualität als im Vergleich zu den Versuchsgruppen wo nur die hochviskösen Komposite verarbeitet wurden.

In Untersuchungen zur Randspaltqualität von hochviskösen Kompositen mit hohem E-Modul wurde das Versagen des adhäsiven Verbundes herausgestellt, welches zu Randspaltbildungen führt (FUKUSHIMA et al, 1988). Mit zunehmender Steifigkeit und Härte eines Kompositmaterials werden die mechanischen Kräfte vermehrt auf die Randbereiche der Restauration übertragen (DAVIDSON und DAVIDSON-KABAN 1998). Jedoch langfristig gesehen ist die Resistenz gegen Scher- und Bruchkräfte bei Kompositen mit hohem E-Modul bezüglich der okklusalen Belastung höher als bei Kompositen mit geringerem E-Modul (UNTERBRINK und LIEBENBERG 1999).

Materialien können nach mechanischer Belastung durch Sprödbbruch versagen, obwohl sie deutlich unter ihrer Stressgrenze belastet werden. Man geht davon aus, dass alle Materialien

ein gewisses Maß an Volumen- und Oberflächendefekten besitzen, die als Schwachstellen betrachtet werden und somit zu Rissen führen können. Dies erläuterten ASHBY et al. 1980 anschaulich am Beispiel eines Luftballons. Sticht man mit einer Nadel in einen prallgefüllten Luftballon, wird die Energie schlagartig freigegeben, obwohl die Stressgrenze des Ballons noch nicht überschritten war. Sticht man nun in einen nur schwach aufgeblasenen Ballon, wo weniger Energie gespeichert wird, kann das Nadelloch stabil bleiben und der Ballon platzt nicht. Steigert man jedoch die elastische Energie durch weiteres Aufblasen des Ballons, führt dies zum Platzen. Von einer Materialermüdung ist die Rede wenn sich eine Spannung im Material entwickelt, die zu Mikrorissen führt und durch Summation dieser Mikrorisse zum Bruch.

Ein weiterer wesentlicher Stressfaktor, der zu Rissen und damit zur Verschlechterung der Randqualität beiträgt, ist die thermische Stressung die im wesentlichen durch den unterschiedlichen Expansionskoeffizienten von Komposit und Zahnhartsubstanz zustande kommt.

Die Simulation der Materialermüdung in der Mundhöhle erfolgte in dieser Studie durch das Thermocycling-Verfahren. Die Proben wurden alle nach Legen der Füllung dem thermocyclischen Verfahren unterzogen, wo sie jeweils 1150 x in 5°C und 55°C Wechselbäder eingetaucht wurden. Da Komposite ein ausgeprägteres Schrumpfungs- und Expansionsverhalten im Vergleich zur Zahnhartsubstanz aufweisen, führt dies zur Spannungsinduktion vorwiegend im Randbereich der Restauration. Vor dem Thermocycling für intakt befundene Ränder können im Nachhinein Spaltbildungen aufweisen (STAININEC et al, 1986; TORSTENSON und BRAENNSTRÖM 1988). So konnte auch in der vorliegenden Studie ein verschlechtertes Randspaltverhalten nach Thermocycling festgestellt werden. In allen vier Versuchsgruppen konnte für alle Kriterien, Überschuss, Riss, Spalt und kontinuierlicher Übergang, eine deutliche Verschlechterung dieser Kriterien nachgewiesen werden, so zeigte die Gruppe 1 7% Riss vor dem Thermocycling und nachher 53,7%, Gruppe 3 wies vorher 26,5% Riss auf und nach dem Thermocycling 37%. Jedoch konnte ebenso nachgewiesen werden, dass eine Unterschichtung mit fließfähigen Kompositen das Randspaltverhalten verbessert, obwohl auch da nach der künstlichen Alterung eine Erhöhung der Spaltbildung auftrat. In Gruppe 2 betrug der Riss vor dem Thermocycling 6,5 % und hinterher 33,5%, in Gruppe 4 vorher 7% und hinterher 36,5%.

Die klinische Relevanz des thermischen Expansionskoeffizienten für die klinische Bewertung eines Materials wird allerdings, aufgrund der relativ schlechten thermischen Leitfähigkeit von Kompositen und der vergleichbar kurzen Verweildauer einer Testfüllung bei einer

bestimmten Temperatur von verschiedenen Autoren in Frage gestellt (ROSSOMANDO und WENDT 1995; BARCLAY 1998; YOUNGSEN 1998). Jedoch andere klinische Studien bei Klasse-II-Kompositfüllungen stellen zufriedene Langzeitergebnisse dar (PALLSEN und QVIST 1995; NORDBO et al, 1998). WILSON konnte in seiner Studie 1991, bei Untersuchungen von Kompositrestaurationen der Klasse II mit vermuteten Mikrorissen in einer Beobachtungszeit von 5 Jahren keine negativen Auswirkungen feststellen.

6 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen dieser In-vitro- Studie lassen sich die folgenden Schlussfolgerungen ziehen:

Die Verwendung des Komposits Spectrum in Verbindung mit dem Haftvermittler Xeno III ergaben im Vergleich zu Tetric in Kombination mit Excite signifikant bessere Werte bezüglich der Randqualität.

Die Randspaltbildung zeigte signifikante Unterschiede nach dem Unterschichten mit Tetric Flow und X-Flow im Vergleich zur Anwendung ohne dünnfließende Komposite.

Ein Unterschied der Randqualität im Vergleich der mesialen und distalen Kavitäten konnte nicht bei allen Kriterien nachgewiesen werden.

Die Qualität des Randspaltes verschlechterte sich nach Anwendung des Thermocycling-Verfahrens bei der Verwendung von Tetric und Spectrum als auch bei der Unterschichtung dieser mit dünnfließenden Kompositen.

Die qualitative und quantitative Untersuchung des Randspaltverhaltens bei Klasse-II-Kompositfüllungen sind Gegenstand einer Vielzahl von wissenschaftlichen Studien. Jedoch ist diese Studie nur eine In-vitro Untersuchung und einige Einflüsse, die bei In vivo Untersuchungen ausschlaggebend für die Ergebnisse sind, lassen sich nicht nachstellen. So ist ein direkter Bezug der Ergebnisse zur zahnärztlichen Praxis nicht möglich und es kann somit nur ein tendenzieller Ansatz dargestellt werden, der durch klinische Langzeitstudien bestätigt werden muss.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass trotz der Verwendung von Dentinhaftvermittlern und fließfähigen Kompositen keine randspaltfreien Restaurationen erzielt werden konnten. Jedoch ist eine genaue Abstimmung der Haftvermittler auf die verwendeten Komposite notwendig, um chemische Inkompatibilitäten zu vermeiden, die zu einer Verminderung der Randspaltbildung führen.

7 Zusammenfassung

Die Polymerisationsschrumpfung und die daraus resultierende Randspaltbildung bei adhäsiven Kompositrestaurationen stellt bis zum heutigen Zeitpunkt ein grundlegendes Problem dar. Die Verwendung von konventionellen und selbstkonditionierenden Haftvermittlern in Verbindung mit Feinhybridkompositen als auch der Einfluss von fließfähigen Kompositen und das Verhalten der Randspaltqualität nach künstlicher Alterung wurde in der vorliegenden In-vitro Studie anhand von standardisierten Klasse-II-Restaurationen untersucht.

Es wurden 60 extrahierte, unversehrte Molaren randomisiert und jeweils 15 Zähne 4 Versuchsgruppen zugeordnet. An jedem Molaren wurden unter standardisierten Bedingungen in einer modifizierten Kopfräsvorrichtung Klasse-II-Kavitäten präpariert. Dabei wurden Kavitätengröße und –ausmaß konstant gehalten.

Zwei verschiedene Kompositmaterialien mit zwei verschiedenen Haftvermittlersystemen und zwei fließfähigen Kompositen wurden miteinander verglichen: Tetric Ceram/Tetric Flow (VIVADENT) in Verbindung mit Excite und Spectrum/X-Flow (DENTSPLY) in Verbindung mit Xeno III (DENTSPLY). Die fließfähigen Komposite wurden als mögliche Pufferzone in die approximalen Kästen der Gruppen 2 und 4 appliziert.

Die gefüllten Testzähne wurden dann dem Thermocycling unterzogen und sowohl vorher, als auch nachher im Rasterelektronenmikroskop analysiert und ausgewertet.

Die Ergebnisse dieser In-vitro-Studie verdeutlichen, dass auch mit Dentinhaftvermittlern der neuen Generation keine komplett randspaltfreien Restaurationen der Klasse-II erzielt werden konnten.

Es kann aber festgehalten werden, dass die Randspaltbildung bei Klasse-II-Kompositfüllungen in Verbindung mit einem selbstkonditionierenden Haftvermittler signifikant reduziert wurde. Unter Berücksichtigung der Kavitätenpräparation stellte sich in der statistischen Auswertung der vorliegenden Studie das hochvisköse Feinhybridkomposit Spectrum in Kombination mit Xeno III als Haftvermittler als diejenige Versuchsgruppe mit den besseren Randqualitäten heraus. Die Annahme einer Qualitätsverbesserung durch die Unterschichtung mit dünnfließenden Kompositen, aufgrund der günstigen Elastizitätseigenschaften, konnte ebenfalls in dieser Studie erreicht werden.

So zeigte die Versuchsgruppe, in der Spectrum/X-Flow in Verbindung mit Xeno III angewendet wurde die besten Resultate bezüglich der Randqualität. Eine Unterschichtung der Kompositrestaurationen mit fließfähigen Kompositen wie Tetric Flow und X-Flow ist somit zu empfehlen. Die alleinige Anwendung von dünnfließenden Kompositen in Klasse-II-Kavitäten ist jedoch aufgrund der zu geringen Abrasionsfestigkeit nicht empfehlenswert. Zur leichteren Verarbeitung ist die Verwendung von Metallmatrizen und Interdentalkeilchen sinnvoll.

8. Literatur

Amey C., L. P., Vanherle G. (1981). "Conventional and microfilled composite resin. Part I: Color stability and marginal adaptation." J Prosthet Dent **46**: 623-630.

Asmussen E., U. S. (1992). "Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physiochemical aspects." Oper Dent Supplement **5**: 68-74.

Attin T., B. W., Hellwig E. (1996). "Influence of enamel conditioning on bond strength of resinmodified glass ionomer restorative materials and polyacid-modified composites." J Prosthet Dent **76**: 29-33.

Barnes D.M., B. L. W., Thompson V.P., Holston A.M., Gingell J.C. (1991). "A 5- and 8-year clinical evaluation of a posterior composite resin." Quintessence Int **22**: 143-151.

Bergenholtz G., R. C. (1980). "Reaction of dental pulp to microbial provocation of calcium hydroxide treated dentin." J Dent Res **88**: 187-192.

Blunck U. (1987). Der Einfluss von Dentinhaftmitteln auf die marginale Adaptation von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. Berlin, HU Berlin.

Blunck U. (1988). "Rastermikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungen im Dentin in vitro." Dtsch Zahnärztl Z **43**: 939-943.

Blunck U. (1989). "Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln." Dtsch Zahnärztl Z **44**: 513-516.

Blunck U. (1996). "Dentinhaftmittel und Kompomere." Quintessenz **47**: 19-35.

Blunck U., H. B. (1999). "Klassifikation von Bondingsystemen." Quintessenz **50**: 1021-1033.

Blunck U., P. M., Dieker A. (1990). "Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftvermittlern." Dtsch Zahnärztl Z **45**: 639-642.

Blunck U., R. J.-F. (1989). "In vitro marginal quality of dentin-bonded composit resin in class V cavities." Quintessence Int **20**: 407-412.

Braennstroem M. (1974). "Effect of various conditioners and cleaning agents on prepared dentin surfaces." Prosthet Dent **31**: 422-430.

Braennstroem M. (1984). "Smear layer: pathological treatment considerations." Oper Dent **3**: 35-42.

Braennstroem M. (1988). "Infektionen und pulpale Komplikationen unter Restaurationen: Lassen sie sich vermeiden?" Phillip J **2**: 112-121.

Brenner C. (2004). "Die Adhäsivtechnik-effizient und einfach." ZMK **20**: 304-316.

Buchalla W., A. T., Hellwig E. (1996). "Influence of dentin conditioning on bond strength of light-cured ionomer restorative materials and polyacid-modified composite resins." J Clin Dent **7**: 81-84.

Buchalla W., A. T., Hellwig E. (1997). "Einfluß der Schmelzätzttechnik auf die Haftung von Kompomerfüllungsmaterialien." Dtsch Zahnärztl Z **52**: 463-466.

Buonocore M. (1970). "Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with use of ultraviolet light." J Am Dent Assoc **80**: 324-330.

Castagnola L., W. J., Garbeoglio R., (1975). "Die Schmelzätzung für die konservierende Zahnbehandlung." Schweiz Mschr Zahnheilk **85**: 975.

Davidson C.L., D. G. A. J. (1984). "Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites." J Dent Res **63**: 146-148.

Davidson C.L., G. A., Feilzer A. (1984). "The competition between the composite-dentin strength and the polymerization contraction stress." J Dent Res **63**: 1396-1403.

Dermann K., B. G. M., Rupp N.W., (1982). "Einfluss von Füllstoffen und Silanisierungsmethoden auf Festigkeit und Randspaltverhalten einiger experimenteller Komposite." Dtsch Zahnärztl Z **37**: 160-163.

Dietrich T., L. G. M., Roulet J-F., (1998). "Microleakage of based, bonded and sandwich class II restorations." J Dent Res **77**: 891.

Dietschi D., S. R. (1997). "Aktuelle Konzepte für adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich." Quintessenz **48**: 477-496.

Dippel H.W., B. J. M., Hoppenbrouwers P.M. (1984). "Morphology and permeability of dentinal smear layer." J Prosthet Dent **52**: 657-662.

Duncanson M.G., M. F. J., Probst R.T. (1986). "Resin dentin bonding agents-rationale results." Quintessence Int **17**: 276-279.

E.K., H. (1982). "Visible light-cured composite resins: polymerisation contraction, contraction pattern and hydroscopic expansion." Sand J Dent Res **90**: 329-335.

Eick J.D., W. R. A., Anderson C.H., Soerenson S.E. (1970). "Scanning electron microscop of cut tooth surfaces and identification od debris by use of the electron microprobe." J Dent Res **49**: 1359-1368.

Elderton R.J., V. R. W., Bell C.J., Marshall K.J., (1997). "Three-year retention of cervical compomer restorations in non-undercut cavities." J Dent Res **76**: 162.

Erler A. (2003). Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Randspaltqualität eines Kompomers und eines mikrogefüllten Kompositmaterials in vivo bei gemischten Klasse-V-Kavitäten. Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin. Berlin, Humboldt Universität.

ESPE, M. (2001). "Die Adhäsivtechnologie." DentNet Masters 3M ESPE.

Feilzer A.J., D. G. A. J., Davidson C.L. (1987). "Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration." J Dent Res **66**: 1636.

Feilzer A.J., D. G. A. J., Davidson C.L., (1988). "Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers." J Dent Res **67**: 1-3.

Feller R.P., R. C. I., Matthews T.G., Santucci E.A. (1987). "Three-year clinical evaluation of composite formulations for posterior teeth." J Prosthet Dent **57**: 544-550.

Finger W.J. (1988). "Dentin bonding agents. relevance of in vitro investigations." Am J Dent **9**: 184-188.

Frankenberger R. (2002). "Fließfähige Komposite-Mythen und Fakten." ZMK **18**: 282-285.

Frankenberger R., K. N., Oberschachtsiek H., Petschelt A. (2000). "Dentin bond strength and marginal adaptation after NaOCl pre-treatment." Oper Dent **25**: 40-45.

Frankenberger R., K. N., Sindel J. (1996). "Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer." Dtsch Zahnärztl Z **51**: 556-560.

Frei H.P. (1975). "Dichtigkeitsprüfung an Kompositfüllungen mit und ohne Schmelzätzung." Schweiz Mschr Zahnheilk **85**: 1012-1029.

Fukushima m., S. J. C., Phillips R.W. (1988). "Marginal fracture of posterior composite resin." J Am Dent Assoc **117**: 577-583.

Geurtsen W. (1989). Klinik der Kompositfüllung. München, Hanser.

Going R.E. (1972). "Microleakage around dental restorations: a summarizing review." J Am Dent Assoc **84**: 1349-1357.

Goldmann M., G. L. B., Cavaleri R., Bogis J., Lin P.S. (1982). "The efficacy of several endodontic irrigating solutions." Endodont **8**: 487-492.

Grossmann E.S., W. M. J., Jodaikkin A. (1986). "Elements in marginal seal at amalgam-tooth interfaces." J Dent Res **65**: 998-1000.

Gwinnett A.J. (1984). "Morphological considerations in smear layer on dentin." Oper Dent **3**: 3-12.

Haller B. (1992). "Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung." ZM **18**: 86-97.

Haller B. (1992). "Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung." Zahnärztl Mitt **18**: 86-97.

Haller B. (1992a). Untersuchungen zum Mechanismus und zur Wirksamkeit von Komposit-Dentinhaftvermittlern. Würzburg.

Haller B. (1992b). "Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung." Zahnärztl Mitt **18**: 86.

Haller B. (2000). "In-vitro-Evaluation der Randschlußqualität des restaurationssystems Admira/Admira Bond in Klasse-II-Kavitäten." Dtsch Zahnärztl Z **55**: 331-335.

Haller B., G. J. (1998). "Randqualität von Klasse-II-Kompomerfüllungen." Dtsch Zahnärztl Z **53**: 330-335.

Haller B., H. N., Klaiber B., Pfannkuch A. (1993). "Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung." Dtsch Zahnärztl Z **48**: 100-104.

Haller B., H. N., Klaiber B., Pfannkuch A. (1993). "Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents." Dent Mater **9**: 191-197.

Haller B., K. B., Secknus A. (1990). "Randschluß zervikaler Kompositinlays in vitro." Dtsch Zahnärztl Z **45**: 296-299.

Haller B., S. P. (2000). "Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten." Dtsch Zahnärztl Z **55**: 331-335.

Haller B., W. F. (1998). Zur Frage der Matrizzentechnik bei dentinbegrenzten Klasse-II-Kompositfüllungen. Bremen.

Haller B., W. U., Hofmann N., Klaiber B., (1995). "Selektive Schmelzätzung oder Total Etching?" Dtsch Zahnärztl Z **50**: 824-827.

Hansen E.K. (1986). "Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of two light-cured composites." Scand J Dent Res **94**: 82-86.

Hellwig E. (1998). "Moderne Zahnfüllmaterialien: Indikationsgebiete und klinische Verarbeitung." ZBW **8**: 19-26.

Hellwig E., K. J., Attin T. (1999). Einführung in die Zahnerhaltung. München Jena, Urban und Fischer.

Janda R. (1988). "Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe I-III." Quintessenz **39**: 1067-1073.

Janda R. (1990). Kunststoffverbundsysteme. Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Weinheim, VCH Verlagsgesellschaft.

König K.G. (1971). Karies und Kariesprophylaxe. München, Goldmann.

Krejci I. (1992). Zahnfarbene Restaurationen. Wien, Carl Hanser Verlag München.

Krejci I., L. F. (1991). "Marginal adaptation of class V restorations using different restorative techniques." J Dent **19**: 24.

Kunzelmann K.-H., K. F., Hickel R. (1993). "Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten." Dtsch Zahnärztl Z **48**: 724-727.

Kusy R.P., L. K. F. (1977). "In situ replication techniques. I: preliminary screening and the negative replication technique." J Dent Res **56**: 925-932.

Kusy R.P., W. J. Q. (1985). "In situ replication. I: quantitative methodologies for replicate materials." J Biomed Mater Res **19**: 35-55.

Lang H., S. R., Nolden R. (1994). "Die Verformung gefüllter Zähne." Dtsch Zahnärztl Z **49**: 812-815.

Linde A. (1987). Dentin: structure, chemistry and formation. Oxford, IRL Press LTD.

Loher C., K. K. H., Hickel R. (1997). "Clinical evaluation of glass ionomer cements (LC), compomer- and composite restorations in class-V-cavities." J Dent Res **76**: 1145.

Lutz F. (1980). Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkomposits. Zürich, KAR PAR PZM.

Lutz F., K. I., Frischknecht A. (1992). "Lichtpolymerisationsgeräte/ Lichtpolymerisation." Schweiz Monatsschr Zahnmed **5**: 565-582.

Lutz F., K. I., Schüpbach P. (1993). "Adhäsivsysteme für Zahnfarbene Restaurationen." Schweiz Monatsschr Zahnmed **103**: 537-548.

Lutz F., K. I., Schüpbach P. (1993). "Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen." Schweiz Monatsschr Zahnmed **103**: 537-549.

Lutz F., L. B., Ochsbein, Mühlemann H.R., (1976). Adhäsive Zahnheilkunde. Zürich, Juris Druck & Verlag Zürich.

Lutz F., P. R. W., Roulet j.-F., Imfeld T. (1983). "Komposit-Klassifikation und Wertung." Schweiz Monatsschr Zahnmed **93**: 914.

Lutz F., S. J. C., Philips R.W., (1983a). "New finishing instruments for composite resins." J Am Dent Assoc **107**: 575-580.

Manhart J., C. H. Y., Kunzelmann K.-H., Hickel R. (2000). "Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin." Dtsch Zahnärztl Z **55**: 128-133.

Manhart J., H. B., Mehl A., Kunzelmann K.-H., Hickel R. (1999). "Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung." Dtsch Zahnärztl Z **54**: 89-94.

Miller W.A., E. J. D., Neiders M.E. (1971). "Inorganic components of the peritubulär dentin in young human permanent teeth." Caries Res **5**: 264-278.

Munksgaard E.C., A. E. (1984). "Bond strength between dentin and restorative resin mediated by mixtures of HEM and glutaraldehyde." J Dent Res **63**: 1087-1089.

Munksgaard E.C., I. M. (1988). "Effect of load-cycling on bond between composite fillings and dentin established by Gluma and various resins." Scand J Dent Res **96**: 579-583.

Nakabayashi N. (1985). "Bonding of restorative materials to dentin: the present status in Japan." Int Dent J **25**: 145-154.

Nakabayashi N., N. J., Masuhara E. (1982). "The promotion of adhesive by the infiltration of monomers into tooth substrates." J Biomed Mater Res **16**: 265.

Nakabayashi N., N. M., Yasuda N. (1991). "Hybridlayer as a dentin bonding mechanism." J Esthet Dent **3**: 133-138.

Nikaido T., B. M. F., Tagami J., Takatsu T. (1995). "Effects of pulpal pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline." Quintessence Int **26**: 221-226.

Nikiforuk G. (1985). Understanding dental caries: 2. Prevention. Basel, Karger Verlag.

Norman R.D., R. J.-F. (1989). "5-year findings of a multiclinical trial for a posterior composite and comparative amalgams." J Dent Res **68**: 890.

Olgart L., B. M., Johnson G. (1974). "Invasion of bacteria into dentinal tubules." Acta Odontol Scan **32**: 61-70.

Pashley E.L., T. L., Mackert J.R., Pashley D.H. (1988). "Comparision of in vivo versus in vitro bonding of composite resin to the canine teeth." J Dent Res **67**: 467-470.

Pissiotis H., S. L. (1992). "Dentin as a inhibitor of bacterial toxicity on pulpal cells in vitro." J Endocrin **18**: 166-171.

Prati C. (1990). "Early marginal microleakage in class II resin composite restorations." Dent Mater **5**: 392-398.

Qvist V. (1980). "Correlation between marginal adaptation of composit resin restorations and bacterial growth in cavities." Scand J Dent Res **88**: 296-300.

Qvist V. (1982). "The effect in vivo of cavity treatments on marginal adaptation of composite restoration." Scand J Dent Res **61**: 187-192.

Qvist V. (1985). "Marginal adaptation of composite restorations performed in vivo with defferent acid-etch restorative procedures." Scand J Dent Res **93**: 68-75.

Retief D.H. (1973). "Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid." J Dent Res **52**: 333-341.

Retief D.H., M. R., Russell C.M. (1990). "Extracted human versus bovine teeth." Am J Dent **3**: 253-258.

Rossomando K.J., W. S. L. (1995). "Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations." Dent Mater **11**: 47.

Roulet J.-F. (1987). Degradation of dental polymers. Basel, Karger Verlag.

Roulet J.-F. (1987). Degradation of dental polymers. München, Karger.

Roulet J.-F. (1987). "A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity." Quintessence Int **18**: 543-552.

Roulet J.-F. (1991). "Margin of posterior composites." Dent Mater **7**: 44.

Roulet J.-F., N. M., Blunck U. (1987). Die Zahnhalsfüllung. München, Carl Hanser Verlag.

Roulet J.-F., R. (1985). "Das Problem des randschlusses bei Kunststofffüllungen." Schweiz Mschr Zahnheilk **85**: 1039-1053.

Roulet J.-F., R. T., Blunck U., Noack M. (1989). "Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope." Scanning Microsc **3**: 147-159.

Ryge G. (1981). "Clinical criteria." Int Dent J **30**: 347-358.

Ryge G., S. M. (1974). "Begutachtung der klinischen Qualität von Zahnfüllungen." Quintessenz **25**: 45-49.

Schroeder H.E. (1976). Orale Strukturbiologie. Stuttgart, Thieme Verlag.

Seichter U., H. A. (1980). "Vergleichende rasterelektronenmikroskopische Untersuchung über die Randspaltbreite verschiedener Composites und über die Wiedergabegenauigkeit unterschiedlicher Replikas." Dtsch Zahnärztl Z **35**: 511-515.

Smillie A.C. (1973). The chemistry of organic pase of teeth. Wiley, New York, London, Zipkin.

Soh G., S. S. K. (1991). "The effect of smear layer removal on marginal contraction gaps." J Oral Rehabil **21**: 411-417.

Sorenson J.A., D. N. V. (1991). "In vitro shear bond strength of dentin adhesives." Int J Prosthodont **4**: 117-125.

Staininec M., M. A., Tanizaki K., (1986). "Interfacial space, marginal leakage and enamel cracks around composite resins." Oper Dent **11**: 14-24.

Stewart B.L., H. J. K., Tyas M. (1990). "Determination of adhesive bond strength to dentine. A new method." Aust Dent J **35**: 454-458.

Suk-yung K. (2003). Randqualität von mittleren und großen Klasse-II-Kompositfüllungen in standardisierten Kavitäten mit unterschiedlichem Randwinkel und Restaurationsmaterial. Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie. Würzburg, Julius-Maximilian.

Terkla L.G., B. A. C., Hanisch A.P., Mitchem J.C. (1987). "Testing sealing properties of restorative materials against moist dentin." J Dent Res **66**: 1758-1764.

Thomas H.F. (1985). "The dentin-predentin complex and its permeability: anatomical overview." J Dent Res **66**: 607-612.

Torstenson B., B. M. (1988). "Contraction gap under composite resin restorations: effect of hydroscopic expansion and thermal stress." Oper Dent **13**: 24-31.

Turner D.F., M. C. F., Sattelberg C. (1989). "Demonstration of physiologic barrier between pulpal odontoblasts and its pertubation following routine restorative procedures: a horseradish peroxidase tracing study in the rat." J Dent Res **68**: 1262-1268.

Tylor M.J., L. E. (1992). "Microleakage." J Dent **20**: 3-10.

Van Meerbeek B., B. M., Lambrechts P., Van Herle G. (1994). "Mechanismen und klinische Resultate." Dtsch Zahnärztl Z **49**: 977-984.

Van Meerbeek B., D. A., Goret-Nicaise M., (1993b). "Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone." J Dent Res **72**: 495-501.

Van Meerbeek B., I. S., Braem M., Lambrechts P., Van Herle G. (1992b). "Factors affecting adhesion to mineralized tissues." Oper Dent **5**: 111-124.

Van Meerbeek B., I. S., Braem M., Lambrechts P., Van Herle G. (1994). "Morphological aspects of the resin dentin interdiffusion zone with differnt dentin adhesive systems." J Dent Res **71**: 150-154.

Van Meerbeek B., L. P., Inokoshi S., Braem M., Vanherle G., (1992c). "Marginal adaptation of four tooth-colored inlay systems in vivo." J Dent **20**: 18-26.

Viohl J. (1974). "Werkstoffkundliche Untersuchung der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien." Dtsch Zahnärztl Z **29**: 442-449.

Viohl J. (1984). "Properties of resin filling materials." Quintessence Int **15**: 865-872.

Willams S., G. M. (1985). "Penetrability of smeared layer by strain of *ptreus vulgaris*." J Endodont **11**: 385-389.

Youngson C., G. C., Jones J.C., Smith I.S.,Fox k. (1998). "In vivo temperature changes during a standadised thermal challenge." J Dent Res: 2585.

9. Thesen

1. Aufgrund der rasanten chemisch und technischen Entwicklung hat die Restauration mit Kompositmaterialien in den letzten Jahren zugenommen und somit den Füllungswerkstoff Amalgam weitgehend abgelöst.
2. Bei adäquater Verarbeitung ist die Lebensdauer von Kompositrestaurationen fast gleichzustellen mit der von Amalgamrestaurationen.
3. Das wichtigste Ziel der Füllungstherapie ist der bakteriendichte Randschluss zur Vermeidung von Pulpairritationen und Sekundärkaries.
4. Das Hauptproblem der adhäsiven Restaurationstherapie stellt der Verbund zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit dar. Um einen dauerhaften Verbund zwischen Dentin und Kompositmaterial zu erzielen, wurden Dentinhaftvermittler mit amphiphilen Eigenschaften entwickelt.
5. Die bei mechanischer Oberflächenbearbeitung entstehende Schmierschicht und die bei Polymerisation entstehende Schrumpfung von 2-4 Vol% stellen zwei wesentliche Faktoren für die Randqualität dar.
6. Die im Füllstoffgehalt herabgesetzten, fließfähigen Komposite sind in der Lage, aufgrund ihrer günstigen Elastizitätseigenschaften, eine teilweise Reduktion der auftretenden Schrumpfkraft zu ermöglichen. Sie können daher als Pufferzone zwischen Adhäsiv und hochviskösem Komposit eingesetzt werden.
7. Ziel dieser In vitro Studie war es die marginale Adaptation eines hochviskösen Komposits im Vergleich zu einem niedrigviskösen in Verbindung mit dem jeweiligen Haftvermittler bei Klasse-II-Kavitäten zu untersuchen.
8. Die qualitative Randanalyse erfolgte mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskopes, wobei der Übergang zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz beurteilt wurde.

9. In der quantitativen Randalalyse erfolgte die Beurteilung der Versuchsproben anhand von Farbstoffpenetration im Zuge des nach Polymerisationsschrumpfung entstandenen Randspaltes.
10. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass die kombinierte Verarbeitung mit dünnfließenden Kompositen bei den Produktgruppen Excite®/Tetric®/Tetric® Flow und Xeno®/Spectrum®/X-Flow™ zu einer signifikanten Verminderung der Randspaltbildung führte.
11. Nach artifizieller Alterung konnte eine Verschlechterung der Randqualität bei Anwendung der hochviskösen als auch bei Unterschichtung mit den niedrigviskösen Kompositen verzeichnet werden.
12. Schlussfolgernd aus den dargestellten Ergebnissen kann eine Verbesserung der Randqualität durch Unterschichtung mit dünnfließenden Kompositen, als Pufferzone, angenommen werden.
13. In wieweit eine Anshragung der Schmelzprismen sich auf die Randqualität bei Kompositrestaurationen auswirkt, könnte Ziel weiterführender Untersuchungen sein.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Katja Sauerzweig
Geburtsdatum	08.11.1979
Geburtsort	Cottbus
Wohnort	39221 Kleinmühlingen, Karl-Marx-Str.22
Staatsangehörigkeit	deutsch
Konfession	evangelisch
Familienstand	ledig
Eltern	Dr. Volker Sauerzweig; geb. am 15.07.57 Andrea Sauerzweig; geb. am 26.07.58 39221 Kleinmühlingen, Karl-Marx-Str.22

Schulbildung

1985-1990	Besuch der Grundschule in Großmühlingen
1990-1995	Besuch des Gymnasiums am Malzmühlenfeld in Schönebeck
1995-1998	Besuch des Norbertusgymnasiums in Magdeburg
Juli 1998	Abitur

Hochschulbildung

1998-2004	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther Universität Halle-Wittenberg
Februar 2001	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
Juli 2001	Zahnärztliche Vorprüfung
Oktober 2004	Staatsexamen

Studienbegleitende Tätigkeiten

Januar 2002-April 2002	Auslandstrimester als Student Observer an der University of California L.A.
2003	Forschungswettbewerb VOCO Dental Challenge
März 2004	Posterpräsentation IADR, Hawaii, Honolulu

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation selbstständig, ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe.

Kleinmühligen, März 2006

Katja Sauerzweig

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich bisher keine Promotionsversuche unternommen habe. Weder diese noch eine andere Dissertation wurde von mir im Inland oder Ausland einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Kleinmühligen, März 2006

Katja Sauerzweig

Publikationen

Sauerzweig K, Gernhardt CR, Schaller HG:

Influence of Flowable Composites on Marginal Adaptation of Class-II-Restorations.

Accepted for presentation at the IADR/AADR/CADR 81 General Session (March , 2004),

Honolulu, Hawaii, USA

Danksagung

Mein Dank gilt:

Herrn Prof. Dr. H.G. Schaller für die Bereitstellung des interessanten Themas und die Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Herrn Dr. Ch. Gernhardt und Frau Dr. K. Bekes für die hilfreiche Unterstützung, ständige Bereitschaft sowie für die vielseitigen Anregungen.

Herrn Prof. Dr. A. Stiefel für die Unterstützung der Arbeit am Rasterelektronenmikroskop und Herrn Dipl. Ing. H. Mähl für die technische Betreuung.