

Universitätsklinikum Ulm
Abteilung Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
Ärztlicher Direktor Prof. Dr. med. dent. B. Haller

**Randschluss von Fast-Track-Kompositfüllungen im
Vergleich zu Amalgam- und Glasionomerzementfüllungen**

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin der
Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von

Katharina Elisabeth Haberkorn

aus Pforzheim/Württ.

2006

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Klaus-Michael Debatin

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Bernd Haller

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Peter Ludwig

Tag der Promotion: 08. Februar 2007

Für meinen Mann Dirk
und meine Eltern Susanne und Dr. Gottfried Oettel

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
1 EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
1.1 FÜLLUNGSMATERIALIEN FÜR DIE SEITENZAHNRESTAURATION	1
1.1.1 <i>Amalgam</i>	1
1.1.1.1 Allgemeines	1
1.1.1.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften	2
1.1.1.3 Aushärtung	2
1.1.2 <i>Glasionomerzemente</i>	3
1.1.2.1 Allgemeines	3
1.1.2.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften	3
1.1.2.3 Aushärtung	4
1.1.3 <i>Komposite</i>	4
1.1.3.1 Allgemeines	4
1.1.3.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften	5
1.1.3.3 Aushärtung	7
1.2 ADHÄSIVE FÜLLUNGSTECHNIK	8
1.2.1 <i>Allgemeines</i>	8
1.2.2 <i>Schmelzhaftung</i>	9
1.2.3 <i>Dentinhaftung</i>	10
1.2.3.1 Allgemeines	10
1.2.3.2 Erhaltung der Dentinschmierschicht	10
1.2.3.3 Selektive Schmelzätzung und Auflösung der Dentinschmierschicht mit einem selbstkonditionierenden Dentinprimer	11
1.2.3.4 Simultane Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure	11
1.2.3.5 Simultane Ätzung von Schmelz und Dentin mit selbstkonditionierenden Monomerlösungen	12
1.2.3.6 Fehlermöglichkeiten	13
1.3 RANDSPALTEN ZWISCHEN FÜLLUNG UND ZAHNSUBSTANZ	14
1.3.1 <i>Allgemeines</i>	14
1.3.2 <i>Einflussfaktoren für die Entstehung von Randspalten</i>	14
1.3.3 <i>Methoden zur Bestimmung der Randqualität</i>	15
1.4 PROBLEMSTELLUNG	17
2 MATERIAL UND METHODE	19
2.1 HERSTELLUNG DER TESTFÜLLUNGEN	19
2.1.1 <i>Testzähne und Kavitätenpräparation</i>	19
2.1.2 <i>Einbau der Zähne in eine künstliche Zahnreihe</i>	19
2.1.3 <i>Verwendete Restaurationsmaterialien</i>	20
2.1.4 <i>Vorbehandlung der Kavitäten und Legen der Füllungen</i>	20
2.1.4.1 Allgemeines	20
2.1.4.2 Vorgehen bei Amalgamfüllungen	22
2.1.4.3 Vorgehen bei Glasionomerzementfüllungen	23
2.1.4.4 Vorgehen bei Kompositfüllungen	23
2.1.5 AUSARBEITUNG UND POLITUR	27
2.1.6 KÜNSTLICHE ALTERUNG	27
2.1.6.1 Thermocycling	27
2.1.6.2 Mechanische Belastung im Kausimulator	27
2.1.7 ÜBERSICHT ÜBER DEN VERSUCHSAUFBAU	29
2.2 UNTERSUCHUNG DER RANDSCHLUSSQUALITÄT	30
2.2.1 QUANTITATIVE FÜLLUNGSRANDANALYSE IM RASTERELEKTRONENMIKROSKOP	30
2.2.1.1 Herstellung der Kunstharzreplikas	30
2.2.1.2 Kriterien zur Beurteilung der Randschlussqualität	30
2.2.2 UNTERSUCHUNG DER RANDABDICHTUNG MITTELS FARBSTOFFPENETRATION	34
2.2.2.1 Durchführung der Farbstoffpenetration	34
2.2.2.2 Bewertung der Farbstoffpenetration im Auflichtmikroskop	35
2.3 STATISTISCHE AUSWERTUNG	37
3 ERGEBNISSE	38
3.1 ALLGEMEINES	38
3.2 ERGEBNISÜBERSICHT	38

3.3	VERGLEICH DER RANDSCHLUSSQUALITÄT BEI SCHMELZBEGRENZTEN UND BEI DENTINBEGRENZTEN KAVITÄTEN	41
3.3.1	ALLGEMEINES.....	41
3.3.2	REM-ANALYSE	41
3.3.2.1	Vergleich der Spaltbildung an den lateralen Füllungsändern	41
3.3.2.2	Vergleich der Spaltbildung an den zervikalen Füllungsändern	41
3.3.3	FARBSTOFFPENETRATION.....	43
3.3.3.1	Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Kavität	43
3.3.3.2	Farbstoffpenetration in den Tubuli in Richtung Pulpa.....	44
3.4	UNTERSCHIEDE IM RANDSCHLUSSVERHALTEN DER UNTERSUCHTEN FÜLLUNGSMATERIALIEN.....	45
3.4.1	ALLGEMEINES.....	45
3.4.2	SCHMELZBEGRENZTE KAVITÄTEN	46
3.4.2.1	REM-Analyse.....	46
3.4.2.2	Farbstoffpenetration.....	47
3.4.3	DENTINBEGRENZTE KAVITÄTEN.....	50
3.4.3.1	REM-Analyse.....	50
3.4.3.2	Farbstoffpenetration.....	51
4	DISKUSSION	54
4.1	ALLGEMEINES.....	54
4.2	KRITIK DER METHODE.....	54
4.2.1	UNTERSUCHUNGEN IN VITRO	54
4.2.2	ZAHNMATERIAL.....	54
4.2.3	KAVITÄTENPRÄPARATION.....	55
4.2.4	APPLIKATIONSWEISE UND POLYMERISATION	56
4.2.5	AUSARBEITUNG UND POLITUR	58
4.2.6	AUSWAHL DER KOMPOSITE UND ADHÄSIVE	58
4.2.7	KÜNSTLICHE ALTERUNG	59
4.2.7.1	Thermische Wechselbelastung.....	59
4.2.7.2	Mechanische Kaubelastung	60
4.2.8	REPLIKATECHNIK UND QUANTITATIVE RANDANALYSE IM REM.....	60
4.2.9	FARBSTOFFPENETRATION.....	61
4.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....	62
4.3.1	EINFLUSS DER LAGE DES ZERVIKALEN FÜLLUNGSRADES AUF DIE RANDQUALITÄT	62
4.3.2	UNTERSCHIEDLICHES RANDVERHALTEN DER RESTAURATIONSSYSTEME	64
4.3.2.1	Dispersalloy	64
4.3.2.2	Ketac Molar.....	65
4.3.2.3	OptiBond FL/ Prodigy condensable.....	66
4.3.2.4	AdheSE/InTen-S	67
4.3.2.5	Adper Prompt L-Pop/ Filtek P60	67
4.3.2.6	xeno III/ QuiXFil.....	68
4.3.2.7	iBond/Venus	68
4.4	SCHLUSSFOLGERUNG.....	69
5	ZUSAMMENFASSUNG.....	70
6	LITERATURVERZEICHNIS.....	72
7	ANHANG	87
7.1	MESSDATEN DER QUANTITATIVEN REM-ANALYSE UND DER FARBSTOFFPENETRATIONSTESTS.....	87
7.2	VERWENDETE MATERIALIEN, INSTRUMENTE UND GERÄTE	95
	DANKESWORTE	99

Abkürzungsverzeichnis

HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat

BHT: Butylhydroxytoluol

BisGMA: Bisphenol A diglycidylmethacrylat

TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat

PAMA: Phtalsäure-monomethacrylat

GPDM: Glycerolphosphatdimethacrylat

GDMA: Glycerol-dimethacrylat

GIZ: Glasionomerzement

KC: Kampferchinon

4-META: 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid

Pyro-EMA: Phosphorsäure-modifiziertes Methacrylat

PEM-F: Monofluorophosphaten-modifiziertes Polymethacrylat

UDMA: Urethandimethacrylat

UEDMA: Urethan-Ethylenglycol-Dimethacrylat

1 Einleitung und Problemstellung

1.1 Füllungsmaterialien für die Seitenzahnrestauration

Aufgrund der Indikationseinschränkungen für Amalgam seit 1992 durch das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte sowie der gestiegenen ästhetischen Ansprüche in der Bevölkerung wurde die Entwicklung alternativer Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich erforderlich. Im Spannungsfeld von pro und kontra Amalgam erschienen in den letzten Jahren zahlreiche neuartige Werkstoffsysteme für die plastische Füllungstherapie (BURGESS et al. 2002, MANHART et al. 2002).

Die Anforderungen an direkte Restaurationen im Seitenzahnbereich wurden 1998 von der Schweizerischen Zahnärztesgesellschaft (SSO) in Form von Qualitätsleitlinien festgelegt (KREJCI et al. 1998). Die Anforderungen für den Standard 2 lauteten Pulpa- und Hartschutz, Wiederherstellung von Form und Funktion, einfaches unkompliziertes Handling und eine minimale Überlebensdauer von 8 Jahren (LUTZ und KREJCI 2000). Zum Standard 2 werden Amalgamfüllungen und Füllungen aus Amalgamersatzmaterialien gezählt, wobei darauf hingewiesen wurde, dass es Restaurationsmaterialien, die über das gleiche klinische Potenzial bzw. Kosten-Nutzen-Verhältnis wie Amalgam verfügen, nicht gibt.

1.1.1 Amalgam

1.1.1.1 Allgemeines

Amalgamzahnfüllungen wurden bereits im China der Tang-Dynastie (etwa 600 n. Chr.) verwendet. In Europa wird erstmals 1528 von Füllungen aus Kupfer-Quecksilber-Legierungen berichtet. Ende des 19. Jahrhunderts setzten sich Silberamalgame als Füllungsmaterial durch.

Jahrelang war Amalgam die Füllungsalternative der ersten Wahl, denn die Vorteile lagen auf der Hand: vielseitig einsetzbar, billige und schnelle Füllungstechnik, hohe Bruch- und Druckfestigkeit, lange Haltbarkeit und klinische Bewährung (HAWTHORNE und SMALES 1997, ROULET 1997). Die Auswirkung von Amalgam auf den menschlichen Organismus ist nach wie vor nicht eindeutig geklärt. Unterschiedliche kommen zu widersprüchlichen Ergebnissen (YIP et al. 2003,

BATES et al. 2004). Neben einer potenziellen Gefährdung durch toxische und allergische Nebenwirkungen steht vor allem das nicht zahnfarbene Aussehen im Mittelpunkt der Kritik (DUNCALF und WILSON 2001).

1.1.1.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften

Silberamalgame in der Zahnheilkunde sind Legierungen des Quecksilbers mit Silber, Zinn, Kupfer und Spuren weiterer Metalle. Vor der Verarbeitung liegt das Amalgam in Form von Legierungspulver (Alloy) und hochreinem flüssigem Quecksilber vor. Je nach Herstellungsart des Alloys entstehen unterschiedliche Formen von Feilungspartikeln, die den marktüblichen Amalgamen ihren Namen verleihen, wie z.B. Splitteramalgame, Kugelamalgame oder Mischamalgame. Des Weiteren werden Amalgame entsprechend ihrer metallurgischen Eigenschaften eingeteilt. So genannte Gamma-2-freie Amalgame mit erhöhtem Kupfergehalt zeigen gegenüber konventionellen Amalgamen erhöhte Korrosionsresistenz und damit verbesserte klinische Eigenschaften (MARSHALL und MARSHALL 1992).

Die Ausgangslegierung der Gamma-2-freien Amalgame setzt sich aus einem Kupfergehalt zw. 12 und 30% und einem Silbergehalt zwischen 40 und 70% zusammen (HELLWIG et al. 2003). Durch Trituration des Quecksilbers mit dem Feilungspulver entsteht eine plastische Masse, die bei Zimmertemperatur nach ca. 15 Minuten erhärtet. Die Abbindegeschwindigkeit ist abhängig von der Zusammensetzung der Legierung, sowie der Partikelform und -größe.

1.1.1.3 Aushärtung

Die konventionellen Alloys (Kupfergehalt < 6%) bestehen aus zwei homogenen metallischen Phasen, der Gamma-Phase (Ag_3Sn) und der Epsilon-Phase (Cu_3Sn). Bei Quecksilberzugabe werden Zinn und Silber aus den Partikeln herausgelöst, und es bilden sich die Gamma-1-Phase (Ag_5Hg_6) und die Gamma-2-Phase (Sn_8Hg). Problem der Gamma-2-Phase ist, dass sie mechanisch sehr instabil und korrosionsanfällig ist. Das bei der Korrosion frei werdende Quecksilber bildet mit noch vorhandenen Alloypartikeln erneut Gamma-1-Phase, wobei die Füllung expandiert (merkuroskopische Expansion) und die Füllungsänder sich aufwölben. Dadurch entsteht eine Prädilektionsstelle für die Entstehung von Sekundärkaries.

Durch eine Erhöhung des Kupfergehalts auf mindestens 12% wird die Bildung von Gamma-2-Phase völlig unterdrückt bzw. Gamma-2-Phase entsteht nur intermediär

und ist nicht Endprodukt der Reaktion (EICHNER und VIOHL 1971). Dem Alloy wird ein Silber-Kupfer-Eutektikum (725 Silber, 28% Kupfer) zugemischt. Bei der Reaktion mit Quecksilber entstehen zunächst ebenfalls eine Gamma-1-Phase und eine Gamma-2-Phase. In einer nachfolgenden Reaktion kann das Kupfer mit dem Zinn der Gamma-2-Phase reagieren und es entsteht die stabilere η' -Phase (Cu_6Sn_5) (BOYER und EDIE 1990).

Füllungen aus Gamma-2-freien Amalgamen sind korrosionsresistenter und polierbeständiger und weisen aufgrund ihrer geringen merkuroskopischen Expansion eine bessere Randqualität auf (BEECH 1982).

1.1.2 Glasionomerzemente

1.1.2.1 Allgemeines

Glasionomerzemente (GIZ) werden in der Zahnheilkunde seit Anfang der Achzigerjahre eingesetzt. Sie sind preiswert, relativ einfach zu verarbeiten und besitzen aufgrund der Fluoridabgabe eine kariesprotektive Wirkung (MOUNT 1994, FRANCCI et al. 1999). Als Nachteile der GIZ sind ihre Sprödigkeit, die geringe Transluzenz, eine ungenügende Resistenz gegen Abrasion und ihre geringe Biege- und Zugfestigkeit zu nennen. Der Einsatz von GIZ als permanentes Füllungsmaterial ist daher stark eingeschränkt (HICKEL 1994, ABDALLA et al. 1997). Die Randsichtigkeit von GIZ-Füllungen wird in mehreren Studien als weniger gut im Vergleich zu anderen Materialien eingeschätzt (HICKEL 1994, FRIEDL et al. 1997).

Ausgehend von den Werkstoffeigenschaften beschränkt sich die Indikation von Glasionomerzementen auf folgende Anwendungsgebiete (LYONS und MINISTRY OF HEALTH 2003):

- Zahnhalsfüllungen
- Klasse-III-Füllungen
- Milchzahnfüllungen
- Interimsversorgung von Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten im bleibenden Gebiss

1.1.2.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften

Glasionomerzemente entstehen durch Mischen von Pulver und Flüssigkeit. Das Pulver besteht aus Kalzium-Aluminium-Fluoro-Silikat-Glas, die Flüssigkeit ist eine

wässrige Lösung einer oder mehrerer Polyalkensäuren, wie die Polyacrylsäure und deren Copolymere mit Itakon-, Malein- oder Weinsäure.

Itakonsäure setzt die Viskosität der Flüssigkeitskomponente herab und verhindert eine vorzeitige Gelbildung, wodurch die Lagerungsbeständigkeit verlängert wird. Maleinsäure beschleunigt die Abbindeggeschwindigkeit des Zements, während die Weinsäure Ca^{2+} - und Al^{2+} -Ionen aus dem Glaspulver löst, welche für die Vernetzung der Polyalkensäureketten sorgen (CHARLTON und HAVEMAN 1994). In moderneren Formulierungen kann die Polyalkensäure dem Glaspulver in gefriergetrockneter Form beigemischt sein. Die Anmischung erfolgt dabei mit destilliertem Wasser bzw. verdünnter Weinsäurelösung, wodurch eine exaktere Dosierung ermöglicht wird (HELLWIG et al. 2003).

1.1.2.3 Aushärtung

Die Aushärtung erfolgt in Form einer Säure-Base-Reaktion. Die Abbindereaktion verläuft in drei Schritten. Zunächst werden durch die Säure Ca^{2+} -Ionen und Al^{2+} -Ionen aus dem Glaspulver herausgelöst. Die sich schneller lösenden Ca^{2+} -Ionen reagieren zuerst mit der Polyalkensäure und bilden durch Vernetzung der Carboxylatgruppen über Ca^{2+} -Brücken ein Polyalkenoat-Gel. Dieses ist sehr empfindlich gegenüber Feuchtigkeit und Austrocknung. Erst nach einiger Zeit kommt es durch die zusätzliche Einlagerung von Al^{2+} Ionen zur Bildung eines weniger wasserlöslichen Ca^{2+} - Al^{2+} -Polyalkenoat-Gels.

Glasionomerezemente haften über eine chemische Bindung an Schmelz und Dentin (HICKEL 1994, HSE et al. 1999). Dabei spielen sowohl Ionenbindungen zwischen den Säuregruppen der Polyalkensäure und den Ca^{2+} -Ionen des Hydroxylapatits der Zahnhartsubstanz eine Rolle. Die Haftkräfte am Schmelz sind dabei nahezu doppelt so hoch wie die am Dentin (FRITZ et al. 1996, PEREIRA et al. 2002).

1.1.3 Komposite

1.1.3.1 Allgemeines

Mit der Einführung der Schmelzätztechnik durch BUONOCORE (1955) und der Entwicklung des Bowen-Monomers (BOWEN 1962) gewannen Komposite als Füllungsmaterialien in der Zahnheilkunde an Bedeutung. Die Ergebnisse in den ersten Jahren waren allerdings enttäuschend, da schrumpfungsbedingte

Randspaltbildungen und mangelnde Abrasionsbeständigkeit zu frühzeitigen Misserfolgen durch Sekundärkaries und starken Verschleiß und zusammen mit Füllungsfrakturen zu einer limitierten Lebensdauer von Kompositfüllungen, speziell im Seitenzahnbereich, führten (LUTZ et al. 1984, VANHERLE 1989). Diese Unzulänglichkeiten konnten durch Materialentwicklungen in den letzten Jahren reduziert werden (KUNZELMANN und HICKEL 2001, SWIFT et al. 2001). Ein ungelöstes Problem der Kompositmaterialien stellt jedoch nach wie vor die Polymerisationsschrumpfung dar (GLADYS et al. 2001). VAN MEERBEEK et al. (1998) beschreiben in einem Übersichtsreferat, dass auf dem Gebiet der adhäsiven Kompositrestaurationen zwar erhebliche Fortschritte erzielt worden seien, vollständig randdichte Füllungen jedoch aufgrund der Polymerisationsschrumpfung der Komposite auch mit modernen Materialien nicht garantiert werden könne. Seit einiger Zeit wird daher versucht, die Situation mit Haftvermittlern und schrumpfungsreduzierten Kompositen zu verbessern (HASEGAWA und RETIEF 1993).

Die meisten Komposite sind ausgezeichnet polierbar und zeichnen sich durch eine geringe Oberflächenrauigkeit aus (GLADYS et al. 1997); außerdem ist ihre Farbstabilität der von GIZ überlegen (ATTIN et al. 1998). Bei In-vitro-Studien zur Randqualität schneiden Komposite sehr unterschiedlich ab (HALLER und GÜNTHER 1998, HALLER und SCHUSTER 2000, DUNCALF und WILSON 2001). Die Aussagekraft solcher Studien darf jedoch, speziell bei nur geringen numerischen Unterschieden, nicht überbewertet werden. So kann die Variabilität der Zahnhartsubstanzen bezüglich Zusammensetzung und Struktur (z.B. Sklerosierung des Dentins, Fluoridgehalt des Schmelzes) zu stark variierenden Messwerten bei Haftfestigkeit und Randschlussqualität führen. Auch andere Faktoren, wie Kavitätenform, Dentinkonditionierung, Ausmaß der Dentintrocknung, Wartezeiten nach Primerapplikation, Applikation des Komposits (z.B. Anzahl und Dicke der Schichten) und Parameter bei der Polymerisation können den Randschluss beeinflussen (HICKEL 1997).

1.1.3.2 Zusammensetzung und Materialeigenschaften

Komposite sind aus mehreren Komponenten zusammengesetzte, zahnfarbene Füllungswerkstoffe. Die drei Hauptkomponenten sind (LUTZ et al. 1983):

- organische Matrix

- anorganische Matrix
- Verbundphase

Die organische Matrix besteht aus langkettigen Dimethacrylaten, wobei es sich bei den meisten Kompositen um Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-methacrylat) handelt (BOWEN 1965). Weitere gebräuchliche Dimethacrylate sind UEDMA (Urethan-ethylenglycol-dimethacrylat) und TEGDMA (Tri-ethylenglycol-dimethacrylat). Hinzu kommen Monomere, Initiatoren, Inhibitoren, Stabilisatoren und Farbstoffe.

Die Verbundphase besteht aus multifunktionellen Haftvermittlern, den bipolaren organischen Silanverbindungen. Sie bildet den Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllern. Als Füllkörper dienen pyrogenes Siliciumdioxid, Quarz, Glas oder Keramik in feinstgemahlener Form (HELLWIG et al. 2003). Die Füllkörper haben die Aufgabe die physikalischen Eigenschaften durch Verringerung der Polymerisationsschrumpfung, des thermischen Expansionskoeffizienten und der Wasseraufnahme zu verbessern. Der durchschnittliche Füllstoffgehalt liegt bei ca. 75 Gew.-% (EICK et al. 2002). Bezüglich der Partikelgröße der Füllstoffe lassen sich Komposite in verschiedene Kategorien einteilen (ERNST und WILLERSHAUSEN 2003):

Makrofüllerkomposite

Diese weisen Füllkörpergrößen von fünf bis zehn Mikrometer Durchmesser auf. Nachteil dieser an sich kompakten Füllkörper ist, dass sie unter Belastung als Ganzes aus dem Verbund herausbrechen und somit Löcher im Gefüge hinterlassen, was zu einem Stabilitätsverlust führt und sich als Abrasion bemerkbar macht. Zudem lassen sich Füllungen mit großen Partikeln nur schlecht polieren.

Mikrofüllerkomposite

In die Kunststoffmatrix eingebettet sind flammenpyrolytisch hergestellte winzige Teilchen aus pyrogener Kieselsäure mit einer Größe zwischen 0,01 und 0,1 Mikrometern. Diese Art von Kompositen lassen sich hervorragend polieren, allerdings sind sie weniger belastbar und weisen eine höhere Polymerisationsschrumpfung auf (Füllstoffgehalt ca. 50 Gew.-%). Gelöst wurde dieses Problem durch die Entwicklung von inhomogenen Mikrofüllerkompositen. Durch Einbringen von vorpolymerisierten Mikrofüllerbestandteilen konnte der Füllstoffgehalt auf 70-80 Gew.-% erhöht werden (HELLWIG et al. 2003).

Hybridkomposite

Eine Vermengung der pyrogenen Kieselsäure (Mikrofüller 10-15 Gew.-%) und der Gläser aus den Makrofüllern (85-90 Gew.-% des Füllkörperanteils) sollen optimale physikalische Eigenschaften bewirken ohne die jeweiligen Nachteile in Kauf nehmen zu müssen. Der Füllkörpergehalt des gesamten Materials lässt sich dadurch auf bis zu 85 Gew.-% steigern, wodurch die Polymerisationsschrumpfung auf 2-3 Vol.-% reduziert werden kann (REINHARDT 1991). Je nach Größe der Makrofüller ergibt sich eine weitere Unterteilung der Hybridkomposite in Feinpartikelhybridkomposite (Partikelgröße bis 5µm), Feinstpartikelhybridkomposite (Partikelgröße bis 3µm) und Submikrometerhybridkomposite (Partikelgröße unter 1µm).

1.1.3.3 Aushärtung

Die Aushärtung der Komposite erfolgt durch radikalische Polymerisation der Dimethacrylat- und Methacrylatmonomere. Voraussetzung hierfür ist die Bildung von Radikalen zur Initiation der Polymerisationsreaktion. Die Radikale können auf unterschiedliche Art und Weise gebildet werden.

Bei der chemisch initiierten Aushärtung der so genannten Autopolymerisate werden eine Basis- und eine Katalysatorpaste gemischt, wobei die Radikale bei der chemischen Reaktion eines tertiären Amins mit Benzoylperoxid entstehen. Bei der thermisch initiierten Polymerisation („Heißpolymerisation“) erfolgt die Radikalbildung durch die thermische Zersetzung der Initiatormoleküle. Am gebräuchlichsten ist heute die lichtinitiierte Polymerisation. Durch die Anregung der Initiatormoleküle, zumeist Kampferchinon, durch Licht entstehen angeregte Initiator-Komplexe, die unter Bildung von Radikale zerfallen, welche die Kettenreaktion starten. Da UV-Licht die Netzhaut schädigt und eine nur geringe Tiefenpolymerisation erlaubt, wird für die Lichthärtung dieser so genannten Photopolymerisate Licht sichtbarer Wellenlänge von 400 – 500 nm verwendet (KULLMANN 1987).

Neben den am stärksten verbreiteten Halogenlampen sind heute auch Plasmalampen und LED-Lampen im Gebrauch, die durch höhere Lichtintensitäten in kürzerer Zeit größere Durchhärtungstiefen erzielen sollen. Noch können allerdings keine wesentlichen Vorteile dieser neuen Lichtquellen gegenüber den konventionellen Halogenlampen festgestellt werden (CHRISTENSEN 2004, DANESH et al. 2004, SOH et al. 2004a).

Da der Füllungswerkstoff Licht absorbiert, beträgt die Durchhärtungstiefe je nach Art des Komposits nur 2-6mm, weshalb in größeren Kavitäten die Applikation des Komposits in mehreren Schichten erforderlich ist (VANHERLE et al. 1989, HELLWIG et al. 1991). Die Qualität der Füllung ist neben einer korrekten Verarbeitung von der Lichtintensität und Bestrahlungsdauer abhängig (ASMUSSEN 1984, REINHARDT 1991).

Bei der Aushärtung von Kompositen kommt es aufgrund einer Verringerung des Molekülabstandes bei der Polymerisation zu einer Polymerisationsschrumpfung, die bei Hybridkompositen ca. 2-3 Vol.-% beträgt (BAUSCH et al. 1982, LOVELL et al. 1999). Dadurch entstehen innerhalb des Materials Spannungen, während es am Füllungsrand zur Ablösung des Komposits von der Kavitätenwand und damit zur Bildung von Haarrissen oder Randspalten kommt (GENTE und SOMMER 1999). Bereits Spaltbreiten von 2µm sind ausreichend für das Eindringen von Bakterien (BRÄNNSTRÖM et al. 1991). In der Folge können Sekundärkaries, Randverfärbungen oder Pulpairritationen auftreten (CHEUNG 1990). Eine Möglichkeit, diese Polymerisationsschrumpfung zu minimieren, ist die Applikation des Komposits in Schichten, die separat ausgehärtet werden (AGUIAR et al. 2002). Mit Hilfe der so genannten Adhäsivtechnik soll ein fester Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit erzielt und dadurch die Bildung von Randspalten während der Polymerisation verhindert werden.

1.2 Adhäsive Füllungstechnik

1.2.1 Allgemeines

Da Komposite bei der Polymerisation nach wie vor um etwa 2-3 Volumenprozent schrumpfen, dürfen sie nur in Verbindung mit der so genannten Adhäsivtechnik, d.h. unter Verwendung eines Bonding- oder Adhäsivsystems verarbeitet werden.

Adhäsiv (lat. adhere = anheften) bezeichnet den Verbund zweier Stoffe durch einen Haftvermittler. Die Adhäsivtechnik in der restaurativen Zahnheilkunde bewirkt die Verankerung des Kompositmaterials an der Zahnhartsubstanz. Ohne adhäsive Vorbehandlung der Kavität kommt es initial aufgrund der Polymerisationsschrumpfung und im weiteren Verlauf aufgrund des ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Komposite zur Ablösung des Füllungsmaterials von den Kavitätenwänden (EICK et al. 1993, HALLER 1994).

1.2.2 Schmelzhaftung

Der Grundstein der adhäsiven Füllungstechnik wurde bereits 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore gelegt (BUONOCORE 1955). Sie erlaubt einen adhäsiven Verbund zwischen Zahnschmelz und Füllungsmaterial auf mikromechanischer Basis (LOPES et al. 2002). Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der Peripherie entsteht durch Ätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure ein mikroretentives Ätzmuster (AIROLDI et al. 1992, FRANKENBERGER 2001). Beim Ätzvorgang wird zunächst eine dünne Schmelzschicht von ca. 10µm abgetragen und danach eine mikroporöse Schicht mit einer Tiefe von 25-50µm erzeugt. Gleichzeitig wird die freie Oberflächenenergie des Schmelzes erhöht, so dass die Benetzbarkeit der vorbehandelten Schmelzoberfläche verbessert wird (BUONOCORE 1955, GWINNETT 1988). Die durch Schmelzätzung erzeugten Porositäten ermöglichen das Einsickern ungefüllter und gefüllter Bondingmaterialien in den Schmelz. Auf diese Weise kommt es zu einer innigen Verzahnung von Bonding und Schmelz durch die Ausbildung von so genannten Tags (ASMUSSEN 1977).

Mit der Bondingschicht kann wiederum das hydrophobe Komposit eine chemische Verbindung eingehen. Die Verbindung zwischen Schmelz und Komposit erreicht Haftwerte von über 30MPa (FRANKENBERGER et al. 2004). Voraussetzung für den Erfolg der Schmelz-Ätz-Technik ist das Vorhandensein von gesundem Schmelz (CHEUNG 1990). Entscheidend für die Qualität und Tiefe des Ätzmusters ist neben der Schmelzqualität auch die Richtung, in der die Schmelzprismen angeschnitten und geätzt werden. Dadurch, dass Phosphorsäure bevorzugt Prismenkerne herauslöst, entsteht auf quer zur Längsachse angeschnittenen Prismen ein retentiveres Ätzmuster als auf längs zur Prismenlängsachse angeschnittenen (CRAWFORD 1987). Bei fluoridreichem Schmelz ist die Ätzwirkung aufgrund erhöhter Säureresistenz eingeschränkt, ebenso bei Milchzähnen, da deren Schmelzoberfläche hauptsächlich aus aprismatischem Schmelz besteht (HELLWIG et al. 2003).

1.2.3 Dentinhaftung

1.2.3.1 Allgemeines

Wesentlich schwieriger als die Schmelzhaftung ist eine Haftung des Komposits am Dentin zu erzielen. Dies ist auf die komplexe Struktur des Dentins zurückzuführen. Nach SCHROEDER (1992) besteht Dentin zu 45 Vol.-% aus anorganischer und zu 30 Vol.-% aus organischer Matrix. Der Wasseranteil liegt bei 20 Vol.-%. Im Gegensatz zum Schmelz weist das Dentin durch die mit Dentinliquor gefüllten Dentintubuli eine intrinsische Feuchtigkeit auf. Diese erschwert ebenso wie die bei der Präparation mit rotierenden Instrumenten erzeugte Schmierschicht die Herstellung eines stabilen Verbundes zwischen Komposit und Dentin (PERDIGAO und LOPES 1999a, FERRARI und TAY 2003). Erst seit Mitte der Neunzigerjahre haben sich Haftvermittlersysteme mit akzeptablen Adhäsionseigenschaften etablieren können (HALLER 1994, FRANKENBERGER 2002, FRANKENBERGER et al. 2004).

Adhäsivsysteme lassen sich nach der Behandlung der Schmierschicht klassifizieren. Man unterscheidet Systeme mit Erhaltung, Modifizierung und Auflösung bzw. Entfernung der Schmierschicht. Die Schmierschicht besteht aus zermahlenen Dentinresten (Kollagen, Apatit), Wasser und Bakterien und ist mechanisch instabil. Aus diesem Grund hat sich die Auflösung der Schmierschicht weitgehend durchgesetzt (HALLER und BLUNCK 2003). Bei der Entwicklung neuer Adhäsivsysteme geht der Trend zu einer Reduktion der Arbeitsschritte, wodurch sowohl der Zeitbedarf als auch die Fehleranfälligkeit reduziert werden sollen (PERDIGAO et al. 2000).

1.2.3.2 Erhaltung der Dentinschmierschicht

Bei den ersten beiden Generationen von Dentinadhäsiven wurde eine Ankopplung an die Schmierschicht angestrebt (EICK et al. 1997). Zwar wurde bei Präparaten der zweiten Generation (z.B. Prisma Universal Bond 2) durch die Vorbehandlung mit einem hydrophilen Primer eine gute Monomerinfiltration der Schmierschicht erzielt, doch blieb der limitierende Faktor für den Verbund des Komposits die begrenzte Haftung der Schmierschicht am darunter liegenden strukturierten Dentin. Zusätzlich führten hydrolytische Zersetzungsprozesse in der insgesamt doch unvollständig

infiltrierten Schmierschicht zu einer weiteren Schwächung des Verbundes (PERDIGAO und LOPES 1999b, FREY 2000).

1.2.3.3 Selektive Schmelzätzung und Auflösung der Dentinschmierschicht mit einem selbstkonditionierenden Dentinprimer

Bei Bondingsystemen der dritten Generation (z.B. A.R.T. Bond, Syntac) wird eine selektive Schmelzätzung mit 30-40%iger Phosphorsäure durchgeführt, das Dentin im Anschluss daran mit einer selbstätzenden, maleinsäurehaltigen (0,8-4%) Primerlösung konditioniert. Dadurch wird die Schmierschicht aufgelöst und oberflächliche Schichten des Dentins demineralisiert. Das dadurch freigelegte Kollagenfasergeflecht wird durch im Primer enthaltene amphiphile Monomere wie 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder Tetraethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) infiltriert, so dass das anschließend applizierte Bondingharz in das Fasergeflecht einfließen kann (NAKABAYASHI und TAKARADA 1992). Beim Verblasen des Primers fallen die gelösten Schmierschichtbestandteile wieder aus und werden so in die Verbundschicht inkorporiert (SANO et al. 1994). Mit Bondingsystemen der dritten Generation sind gute klinische Langzeitergebnisse dokumentiert (MCGUCKIN et al. 1994, FREY 2000).

Da sich das selektive Ätzen des Schmelzes unter Schonung des Dentins im klinischen Alltag nur selten realisieren lässt, geht die Entwicklung in Richtung einer gleichzeitigen Konditionierung von Schmelz und Dentin (HALLER et al. 1995, THONEMANN et al. 1999).

1.2.3.4 Simultane Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure

Mit den Bondingsystemen der vierten Generation wurde die so genannte Total-Etch- oder Totalätz-Technik eingeführt. Die Applikation der Phosphorsäure wird dadurch erleichtert, dass Schmelz und Dentin gleichzeitig geätzt werden (FUSAYAMA 1992). Allerdings wird für Dentin mit maximal 15 Sekunden eine deutlich kürzere Ätzzeit empfohlen als für Schmelz (30 Sekunden und länger). Im Gegensatz zu Bondingsystemen der dritten Generation werden die gelösten Bestandteile der Dentinschmierschicht zusammen mit dem Ätzgel abgespült und damit vollständig entfernt (SANO et al. 1994). Das anschließende Trocknen der Kavität birgt die Gefahr einer Austrocknung des Dentins und eines Kollabierens des Kollagengeflechts (KANCA 1992). Aus dieser Problematik heraus wurden die so

genannte Moist- oder Wet-Bonding-Technik und das „Rewetting“ entwickelt (GWINNETT 1994, PERDIGAO et al. 1999). Bei den Präparaten der vierten Generation werden Primer und Adhäsiv als getrennte Komponenten aus zwei verschiedenen Fläschchen appliziert („Multi-bottle-Systeme“). Der niedrigervisköse Primer behandelt die demineralisierte Dentinoberfläche im Sinne einer Grundierung vor. Als eigentlicher Haftvermittler fungiert das Bondingharz oder Adhäsiv, das nach der Polymerisation einen belastbaren Verbindungsmediator darstellt (EICK et al. 1997). Für Bondingsysteme der vierten Generation wurden mit 20-30MPa die bislang höchsten initialen Haftwerte gemessen (FREY 2000, FRANKENBERGER et al. 2004).

Alle weiteren Entwicklungen zielten auf eine Vereinfachung der klinischen Anwendung. Hierfür wurden bei den Bondingsystemen der fünften Generation die Anzahl der Komponenten (d.h. der Fläschchen) und dadurch auch der Arbeitsschritte reduziert. Bei den so genannten „One-bottle-bonds“ oder Einflaschenadhäsiven der sechsten Generation wird nach erfolgter Phosphorsäure-Ätzung ein Primer-Adhäsiv aufgetragen, das sowohl die hydrophilen Anteile eines Primers als auch die hydrophoben Bestandteile eines Adhäsives oder Bondingharzes enthält. Die Anwendung von Bondingsystemen mit Phosphorsäure-Ätzung (so genannte Etch-and-rinse-Systeme) birgt verschiedene Risiken:

- Eine zu lange Ätzdauer führt zu einer zu großen Demineralisationstiefe.
- Eine Trocknung des Dentins kann je nach Lösungsmittel des Primers bzw. Primer-Adhäsivs zum Kollagenkollaps und dadurch zu einer unvollständigen Monomerinfiltration führen.
- Die Dentinätzung mit Phosphorsäure bewirkt eine starke Erhöhung der Dentinpermeabilität.
- Dadurch kommt es nicht selten zu postoperativen Hypersensibilitäten.

1.2.3.5 Simultane Ätzung von Schmelz und Dentin mit selbstkonditionierenden Monomerlösungen

Die mit der Anwendung von Etch-and-rinse-Systemen verbundenen Risiken haben die Entwicklung selbstkonditionierender Bondingsysteme intensiviert. Die Konditionierung von Schmelz und Dentin erfolgt bei diesen Systemen nicht mit Phosphorsäure, sondern mit Hilfe von selbstätzenden Monomeren, deren Ätzwirkung

auf Schmelz und Dentin auf Säuregruppen (Carbonsäuregruppen, Phosphorsäuregruppen) basiert. Die sauren, selbstkonditionierenden Monomerlösungen lösen die Schmierschicht auf und legen Dentinkollagenfasern frei. Da die Infiltration der Monomere zeitgleich mit der Demineralisation stattfindet, liegt zu keiner Zeit ein ungeschütztes Kollagefasergeflecht vor (HALLER und BLUNCK 2003). Wiederum unterscheidet man Produkte, bei denen Primer und Adhäsiv in zwei Arbeitsschritten aus separaten Fläschchen appliziert werden (sechste Generation), und solche, bei denen es sich um selbstkonditionierende Primer-Adhäsive handelt (siebte Generation). Mit den Zwei-Schritt-Systemen werden zum Teil sehr hohe gute Haftwerte erreicht, die jedoch im Allgemeinen unter den Haftwerten der vierten Generation liegen (FREY 2000, KOH et al. 2001).

Die Bondingsysteme der siebten Generation gehen noch einen Schritt weiter. Es handelt sich dabei um All-in-one-Präparate, die in einem Arbeitsschritt aufgetragen werden. Saure Lösungen aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren sowie aus Monomeren mit Säureestern erfüllen dabei gleichzeitig die Funktionen von Ätzmittel, Primer und Adhäsiv. Schwierigkeiten bereitet die Instabilität der Phosphorsäureester, die im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil sind. Deshalb wurden die ersten All-in-one Systeme aus zwei Lösungen angemischt, während neuere Präparate gebrauchsfertige Lösungen enthalten. In diesen ist das für die Dissoziation erforderliche Wasser bereits enthalten; Voraussetzung ist ausreichende Hydrolysestabilität der selbstkonditionierenden Monomere (HALLER und BLUNCK 2003). Alternativ dazu befinden sich lösungsmittel- und wasserfreie All-in-one-Adhäsive auf dem Markt, welche das für die Dissoziation erforderliche Wasser aus einer feucht-nass belassenen Kavität beziehen. Bis heute zeigen All-in-one-Adhäsive geringere Haftwerte als Produkte der dritten bis sechsten Generation (FRANKENBERGER et al. 2004, GORACCI et al. 2004).

1.2.3.6 Fehlermöglichkeiten

Ein Problem der Adhäsivsysteme stellt die hohe Anfälligkeit gegenüber Anwendungsfehlern bei den Arbeitsschritten dar (FRANKENBERGER et al. 2000). Dadurch kann der adhäsive Verbund vermindert oder unvollständig sein (FRANKENBERGER 2001). Mögliche Ursachen für einen schlechten Verbund sind Kontamination der Kavitätenoberfläche mit Speichel oder Blut, Überätzung oder Übertrocknung des Dentins, unzureichende Abspülung mit verbleibendem Ätzmittel,

zu kurze Einwirkzeit von Primer oder Bonding, sowie eine unvollständige Umwandlung von Monomer in Polymer durch zu kurze oder zu schwache Belichtung (TAY et al. 1995, KUNZELMANN und HICKEL 2001, LAMBRECHTS et al. 2001).

1.3 Randspalten zwischen Füllung und Zahnschubstanz

1.3.1 Allgemeines

Randspalten und Mikroleakage (Penetration von Bakterien oder Farbstoffen) werden als Hauptursachen für das Versagen adhäsiver Restaurationen angesehen (MANHART et al. 2003). Neue Haftvermittler und Komposite werden vor allem entwickelt, um diese Probleme zu beheben.

1.3.2 Einflussfaktoren für die Entstehung von Randspalten

Die Hauptursache für die Entstehung von Randspalten stellt das schon zuvor erwähnte Problem der Polymerisationsschrumpfung dar. Die dabei auftretenden Kontraktionsspannungen können zu Randspaltbildung oder Füllungs- bzw. Schmelzrandfrakturen führen (AIROLDI et al. 1992, KUNZELMANN und HICKEL 2001). Zusätzlich kann es bei thermischer Belastung durch die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial zu Spannungsbildungen kommen (BRÄNNSTRÖM et al. 1991, KREJCI und LUTZ 1991). Bei kaufunktioneller Belastung kann der Elastizitätsmodul des Komposits den Verbund des Restaurationsmaterials zur Zahnhartsubstanz beeinträchtigen (DIETSCHI et al. 2002).

Um die Folgen der Polymerisationsschrumpfung gering zu halten, gibt es verschiedenste Ansatzpunkte:

- Durch schichtweises Einbringen des Komposits wird einerseits das Füllungsvolumen reduziert, andererseits soll die jeweils nachfolgende Schicht die Kontraktionsschrumpfung der vorangegangenen kompensieren (KUNZELMANN und HICKEL 2001, HELLWIG et al. 2003, POSKUS et al. 2004).
- Je besser der so genannte Polymerflow eines Komposits ist, umso weniger Randspalten treten auf, da durch die Verschieblichkeit der Polymerketten Schrumpfungsspannungen, die während der Polymerisation auftreten, ausgeglichen werden können. Dieser Ausgleich ist abhängig vom Verhältnis der gebundenen zur freien Oberfläche, dem so genannten C-Faktor (FEILZER et al. 1987). Je größer die

freie Kompositoberfläche ist (kleiner C-Faktor), desto einfacher erfolgt der Ausgleich der Spannungen (CHOI et al. 2004). Dies ist allerdings nur bis zum Erreichen des so genannten Gelpunktes möglich, an dem die Polymerketten soviel Flexibilität und Mobilität verloren haben, dass ein Spannungsausgleich nicht mehr möglich ist.

- Durch stetige Verbesserung der Adhäsivsysteme und Entwicklung schrumpfungsreduzierter Komposite wird die Haftkraft des Füllungsmaterials am Zahn verbessert (HALLER und BLUNCK 2003, FRANKENBERGER et al. 2004).
- Durch die Art und Intensität der Lichtpolymerisation und damit des Polymerisationsgrades wird die Entstehung von Randspalten ebenso beeinflusst. Hier setzt die Entwicklung neuer Lichtpolymerisationsgeräte an. Plasmalampen haben mit 1350 mW/cm^2 eine fast doppelt so hohe Lichtintensität wie die konventionellen Halogenlichtquellen, wodurch die Polymerisationszeit auf ca. 3s verkürzt werden kann. Die Polymerisation soll so schneller ablaufen und kaum Kontraktionskräfte entstehen lassen (KUNZELMANN und HICKEL 2001). Allerdings zeigen Untersuchungen, dass für die "Microleakage" als Maßstab der Dichtigkeit keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Herstellern und Lichthärtungsprogrammen gefunden werden konnten (CHRISTENSEN 2004, KUBO et al. 2004).
- Die Entwicklung von Soft-Start-Polymerisationsgeräten setzt bei der Verzögerung des Gel-Punktes an. Durch eine zu Beginn der Aushärtung geringe Lichtintensität soll das Erreichen des Gelpunktes ein besseres Nachfließen des Materials bei der Polymerisation erreicht werden (MEHL et al. 1997, SOH et al. 2004b).

1.3.3 Methoden zur Bestimmung der Randqualität

Für die Beurteilung des Füllungsrandschlusses hat sich die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) durchgesetzt. Das REM ermöglicht eine hochauflösende zweidimensionale Abbildung der oberflächlichen Randstruktur (DIETSCHI und HERZFELD 1998, AIROLDI et al. 1992). Die einzelnen Randkriterien wie Randspalt, kontinuierlicher Randübergang und Schmelzrandfraktur werden als prozentuale Anteile an der Gesamtlänge des Füllungsrandes ausgedrückt. Da die Auswertung mit Hilfe von Kunstharzreplikas erfolgt, können die Originalproben

geschont werden und stehen für weitere Untersuchungen zur Verfügung (BLUNCK 1988).

Um die Dichtigkeit einer adhäsiven Restauration zu überprüfen, stehen verschiedene funktionelle Tests zu Verfügung:

- Anfang der fünfziger Jahre wurde Druckluft zum Nachweis von Randundichtigkeiten benutzt. Der Zahn wurde unter Wasser gehalten und der nötige Luftdruck, um Blasen an der Restaurationsgrenze zu erzielen, wurde getestet (TAYLOR und LYNCH 1992). Nachteil dieser Methode ist, dass die Lokalisation der Undichtigkeit nicht erfasst werden kann.
- Ein anderes Verfahren stellt die Messung der elektrochemischen Leitfähigkeit zwischen Zahninnerem und einem äußeren Medium dar. Auch hier kann die Lokalisation der Undichtigkeit nicht bestimmt werden. (TAYLOR und LYNCH 1992).
- Die Neutronenaktivierungsanalyse benutzt Mangan als Marker, welches in die Randspalten diffundiert. Die davon ausgehende Strahlung wird in einem nuklearen Reaktor gemessen. Nachteil dieser Methode ist, dass sie sehr aufwendig ist und wiederum die Lokalisation des undichten Rands nicht berücksichtigt wird (TAYLOR und LYNCH 1992).
- Die Randspaltanalyse anhand Bakterienpenetration stellt eine weitere Untersuchungsmethode dar. Allerdings müssen die Spalten eine gewisse Größe aufweisen, um eine Diffusion der Bakterien zuzulassen (TAYLOR und LYNCH 1992, PREUSSKER et al. 2003).
- Die Farbstoffpenetration ist eine der geläufigsten Methoden und wird im Rahmen vieler Studien angewendet (TAYLOR und LYNCH 1992, KUBO et al. 2002). Nach dem Färbevorgang kann die Eindringtiefe der Farbe an Schnitten der Zähne über ein Lichtmikroskop linear beurteilt werden (MEHL et al. 1997). Zur Anfärbung stehen verschiedene Farbstoffe in unterschiedlichen Konzentrationen zur Verfügung. Am häufigsten werden Methylenblau oder Fuchsinlösung benutzt. Des Weiteren finden Silbernitrat, Eosin oder der fluoreszierende Farbstoff Fluoreszin Verwendung. Die Einwirkzeit der Farblösungen variiert von Minuten bis mehreren Monaten (SASAFUCHI et al. 1999, GLADYS et al. 2001, KUBO et al. 2002, ATASH und VANDEN ABBEELE 2004, YAZICI et al. 2004).

- Eine Verfeinerung der Farbstoffpenetrationsmethode stellt die Anwendung von Radioisotopen dar, da die entsprechenden Lösungen auch in kleinste Randspalten eindringen können. Die Auswertung erfolgt durch Auflegen der geschnittenen Proben auf Röntgenfilme und Beurteilung der belichteten Aufnahmen (TAYLOR und LYNCH 1992, FITCHIE et al. 1995).

1.4 Problemstellung

Amalgam ist nach wie vor das Füllungsmaterial der Wahl für die kassenzahnärztliche Füllungstherapie im kaulasttragenden Seitenzahnbereich. Dentinadhäsive Kompositrestaurationen in Mehrschichttechnik unter Verwendung eines Mehrschritt-Adhäsivsystems stellen zwar eine zahnfarbene, metallfreie und damit für viele Patienten attraktive Alternative zu Amalgamfüllungen dar, sind jedoch kein Ersatz im Sinne eines vergleichbaren Kosten-Nutzen-Verhältnisses. Unklar ist auch, ob ihre Langzeitbeständigkeit mit der von Amalgamfüllungen konkurrieren kann. Häufig werden auch optimierte Glasionomerzemente als kostengünstiges Amalgamersatzmaterial eingesetzt, obwohl klinische Studien für Glasionomerzementfüllungen im Seitenzahnbereich eine vergleichsweise hohe Misserfolgsquote nachgewiesen haben.

Angesichts der komplexen und anspruchsvollen Verarbeitungstechnik bei dentinadhäsiven Kompositrestaurationen in Mehrschichttechnik wurden verschiedene Vereinfachungen eingeführt, um zahnfarbene, metallfreie Restaurationen breiteren Patientenschichten zugänglich zu machen. Hierzu zählen vereinfachte, selbstkonditionierende Adhäsive (z.B. All-in-one-Adhäsive), schrumpfungsreduzierte Komposite mit neuartigen anorganischen Füllern und neuartige Lichtpolymerisationsgeräte, die dank einer erhöhten Lichtintensität eine Verkürzung der Polymerisationsdauer, das so genannte Fast curing, ermöglichen. Die mit diesen Materialien praktizierte, vereinfachte Füllungstechnik wird als „Fast-track-Technik“ bezeichnet.

In der vorliegenden In-vitro-Studie sollte mit Hilfe der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop und dem Farbstoffpenetrationstest untersucht werden, ob Fast-Track-Füllungen aus Komposit in Kombination mit selbstkonditionierenden Adhäsivsystemen bezüglich ihrer Randschlussqualität als Amalgamersatz in Klasse-

II-Kavitäten in Betracht gezogen werden können. Getestet wurden ein selbstkonditionierendes Zwei-Schritt-System (AdheSE) als Vertreter der sechsten Generation, die All-in-one-Adhäsive-Systeme xeno III und Adper Prompt L-Pop (als Mischpräparate der siebten Generation) und das gebrauchsfertige All-in-one System iBond (Einflaschenpräparat der siebten Generation). Zum Vergleich wurde als Vertreter der vierten Generation das klinisch bewährte Dreischritt-Etch-and-Rinse-System OptiBond FL getestet. Als Kontrollen dienten Füllungen aus einem gamma-2-freien Amalgam (Dispersalloy) und Füllungen aus einem Glasionomerzement (Ketac Molar).

Ein weiterer Aspekt dieser Untersuchung war der Einfluss der Lage des zervikalen Kavitätenrandes auf die Randschlussqualität. Hierzu wurden die MOD-Testkavitäten so präpariert, dass die zervikale Stufe bei der einen Approximalkavität im Schmelz, bei der gegenüber liegenden Approximalkavität apikal der Schmelz-Zement-Grenze im Wurzeldentin zu liegen kam.

2 Material und Methode

2.1 Herstellung der Testfüllungen

2.1.1 Testzähne und Kavitätenpräparation

Für die Versuche wurden 70 extrahierte menschliche Molaren verwendet, die weder kariöse Läsionen noch Füllungen aufwiesen. Die Zähne wurden nach der Extraktion mit Scaler, Skalpell und Bürstchen mechanisch gereinigt und bis zur Weiterverarbeitung in 1%iger Chloraminlösung aufbewahrt.

Die Präparation der 70 MOD-Kavitäten erfolgte unter stetiger Wasserspraykühlung mit einem Schnellaufwinkelstück. Zum Präparieren wurde ein walzenförmiger Diamantschleifer mit einer mittleren Korngröße von 80µm (Nr. 836 KR 314 012, Komet) verwendet, zum anschließenden Finieren ein walzenförmiger Diamantfinierer mit einer mittleren Korngröße von 40µm (Nr. 836 KREF 314 014, Komet).

Die Ausmaße der Kavitäten sollten bei jedem Zahn möglichst identisch sein. Der okklusale Kasten maß in bukkio-lingualer Richtung 3mm und war 2mm tief. Die bukkio-linguale Ausdehnung der approximalen Kästen betrug koronal 4mm und apikal 5mm. Durch die untersichgehende Kavitätenform wurde eine Amalgamersatzsituation simuliert. Die Tiefe der zervikalen Stufe betrug 1,5mm. Bei jedem Testzahn wurde die MOD-Kavität so präpariert, dass der zervikale Rand bei einer der beiden Approximalkavitäten 1mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze, bei der gegenüberliegenden Approximalkavität 0,5mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze im Wurzeldentin zu liegen kam.

2.1.2 Einbau der Zähne in eine künstliche Zahnreihe

Die präparierten Zähne wurden mit einer Silikonabformmasse (Silaplast Futur, Detax) in eine künstliche Zahnreihe (Abb. 1) eingebaut, um unter kliniknahen Bedingungen gefüllt werden zu können. Die Silikonsockel ermöglichten die vertikale Anpassung der Testzähne an die Nachbarzähne. Diese ließen sich mit Hilfe von fixierbaren, horizontal verschieblichen Schienen in Approximalkontakt zu den Testzähnen bringen.



Abbildung 1 Künstliche Zahnreihe für den Einbau der Testzähne zum Legen der Füllungen

2.1.3 Verwendete Restaurationsmaterialien

Die Zähne wurden randomisiert in sieben Versuchsgruppen mit jeweils zehn Testzähnen eingeteilt. Einen Überblick über die verwendeten Vorbehandlungsmaterialien in Kombination mit den entsprechenden Füllungswerkstoffen gibt Tabelle 1.

2.1.4 Vorbehandlung der Kavitäten und Legen der Füllungen

2.1.4.1 Allgemeines

Zunächst wurden die Kavitäten mit Wasserspray gereinigt und mit Druckluft getrocknet. Alle Kavitäten wurden in einer feuchten Kammer (Julabo MWB) bei 37°C und 83% Luftfeuchtigkeit vorbehandelt und gefüllt (siehe Abb. 2), um die Verarbeitungssituation in der Mundhöhle zu simulieren.

Tabelle 1 Zusammenfassung der verwendeten Restaurationssysteme

<i>Material (Hersteller)</i>	<i>Chargenkennzeichnung</i>	<i>Codierung der Testzähne</i>
Tubulicid/Dispersalloy Tubulicid (Dental Therapeutics AB) Dispersalloy (Dentsply Caulk)	Ch.-Nr. 310698 LOT 010427	A1 - A10
Ketac Conditioner/Ketac Molar Ketac Conditioner (3M ESPE) Ketac Molar Aplicap (3M ESPE) Ketac Glaze (3M ESPE)	LOT 012 LOT 0094/013 LOT FW 0067913	G1 - G10
Adper Prompt-L-Pop/Filtek P60 Prompt-L-Pop (3M ESPE) Filtek P60 (3M ESPE)	LOT L3 146332 LOT 1 KL	FP1 - FP10
AdheSE/InTenS AdheSE (Ivoclar Vivadent) InTenS (Ivoclar Vivadent)	LOT F 20633 LOT F 09476	I1 - I10
iBond/ Venus iBond (Heraeus Kulzer) Venus (Heraeus Kulzer)	LOT 010030 LOT 010026	V1 - V10
OptiBond FL/Prodigy Condensable Ätzel (Kerr Etchant) OptiBond FL (Kerr) Primer Adhesive Prodigy Condensable (Kerr)	LOT 103076 LOT 207660 LOT 212919 LOT 212092	P1 - P10
xeno III/QuiXFil xeno III (Dentsply) QuiXFil (Dentsply)	LOT 0208000483 LOT 0304002197	Q1 - Q10



Abbildung 2 Feuchte Kammer, in der die Testzähne zur Simulation der Situation in der Mundhöhle vorbehandelt und gefüllt wurden

2.1.4.2 Vorgehen bei Amalgamfüllungen

Eine Metallmatrize (Tofflemire, Orbis) wurde mit Hilfe eines Tofflemire-Matrizenspanners um den in die künstliche Zahnreihe eingebauten Zahn gelegt und mit Holzkeilen (Hawe Neos Dental) befestigt. Dann wurde die künstliche Zahnreihe in die feuchte Kammer gebracht. Die Kavität wurde mit Tubulicid entsprechend der Herstelleranweisung vorbehandelt (Tabelle 2). Eine Amalgamkapsel wurde mit einem Hochfrequenzmischgerät (Capmix, 3M ESPE) 5 Sekunden lang trituriert. Die Kavitäten wurden portionsweise mit Hilfe eines Amalgamträgers (Plastofill 355002, Hager-Werken und eines Planstopfers (DF 66, Aesculap) mit mäßigem Druck gefüllt, bis das Amalgam gut adaptiert und die Kavität leicht überstopft waren. Mit Amalgamschnitzinstrumenten (CVWI 8 und CD 89/92, Hu-

Friedy) wurden die Überschüsse entfernt und die Füllungen anatomisch gestaltet. Abschließend wurden die Füllungen mit einem Burnisher (MF 2, Deppeler) brüniert.

Tabelle 2 Zusammensetzung und Verarbeitung von Tubulicid

<i>Material</i>	<i>Zusammensetzung</i>	<i>Verarbeitung</i>
Tubulicid	Amphoteric- 2 (38% Lösung) 0,3g Benzalkoniumchlorid 0,1g Dinatrium EDTA Dihydrat 0,2g Phosphat Pufferlösung pH=7,3 Natriumfluorid 1,0g Aqua dest.	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Tubulicid auf gesamte Kavität auftragen und 30 – 60 Sekunden einwirken lassen. Verbliebene Lösung mit trockenem Wattepellet entfernen. 10s mit Druckluft trocknen

*EDTA: Ethylendiamintetraessigsäure

2.1.4.3 Vorgehen bei Glasionomerzementfüllungen

Zunächst wurde eine Metallmatrize (Tofflemire, Orbis) mit Hilfe eines Tofflemire-Matrizenspanners um den in die künstliche Zahnreihe eingebauten Zahn gelegt und mit Holzkeilen (Hawe Neos Dental) befestigt. Die künstliche Zahnreihe wurde in die feuchte Kammer gebracht und die Kavität nach Herstelleranweisung mit Ketac Conditioner vorbehandelt (Tabelle 3). Die Zementkapseln wurden 2 Sekunden lang aktiviert und dann im Hochfrequenzmischgerät 15 Sekunden lang gerüttelt. Der fertig gemischte Zement wurde mit geeigneten Füllinstrumenten in einer Portion in die Kavitäten eingebracht und mit einem Kugelstopfer (1054/149, C. Martin) unter leichtem Druck an die Kavitätenwände adaptiert. Nach der initialen Aushärtung des Zementes wurde die Metallmatrize entfernt und die Füllung mit einem Schutzlack (Ketac Glaze, 3M ESPE) mit einem Pinsel in dünner Schicht auf die Füllungsoberfläche und angrenzende Flächen aufgetragen und für 10 Sekunden Licht gehärtet.

Tabelle 3 Zusammensetzung und Verarbeitung von Ketac Conditioner

<i>Material</i>	<i>Zusammensetzung</i>	<i>Verarbeitung</i>
Ketac Conditioner	Polyacrylsäure	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Conditioner mit Pinsel auftragen und 10 – 30 Sekunden einwirken lassen. Mit Wasser abspülen und mit Luft trocknen.

2.1.4.4 Vorgehen bei Kompositfüllungen

Nach Anlegen einer Metallmatrize (Tofflemire, Orbis) im Tofflemire-Matrizenspanner um den in die künstliche Zahnreihe eingebauten Zahn und Verkeilen mit Holzkeilen

(Hawe Neos Dental) wurde die künstliche Zahnreihe in die feuchte Kammer gebracht. Dort wurden die Haftvermittler entsprechend der Herstellerangaben auf die Kavitätenwände appliziert (Tabellen 4 und 5).

Tabelle 4 Zusammensetzung der verwendeten Haftvermittler (Herstellerangaben)

<i>Haftvermittler</i>	<i>Zusammensetzung</i>
AdheSE	Primer: Dimethylacrylat, Phosphonsäureacrylat, Wasser, Initiatoren, Stabilisatoren Bond: Dimethylacrylate, HEMA, Siliziumdioxid, Initiatoren, Stabilisatoren
Adper Prompt L-Pop	rote Kammer: Methacrylierte Phosphate, Bis-GMA, Initiatoren, Stabilisatoren gelbe Kammer: Wasser, HEMA, Polyalkensäure, Stabilisatoren
iBond	UDMA, 4-META, HEMA, Glutardialdehyd, Azeton, Wasser, Photoinitiatoren, Stabilisatoren
OptiBond FL	Ätzel (Kerr Etchant): 37,5% Phosphorsäure Primer: 30% HEMA, 10% GPDM, 15% PAMA, 1% KC 22% Ethanol, 22%, Wasser Adhesive: 25,7% Bis-GMA, 19,2% HEMA, 6,5% GDMA, 42,2% Ba-Al-Boro-Silikatglas, 2,6% Silikatglas, 1,9% Na ₂ SiF ₆ , 0,3% KC
xeno III	Flüssigkeit A: 2-HEMA, gereinigtes Wasser, Ethanol, BHT, hochdisperses Siliziumdioxid Flüssigkeit B: Pyro-EMA, PEM-F, UDMA, BHT, KC, 4-Dimethylaminoethylbenzoat

*HEMA: 2-Hydroxyethylmethacrylat, Bis-GMA: Bisphenolglycidylmethacrylat, UDMA: Urethandimethacrylat, 4-META: 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid, GPDM: Glycerolphosphatdimethacrylat, PAMA: Phtalsäure-monomethacrylat, KC: Kampferchinon, GDMA: Glycerol-dimethacrylat, BHT: Butylhydroxytoluol, Pyro-EMA: Phosphorsäuremethacrylat, PEM-F: Monofluorophosphatmethacrylat

Tabelle 5 Verarbeitung der verwendeten Haftvermittler

<i>Haftvermittler</i>	<i>Verarbeitung</i>
AdheSE	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Primer mit einem Microbrush auf die gesamte Kavität auftragen und alle Flächen gut benetzen. Primer 30 Sekunden lang einwirken lassen und gleichzeitig leicht einmassieren. Primer vorsichtig verblasen bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr sichtbar ist. Bonding am Dentin beginnend auftragen bis alle Flächen bedeckt sind, sanft verblasen. 10 Sekunden lichthärten.
Adper Prompt L-Pop	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Das rote Flüssigkeitsreservoir in Richtung Microbrush ausdrücken und an der Verbindungsstelle zum gelben Reservoir umknicken. Die Flüssigkeit mit dosiertem Druck vom gelben in den grünen Bereich des Blisters drücken. Sobald sich die Flüssigkeit im grünen Reservoir befindet, das Microbrush in der Flüssigkeit hin und her drehen, um die Flüssigkeit nochmals zu durchmischen. Adhäsiv auf die gesamte Kavität auftragen und alle Flächen gut benetzen. 15 Sekunden lang leicht einmassieren und vorsichtig verblasen bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr sichtbar ist. 10 Sekunden lichthärten.
iBond	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Drei aufeinander folgende Schichten iBond mit einem Microbrush auf die gesamte Kavität auftragen und alle Flächen gut benetzen. Dann Adhäsiv 30 Sekunden lang einwirken lassen und gleichzeitig leicht einmassieren. Anschließend iBond vorsichtig verblasen bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr sichtbar ist. Trocknen für einige Sekunden fortsetzen. 15 Sekunden lichthärten.
OptiBond FL	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Ätzel für 15 Sekunden auf Schmelz und Dentin auftragen, mit Wasser spülen bis das Ätzel vollständig entfernt ist, mit Luft trocknen. Primer (Flasche 1) mit einem Microbrush auf die gesamte Kavität auftragen und alle Flächen gut benetzen. 15 Sekunden lang leicht einmassieren und vorsichtig verblasen bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr sichtbar ist. Eine dünne Schicht Adhäsiv (Flasche 2) am Dentin beginnend auftragen bis alle Flächen bedeckt sind. 20 Sekunden lichthärten.
xeno III	Kavität mit Wasserspray reinigen, mit Luft trocknen. Gleiche Mengen der beiden Flüssigkeiten in ein Dappenglas geben und mit beiliegendem Microbrush etwa 5 Sekunden lang gründlich durchmischen. Angemischte Flüssigkeit auf die gesamte Kavität auftragen und alle Flächen gut benetzen. 20 Sekunden lang einwirken lassen und Adhäsiv vorsichtig verblasen bis keine Flüssigkeitsbewegung mehr sichtbar ist. 10 Sekunden lichthärten.

Die approximalen Kavitäten mit zervikaler Dentinbegrenzung wurden in drei Schichten gefüllt. Zunächst wurde eine 1mm dicke Schicht mit Hilfe von Kugelstopfern (1054/147 und 1054/149, C. Martin) an die zervikale Stufe adaptiert. Die zweite Schicht wurde diagonal durch die Kavität verlaufend an die bukkale Wand, und danach die dritte Schicht an die noch freie orale Wand adaptiert. Die

approximalen Kavitäten mit zervikaler Schmelzbegrenzung und die okklusalen Kavitäten wurden mit Hilfe eines Modellierinstrumentes (1051/14, C. Martin) in zwei schrägen Schichten, entsprechend der Schichten 2 und 3 in den dentinbegrenzten Kavitäten, gefüllt (Abb. 3).

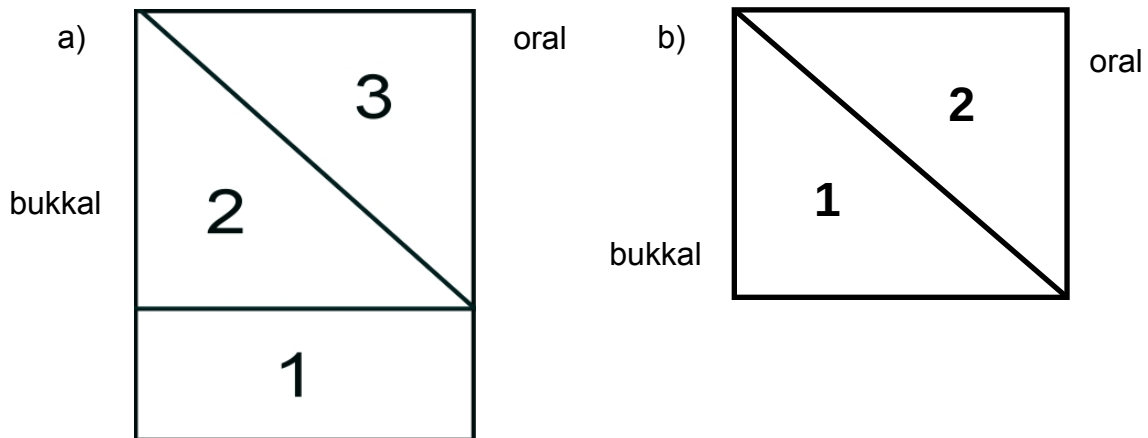


Abbildung 3 Schema der Schichttechnik bei dentinbegrenzten Kavitäten (a) und bei schmelzbegrenzten Kavitäten (b)

Jede einzelne Kompositschicht wurde unter Einhaltung der Zeitvorgaben des jeweiligen Herstellers (Tabelle 6) mit einem Polymerisationsgerät (Astralis 10, Ivoclar Vivadent) von okklusal ausgehärtet.

Tabelle 6 Herstellerangaben zur Lichtpolymerisation der untersuchten Komposite

<i>Komposit</i>	<i>Herstellerangaben zur Lichtpolymerisation</i>
Filtek P60	Jede Schicht 20 Sekunden lang mit einem hochintensiven Lichtgerät härten
InTen-S	Jede Schicht 10 Sekunden lang mit einem Lichtgerät mit einer Intensität von bis 1200mW/cm ² härten
Venus	Jede Schicht 20 Sekunden lang mit einem Lichtgerät mit einer Intensität von >400mW/cm ² härten
Prodigy Condensable	Jede Schicht 20 Sekunden lang mit einem Lichtgerät mit einer Intensität von >1000mW/cm ² härten
QuiXFil	Jede Schicht 10 Sekunden lang mit einem Lichtgerät mit einer Intensität von >800mW/cm ² härten

2.1.5 Ausarbeitung und Politur

Nach Lagerung der gefüllten Zähne in einem Wärmebad mit destilliertem Wasser (24 h, 37°C) wurden die Füllungen außerhalb der künstlichen Zahnreihe ausgearbeitet und poliert. Hierfür wurden flexible, aluminiumoxidbelegte Scheiben absteigender Korngröße (Sof-Lex, 3M ESPE), grüne und braune Silikonpolierer (Nr. 9608 204 030 und Nr. 9618 204 030, Komet) und mit Siliziumkarbid imprägnierte Bürstchen (Occlu-Brush, Hawe Neos) verwendet.

Um die spätere Randanalyse im REM möglichst genau ausführen zu können, wurden die Anfangs- und Endpunkte der Messstrecken markiert, indem an den okklusalen Enden der approximalen Kavitätenränder mit einem kleinen kugelförmigen Diamantschleifer (Nr. 801 314 012, Komet) je eine kleine Kuhle eingraviert wurde.

2.1.6 Künstliche Alterung

2.1.6.1 Thermocycling

Nach Ausarbeitung und Politur wurden die gefüllten Zähne erstmals für die spätere REM-Auswertung abgeformt (siehe Abschnitt 2.2.1.1) und anschließend einer Temperaturwechselbehandlung (Thermocycling) in Wasserbädern mit 5°C (Haake 5, Willytec) und 55°C (Haake W15, Willytec) unterzogen. Insgesamt durchliefen die Zähne 1000 Temperaturwechsel, wobei die Verweildauer pro Bad 30 Sekunden, die Transferzeit zwischen den Wasserbädern 2 Sekunden betrug. Nach dem Thermocycling wurden die Zähne ein weiteres Mal abgeformt.

2.1.6.2 Mechanische Belastung im Kausimulator

Um die Zähne in die Kausimulationsmaschine (Willytec; Abb. 5) einbringen zu können, mussten sie zunächst in die zugehörigen Sockel der Maschine eingebettet werden. Dazu wurden die Zähne so ausgerichtet, dass die Metallkugel (Durchmesser 3mm) des „Gegenkiefers“ okklusal so auf der Testfüllung zu liegen kam, dass sie keine der Höckerspitzen des Zahnes berührte (Abb. 4) und in dieser Position mit Kaltpolymerisat (Palavit, Heraeus Kulzer) fixiert. Die fertigen Sockel wurden in die Kaumaschine eingebracht und die Zähne 20.000mal bei einer Frequenz von 15,7Hz mit jeweils 50N belastet. Anschließend wurden die Zähne ein drittes Mal für die spätere Randschlussanalyse abgeformt.

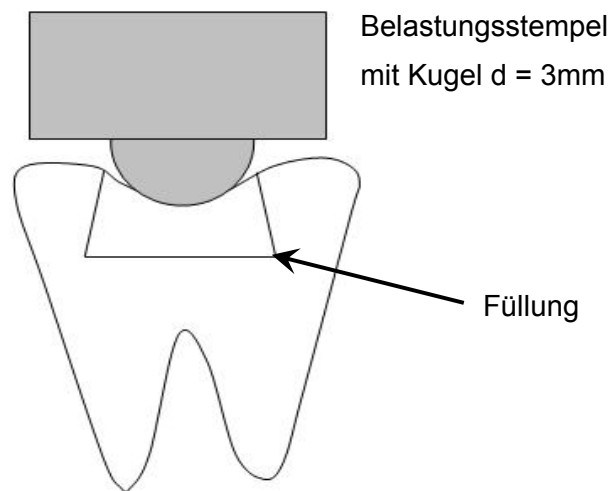


Abbildung 4 Ausrichtung der Zähne in den Sockeln



Abbildung 5 Kausimulationsmaschine

2.1.7 Übersicht über den Versuchsaufbau

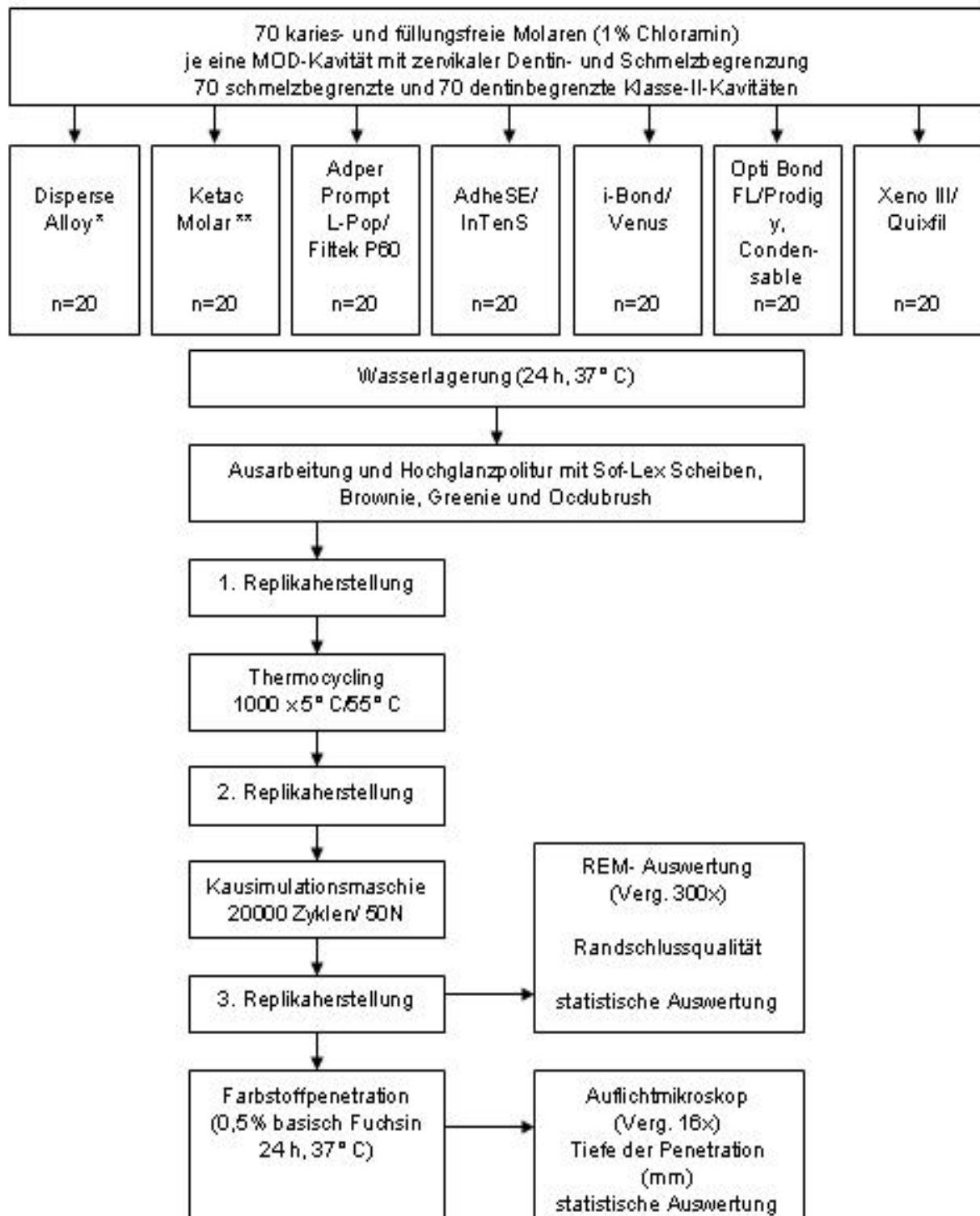


Abbildung 6 Versuchsplan zur Überprüfung der Randschlussqualität von Fast-Track-Seitenzahnfüllungen im Vergleich zu Amalgam und Glasionomerezement nach thermischer und mechanischer Belastung * Vorbehandlung mit Tubulicid ** Vorbehandlung mit Ketac Conditioner

2.2 Untersuchung der Randschlussqualität

2.2.1 Quantitative Füllungsrandanalyse im Rasterelektronenmikroskop

2.2.1.1 Herstellung der Kunstharzreplikas

Die Beurteilung der Randmorphologie erfolgte im Rasterelektronenmikroskop (REM; Leica S420, Leica) an zuvor hergestellten Kunstharzreplikas. Um die Füllungsråder im REM beurteilen zu können, wurden die restaurierten Zahnflächen mit einem dünnfließenden Polyäthergummimaterial (Permadyne Garant 2:1, 3M ESPE) abgeformt. Hierfür wurden die Zähne mit Druckluft gründlich getrocknet und mit weichem Wachs auf einer Glasplatte so fixiert, dass die approximale Kavität parallel zur Tischebene ausgerichtet war. Eine dünne Schicht des Abformmaterials wurde auf die Füllung und angrenzende Flächen aufgebracht und mit einem Luftbläser vorsichtig verblasen, um eine möglichst blasenfreie Abformung zu gewährleisten. Dann wurde weiteres Abformmaterial auf und zirkulär um die Zähne appliziert, um eine Hohlform zu erhalten. Anschließend wurden die Zähne um 180° Grad gewendet und erneut auf der Glasplatte fixiert, um die gegenüberliegende approximale Kavität ebenfalls abformen zu können.

Die Abformungen wurden dann mit einem Kunstharz (Araldit CW 2215, Vantico GmbH) ausgegossen. Nach 24h Aushärtung wurden die Replikas entsprechend ihrer Versuchsgruppe beschriftet und mittels einer leitfähigen Knetmasse (Leit-C-Plast, Neubauer Chemikalien) auf Probenträgern (Agar Scientific Ltd.) befestigt. Mit einem Sputtergerät (Emitech K 550, Röntgenanalytik Messtechnik GmbH) wurden die Kunstharzreplikas leitfähig mit Gold beschichtet.

2.2.1.2 Kriterien zur Beurteilung der Randschlussqualität

Im Rahmen dieser Untersuchung wurden lediglich die aus der dritten Abformung gewonnenen Replikas (nach Thermocycling und Kaubelastung) ausgewertet. Für die Beurteilung der Füllungsråder im REM bei 300facher Vergrößerung wurden zuvor genaue Randkriterien definiert (Tabelle 7). Die Abbildungen 7 bis 11 zeigen Beispiele für die definierten Randkriterien.

Tabelle 7 Definition der Randkriterien für die quantitative REM-Randanalyse

<i>Abkürzung</i>	<i>Randkriterium</i>	<i>Definition</i>	<i>Beispiel</i>
KÜ	Kontinuierlicher Übergang	Keine Diskontinuität zwischen Füllung und Zahn	Abbildung 2.7
HR	Haarriss	Kontinuitätsunterbrechung zwischen Füllung und Zahn von weniger als 2µm Breite	Abbildung 2.8
RS	Randspalt	Kontinuitätsunterbrechung zwischen Füllung und Zahn von mehr als 2µm Breite	Abbildung 2.9
ZRF	Zahnrandfraktur (Dentin- bzw. Schmelzrandfraktur)	Rissbildung in der Zahnhartsubstanz (Schmelz bzw. Dentin) parallel zum Füllungsrand	Abbildung 2.10
FRF	Füllungsrandfraktur	Rissbildung im Füllungsmaterial parallel zum Füllungsrand	Abbildung 2.11

Die Auswertung der zervikalen und der lateralen Randabschnitte erfolgte getrennt voneinander. Von der gesamten Länge der zu untersuchenden Randabschnitte wurden zunächst die nicht auswertbaren Segmente abgezogen. Die verbleibende Randlänge entsprach 100%. Die den jeweiligen Randkriterien entsprechenden Randabschnitte wurden addiert und in ein prozentuales Verhältnis zur Gesamtlänge des Randes gesetzt. Als Resultat der quantitativen Randanalyse ergaben sich die prozentualen Anteile der einzelnen Randkriterien am gesamten Füllungsrand, deren Summe jeweils 100% ergeben musste.

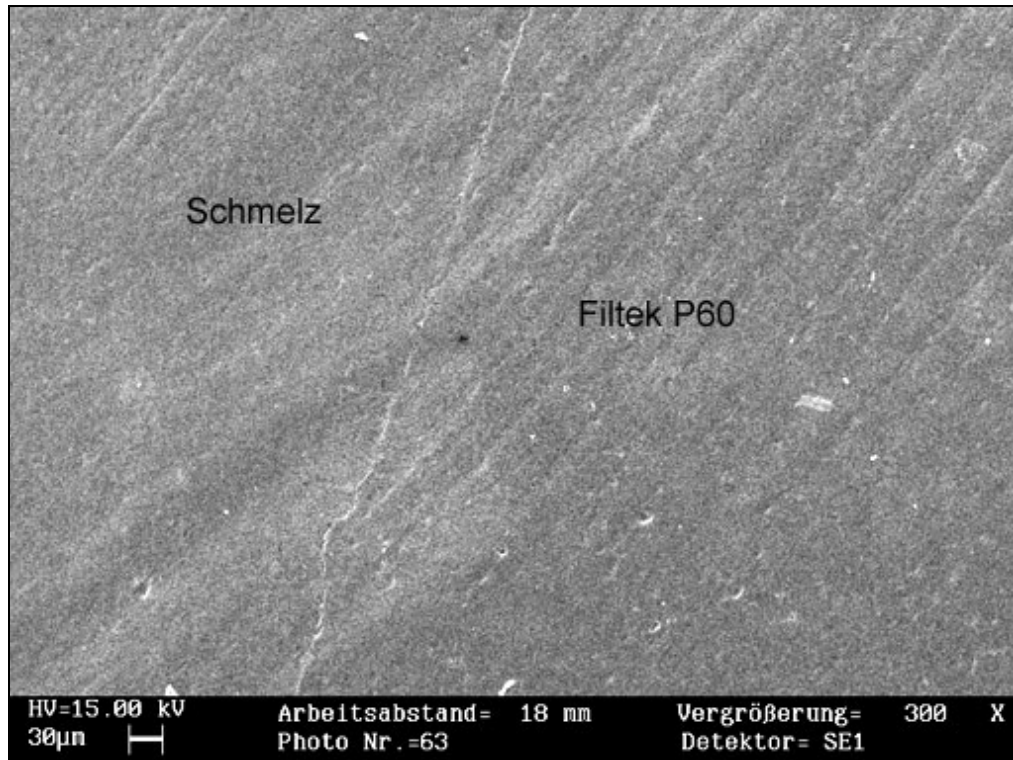


Abbildung 7 Beispiel für das Randkriterium „kontinuierlicher Übergang“

REM-Aufnahme (Originalvergrößerung 300fach)

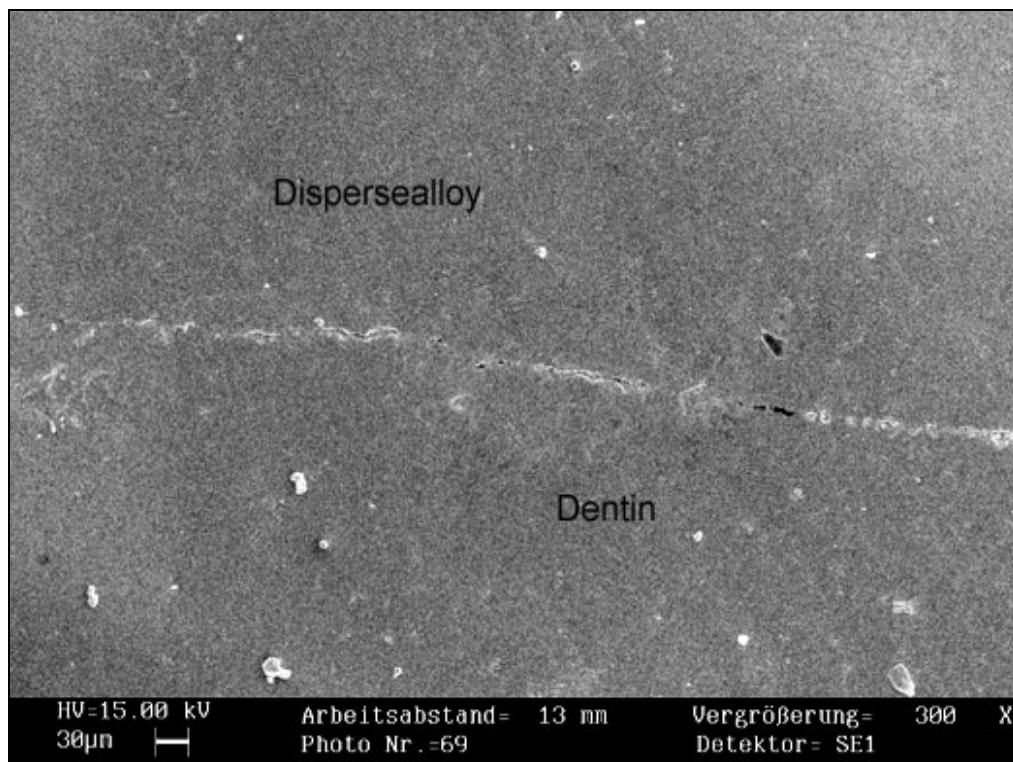


Abbildung 8 Beispiel für das Randkriterium „Haarriss“

REM-Aufnahme (Originalvergrößerung 300fach)

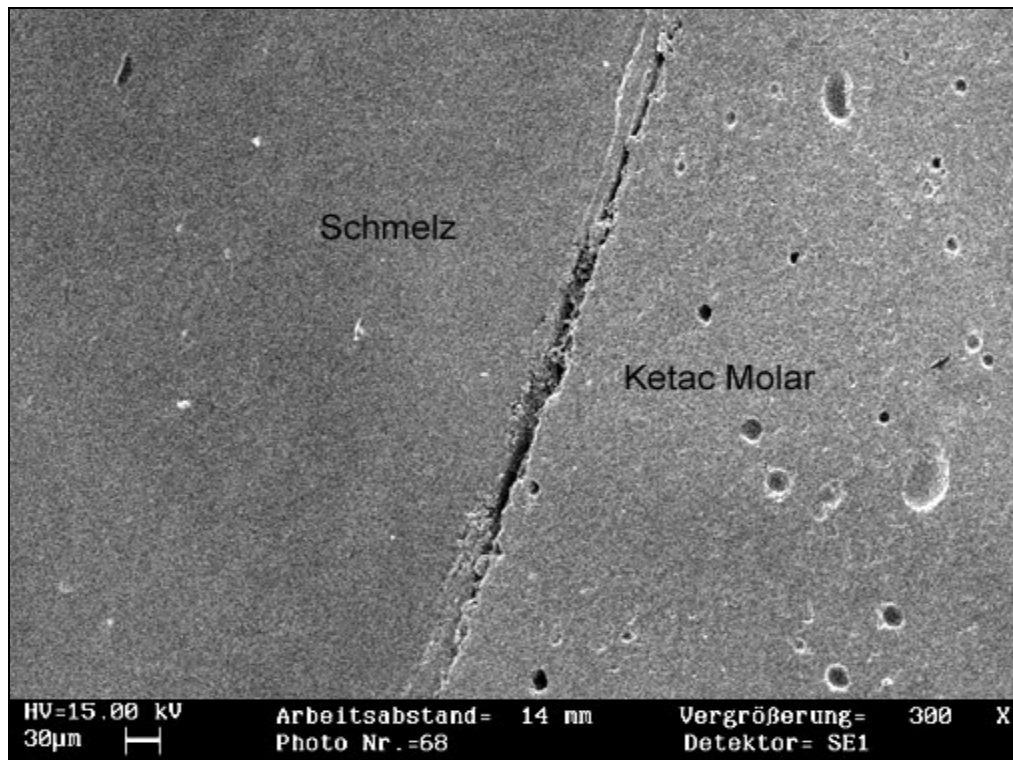


Abbildung 9 Beispiel für das Randkriterium „Randspalt“

REM-Aufnahme (Originalvergrößerung 300fach)

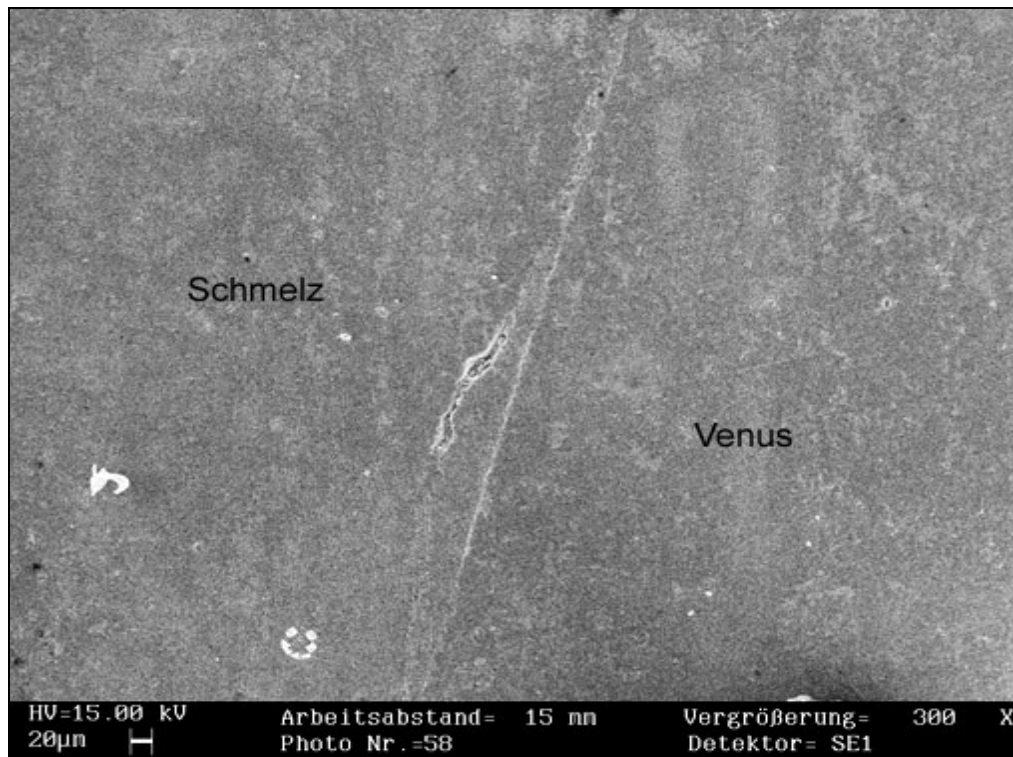


Abbildung 10 Beispiel für das Randkriterium „Schmelzrandfraktur“ bzw. „Dentinrandfraktur“

REM-Aufnahme (Originalvergrößerung 300fach)

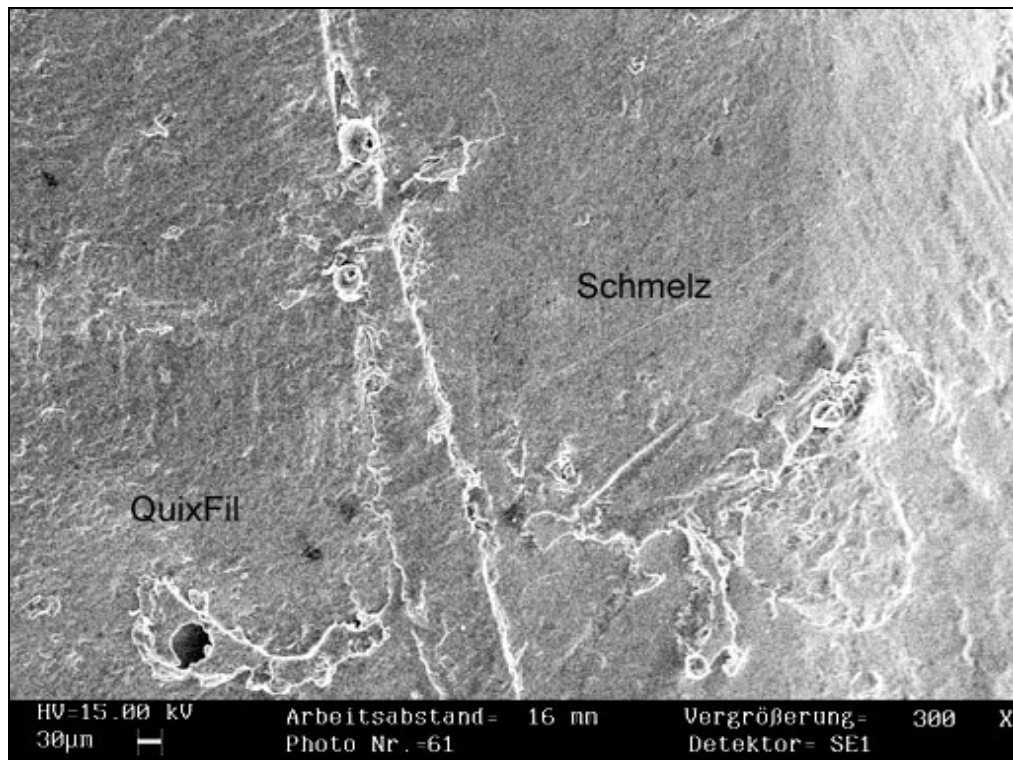


Abbildung 11 Beispiel für das Randkriterium „Füllungsrandfraktur“

REM-Aufnahme (Originalvergrößerung 300fach)

2.2.2 Untersuchung der Randabdichtung mittels Farbstoffpenetration

2.2.2.1 Durchführung der Farbstoffpenetration

Nach der mechanischen Belastung der Zähne in der Kaumaschine wurde in einem Abstand von 0,5mm zum Füllungsrand eine Nagellackschicht (Jade Express Finish, Jade) aufgetragen. Auf eine Abdichtung der Wurzelkanäle konnte an dieser Stelle verzichtet werden, da dies bereits durch das Sockeln der Zähne für die Kaumaschine erfolgt war. Sobald der Nagellack getrocknet war, wurden die Zähne für 24 h bei 37°C in einer 0,5%igen basischen Fuchsinlösung (2C 147, Chroma) gelagert.

Die Zähne wurden nach Ablauf der Immersionszeit unter fließendem Wasser gereinigt und anschließend mit einer Trennschleifmaschine (WOCO 50p, Apparatebau Conrad) durch einen Sägeschnitt, der in mesio-distaler Richtung etwa mittig durch die zervikalen Ränder verlief, in zwei Hälften geteilt.

2.2.2.2 Bewertung der Farbstoffpenetration im Auflichtmikroskop

Die Zahnhälften wurden bei 16facher Vergrößerung im Stereo-Auflichtmikroskop (Zeiss) untersucht, um die Penetrationstiefe des Farbstoffes zu messen. Dabei wurden zwei unterschiedliche Messstrecken definiert (Abb. 12):

- A Tiefe der Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz entlang der zervikalen Stufe und gegebenenfalls entlang der pulpalen Wand
- B Tiefe der Farbstoffpenetration in den Dentintubuli in Richtung Pulpa

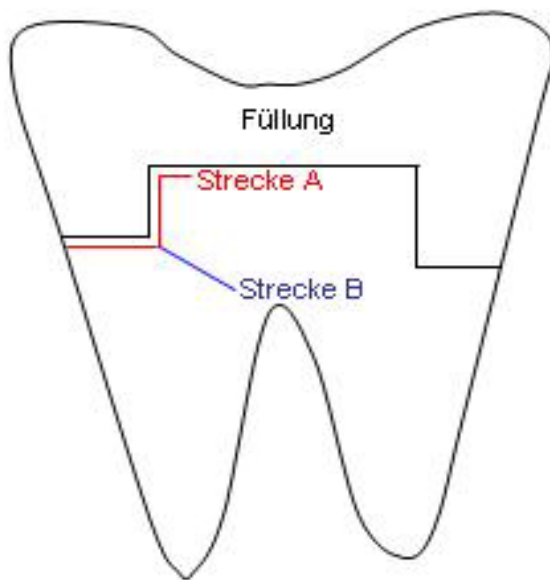


Abbildung 12 Messstrecken A und B bei der Auswertung des Farbstoffpenetrationstests

Die Tiefe der Farbstoffpenetration wurde auf den Schnittflächen der beiden Zahnhälften gemessen. Zur Auswertung kam dabei jeweils der größere der beiden Messwerte. Die Abbildungen 13 bis 15 zeigen Beispiele für die Farbstoffpenetrationstests.

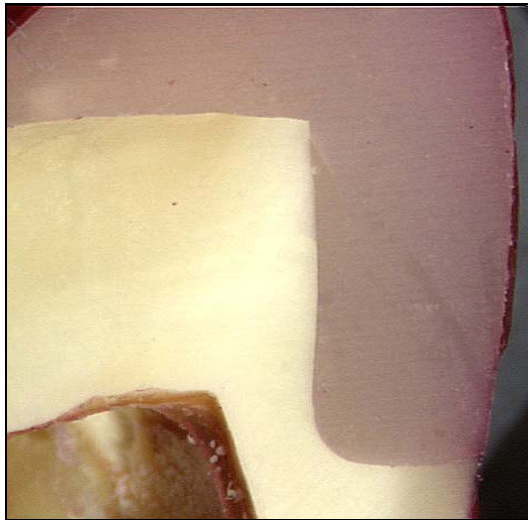


Abbildung 13 Beispiel für keinerlei Farbstoffpenetration (hier: iBond/Venus)

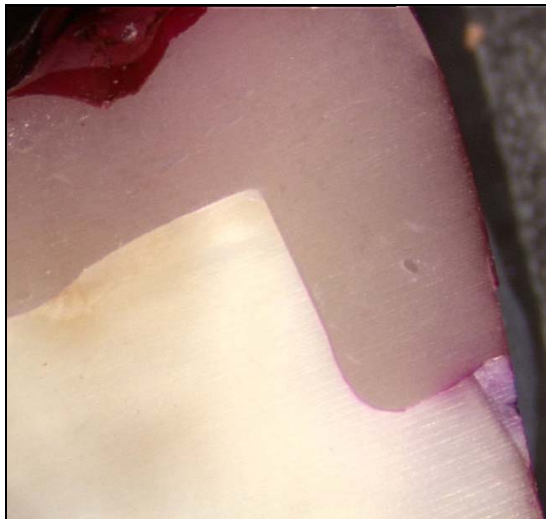


Abbildung 14 Beispiel für Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz (hier: OptiBond FL/Prodigy Condensable)

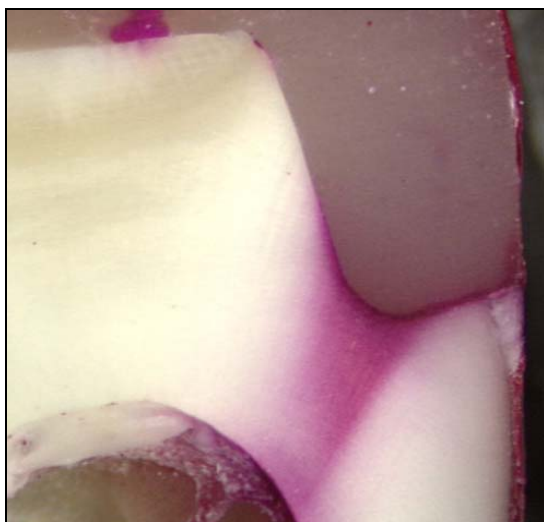


Abbildung 15 Beispiel für Farbstoffpenetration in Richtung Pulpa (hier: AdheSE/InTen-S)

2.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Messdaten aus den Farbstoffpenetrationstests und den quantitativen REM-Analysen erfolgte mit dem Statistik-Softwarepaket SPSS für Windows 10.0. Aufgrund fehlender Varianzhomogenität und fehlender Normalverteilung der Messdaten kamen nicht-parametrische Testverfahren zur Anwendung. Mit dem Kruskal-Wallis-Test wurde zunächst untersucht, ob die getesteten Materialkombinationen einen statistisch signifikanten Einfluss auf die jeweilige Messgröße hatten. Die Daten der schmelz- und dentinbegrenzten Kavitäten wurden hierbei separat ausgewertet. Beim Nachweis eines signifikanten Einflusses der Füllungsmaterialien auf das Messergebnis wurden mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests paarweise Vergleiche zwischen den Füllungsmaterialien durchgeführt, um festzustellen, welche Materialien sich signifikant voneinander unterschieden. Als Signifikanzniveau für alle statistischen Tests wurde $p < 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeines

Mit Hilfe der quantitativen REM-Analyse und der Farbstoffpenetration wurde die Randschlussqualität unterschiedlicher Füllungsmaterialien in zervikal schmelzbegrenzten und in zervikal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten untersucht. In Abschnitt 3.2 sind alle Ergebnisse im Überblick zusammengestellt. Auf Unterschiede in der Randschlussqualität zwischen zervikal schmelzbegrenzten und zervikal dentinbegrenzten Füllungen wird in Abschnitt 3.3 eingegangen. Die Vergleiche der untersuchten Füllungsmaterialien untereinander bei Verwendung derselben Kavitätenart finden sich in Abschnitt 3.4.

Das Randkriterium „Haarriss“ trat nur bei wenigen Proben und dort auch nur in sehr geringen Prozentanteilen an der Gesamtlänge der jeweiligen Füllungsråder in Erscheinung. Die beiden Kriterien „Haarriss“ und „Randspalt“ werden daher im Folgenden zur besseren Übersicht zu einem neu definierten Randkriterium „Spalt“ zusammengefasst, das somit alle Kontinuitätsunterbrechungen unabhängig von ihrer Breite beinhaltet.

Die Randkriterien „Zahnrandfraktur“ und „Füllungsrandfraktur“ traten jeweils nur bei einer einzelnen Probe auf. Eine Zahnrandfraktur von 1,7% der Randlänge wurde bei der Materialkombination iBond/Venus in einer dentinbegrenzten Kavität registriert. Am lateralen Füllungsrand einer zervikal schmelzbegrenzten Kavität trat bei der Materialkombination xeno III/QuiXFil eine Füllungsrandfraktur von 10,6% der Randlänge auf. Aufgrund der geringen Prävalenz von Randfrakturen sowohl in der Zahnschubstanz als auch in den Füllungsmaterialien wurden beide Randkriterien im Folgenden nicht weiter berücksichtigt.

Eine vollständige Zusammenstellung der Einzelmesswerte aller Proben findet sich im Anhang dieser Dissertation.

3.2 Ergebnisübersicht

In Tabelle 8 sind die Ergebnisse der quantitativen REM-Analysen und der Farbstoffpenetrationstests bei Verwendung von zervikal schmelzbegrenzten Kavitäten zusammengefasst. Tabelle 9 zeigt die entsprechenden Ergebnisse bei Verwendung zervikal dentinbegrenzter Kavitäten.

Tabelle 8 Ergebnisse der quantitativen Randanalysen (in Prozent) und der Farbstoffpenetrationstests (in Millimeter) an den lateralen und zervikalen Füllungsändern von zervikal schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Abkürzungen der verschiedenen Materialkombinationen siehe Tabelle 1. KÜ: kontinuierlicher Übergang, Farb A: Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Zahn, Farb B: Farbstoffpenetration in Richtung Pulpa.

		KÜ (%) lateral	KÜ (%) zervikal	Spalt (%) lateral	Spalt (%) zervikal	Farb A (mm)	Farb B (mm)
A	Median	96,7	100,0	3,3	0,0	1,08	0,40
	Minimum	90,2	85,9	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	9,9	14,1	3,70	2,80
	Perzentile 25	92,8	92,0	1,5	0,0	00	0,00
	Perzentile 75	98,5	100,0	7,2	8,0	2,25	1,38
G	Median	95,6	91,5	4,4	8,5	0,50	0,00
	Minimum	72,5	75,7	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	27,5	24,4	4,20	1,70
	Perzentile 25	86,7	81,9	0,0	0,0	0,30	0,00
	Perzentile 75	100,0	100,0	13,3	18,1	0,98	0,00
FP	Median	97,1	96,6	2,9	3,4	0,00	0,00
	Minimum	89,3	79,7	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100	100,0	10,7	20,3	3,20	0,00
	Perzentile 25	95,3	88,0	1,0	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	99,0	100,0	4,8	12,0	2,15	0,00
I	Median	92,8	93,3	7,3	6,7	1,55	1,35
	Minimum	74,0	64,3	0,,0,	0,0	0,50	0,00
	Maximum	100,0	100,0	26,1	35,7	3,30	1,90
	Perzentile 25	85,4	82,1	3,2	2,4	1,00	0,00
	Perzentile 75	96,8	97,6	14,7	17,9	2,75	1,73
Q	Median	95,6	100,0	4,5	0,0	0,65	0,00
	Minimum	76,5	81,2	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	12,9	18,8	3,40	2,20
	Perzentile 25	92,4	90,7	2,6	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	97,4	100,0	7,6	9,3	1,75	1,60
V	Median	94,9	89,7	5,1	10,3	0,90	0,00
	Minimum	88,9	68,7	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	11,1	31,3	1,70	1,10
	Perzentile 25	92,8	79,5	0,0	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	100,0	100,0	7,2	20,5	1,43	0,00
P	Median	98,1	95,7	1,0	4,4	1,95	0,00
	Minimum	72,7	67,2	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	27,3	32,8	4,80	1,20
	Perzentile 25	93,0	82,5	0,0	0 0	0,45	0,00
	Perzentile 75	100,0	100,0	7,1	17,6	4,03	0,20

Tabelle 9 Ergebnisse der quantitativen Randanalysen (in Prozent) und der Farbstoffpenetrationstests (in Millimeter) an den lateralen und zervikalen Füllungsändern von zervikal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Abkürzungen der verschiedenen Materialkombinationen siehe Tabelle 1. KÜ: kontinuierlicher Übergang, Farb A: Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Zahn, Farb B: Farbstoffpenetration in Richtung Pulpa.

		KÜ (%) lateral	KÜ (%) zervikal	Spalt (%) lateral	Spalt (%) zervikal	Farb A (mm)	Farb B (mm)
A	Median	94,2	96,2	5,8	3,9	0,00	0,00
	Minimum	67,8	88,4	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	32,2	11,6	0,30	0,30
	Perzentile 25	90,3	89,5	2,2	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	97,8	100,0	9,7	10,5	0,00	0,00
G	Median	94,3	88,1	5,8	11,9	0,00	0,00
	Minimum	73,6	81,5	1,1	0,0	0,00	0,00
	Maximum	98,9	100,0	26,4	18,5	1,60	0,00
	Perzentile 25	87,9	84,5	3,1	8,4	0,00	0,00
	Perzentile 75	96,9	91,7	12,2	15,5	0,50	0,00
FP	Median	95,9	98,2	4,2	1,9	1,15	0,00
	Minimum	76,8	83,8	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	23,2	16,2	4,80	1,00
	Perzentile 25	93,1	93,4	1,8	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	98,2	100,0	6,9	6,6	3,23	0,00
I	Median	91,9	100,0	8,2	0,0	1,65	0,00
	Minimum	77,9	73,0	4,6	0,0	0,30	0,00
	Maximum	95,4	100,0	22,1	27,0	4,30	1,80
	Perzentile 25	85,1	80,8	6,1	0,0	0,80	0,00
	Perzentile 75	94,0	100,0	15,0	19,2	2,10	1,80
Q	Median	99,6	100,00	0,4	0,0	0,65	0,00
	Minimum	82,0	70,8	0,0	0,0	0,00	0,00
	Maximum	100,0	100,0	18,0	29,3	4,10	1,30
	Perzentile 25	93,6	95,9	0,0	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	100,0	100,0	6,4	4,1	1,53	0,00
V	Median	93,2	94,2	5,9	5,8	1,55	0,00
	Minimum	78,1	63,4	1,6	0,0	0,00	0,00
	Maximum	98,4	100,0	21,9	36,6	2,20	1,50
	Perzentile 25	87,5	82,3	3,7	0,0	0,00	0,00
	Perzentile 75	96,3	100,0	12,6	17,7	1,83	0,00
P	Median	94,2	82,5	5,8	17,6	1,90	0,55
	Minimum	89,4	65,3	1,2	0,0	0,60	0,00
	Maximum	98,8	100,0	10,6	34,7	4,80	1,70
	Perzentile 25	91,4	71,9	1,9	3,2	1,05	0,00
	Perzentile 75	98,1	96,8	8,7	28,1	3,48	1,33

3.3 Vergleich der Randschlussqualität bei schmelzbegrenzten und bei dentinbegrenzten Kavitäten

3.3.1 Allgemeines

Für jedes der untersuchten Füllungsmaterialien sind in den Abbildungen 16 bis 19 die Ergebnisse der Randuntersuchungen an den schmelzbegrenzten und an den dentinbegrenzten Kavitäten gegenübergestellt.

3.3.2 REM-Analyse

Zur besseren Übersicht wird im Folgenden nur das Randkriterium „Spalt“ dargestellt, zumal sich die Werte für „kontinuierlichen Übergang“ (KÜ) wegen der geringen Prävalenz von Randfrakturen ($ZRF + FRF \approx 0$) direkt aus den Werten für das Kriterium „Spalt“ ableiten lassen:

$$\% \text{ KÜ} = 100\% - \% \text{ Spalt}$$

3.3.2.1 Vergleich der Spaltbildung an den lateralen Füllungsändern

Beim Vergleich der Füllungsrandanteile mit Spaltbildung aller 70 schmelzbegrenzten Kavitäten mit denen aller 70 dentinbegrenzten Kavitäten ergab sich kein signifikanter Einfluss der Kavitätenart (Mann-Whitney-Test: $p=0,106$). Die Medianwerte lagen bei den zervikal schmelzbegrenzten Kavitäten zwischen 1,0% und 7,3%, bei den zervikal dentinbegrenzten Kavitäten zwischen 0,4% und 8,2%.

Die direkte Gegenüberstellung der Werte für zervikal schmelzbegrenzte und zervikal dentinbegrenzte Füllungen für jedes einzelne Füllungsmaterial zeigt Abbildung 16. Auch bei Betrachtung der einzelnen Füllungsmaterialien ergab sich bezüglich der Spaltbildung an den lateralen Füllungsändern kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kavitätenarten; alle p-Werte waren größer als 0,1. Auf die Unterschiede zwischen den untersuchten Füllungsmaterialien wird in Abschnitt 3.4 eingegangen.

3.3.2.2 Vergleich der Spaltbildung an den zervikalen Füllungsändern

Auch bezüglich der Spaltbildung an den zervikalen Füllungsändern ergab sich beim Vergleich aller 70 Füllungen je Kavitätenart kein signifikanter Unterschied zwischen den Füllungen, deren zervikaler Rand im Schmelz lag und denen mit zervikalem

Rand im Dentin (Mann-Whitney-Test: $p=0,788$). Die Randspaltbildung an den zervikalen Rändern bewegte sich bei den schmelzbegrenzten Kavitäten bei Medianwerten zwischen 0,0% und 10,3%, bei dentinbegrenzten Kavitäten zwischen 0,0% und 17,6%. Auch bei Betrachtung der einzelnen Füllungsmaterialien ergab sich bezüglich der Spaltbildung an den zervikalen Füllungsrandern kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Kavitätenarten; alle p-Werte waren größer als 0,2. Auf die Unterschiede zwischen den untersuchten Füllungsmaterialien wird ebenfalls in Abschnitt 3.4 eingegangen.

%Spalt an den lateralen Füllungsrandern

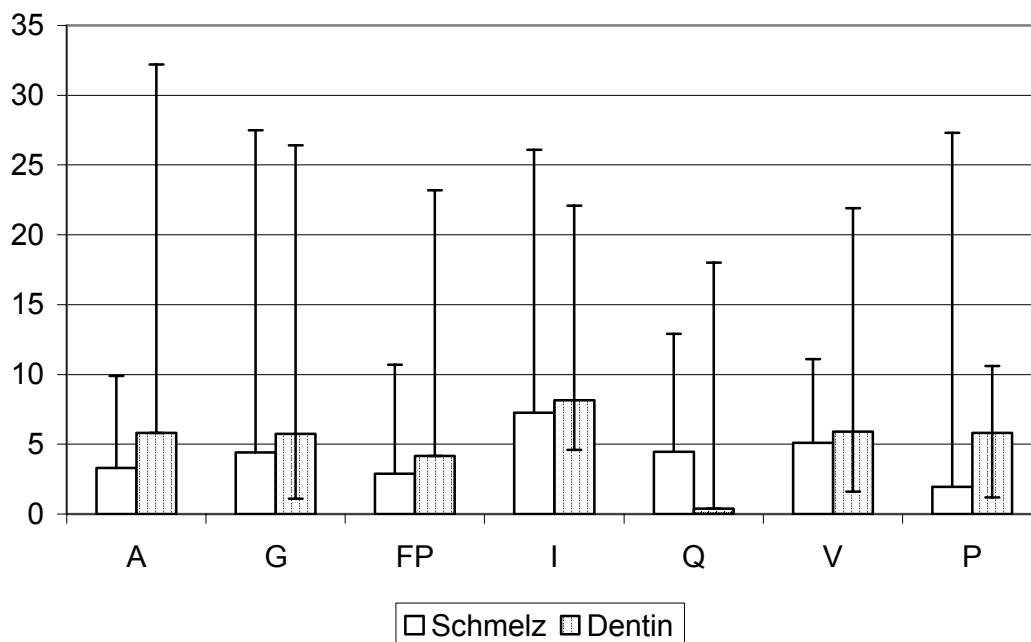


Abbildung 16 Ergebnisse der quantitativen REM-Analyse an den lateralen Füllungsrandern. Median-, Maximal- und Minimalwerte. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. Schmelz: zervikal schmelzbegrenzte Kavitäten, Dentin: zervikal dentinbegrenzte Kavitäten.

%Spalt an den zervikalen Füllungsrandern

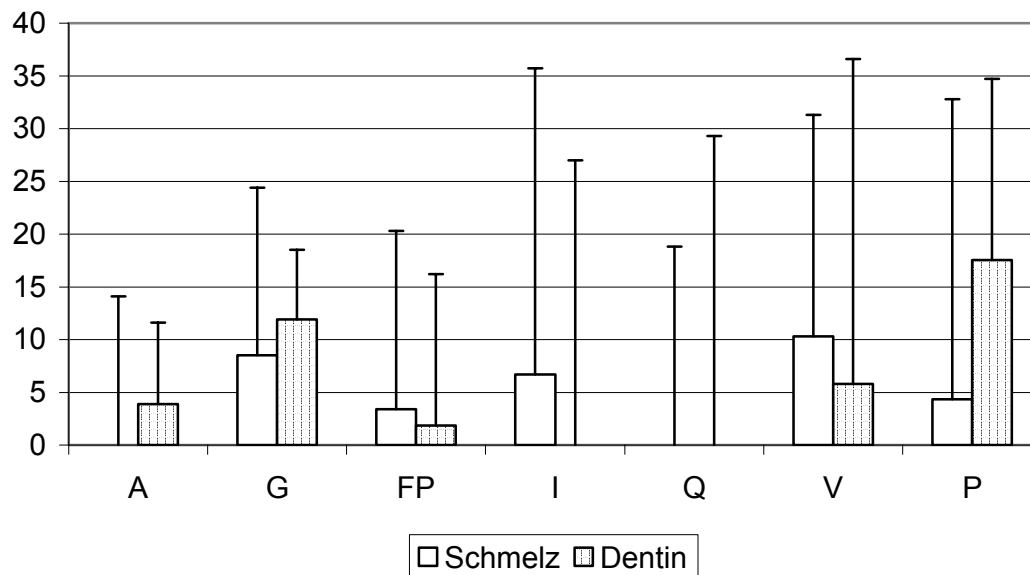


Abbildung 17 Ergebnisse der quantitativen REM-Analyse an den zervikalen Füllungsrandern. Median-, Maximal- und Minimalwerte. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. Schmelz: zervikal schmelzbegrenzte Kavitäten, Dentin: zervikal dentinbegrenzte Kavitäten.

3.3.3 Farbstoffpenetration

3.3.3.1 Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Kavität

Auch die Farbstoffpenetrationstiefe zwischen Füllung und Kavitätenwand war bei den 70 zervikal schmelzbegrenzten Kavitäten und den 70 zervikal dentinbegrenzten Kavitäten nicht signifikant unterschiedlich (Mann-Whitney-Test: $p=0,588$). In Abbildung 18 sind für jedes Füllungsmaterial die Ergebnisse bei beiden Kavitätenarten gegenübergestellt. Bei Betrachtung der einzelnen Füllungsmaterialien ergab sich ein unterschiedliches Verhalten der adhäsiven Kompositfüllungen gegenüber den Amalgam- und den Glasionomerezementfüllungen. Bei den Amalgamfüllungen war die Farbstoffpenetration an den zervikalen Schmelzrändern signifikant größer als an den zervikalen Dentinrändern (Mann-Whitney-Test: $p=0,035$). Bei den Glasionomerezementfüllungen wurde ein ähnlicher Trend beobachtet, der sich jedoch nicht signifikant bestätigen ließ ($p=0,075$). Im Vergleich dazu war bei den Kompositmaterialien keinerlei Einfluss zwischen zervikal schmelzbegrenzten und zervikal dentinbegrenzten Füllungen zu erkennen; alle p -Werte waren gleich bzw. größer als 0,280.

mm Farbstoffpenetration A zwischen Füllung und Kavitätenwand

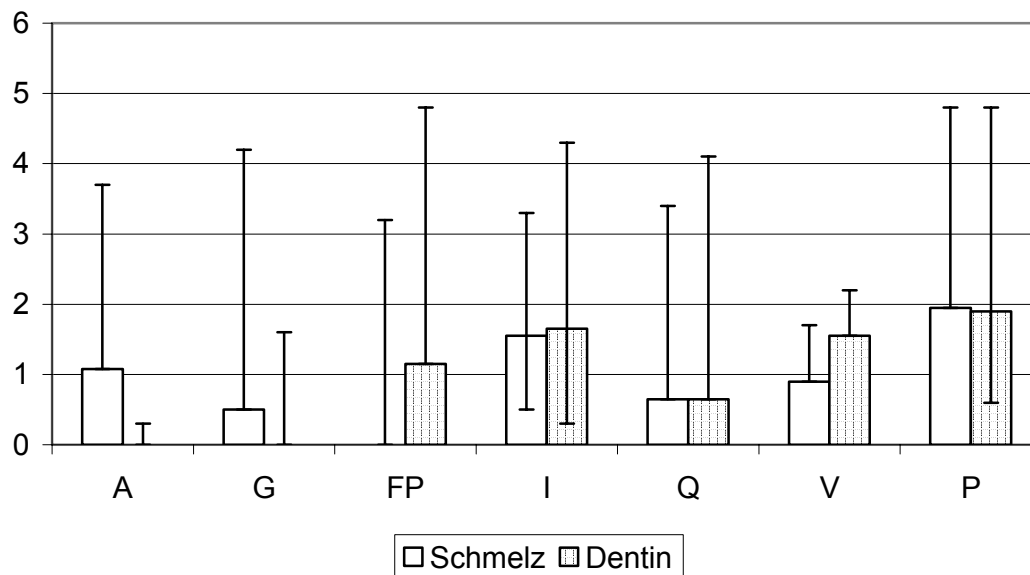


Abbildung 18 Ergebnisse der Farbstoffpenetrationstests. Tiefe der Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Kavitätenwand. Median-, Minimal- und Maximalwerte. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. Schmelz: zervikal schmelzbegrenzte Kavitäten, Dentin: zervikal dentinbegrenzte Kavitäten.

3.3.3.2 Farbstoffpenetration in den Tubuli in Richtung Pulpa

Auch bei der Farbstoffpenetration in die Dentintubuli ergab der Vergleich der gepoolten Messwerte für die schmelzbegrenzten bzw. die dentinbegrenzten Kavitäten keinen signifikanten Unterschied (Mann-Whitney-Test: $p=0,130$). Allerdings zeigte sich beim Vergleich der beiden Kavitätenarten auf der Ebene der einzelnen Füllungsmaterialien bei den Amalgamfüllungen eine signifikant größere Penetrationstiefe bei schmelzbegrenzten Kavitäten. Die stärkste Farbstoffpenetration in die Dentintubuli in Richtung Pulpa bei schmelzbegrenzten Kavitäten lag bei AdheSE/InTen-S vor (Median 1,35mm). Bei dentinbegrenzten Kavitäten wies mit 0,55mm lediglich OptiBond FL/Prodigy einen Medianwert von größer als Null auf.

mm Farbstoffpenetration in die Dentintubuli in Richtung Pulpa

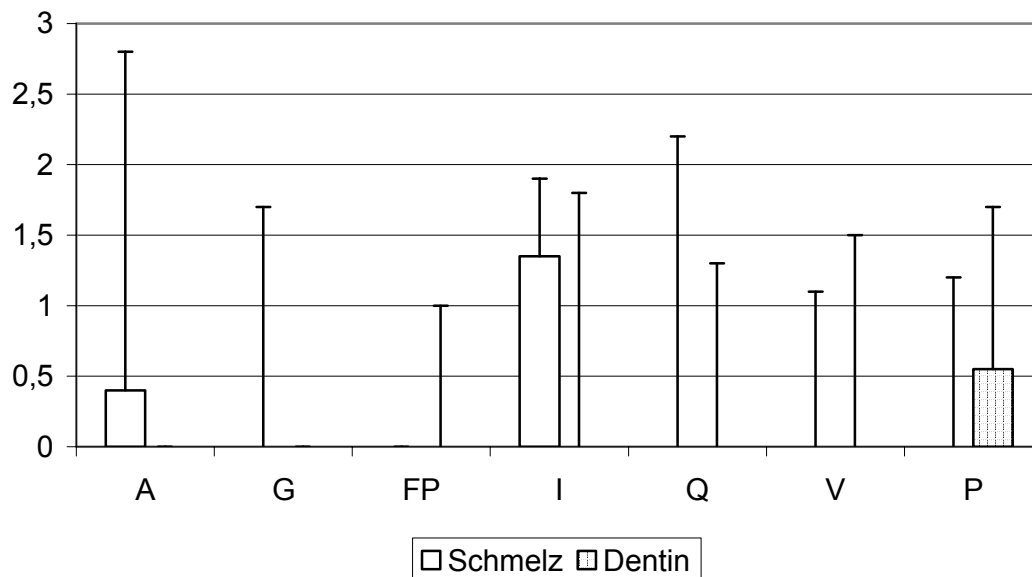


Abbildung 19 Ergebnisse der Farbstoffpenetrationstests. Tiefe der Farbstoffpenetration in die Dentintubuli in Richtung Pulpa. Median-, Minimal- und Maximalwerte. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. Schmelz: zervikal schmelzbegrenzte Kavitäten, Dentin: zervikal dentinbegrenzte Kavitäten.

3.4 Unterschiede im Randschlussverhalten der untersuchten Füllungsmaterialien

3.4.1 Allgemeines

In Abschnitt 3.4.2 werden die Ergebnisse der schmelzbegrenzten Füllungen, in Abschnitt 3.4.3 die der dentinbegrenzten Füllungen vorgestellt.

Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests wurde zunächst geprüft, ob ein allgemeiner Einfluss der Füllungsmaterialien auf die verschiedenen Messgrößen vorlag oder nicht. Paarweise Vergleiche zwischen den Füllungsmaterialien wurden mit dem Mann-Whitney U-Test durchgeführt. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 20 bis 27 grafisch dargestellt. Bei den Diagrammen handelt es sich um Boxplot-Darstellungen mit den Median-, Minimal- und Maximalwerten sowie den Perzentilen 25 und 75. Werte, die größer als der 1,5fache (3fache) Interperzentilabstand sind, werden als Ausreißerwerte (Extremwerte) angegeben.

Die Ergebnisse der statistischen Vergleiche gehen aus den Tabellen 10 bis 13 hervor. Wenn bei mehrfachen paarweisen Vergleichen wiederholt mit denselben

Datensätzen gerechnet wird, ergeben sich mehr signifikante Unterschiede als tatsächlich vorhanden sind. Bei beweisenden statistischen Vergleichen muss daher eine Korrektur durchgeführt werden, zum Beispiel mit der Methode nach Bonferroni. Bei der im Folgenden durchgeführten orientierenden Datenanalyse wurde auf diese Korrektur verzichtet, um mögliche Trends in den Materialunterschieden aufzeigen zu können.

Bei den zervikal schmelzbegrenzten Kavitäten zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Füllungsmaterials lediglich auf die Farbstoffpenetration in die Tubuli (Farb B; $p=0,003$). Im Gegensatz dazu hatte die Wahl des Füllungsmaterials bei den zervikal dentinbegrenzten Füllungen einen signifikanten Einfluss auf alle untersuchten Randparameter (Tabelle 10).

Tabelle 10 Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests. $p<0,05$: signifikanter Einfluss der Füllungsmaterialien auf die jeweilige Messgröße. KÜ: kontinuierlicher Übergang, Farb A: Penetration zwischen Füllung und Zahn, Farb B: Penetration in Richtung Pulpa.

Randkriterium	Schmelzbegrenzte Kavitäten p-Werte	Dentinbegrenzte Kavitäten p-Werte
KÜ lateral	0,577	0,041
KÜ zervikal	0,354	0,032
Spalt lateral	0,573	0,041
Spalt zervikal	0,351	0,030
Farb A	0,164	<0,001
Farb B	0,003	0,010

3.4.2 Schmelzbegrenzte Kavitäten

3.4.2.1 REM-Analyse

Die Füllungsmaterialien zeigten weder an den lateralen noch an den zervikalen Schmelzrändern einen signifikanten Einfluss auf das Ausmaß der Randspaltbildung (Tabelle 10).

3.4.2.2 Farbstoffpenetration

Auch hinsichtlich der Farbstoffpenetration zwischen Füllung und zervikalem Kavitätenboden ließ sich ein signifikanter Einfluss der Füllungsmaterialien nicht nachweisen ($p=0,164$). Dagegen zeigte AdheSE/InTen-S mit 1,35mm eine signifikant stärkere Farbstoffpenetration in die Dentintubuli als Glasionomerzement ($p=0,029$), Adper Prompt-L-Pop/Filtek P60 ($p=0,007$), iBond/Venus ($p=0,011$) bzw. OptiBondFL/Prodigy condensable ($p=0,023$), bei denen keinerlei tubuläre Farbpenetration detektiert wurde (Tabellen 10 und 11). Auch der Unterschied zwischen Dispersalloy und Adper Prompt-L-Pop/Filtek P60 war signifikant ($p=0,023$).

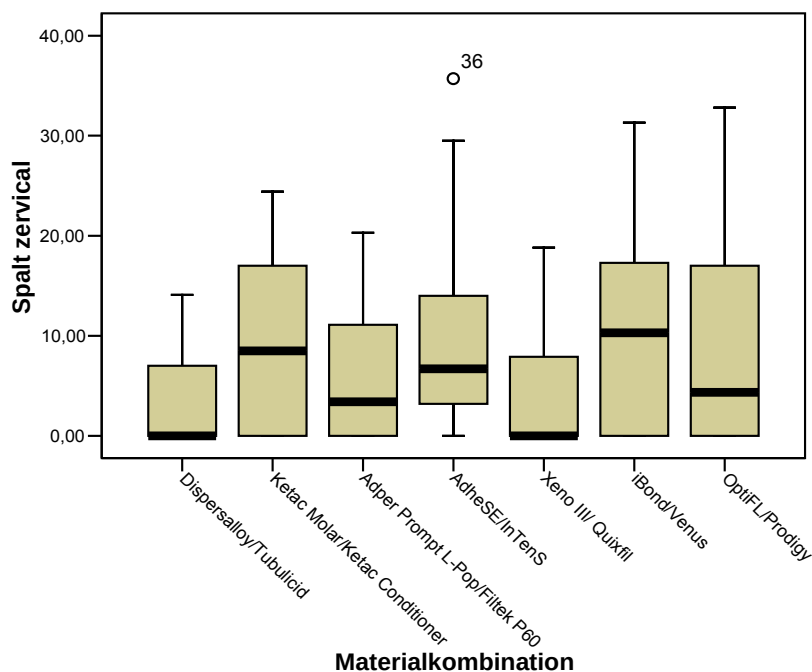


Abbildung 20 Prozentanteile Spalt am zervikalen Rand schmelzbegrenzter Kavitäten. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. °: Ausreißerwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

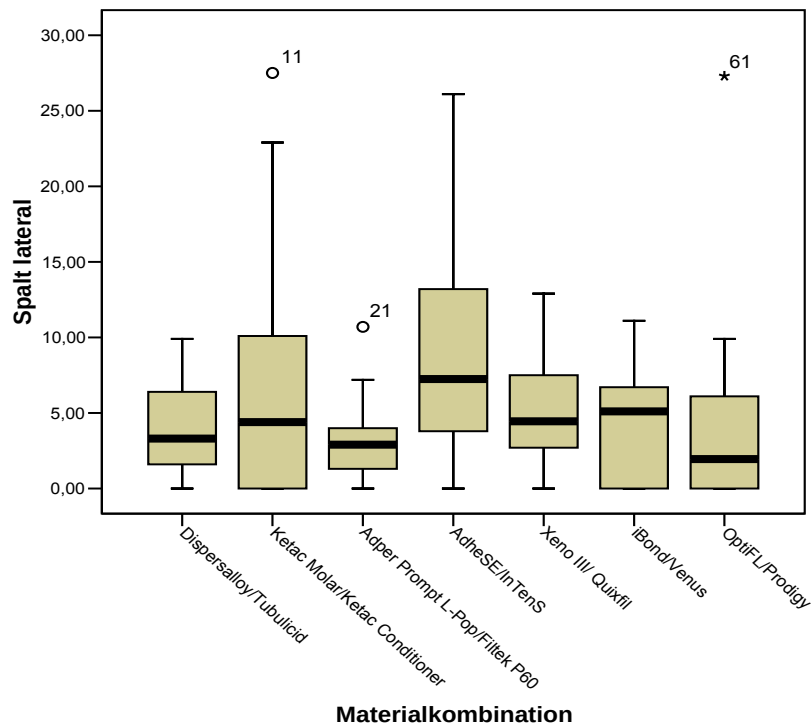


Abbildung 21 Prozentanteile Spalt an den lateralen Rändern schmelzbegrenzter Kavitäten. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. °: Ausreißerwerte, *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

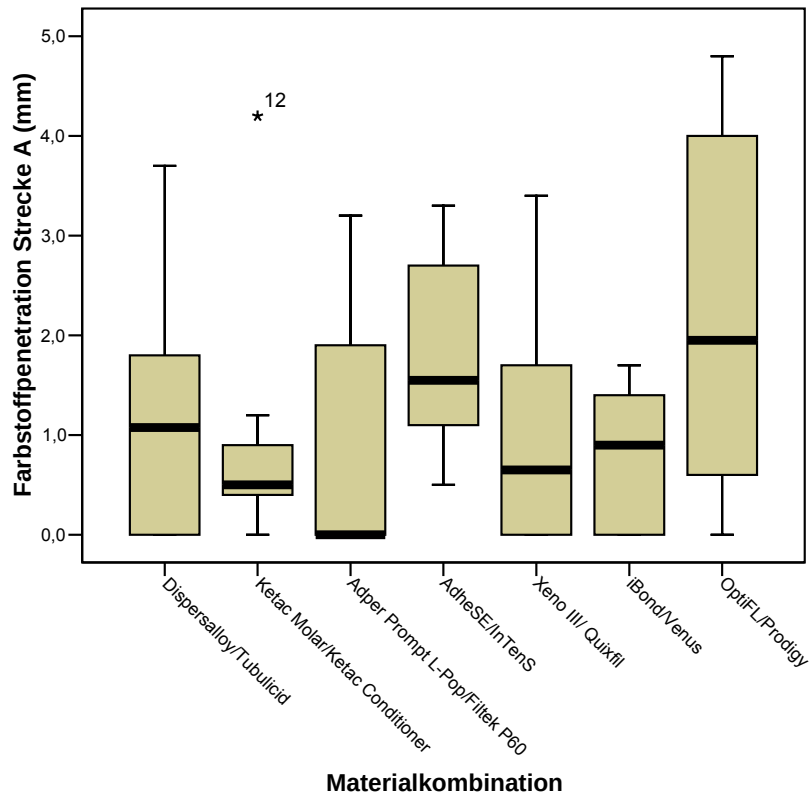


Abbildung 22 Schmelzbegrenzte Kavitäten: Farbpenetration zwischen Zahn und Füllung. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

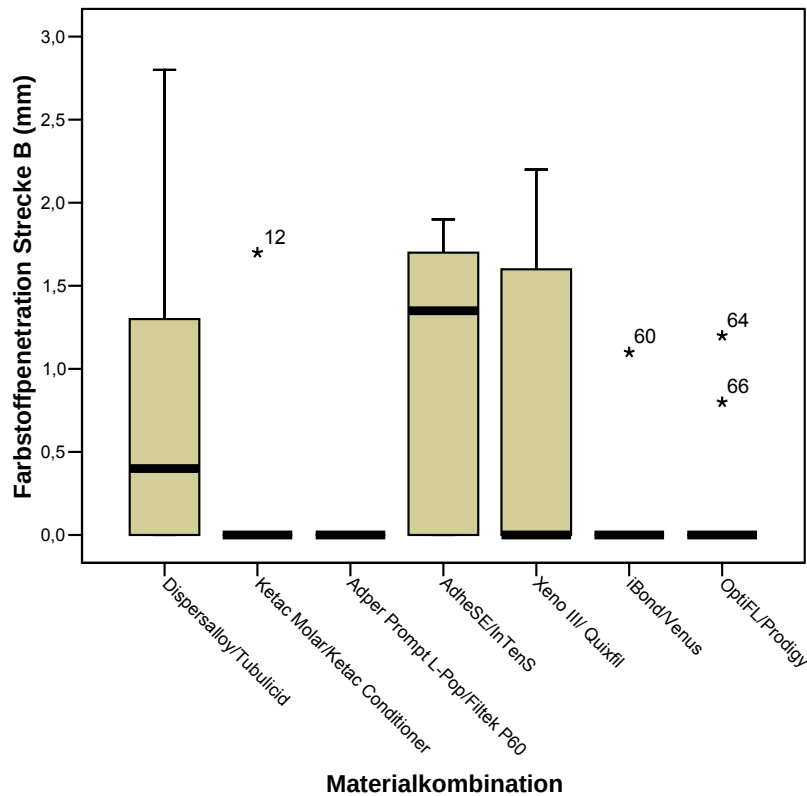


Abbildung 23 Schmelzbegrenzte Kavitäten: Farbpenetration in die Tubuli. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

Tabelle 11 Ergebnisse (p-Werte) des Mann-Whitney U-Tests beim Vergleich der Füllungsmaterialien hinsichtlich der Farbstoffpenetration. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. n.s.: nicht signifikant.

Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Kavitätenwand							
Schmelz	A	G	FP	I	Q	V	P
A		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
G	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
FP	0,023	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
I	n.s.	0,029	0,007		n.s.	n.s.	n.s.
Q	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.
V	n.s.	n.s.	n.s.	0,011	n.s.		n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	0,023	n.s.	n.s.	

3.4.3 Dentinbegrenzte Kavitäten

3.4.3.1 REM-Analyse

In den dentinbegrenzten Kavitäten zeigten die untersuchten Füllungsmaterialien sowohl an den lateralen als auch an den zervikalen Füllungsändern signifikante Unterschiede hinsichtlich der Randspaltbildung (Tabelle 10).

An den lateralen Rändern zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen xeno III/QuiXfil mit nahezu spaltfreien Rändern einerseits und Glasionomerzement ($p=0,023$), AdheSE/InTen-S ($p=0,009$), iBond/Venus ($p=0,019$) bzw. OptiBond FL/Prodigy condensable ($p=0,035$) andererseits. Auch zeigte AdheSE/InTen-S gegenüber Adper Prompt L-Pop/Filtek P60 eine signifikant stärkere Randspaltbildung ($p=0,015$). Signifikant mehr Randspalten an zervikalen Rändern zeigte der Glasionomerzement gegenüber dem Amalgam ($p=0,009$), Adper Prompt L-Pop/Filtek P60 ($p=0,011$) und xeno III/QuiXfil ($p=0,009$). Außerdem zeigte OptiBond FL/Prodigy condensable einen signifikant höheren Anteil an Randspalten als Adper Prompt L-Pop/Filtek P60 ($p=0,035$) und xeno III/QuiXfil ($p=0,023$; Tabelle 12).

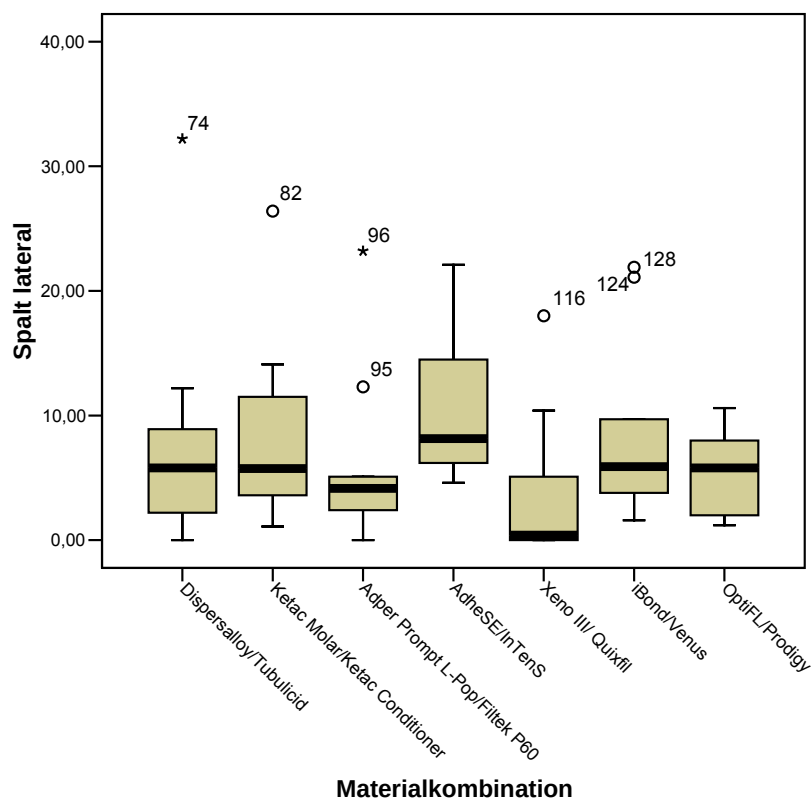


Abbildung 24 Prozentanteile Spalt an den lateralen Rändern dentinbegrenzter Kavitäten. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. °: Ausreißerwerte, *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

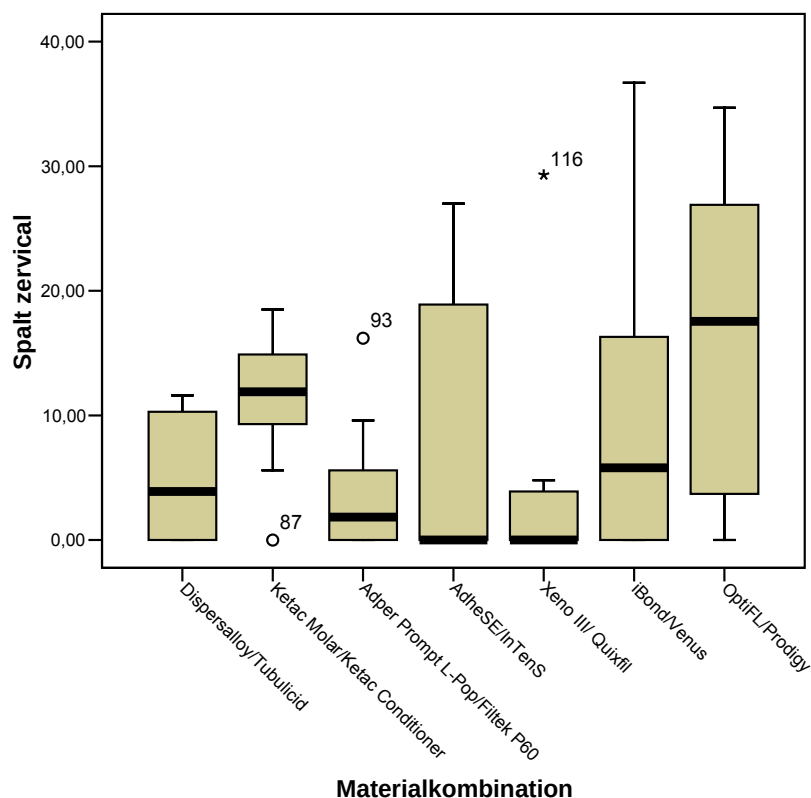


Abbildung 25 Prozentanteile Spalt am zervikalen Rand dentinbegrenzter Kavitäten. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. °: Ausreißerwerte, *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten)

Tabelle 12 Ergebnisse des Mann-Whitney U-Tests (p-Werte) beim Vergleich der Füllungsmaterialien hinsichtlich Spaltbildung an den lateralen und zervikalen Rändern. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. n.s.: nicht signifikant.

Spalt lateral							
Dentin	A	G	FP	I	Q	V	P
A		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
G	0,009		n.s.	n.s.	0,023	n.s.	n.s.
FP	n.s.	0,011		0,015	n.s.	n.s.	n.s.
I	n.s.	n.s.	n.s.		0,009	n.s.	n.s.
Q	n.s.	0,009	n.s.	n.s.		0,019	0,035
V	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
P	n.s.	n.s.	0,035	n.s.	0,023	n.s.	
Spalt zervikal							

3.4.3.2 Farbstoffpenetration

An den zervikal dentinbegrenzten Kavitäten wurden Unterschiede zwischen den Füllungsmaterialien auch hinsichtlich der Farbstoffpenetration zwischen Zahnhartsubstanz und Füllung nachgewiesen (Tabelle 10). Dispersalloy zeigte

keinerlei Farbstoffpenetration und unterschied sich damit signifikant von allen anderen Füllungsmaterialien mit Ausnahme des Glasionomerzements (Tabelle 13). Außerdem wies der Glasionomerzement signifikant weniger Farbstoffpenetration auf als Adper Prompt L-Pop/Filtek P60 ($p=0,035$) und AdheSE/InTen-S ($p<0,001$). Bei Verwendung von OptiBond FL/Prodigy condensable penetrierte signifikant weniger Farbstoff zwischen Kavitätenwand und Füllung als bei Verwendung von xeno III/QuiXfil ($p=0,029$).

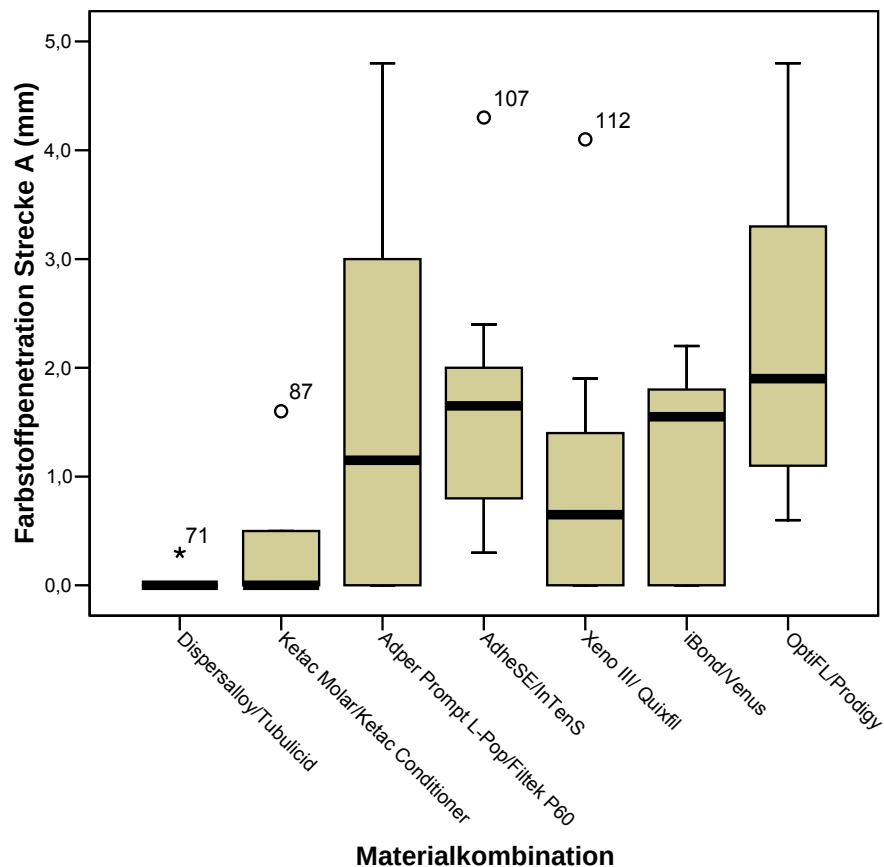


Abbildung 26 Dentinbegrenzte Kavitäten: Farbpenetration zwischen Zahn und Füllung. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. °: Ausreißerwerte, *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probennummer in den SPSS-Daten).

Auch bezüglich der Farbstoffpenetration in die Tubuli konnte ein signifikanter Einfluss der Füllungsmaterialien festgestellt werden (Kruskal-Wallis-Test: $p= 0,010$). Bei den direkten paarweisen Vergleichen zwischen den Füllungsmaterialien mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests ließen sich jedoch keine signifikanten Unterschiede nachweisen. Allerdings zeigten fünf der untersuchten Füllungsmaterialien keinerlei

Penetration in Richtung Pulpa, während bei OptiBond FL/Prodigy condensable die stärkste Penetration registriert wurde (Abb. 3.12)

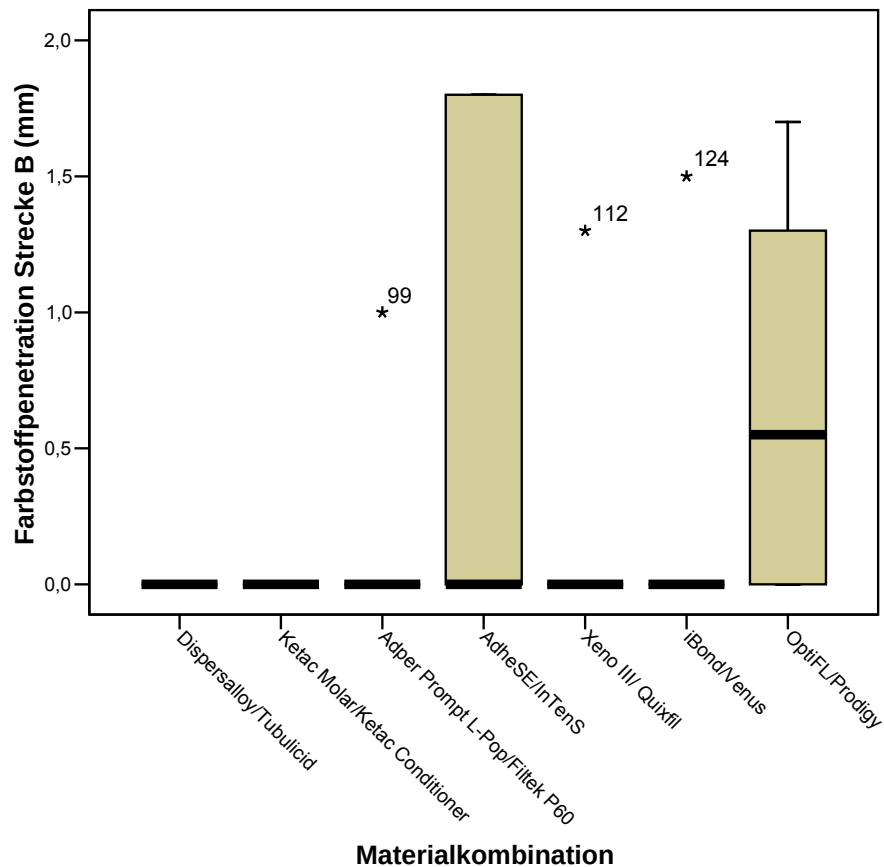


Abbildung 27 Dentinbegrenzte Kavitäten: Farbstoffpenetration in den Tubuli Richtung Pulpa. Median-, Minimal- und Maximalwerte, Perzentile 25 und 75. *:Extremwerte (zugehörige Zahl entspricht der Probenummer in den SPSS-Daten).

Tabelle 13 Ergebnisse des Mann-Whitney U-Tests (p-Werte) beim Vergleich der Füllungsmaterialien hinsichtlich der Farbstoffpenetration. Codierung der untersuchten Materialkombinationen siehe Tabelle 1. n.s.: nicht signifikant.

	Farbstoffpenetration zwischen Füllung und Kavitätenwand						
Dentin	A	G	FP	I	Q	V	P
A		n.s.	0,009	0	0,009	0,035	0
G	n.s.		0,035	0	n.s.	n.s.	0
FP	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
I	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	n.s.	n.s.
Q	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.	0,029
V	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		n.s.
P	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
	Farbstoffpenetration in die Dentintubuli						

4 Diskussion

4.1 Allgemeines

Ziel dieser In-vitro-Studie war die Beantwortung der Frage nach der Qualität des Randschlusses von Fast-Track-Seitenzahnfüllungen. Um eine gute Übertragbarkeit der in vitro erlangten Ergebnisse auf In-vivo-Verhältnisse zu erreichen, wurde eine möglichst realistische Nachahmung klinischer Verhältnisse angestrebt.

4.2 Kritik der Methode

4.2.1 Untersuchungen in vitro

In-vitro-Studien geben bis zu einem gewissen Grad Aufschluss über die Eignung von Füllungsmaterialien für den klinischen Gebrauch, jedoch ohne Auswirkungen der komplexen Bedingungen in der Mundhöhle vollständig widerspiegeln zu können (PERDIGAO und LOPES 1999b). Als Vorteile von In-vitro-Studien sind die Unabhängigkeit von der Mitarbeit der Patienten und der fehlende Einfluss patientenabhängiger Unterschiede bezüglich Mundhygiene, Mundöffnung, Speichelzusammensetzung, Ernährungsgewohnheiten und Kaudruck, um nur einige der wichtigsten Faktoren zu nennen. Zusätzlich ermöglichen In-vitro-Studien die Anwendung destruktiver Testverfahren wie die Farbstoffpenetration, bei denen die Proben für die Auswertung zerstört werden müssen. Auf diese Weise kann die Farbstoffpenetration in die Tiefe ausgewertet werden, während in vivo lediglich eine oberflächliche Beurteilung der Randqualität möglich ist (PERDIGAO und LOPES 1999b). Aus den genannten Gründen sind in In-vitro-Studien zur Beurteilung der Randqualität von Restaurationsmaterialien weit verbreitet (HALLER und SCHUSTER 2000, PREUSSKER et al. 2003, POSKUS et al. 2004). Allerdings kann das tatsächliche Verhalten von Füllungsmaterialien in der Mundhöhle schlussendlich nur im Rahmen von klinischen Studien evaluiert werden (FERRARI und GARCIA-GODOY 2002).

4.2.2 Zahnmaterial

Für die vorliegende Untersuchung wurden karies- und füllungsfreie bleibende menschliche Molaren verwendet. Dies ermöglicht die Untersuchung der marginalen Adaptation an intakter Zahnhartsubstanz und dadurch eine Standardisierung der

Kavitätenpräparation. Studien belegen, dass die Haftkraft von Adhäsiven auf gesundem Dentin höher ist als auf kariös verändertem Dentin (YOSHIYAMA et al. 2003, DOI et al. 2004). Auch alternsbedingte Vorgänge können zu Strukturveränderungen des Dentins wie tubuläre Sklerosierung und Tertiärdentinbildung führen. Allerdings wurde gezeigt, dass sich das Alter der Zähne nicht signifikant auf die Qualität der Restaurationsränder auswirkt (MIXSON et al. 1993).

Für die Lagerung der extrahierten Zähne bis zu ihrer Verwendung in den Versuchen kommen unterschiedliche Lösungen in Frage, die im Sinne des Infektionsschutzes eine Keimbesiedlung verhindern sollen. Hierzu zählen unter anderem 0,2%ige Thymollösung, 70%ige Ethanollösung, 10%ige Formalinlösung und 1%ige Chloraminlösung (HALLER et al. 1993, ZHENG et al. 2005). HALLER et al. (1993) haben gezeigt, dass sich das Randschlussverhalten von adhäsiven Kompositfüllungen bei Verwendung von Testzähnen, die in 1%iger Chloramin gelagert waren, nicht von dem unterschied, wie es bei Verwendung von frisch extrahierten, in physiologische Kochsalzlösung eingelegten Zähnen beobachtet wurde. Da auch die Dauer der Lagerung von extrahierten Zähnen Einfluss auf die Haftung von adhäsiven Restaurationsmaterialien nehmen kann, empfehlen ZHENG et al. (2005) die Aufbewahrung extrahierter Zähne in 1%iger Chloraminlösung bei 4°C, sofern keine ausreichende Menge frisch extrahierter Zähne zur Verfügung steht.

4.2.3 Kavitätenpräparation

Die bei In-vitro-Untersuchungen verwendeten Kavitätenformen sollen die klinischen Gegebenheiten möglichst naturgetreu widerspiegeln und standardisiert präparierbar sein. Während bei nicht-adhäsiven Füllungsmaterialien wie Amalgam oder Glasionomercement eine Unterschnittspräparation erforderlich ist, um die Retention der Füllung zu sichern, ist dies bei adhäsiven Restaurationen nicht erforderlich (SWIFT et al. 2001, TERRY und GELLER 2004). Da sich die vorliegende Studie sowohl auf adhäsive als auch auf nicht-adhäsive Füllungen erstreckte, wurden alle Kavitäten einheitlich mit nach okklusal konvergierenden Kavitätenwänden präpariert. Dadurch wurde auch bei den adhäsiven Füllungsmaterialien eine Amalgamersatzsituation simuliert. Dies entspricht insofern der klinischen Wirklichkeit, als Fast-Track-Kompositfüllungen in der Regel beim Ersatz von Amalgamfüllungen zum Einsatz kommen.

Die gewählten Abmessungen der Kavitäten (3mm okklusale Breite, 2mm okklusale Tiefe, 4mm bzw. 5mm Breite des approximalen Kastens in bukkolingualer Richtung, 1,5mm Tiefe der zervikalen Stufe) lagen im Bereich der in anderen Studien verwendeten Kavitäten (BALA et al. 2003, POSKUS et al. 2004).

Einige Autoren empfehlen die Anchrägung der Schmelzränder zur Verbesserung des retentiven Ätzmusters auf quer angeschnittenen Schmelzprismen (HUGO et al. 1992). In der Praxis wird jedoch häufig auf die Schmelzrandschrägung verzichtet. Zum einen, weil sie einen zusätzlichen Arbeitsschritt darstellt, während bei Fast-Track-Versorgungen auf Zeitersparnis geachtet wird. Zum anderen wird kritisiert, dass die Ausdehnung der Kavitäten durch eine Randschrägung vergrößert wird. QUALTROUGH et al. (1991) zeigten, dass sich die Randqualität von Adhäsivinlays durch Verzicht auf die Anchrägung nicht verschlechtert. PERDIGAO et al. (2004) konnten diese Beobachtung bei Verwendung selbstkonditionierender Adhäsive bestätigen. In der vorliegenden Studie wurden in alle Versuchsreihen kastenförmige Amalgamersatzkavitäten verwendet, zumal das Hauptaugenmerk der Studie auf dem Randschluss von Fast-Track-Kompositfüllungen lag.

4.2.4 Applikationsweise und Polymerisation

Die Applikation der Füllungsmaterialien erfolgte in einer feuchten Kammer, um die physiologischen Bedingungen in der Mundhöhle möglichst gut nachzuahmen. PLASMANS (1994) gibt die relative Luftfeuchtigkeit in der Mundhöhle mit 78% bis 94% an. Diese Werte konnten durch eigene Messungen an verschiedenen Testpersonen im Rahmen von Vorversuchen zu dieser Studie bestätigt werden. Diesen Werten entsprechend wurden die Testfüllungen in einer feuchten Kammer bei 37°C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 83% hergestellt. BESNAULT und ATTAL (2002) untersuchten den Einfluss der Milieubedingungen auf das Abdichtungsvermögen von Adhäsivsystemen und fanden eine Zunahme der Farbstoffpenetration bei Füllungen, die unter simulierten Mundhöhlenbedingungen (35°C, 95% relative Luftfeuchtigkeit) hergestellt worden waren.

Bei der Auswahl der Matrize wurde eine Tofflemire-Stahlmatrize einer transparenten Matrize vorgezogen, da die Handhabung von Metallmatrizen einfacher ist und sie deshalb im Rahmen von Fast-Track-Versorgungen von den meisten Zahnärzten vorgezogen werden. Darüber hinaus gibt es Untersuchungen, in denen keine Vorteile

von Transparentmatrizen gegenüber Stahlmatrizen festgestellt wurden (HALLER und GÜNTHER 1998).

Uneinheitlich sind die Meinungen, wenn es um den Zeitpunkt der Platzierung der Matrize geht. So empfehlen einige Hersteller in ihren Verarbeitungshinweisen die Platzierung der Matrize vor der Applikation des Adhäsivs. Dagegen empfehlen ERNST et al. (2002), zuerst das Adhäsiv zu applizieren und erst dann die Matrize anzulegen.

Die Zähne in der vorliegenden Studie wurden – ausgenommen die Proben mit Glasionomierzement - im Schichtverfahren gefüllt, wodurch die maximale Aushärtungstiefe von 2mm nicht überschritten wurde. Dieses Mehrschichtverfahren stellt eine Methode zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung und somit der Randspaltbildung dar (KREJCI und LUTZ 1991, AGUIAR et al. 2002). Zudem garantiert eine schichtweise Applikation die vollständige Aushärtung aller Segmente (VERSLUIS et al. 1996). Letzteres war das Hauptargument für die Anwendung der Mehrschichttechnik in dieser Arbeit, obwohl von einigen Autoren in Frage gestellt wird, dass sich die Mehrschichttechnik tatsächlich positiv auf die Polymerisationsschrumpfung auswirkt (VERSLUIS et al. 1996, LOGUERCIO et al. 2004).

Neben materialabhängigen Faktoren, wie z.B. die Farbe des Komposits, sind auch die Wellenlänge des Lichtes, die Bestrahlungsintensität und die Einwirkungsdauer für die Aushärtungstiefe von Bedeutung (KULLMANN 1987, RUEGGEBERG et al. 1993). Im Rahmen dieser Studie wurde eine Halogenpolymerisationslampe (Astralis 10) mit einer Leistungsflussdichte von 1200mW/cm^2 verwendet. Hochintensitätslampen dieser Art stellen im Hinblick auf die Zeitersparnis eine praktikable Methode zur Polymerisation im klinischen Alltag dar (YAP et al. 2003). SOH et al. (2004c) konnten bezüglich der Konversionsrate keinen Vorteil von Halogenlampen gegenüber LED-Polymerisationsgeräten feststellen. Die von den Herstellern angegebenen Polymerisationszeiten wurden streng eingehalten. Zu kurze Polymerisationszeiten führen zu schlechteren mechanischen Eigenschaften. Außerdem können unvernetzte Monomere aus der Füllung herausgelöst werden, was im Hinblick auf die Biokompatibilität der Füllungen bedenklich ist (REICHL 2003). Umgekehrt kann eine Verlängerung der Polymerisationszeiten zu einer Verstärkung der Polymerisationsschrumpfung führen (BAUSCH et al. 1982).

4.2.5 Ausarbeitung und Politur

Die Entfernung von Überschüssen und die grobe Ausarbeitung erfolgten unter direkter Sicht und Wasserkühlung außerhalb der Zahnreihe mit Hilfe von flexiblen, Scheiben absteigender Korngröße. Durch die Feinpolitur mit Silikonpolierern und siliziumkarbidimprägnierten Bürstchen wird eine effektive Oberflächenglättung erzielt (D'ARCANGELO und DELLE FRATTE 1996) ohne die marginale Integrität zu gefährden (SCHMID et al. 1991). Die quasi extraorale Durchführung von Ausarbeitung und Politur entspricht nicht der klinischen Situation, wo häufig keine direkte Sichtkontrolle möglich ist und die Nachbarzähne eine Behinderung darstellen. Ziel dieser Studie war jedoch nicht die Qualität von Poliermethoden zu untersuchen, sondern das Potential neuartiger Komposite im Hinblick auf die marginale Adaptation zu bestimmen. Aus diesem Grund wurde die Ausarbeitung extraoral vorgenommen, um ein optimales Polierergebnis zu erzielen. Durch die Vermeidung von Artefakten an den Füllungsrandern werden außerdem die Auffindbarkeit und die Auswertbarkeit der Ränder im REM gewährleistet.

4.2.6 Auswahl der Komposite und Adhäsive

In der vorliegenden Arbeit wurden komplette Kompositsysteme, also ein Kompositfüllungsmaterial mit einem Adhäsivsystem desselben Herstellers, getestet. Die Fähigkeit einen dichten Randschluss zu erzielen, hängt von beiden Komponenten ab (SZEP et al. 2003, POSKUS et al. 2004). Bei den Adhäsiven sind die Zusammensetzung, die Techniksensitivität und die erzielte Haftkraft ausschlaggebend für eine optimale Randqualität. Bei selbstätzenden Monomeren sind die Tiefe der Infiltration und die Tiefe der Demineralisation weitgehend identisch. Daher ist die Verwendung von selbstkonditionierenden Systemen weniger techniksensitiv und die erzielte marginale Adaptation weniger behandlerabhängig (MIYAZAKI et al. 2000a). Dennoch wurde bei selbstkonditionierenden Systemen über Microleakage berichtet (LI et al. 2000). Diese Tatsache konnte im Rahmen dieser Studie bei allen getesteten selbstkonditionierenden Systemen bestätigt werden. Etch-and-Rinse-Adhäsive zeigen in verschiedenen Studien eine hohe Zuverlässigkeit in Bezug auf Haftfestigkeit und Randschlussqualität. Das System OptiBond FL ist durch hohe und stabile Haftwerte mit geringer Streuung der Messwerte bekannt, weshalb es häufig – wie auch in dieser Studie – als Referenzprodukt dient (ASMUSSEN und PEUTZFELDT 2003, INOUE et al. 2003).

Das verwendete Lösungsmittel hat entscheidenden Einfluss auf die Verarbeitung wie auch auf das Verhalten eines Adhäsivsystems. Dies gilt speziell für Etch-and-Rinse-Systeme, bei denen es je nach Lösungsmittel einer feuchten (wie bei Azeton) oder einer eher trockenen Dentinoberfläche (wie bei Wasser) bedarf. Nachteil der wasserbasierenden Systeme ist die Gefahr, dass zu wenig Wasser verdunstet und das verbleibende Wasser in den Verbund integriert wird. In Azeton gelöste Monomere infiltrieren trockenes Dentin nur unvollständig (PERDIGAO et al. 1999). Lösungsmittelgemische aus Wasser und Ethanol bzw. Wasser und Azeton umgehen diese Problematik mit Hilfe des Effekt eines „Intrinsic Re-wetting“, bei dem das im Lösungsmittel enthaltene Wasser eine Wiederaufrichtung kollabierter Kollagenfasern bewirkt (HALLER und FRITZENSCHAFT 1999). NAKABAYASHI und TAKARADA (1992) fanden, dass das hydrophile Monomer HEMA diesen Re-wetting-Effekt begünstigt. Alle in der vorliegenden Arbeit verwendeten Adhäsivsysteme sind daher auf Wasser-Ethanol oder Wasser-Azeton basiert und enthalten zusätzlich HEMA.

Seitens der Komposite entscheiden Werkstoffeigenschaften wie Polymerisationsschrumpfung, Elastizitätsmodul und Wärmeausdehnungskoeffizient über die Qualität des Restaurationsrandes (BRÄNNSTRÖM et al. 1991, KUNZELMANN und HICKEL 2001, DIETSCHI et al. 2002). Die in dieser Untersuchung verwendeten Hybridkomposite schrumpfen bei der Polymerisation um 1,7 Vol.-% (QuiXFil) bis 2,2 Vol.-% (Filtek P60). Filtek P60 zeigte in einer klinischen Studie bereits sehr gute klinische Ergebnisse (LOGUERCIO et al. 2001).

4.2.7 Künstliche Alterung

4.2.7.1 Thermische Wechselbelastung

In der Mundhöhle sind die Zähne durch Nahrungszufuhr permanenten Temperaturschwankungen ausgesetzt. Da Füllungsmaterialien und Zahnhartsubstanz unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweisen, treten im Bereich der Verbundschicht Zugspannungen auf, die je nach Qualität des adhäsiven Verbunds und Stärke der auftretenden Spannungen zu Randspalten führen können. Um diesen Bedingungen auch in vitro gerecht zu werden und da durch zahlreiche Studien eine Verschlechterung der Randqualität nach Thermocycling nachgewiesen werden konnte (HAGGE und LINDEMUTH 2002, UNO et al. 2004), wurden die Zähne in der vorliegenden Untersuchung einer

Temperaturwechselbehandlung ausgesetzt. Wie mehrfach in der Literatur empfohlen, wurden die Proben 1000 Temperaturwechseln durch abwechselndes Eintauchen in Wasserbäder mit 5°C und 55°C ausgesetzt (HAGGE und LINDEMUTH 2002, UNO et al. 2004). Da nur das Abschneiden der Materialien im Vergleich zueinander untersucht werden sollte, wurde im Rahmen dieser Studie auf eine Randanalyse vor der künstlichen Probenalterung verzichtet (DIETSCHI und HERZFELD 1998).

4.2.7.2 Mechanische Kaubelastung

Da die Kaubelastung in vivo eine große Rolle für die Langlebigkeit einer Restauration spielt, sollte In-vitro-Studien auch diese Art der Belastung berücksichtigt werden (SÖDERHOLM 1991). Die während der Nahrungszerkleinerung auftretenden Kräfte liegen zwischen 20 und 530 Newton (KREJCI et al. 1990). KREJCI et al. (1990) ermittelte die auf einen einzelnen Zahn einwirkende Kaukraft mit durchschnittlich 50 Newton. Dieser Wert wurde für die vorliegende Studie übernommen. Eine Anzahl von 20.000 Kaubelastungen wurde als ausreichend aussagekräftig angesehen.

Als Antagonisten in Kausimulatoren wurden je nach Fragestellung unterschiedliche Materialien verwendet. KREJCI et al. (1999) verwendeten natürlichen Schmelz, da sie mit den Kausimulationsversuchen auch das Verschleißverhalten der Füllungsmaterialien untersuchen wollten. In einer anderen Studie fand Steatit – ein keramischer Werkstoff - als Schmelzersatz Verwendung (WASSELL et al. 1994). In der vorliegenden Studie, in der es lediglich auf die mechanische Belastung der Füllungen ankam, wurden der Einfachheit halber Metallkugeln mit einem Durchmesser von 3mm verwendet. Zu den Auswirkungen einer mechanischen Belastung auf den Randschluss in vitro liegen widersprüchliche Berichte vor. Während einerseits über eine Verschlechterung der Randqualität nach mechanischer Belastung berichtet wurde (DIETSCHI et al. 2002), konnten andere Untersuchungen keinen Einfluss der Kausimulation feststellen (YAP et al. 1997).

4.2.8 Replikatechnik und quantitative Randanalyse im REM

Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) hat sich als genaue und zuverlässige Methode zur morphologischen Beurteilung der Randqualität von adhäsiven Füllungen bewährt (BLUNCK 1988, KREJCI und LUTZ 1991, AIROLDI et al. 1992, HALLER 1994). Zur Vermeidung von Artefakten in Form

von Trocknungsrisen im Hochvakuum der Sputteranlage wie auch der REM-Probenkammer werden üblicherweise nicht die Originalzähne, sondern Kunstharzreplikas im REM betrachtet. Da die Originalproben auf diese Art nicht zerstört oder beschädigt werden, können sie je nach Fragestellung unterschiedlichen Behandlungen ausgesetzt werden, nach denen jeweils Abformungen durchgeführt werden. Somit ist eine Beurteilung vor und nach verschiedenen Belastungstests sowie zu unterschiedlichen Zeitpunkten möglich. Auch für In-vivo-Untersuchungen ist die Replika-Methode geeignet (CHUANG et al. 2004). In der vorliegenden Studie wurden die Abformungen der restaurierten Zahnflächen mit einer hochpräzisen Polyätherabformmasse (Permadyne Garant, 3M ESPE) durchgeführt. Das optimale Anfließverhalten und die Dimensionsstabilität dieses Abformmaterials gewährleisteten in Verbindung mit dem verwendeten Epoxidharz eine detailgenaue Kopie der Probenzähne (HERFORTH und SEICHTER 1980). Die Replikas wurden bei 200facher Vergrößerung ausgewertet. Nach Berechnung des prozentualen Anteils der zuvor definierten Randkriterien an der Gesamtlänge der Füllungsråder wurden die ermittelten Werte statistisch analysiert (ROULET et al. 1989).

Als Nachteil der REM-Analyse ist zu erwähnen, dass die Adaptation des Füllungsmaterials an die Kavitätenwand ausschließlich an der Füllungsoberfläche bewertet werden kann, während über Spaltbildungen in der Tiefe keine Aussagen möglich sind. Zur Beurteilung der Spalttiefen wurden die REM-Analysen daher um die Farbstoffpenetrationstests ergänzt.

4.2.9 Farbstoffpenetration

Die Farbstoffpenetration ist ein gängiges und aufgrund seiner einfachen Durchführbarkeit weit verbreitetes Verfahren zur Untersuchung von Randspalten, wobei verschiedene Farbstoffe mit unterschiedlicher Einwirkzeit Verwendung finden (GLADYS et al. 2001, KUBO et al. 2002, YAZIKI et al. 2004). In dieser Studie wurden die Proben 24h lang bei 37°C in eine 0,5%ige Fuchsinlösung eingelegt (YAZIKI et al. 2004).

Die Messung der Penetrationstiefe erfolgte nur an zwei Schnitthälften, also an zufällig ausgewählten Abschnitten des Füllungsrandes. Dies könnte zu der teilweise starken Streuung der Messwerte beigetragen haben und auch dazu, dass die Ergebnisse der Farbstoffpenetration nicht in allen Fällen mit den Ergebnissen der REM-Auswertung korrelierten. Ein weiterer Grund für die fehlende Übereinstimmung

der Ergebnisse der REM-Analysen und der Farbstoffpenetrationstests können oberflächliche gelegene Risse sein, die zwar im REM detektiert wurden, jedoch nicht in die Tiefe reichten und sich deshalb in der Mikroleakageuntersuchung nicht ausgewirkt haben.

Der Hauptnachteil des Farbstoffpenetrationstests ist darin zu sehen, dass die Proben für die Auswertung zerstört werden müssen. Wiederholungsmessungen, zum Beispiel nach Belastung der Proben, sind im Gegensatz zur REM-Analyse nicht möglich. Darüber hinaus lässt sich zwar die Penetrationstiefe bestimmen, aber welchen Weg der Farbstoff genau genommen hat, lässt sich aufgrund der geringen optischen Auflösung nicht feststellen. Denkbar ist außerdem eine von den hydrophilen bzw. hydrophoben Eigenschaften des Adhäsivsystems einerseits und der Polarität der Farbstoffmoleküle abhängige Aufnahme des Farbstoffs in die Adhäsivschicht. In diesem Fall würden nicht nur Randspalten, sondern auch intakte Adhäsivschichten mit dem Farbstoff markiert, was falsch positive Testergebnisse zur Folge hätte.

4.3 Diskussion der Ergebnisse

4.3.1 Einfluss der Lage des zervikalen Füllungsrandes auf die Randqualität

Frühere Studien haben gezeigt, dass der Verbund zwischen Dentin und Füllungsmaterial problembehaftet und die Randqualität an zervikal dentinbegrenzten Kompositfüllungsrandern deshalb problematischer ist als an Schmelzrändern (DIETSCHI et al. 2002, BALA et al. 2003). Auch bei allseitig schmelzbegrenzten Kavitäten kann nicht selbstverständlich davon ausgegangen werden, dass die Randqualität an den lateralen und an den zervikalen Schmelzrändern identisch ist. Aus diesen Gründen wurden die lateralen und die zervikalen Ränder im REM getrennt voneinander ausgewertet.

Vergleicht man die Ergebnisse aller 70 Füllungen mit zervikaler Schmelzbegrenzung mit denen der 70 Füllungen mit zervikaler Dentinbegrenzung, so wird deutlich, dass sich die Lage des Füllungsrandes in den hier durchgeführten Versuchen weder auf das Ausmaß der Spaltbildung an den zervikalen noch an den lateralen Füllungsrandern, noch auf das Ausmaß der Farbstoffpenetration auswirkte (Tabelle 14).

Tabelle 14 Gegenüberstellung der Randqualität bei zervikal schmelzbegrenzten und zervikal dentinbegrenzten Füllungen. Mittelwerte (MW), Standardabweichungen (StdAbw) und Ergebnisse der statistischen Vergleiche mittels Mann-Whitney U-Test.

Zervikale Begrenzung	Farbpenetration zwischen Füllung und Zahn (mm)	Farbpenetration in die Tubuli (mm)	Spalt (%) lateral	Spalt (%) zervikal
Schmelz	1,24 ($\pm 1,28$)	0,39 ($\pm 0,70$)	5,7 ($\pm 6,4$)	7,9 ($\pm 9,6$)
Dentin	1,16 ($\pm 1,33$)	0,25 ($\pm 0,57$)	7,3 ($\pm 1,28$)	8,2 ($\pm 1,28$)
U-Test (p-Wert)	0,853	0,165	0,123	0,218

Auch bei Betrachtung der einzelnen Füllungsmaterialien ließen sich Unterschiede im Randverhalten zwischen zervikal schmelzbegrenzten und zervikal dentinbegrenzten Füllungen nur in einem Fall nachweisen, und zwar in der Form, dass bei den Amalgamfüllungen die Farbstoffpenetration an den zervikalen Schmelzrändern signifikant größer war als an den zervikalen Dentinrändern (Mann-Whitney-Test: $p=0,035$). Ein ähnlicher Trend bei den Glasionomerezementfüllungen ließ sich nicht signifikant bestätigen ($p=0,075$).

Die Medianwerte der Spaltbildung an den lateralen Schmelzrändern bewegten sich bei den zervikal schmelzbegrenzten Füllungen zwischen 1,0% (OptiBond FL/Prodigy condensable) und 7,3% (AdheSE/InTen-S) und bei den zervikal dentinbegrenzten Füllungen zwischen 0,4% (xeno III/QuiXfil) und 8,2% (AdheSE/InTen-S). Allein der numerische Vergleich lässt ahnen, dass hier keine klinisch relevanten Unterschiede vorliegen. Allerdings war auch nicht zu erwarten, dass sich die Lage des zervikalen Füllungsrandes auf die Randqualität der lateralen Füllungsrande auswirken würde, zumal diese in beiden Kavitätenarten im Schmelz liegen.

An den zervikalen Rändern wird aufgrund früherer Studien im Allgemeinen mit einer stärkeren Spaltbildung gerechnet, wenn diese im Dentin liegen als wenn die zervikalen Stufen koronal der Schmelz-Zement-Grenze im Schmelz zu liegen kommen (DIETSCHI et al. 2002, BALA et al. 2003, OWENS und JOHNSON 2005, SANTOS et al. 2005, OWENS et al. 2006, VENTURINI et al. 2006). Allerdings hat sich diese Erwartung in der vorliegenden Studie nicht bestätigt. Die Medianwerte der zervikalen Randspaltbildung bewegten sich bei zervikalen Schmelzrändern zwischen 0,0% (Dispersalloy, xeno III/QuiXfil) und 10,3% (iBond/Venus), bei zervikalen Dentinrändern zwischen 0,0% (AdheSE/InTen-S, xeno III/QuiXfil) und 17,6 % (OptiBond FL/Prodigy condensable). Bei einigen Füllungsmaterialien war die

Prävalenz von Randspalten erwartungsgemäß an den Dentinrändern größer als an den Schmelzrändern, wenn auch nicht signifikant; so bei Dispersalloy, Ketac Molar und OptiBond FL/Prodigy condensable. Bei ebenso vielen Materialien war, allerdings ebenfalls nicht signifikant, die Spaltbildung an den zervikalen Dentinrändern geringer als an den zervikalen Schmelzrändern (Adper Prompt L-Pop/Filtek P60, AdheSE/InTen-S, iBond/Venus). Im Falle von xeno III/QuiXfil betrug der Medianwert bei beiden Kavitätenarten null Prozent.

4.3.2 Unterschiedliches Randverhalten der Restaurationssysteme

4.3.2.1 Dispersalloy

Amalgam galt jahrelang als das Füllungsmaterial der Wahl, da es eine hohe Biege- und Bruchfestigkeit und als Folge davon eine lange klinische Haltbarkeit aufwies (ROULET 1997). Zudem ermöglicht Amalgam eine relativ schnelle Restaurationstechnik, die keine aufwendige Konditionierung der Kavität erfordert. Im Gegensatz zu Kompositfüllungen verfügen Amalgamfüllungen über Selbstschutzmechanismen. Zum einen können sich initial vorhandene Randspalten durch die Einlagerung von Korrosionsprodukten verschließen. Zum anderen schaffen die gelösten Ionen in den Spalten ein für Bakterien wachstumshemmendes Milieu (BEN-AMAR et al. 1978, BEN-AMAR et al. 1995, OSBORNE 2006). Nachteile des Amalgams sind die umstrittene Biokompatibilität, die fehlende thermische Isolierung und das nicht zahnfarbene Aussehen. Amalgam wies in der vorliegenden Studie sowohl bei schmelz- als auch bei dentinbegrenzten Kavitäten eine gute Randschlussqualität auf und war dadurch mit einigen der verwendeten Komposite vergleichbar. Eine signifikant bessere Randschlussqualität erzielte Dispersalloy allerdings nur gegenüber Ketac Molar am zervikalen Rand dentinbegrenzter Kavitäten. Manche Studien bestätigen den mit Komposit vergleichbaren Randschluss (DUNCALF und WILSON 2000), während andere von schlechteren Ergebnissen im Vergleich mit Komposit berichten (DUNCALF und WILSON 2001). Farbstoffpenetration konnte bei dentinbegrenzten Kavitäten nicht festgestellt werden; dagegen wurde an schmelzbegrenzten Proben eine zum Teil deutliche Farbstoffpenetration vor allem zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial registriert. Für diesen Unterschied wurde allerdings keine plausible Erklärung gefunden.

4.3.2.2 Ketac Molar

Glasionomerzemente sind aufgrund ihrer kariesprotektiven Wirkung durch Fluoridabgabe (VERMEERSCH et al. 1998, HARA et al. 2005, RODRIGUEZ et al. 2005) und ihrer schnellen Verarbeitung hervorzuheben. Aufgrund ihrer mangelnden mechanischen Festigkeit (HICKEL 1997, ALMUAMMAR et al. 2001, PEREIRA et al. 2002, QVIST et al. 2004, ALONSO et al. 2005) werden sie im bleibenden Gebiss meist nur für Interimsversorgungen verwendet. Wie aufgrund bisher vorliegender Daten zu erwarten, traten bei Füllung mit Ketac Molar vermehrt Randspalten auf (GLADYS et al. 2001). In schmelzbegrenzten Kavitäten unterschied sich Ketac Molar bezüglich Randspaltbildung weder an den seitlichen noch an den zervikalen Füllungsrandern signifikant von den anderen untersuchten Füllungsmaterialien. Dagegen wiesen die zervikal dentinbegrenzten Glasionomerzementfüllungen am zervikalen Rand signifikant mehr Randspalten als Dispersalloy, Adper Prompt L-Pop und xeno III/QuiXfil. An den lateralen Rändern schnitten Füllungen aus xeno III/QuiXfil signifikant besser ab als die Glasionomerzementfüllungen. Die insgesamt schlechteren Ergebnisse im Dentinbereich können dadurch erklärt werden, dass die chemische Haftung von Glasionomerzement an der Zahnhartsubstanz auf einer Ionenbindung zwischen den Carboxylgruppen des Zements und den Kalziumionen des Hydroxylapatits beruht, und Schmelz mehr Apatit enthält als Dentin. Eine Bindung der Glasionomerzemente an das Dentinkollagen wurde bisher nicht nachgewiesen (HELLWIG et al. 2003). Überraschend waren die Ergebnisse der Farbstoffpenetrationstests im Vergleich zu den REM-Analysen, da so gut wie keine Mikroleakage festgestellt werden konnte. Dies lässt vermuten, dass entweder die Randspalten nur oberflächlich gelegen waren oder die Schnittfläche zufällig in einem Bereich gewählt wurde, in dem keine Penetration des Farbstoffes sichtbar wurde. Mit einiger Wahrscheinlichkeit sind die Spaltbildungen an Klasse-II-Glasionomerzementfüllungen klinisch nicht relevant, da Glasionomerzemente aufgrund ihrer Fluoridabgabe (VERMEERSCH et al. 1998, HARA et al. 2005, RODRIGUEZ et al. 2005) ähnlich wie Amalgamfüllungen über einen Selbstschutzmechanismus verfügen. Somit bleiben die ungenügenden mechanischen Eigenschaften der Glasionomerzemente nach wie vor der limitierende Faktor für ihren Einsatz im Seitenzahnbereich.

4.3.2.3 OptiBond FL/ Prodigy condensable

Dieses Präparat zeigte schon in vielen Studien eine hohe Zuverlässigkeit, weshalb es häufig als Referenzprodukt eingesetzt wird (ASMUSSEN und PEUTZFELDT 2003, INOUE et al. 2003). Es zählt zu den so genannten Etch-and-Rinse-Bondingssystemen und wird in drei Arbeitsschritten appliziert. In dieser Studie zeigte das Präparat in schmelzbegrenzten Kavitäten erwartungsgemäß eine gute Randschlussqualität. In dentinbegrenzten Kavitäten, vor allem am zervikalen Rand, konnte jedoch im Vergleich zu allen anderen Materialkombinationen eine erhöhte Randspaltbildung festgestellt werden. Im Vergleich zu Adper Prompt L-Pop/Filtec P60 und xeno III/QuiXfil waren die Unterschiede sogar signifikant. Dieses unerwartet schlechte Ergebnis kann daher rühren, dass in vergleichbaren Studien der OptiBond FL Primer 30 Sekunden lang einmassiert wurde, während in dieser Studie der Primer entsprechend der aktualisierten Herstellerangaben nur 15 Sekunden lang appliziert wurde (HALLER und FRITZENSCHAFT 1999, FRANKENBERGER 2002). Dadurch ist es möglich, dass der hydrophile Primer und das Adhäsiv nicht vollständig in das freigelegte Kollagennetzwerk eingedrungen sind. Die Folgen davon sind ein ungenügender Verbund zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz und eine vermehrte Randspaltbildung. Die Ergebnisse der Farbstoffpenetration bestätigen die Eindrücke der REM-Analysen. Beim Vergleich mit den anderen Adhäsivsystemen ist möglicherweise zu berücksichtigen, dass es sich bei diesen im Gegensatz zu OptiBond FL ausschließlich um selbstkonditionierende Systeme handelte. Es wurde gezeigt, dass die Wirksamkeit von Etch-and-Rinse-Systemen durch verschiedene Verarbeitungsfehler beeinträchtigt werden kann, so zum Beispiel durch zu lange Ätzung des Dentins, durch zu starke Trocknung des Dentins und zu exzessive Trocknung des Primers (FRANKENBERGER 2000, FRANKENBERGER et al. 2000, PESCHKE et al. 2000, LAMBRECHTS et al. 2001). Umgekehrt liegen Berichte vor, wonach die Fehlerquellen bei selbstkonditionierenden Systemen reduziert sind, wodurch auch der Behandlerinfluss geringer ausfällt als bei Ätzung mit Phosphorsäure (MIYAZAKI et al. 2000a, BURKE 2004, JACOBSEN 2003, SPREAFICO et al. 2006). Die vorliegenden Resultate können zum einen so interpretiert werden, dass das verwendete Füllungsmaterial Prodigy condensable eine größere Polymerisationsschrumpfung aufweist oder stärkere Schrumpfkraften entwickelt als diesbezüglich optimierte Komposite wie zum

Beispiel QuiXfil. Zum anderen könnte OptiBond FL ein Haftvermittler sein, der nicht für die Fast-Track-Füllungstechnik optimiert ist. Möglicherweise hätten eine Schmelzrandschrägung und die Verwendung von Transparentmatrizen zu besseren Resultaten geführt.

4.3.2.4 AdheSE/InTen-S

Dieses selbstätzende Zwei-Schritt-System wies vor allem im Schmelzbereich Randspalten auf und zeigte einen schlechteren Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial als die anderen untersuchten Adhäsivsysteme mit Ausnahme von iBond. Umso mehr erstaunte der zu 100% kontinuierliche Übergang im zervikalen Dentin. Dieser gute Randschluss kann damit erklärt werden, dass bei diesem selbstkonditionierenden System Primer und Adhäsiv getrennt voneinander appliziert werden, während es sich bei den anderen selbstkonditionierenden Systemen um so genannte All-in-one-Adhäsive handelt. Eine Studie von FRANKENBERGER und TAY (2005) bestätigt einerseits das gute Ergebnis im Dentin, andererseits zeigte AdheSE dort im Schmelz – im Gegensatz zu den hier vorliegenden Ergebnissen - einen besseren Randschluss als sämtliche verwendeten All-in-one-Adhäsive. Zur Optimierung des Schmelzrandschlusses wird auch bei selbstkonditionierenden Systemen die Möglichkeit einer Schmelzrandanschrägung diskutiert (DIETSCHI et al. 1995, PERDIGAO et al. 2004).

4.3.2.5 Adper Prompt L-Pop/ Filtek P60

Adper Prompt L-Pop gehört zu den so genannten All-in-one Adhäsiven, das heißt es wird nur eine Lösung appliziert. Hydrophile und hydrophobe Monomere sowie Monomer mit Säureester erfüllen die Funktion des Ätzmittels, des Primers und des Adhäsivs. Im Vergleich zur Etch-and-Rinse-Technik ist die Anwendung einfacher und der erzielte Verbund weniger behandlerabhängig (MIYAZAKI et al. 2000a, JACOBSEN 2003, SPREAFICO et al. 2006). In vergleichbaren Studien zeigten All-in-one Adhäsive im Schmelz zunächst eine ähnlich gute Randschlussqualität wie Etch-and-Rinse-Systeme. Nach thermischer und mechanischer Belastung jedoch schneiden die selbstkonditionierenden Systeme wesentlich schlechter ab (MIYAZAKI et al. 2000b, FRANKENBERGER et al. 2004). Auch im Dentin wurden anfangs gute Ergebnisse erzielt, nach künstlicher Alterung lagen die spaltfreien Ränder allerdings unter 40% (FRANKENBERGER und TAY 2005). Ursache dafür ist offensichtlich eine

starke Wasseraufnahme des Adhäsivs unter Belastung. In der vorliegenden Arbeit zeigte die Kombination Adper Prompt L-Pop/Filtek P60 eine gute Randschlussqualität. An den Dentinrändern wurden sogar deutlich weniger Randspalten gefunden (1,9%) als bei Verwendung des Etch-and-Rinse-Systems OptiBond FL (17,6%). Die kaum vorhandene Farbstoffpenetration bestätigt dieses Ergebnis. In einer Studie von ATASH und VANDEN ABBEELE (2004) zeigte Adper Prompt L-Pop ebenfalls eine sehr gute marginale Adaptation.

4.3.2.6 xeno III/ QuiXFil

Dieses aus zwei Komponenten gemischte All-in-one Adhäsiv zeigte in Kombination mit QuiXFil eine sehr gute Randschlussqualität. Sowohl im Schmelz als auch im Dentin wurden die wenigsten Randspalten gegenüber den anderen untersuchten Systemen beobachtet. In einer anderen Studie schnitt xeno III zusammen mit den anderen All-in-one Adhäsiven Adper Prompt L-Pop und iBond schlechter ab als Etch-and-Rinse-Systeme oder selbstkonditionierende Zwei-Schritt-Systeme (FRANKENBERGER und TAY 2005). ATASH und VANDEN ABBEELE (2004) bestätigen wiederum die gute Randschlussqualität. Mit Ursache für die gute marginale Adaptation könnte der Gehalt an so genannten Adhäsionsförderern sein. PEM-F ist ein Fluorid freisetzendes Monomer, das durch Kalziumbindung die Ätzwirkung verstärkt. Pyro-EMA bildet nach der Hydrolyse Phosphorsäuregruppen und löst dadurch teilweise die Schmierschicht auf und bildet ein erkennbares Ätzmuster.

4.3.2.7 iBond/Venus

iBond gehört ebenfalls zur Gruppe der All-in-one Adhäsive und ist im Unterschied zu Adper Prompt L-Pop und xeno III bereits gebrauchsfertig. Das Restaurationssystem zeigte in der vorliegenden Studie Randspaltanteile von 5,1% (lateral) bis 10,3% (zervikal) im Schmelz und von 5,9% (lateral) bzw. 5,8% (zervikal) im Dentin. Eine Studie von FRANKENBERGER und TAY (2005) bescheinigte iBond eine unvollständige marginale Adaptation. Nach mechanischer und thermischer Belastung zeigten dort nur 15% der Proben einen kontinuierlichen Übergang zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial. Im Schmelz wurde beobachtet, dass iBond nicht in der Lage war, die komplette Schmierschicht zu durchdringen.

4.4 Schlussfolgerung

Die untersuchten Adhäsivsysteme mit den dazugehörigen Kompositmaterialien zeigen in Klasse-II-Seitenzahnfüllungen eine zum Teil unerwartet gute Randschlussqualität. Diese stand bei einigen der Adhäsive der von Amalgamfüllungen kaum nach. Dies erstaunte umso mehr, als Fast-Track-Füllungstechniken mit vereinfachten Adhäsivsystemen, Verwendung von Metallmatrizen und Verzicht auf eine Schmelzrandschrägung zur Anwendung kamen. Allerdings konnte mit xeno III/QuiXFil nur eine Materialkombination eine überzeugende Randqualität sowohl an Schmelzrändern als auch an Dentinrändern gewährleisten. Das als Referenzprodukt in die Studie eingeschlossene OptiBond FL schnitt im Dentin unerwartet schlecht ab. Schrumpfungsreduzierte Komposite (z.B. QuiXfil, InTen-S) können offenbar dazu beitragen, die Effektivität vereinfachter Adhäsive zu verbessern. Die Entwicklungsbemühungen in dieser Richtung sollten daher intensiviert werden. Ein weiterer interessanter Aspekt dieser Studie ist, dass der erzielte Verbund zwischen den selbstkonditionierenden Bondingsystemen und den Kavitätenwänden offensichtlich belastungsresistent war. Ein direkter Zusammenhang zwischen dem Ausmaß der Randspaltbildung im REM und der Farbstoffpenetration konnte wie bereits in früheren Studien nicht bei allen Materialien festgestellt werden. Nach diesen ermutigenden In-vitro-Daten müssen klinische Studien nun zeigen, ob die Ergebnisse auch unter den Extremlastungen in der Mundhöhle Bestand haben.

5 Zusammenfassung

Aufgrund unterschiedlicher Diskussionen über die gesundheitsschädigende Wirkung von Amalgam und die stetig steigende Priorität von Ästhetik wünschen immer mehr Patienten zahnfarbene Füllungen. Dies führte zur Entwicklung von Adhäsivsystemen und Kompositen. Seit einigen Jahren läuft diese Entwicklung in eine neue Richtung. Selbstkonditionierende Adhäsivsysteme und Fast-Track-Komposite sollen bei möglichst gleicher Randschlussqualität eine vereinfachte Anwendung, herabgesetzte Techniksensitivität und eine Zeitersparnis mit sich bringen.

Da eine randdichte Restauration zur Vermeidung von Sekundärkaries eines der wichtigsten Ziele in der Füllungstherapie darstellt, wurde in dieser Studie die Randqualität von selbstkonditionierenden Adhäsivsystemen in Kombination mit Fast-Track-Kompositen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung untersucht. Als Referenzprodukt diente das schon lange auf dem Markt vorhandene und bewährte Etch-and-Rinse-System OptiBond FL zusammen mit dem stopfbaren Hybridkomposit Prodigy condensable. Es galt zu klären, ob diese neuen Produkte als Amalgamersatzmaterialien im Seitenzahngebiet in Frage kommen und ob hinsichtlich der Randqualität Unterschiede zwischen zervikal schmelzbegrenzten und zervikal dentinbegrenzten Füllungen bestehen.

Folgende Restaurationssysteme wurden untersucht

Dispersalloy (Amalgam), Ketac Molar (Glasionomierzement), Prodigy condensable mit OptiBond FL als ein Etch-and-Rinse-Drei-Schritt-System, InTen-S mit AdheSE als ein selbstkonditionierendes Zwei-Schritt-System, Filtek P60 mit Adper Prompt-L-Pop als ein All-in-one-Adhäsiv, Venus mit iBond als ein All-in-one-Adhäsiv, QuiXfil mit xeno III als ein All-in-one-Adhäsiv

In 70 kariesfreie Molaren wurden je zwei standardisierte Klasse-II-Kavitäten präpariert. Der zervikale Rand lag bei jeweils einer der beiden Kavitäten 1 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze im Schmelz, bei der anderen 0,5 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze im Dentin. Die präparierten Zähne wurden zufällig in sieben Gruppen aufgeteilt und entsprechend den Herstellerangaben in einer feuchten Kammer (37°C, 83% relative Luftfeuchtigkeit) mit den zu untersuchenden Materialien gefüllt. Nach 24h Wasserlagerung erfolgten Ausarbeitung, Politur und anschließend eine Temperaturwechselbehandlung (5°/55°). Nach mechanischer Belastung im

Kausimulator in Form von 20.000 vertikalen Kaubelastungen mit 50N wurden Kunstharzreplikas von den restaurierten Zahnflächen hergestellt und bei 300facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop nach vorher festgelegten Randkriterien ausgewertet. Zusätzlich wurden Farbstoffpenetrationstests mit 0,5%iger basischer Fuchsinlösung (37°C, 24h) durchgeführt. Die Tiefe der Farbstoffpenetration wurde im Auflichtmikroskop bei 16facher Vergrößerung ausgewertet. Die orientierende Datenanalyse erfolgte mit nicht-parametrischen Testverfahren (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney U-Test) ohne Korrektur für Mehrfachtestungen.

Die Materialkombination xeno III/QuiXFil zeigte den höchsten Anteil an kontinuierlichem Übergang sowohl im Schmelz (95,5% bzw. 100%) als auch im Dentin (99,6% bzw. 100%). Die Werte waren im Schmelz durchaus vergleichbar mit den Ergebnissen von Amalgam (96,7% bzw. 100%) und OptiBond FL/Prodigy Condensable (98,1% bzw. 95,7%). Im Dentinbereich erzielte keine andere Materialkombination einen vergleichbar guten Randschluss.

An den zervikalen Rändern konnte kein Unterschied bezüglich der Randschlussqualität im Schmelz oder Dentin festgestellt werden. An den lateralen Rändern zeigte sich im Schmelz eine bessere marginale Adaptation, mit Ausnahme von xeno III/ QuiXFil.

Eine Korrelation zwischen REM-Analyse und Farbstoffpenetration konnte im Schmelz bei AdheSE/InTenS festgestellt werden, im Dentin korrelierten die Ergebnisse für die Materialien xeno III/QuiXFil und OptiBond FL /Prodigy condensable.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass im Schmelzbereich kein signifikanter Einfluss der Materialkombinationen auf die verschiedenen Randkriterien bestand. Im Dentin übertraf xeno III/QuiXFil mit einem zum Teil signifikant geringeren Randspaltanteil die übrigen Restaurationssysteme. Diese Materialkombination ermöglicht darüber hinaus eine deutliche Zeitersparnis gegenüber dem Referenzsystem OptiBond FL/Prodigy condensable. Die Ergebnisse der Materialkombination xeno III/QuiXFil zeigen, dass die Weiterentwicklung im adhäsiven Restaurationsbereich offensichtlich auf dem richtigen Weg ist, geeignete Amalgamalternativen für die Versorgung im Seitenzahnbereich zu schaffen. Ob sich dieses Produkt allerdings auch im klinischen Alltag bewährt, gilt es in In-vivo-Langzeitstudien abzuklären.

6 Literatur

1. Abdalla A.I., Alhaddainy H.A., Garcia-Godoy F.: Clinical evaluation of glass ionomers and compomers in class V carious lesions. *Am J Dent* 10: 18-20 (1997)
2. Aguiar F.H., Ajudarte K.F., Lovadino J.R.: Effect of light curing modes and filling techniques on microleakage of posterior resin composite restorations. *Oper Dent* 27: 557-562 (2002)
3. Airoidi R.L., Krejci I., Lutz F.: In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed class V cavity preparations. *Quintessence Int* 23: 355-363 (1992)
4. Almuammar M.F., Schulman A., Salama F.S.: Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent* 25: 221-225 (2001)
5. Alonso R.C., Correr G.M., Borges A.F., Kantovitz K.R., Rontani R.M.: Minimally invasive dentistry: bond strength of different sealant and filling materials to enamel. *Oral Health Prev Dent* 3: 87-95 (2005).
6. Asmussen E.: Penetration of restorative resins into acid etched enamel. I. Viscosity, surface tension and contact angle of restorative resin monomers. *Acta Odontol Scand* 35: 175-182 (1977)
7. Asmussen E.: Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 39: 968-969 (1984)
8. Asmussen E., Peutzfeldt A.: Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive. *J Adhes Dent* 5: 41-45 (2003)
9. Atash R., Vanden Abbeele A.: Sealing ability of new generation adhesive systems in primary teeth: an in vitro study. *Pediatr Dent* 26: 322-328 (2004)
10. Attin T., Opatowski A., Meyer C., Zingg-Meyer B., Hellwig E.: Clinical evaluation of a hybrid composite and a polyacid-modified composite resin in Class-II restorations in deciduous molars. *Clin Oral Investig* 2: 115-119 (1998)
11. Bala O., Uctasli MB., Unlu I.: The leakage of Class II cavities restored with packable resin-based composites. *J Contemp Dent Pract* 15: 1-11 (2003)

12. Bates M.N., Fawcett J., Garrett N., Cutress T., Kjellstrom T.: Health effects of dental amalgam exposure: a retrospective cohort study. *Int J Epidemiol* 33: 894-902 (2004)
13. Bausch J.R., De Lange C., Davidson C.L., Peters A., de Gee A.J.: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 48: 59-67 (1982)
14. Beech D.R.: High copper alloys for dental amalgam. *Int Dent J* 32: 240-251 (1982)
15. Ben-Amar A., Kaffe I., Gorfil C.: Marginal leakage in amalgam restorations and its prevention. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 27: 25-29 (1978)
16. Ben-Amar A., Cardash HS., Judes H.: The sealing of the tooth/amalgam interface by corrosion products. *J Oral Rehabil* 22: 101-104 (1995)
17. Besnault C., Attal J.P.: Influence of a simulated oral environment on microleakage of two adhesive systems in Class II composite restorations. *J Dent* 30: 1-6 (2002)
18. Blunck U.: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrandern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 939-943 (1988)
19. Bowen R.L.: Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. *US Patent* 3066: 122 (1962)
20. Bowen R.L.: Adhesive Bonding of various materials to hard tooth tissues. The effect of a surface-active comonomer on adhesion to diverse substrates. *J Dent Res* 44: 1369-1373 (1965)
21. Boyer D.B., Edie J.W.: Composition of clinically aged amalgam restorations. *Dent Mater* 6: 146-150 (1990)
22. Brännström M., Mattsson B., Torstenson B.: Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. *J Dent* 19: 71-79 (1991)
23. Buonocore M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials of enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849 (1955)

24. Burgess J.O., Walker R., Davidson J.M.: Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 24: 465-479 (2002)
25. Burke F.J.: What's new in dentine bonding? Self-etch adhesives. *Dent Update* 31: 580-589 (2004)
26. Charlton D.G., Haveman C.W.: Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers. *Am J Dent* 7: 47 -49 (1994)
27. Cheung G.S.: Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J Prosthet Dent* 63: 286-288 (1990)
28. Choi K.K., Ryu G.J., Choi S.M., Lee M.J., Park S.J., Ferracane J.L.: Effects of cavity configuration on composite restoration. *Oper Dent* 29: 462-469 (2004)
29. Christensen G.J.: The light-curing mania. *J Am Dent Assoc* 135: 461-463 (2004)
30. Chuang S.F., Jin Y.T., Liu J.K., Chang C.H., Shieh D.B.: Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent* 29: 301-308 (2004)
31. Crawford P.J., Whittaker D.K., Owen G.M.: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil* 14: 283-289 (1987)
32. D'Arcangelo C., Delle Fratte T.: A proposed clinical method for the finishing of composite-resin restorations by means of diamond burs and abrasive disks and strips: a SEM analysis. *Minerva Stomatol* 45: 135-140 (1996)
33. Danesh G., Davids H., Reinhardt K.J., Ott K., Schafer E.: Polymerisation characteristics of resin composites polymerised with different curing units. *J Dent* 32: 479-488 (2004)
34. Dietschi D., Bindi G., Krejci I., Davidson C.: Marginal and internal adaptation of stratified compomer-composite Class II restorations. *Oper Dent* 27: 500-509 (2002)
35. Dietschi D., Herzfeld D.: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. *Eur J Oral Sci* 106: 1033-1042 (1998)

36. Dietschi D., Scampa U., Campanile G., Holz J.: Marginal adaptation and seal of direct and indirect Class II composite resin restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int* 26: 127-138 (1995)
37. Doi J., Itota T., Torii Y., Nakabo S., Yoshiyama M.: Micro-tensile bond strength of self-etching primer adhesive systems to human coronal carious dentin. *J Oral Rehabil* 31: 1023-1028 (2004)
38. Duncalf W.V., Wilson N.H.: A comparison of the marginal and internal adaptation of amalgam and resin composite restorations in small to moderate-sized Class II preparations of conventional design. *Quintessence Int* 31: 347-352 (2000)
39. Duncalf W.V., Wilson N.H.: Marginal adaptation of amalgam and resin composite restorations in class II conservative preparations. *Quintessence Int* 32: 391-395 (2001)
40. Eichner K., Viohl J.: Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen von Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 26: 610-619 (1971)
41. Eick J.D., Gwinnett A.J., Pashley D.H., Robinson S.J.: Current concepts on adhesion to dentin. *Crit Rev Oral Biol Med* 8: 306-335 (1997)
42. Eick J.D., Kostoryz E.L., Rozzi S.M., Jacobs D.W., Oxman J.D., Chappelow C.C., Glaros A.G., Yourtee D.M.: In vitro biocompatibility of oxirane/polyol dental composites with promising physical properties. *Dent Mater* 18: 413-421 (2002)
43. Eick J.D., Robinson S.J., Chapell P., Cobb C.M., Spencer P.: The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence Int* 24: 571- 582 (1993)
44. Ernst C.P., Streicher S., Willershausen B.: Marginal adaptation of self-etching adhesives in Class II cavities. *J Adhes Dent* 4: 223-231 (2002)
45. Ernst C.-P., Willershausen B.: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 93: 790-800 (2003)
46. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66: 1636-1639 (1987)

47. Ferrari M., Garcia-Godoy F.: Sealing ability of new generation adhesive-restorative materials placed on vital teeth. *Am J Dent* 15: 117-128 (2002)
48. Ferrari M., Tay F.R.: Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin. *Oper Dent* 28: 3-8 (2003)
49. Fitchie J.G., Puckett A.D., Reeves G.W., Hembree J.H.: Microleakage of a new dental adhesive comparing microfilled and hybrid resin composites. *Quintessence Int* 26: 505-510 (1995)
50. Francci C., Deaton T.G., Arnold R.R., Swift E.J. Jr, Perdigao J., Bawden J.W.: Fluoride release from restorative materials and its effects on dentin demineralization. *J Dent Res* 78: 1647-1654 (1999)
51. Frankenberger R.: Schmelz- und Dentinbonding. State of the Art 2000. *Ästhet Zahnmed* 5: 286-294 (2000)
52. Frankenberger R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie. *Dent Net Masters 3M ESPE AG*: 12-27 (2001)
53. Frankenberger R.: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds. *Dtsch Zahnärztl Z* 57: 154-171 (2002)
54. Frankenberger R., Kramer N., Petschelt A.: Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25: 324-330 (2000)
55. Frankenberger R., Strobel W.O., Taschner M., Krämer N., Petschelt A.: Total Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 113: 188-196 (2004)
56. Frankenberger R., Tay F.R.: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21: 397-412 (2005)
57. Frey O.: Creating a reliable bond. An all-in-one system. *Am J Dent* 13 (Spec.No): 85D- 87D (2000)

58. Friedl K.H., Schmalz G., Hiller K.A., Mortazavi F.: Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. *Oper Dent* 22: 21-29 (1997)
59. Fritz U.B., Finger W.J., Uno S.: Resin-modified glass ionomer cements: bonding to enamel and dentin. *Dent Mater* 12: 161-166 (1996)
60. Fusayama T.: Total etch technique and cavity isolation. *J Esthet Dent* 4: 105-109 (1992)
61. Gente M., Sommer A.P.: Verringerung der linearen Schrumpfung lichthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 11: 729-731 (1999)
62. Gladys S., Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. *J Dent Res* 76: 883-894 (1997)
63. Gladys S., Van Meerbeek B., Lambrechts P., Vanherle G.: Microleakage of adhesive restorative materials. *Am J Dent* 14: 170-176 (2001)
64. Goracci C., Sadek F.T., Monticelli F., Cardoso P.E., Ferrari M.: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 6: 313-318 (2004)
65. Gwinnett A.J.: Bonding of restorative resins to enamel. *Int Dent J* 38: 91-96 (1988)
66. Gwinnett A.J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. *Am J Dent* 7: 144-148 (1994)
67. Hagge M.S., Lindemuth J.S.: Effect of thermocycling on the fracture strength of intact third molars stored for two different time periods. *Mil Med* 167: 616-619 (2002)
68. Haller B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 750-756 (1994)
69. Haller B., Blunck U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93: 808-818 (2003)

70. Haller B., Fritzenschaft A.: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittlern bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 54: 225-230 (1999)
71. Haller B., Günther J.: Randqualität von Klasse-II-Kompomerfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 53: 330-335 (1998)
72. Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Bloching U.: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. Dent Mater 9: 191-197 (1993)
73. Haller B., Schuster P.: Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55: 331-335 (2000)
74. Haller B., Windsheimer U., Hofmann N., Klaiber B.: Selektive Schmelzätzung oder Total Etching? Dtsch Zahnärztl Z 50: 824-827 (1995)
75. Hara A.T., Queiroz C.S., Freitas P.M., Giannini M., Serra M.C., Cury J.A.: Fluoride release and secondary caries inhibition by adhesive systems on root dentine. Eur J Oral Sci 113: 245-250 (2005)
76. Hasegawa T., Retief D.H.: Quantitative microleakage of some dentinal bonding restorative systems. Dent Mater 9: 114-117 (1993)
77. Hawthorne W.S., Smales R.J.: Factors influencing long-term restoration survival in three private dental practices in Adelaide. Aust Dent J 42: 59-63 (1997)
78. Hellwig E., Klimek J., Achenbach K.: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46: 270-273 (1991)
79. Hellwig E., Klimek J., Attin T.: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer München 2003
80. Herforth A., Seichter U.: Experimental studies on the accuracy of replicas in the manufacture of crowns from composites. Dtsch Zahnärztl Z 35: 410-414 (1980)
81. Hickel R.: Die zervikale Füllung. Dtsch Zahnärztl Z 49: 13-19 (1994)

82. Hickel R.: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52: 572-584 (1997)
83. Hse K.M., Leung S.K., Wie S.H.: Resin-ionomer restorative materials for children: a review. Aust Dent J 44: 1-11 (1999)
84. Hugo B., Lussi A., Hotz P.: The preparation of enamel margin beveling in proximal cavities. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102: 1181-1188 (1992)
85. Inoue S., Vargas M.A., Abe Y., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G., Sano H., Van Meerbeek B.: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. Am J Dent 16: 329-334 (2003)
86. Jacobsen T.: Bonding of resin to dentin. Interactions between materials, substrate and operators. Swed Dent J Suppl 160: 1-66 (2003)
87. Kanca J. 3rd: Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. Quintessence Int 23: 39-41 (1992)
88. Koh S.H., Powers J.M., Bebermeyer R.D., Li D.: Tensile bond strengths of fourth- and fifth-generation dentin adhesives with packable resin composites. J Esthet Restor Dent 13: 379-386 (2001)
89. Krejci I., Albert P., Lutz F.: The influence of antagonist standardization on wear. J Dent Res 78: 713-719 (1999)
90. Krejci I., Lutz F.: Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. J Dent 19: 24-32 (1991)
91. Krejci I., Lutz F., Mörmann W.: Zahnfarbene Restaurationen im Seitenzahnbereich. Eigenverlag PPK Zürich 1998
92. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.: An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953-960 (1990)
93. Kubo S., Li H., Burrow M.F., Tyas M.J.: Nanoleakage of dentin adhesive systems bonded to Carisolv-treated dentin. Oper Dent 27: 387-395 (2002)

94. Kubo S., Yokota H., Yokota H., Hayashi Y.: The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations. *J Dent* 32: 247-254 (2004)
95. Kullmann W.: Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. *Zahnärztl Welt* 44: 711-713 (1987)
96. Kunzelmann K.H., Hickel R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. Die Adhäsivtechnologie Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Dent Net Masters 3M ESPE AG: Kap. 3 (2001)
97. Lambrechts P., Van Meerbeek B., Perdigao J., De Munck J., Vanherle G.: Mögliche Fehler bei der klinischen Anwendung von Adhäsiven. Die Adhäsivtechnologie Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Dent Net Masters 3M ESPE AG: 29-45 (2001)
98. Li H., Burrow M.F., Tyas M.J.: Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *J Adhes Dent* 2: 57-65 (2000)
99. Loguercio A.D., Reis A., Rodrigues Filho L.E., Busato A.L.: One-year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Oper Dent* 26: 427-434 (2001)
100. Loguercio A.D., Reis A., Schroeder M., Balducci I., Versluis A., Ballester R.Y.: Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent* 32: 459-470 (2004)
101. Lopes G.C., Baratieri L.N., de Andrada M.A., Vieira L.C.: Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintessence Int.* 33: 213-224 (2002)
102. Lovell L.G., Newman S.M., Bowman C.N.: The effects of light intensity, temperature and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 78: 1469-1476 (1999)
103. Lutz F., Krejci I.: Mesio-occlusodistal amalgam restorations: quantitative in vivo data up to 4 years. A data base for the development of amalgam substitutes. *Quintessenz Int* 25 : 185-190 (1994)
104. Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.-F., Imfeld T.: Komposits- Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 93: 914-929 (1983)

105. Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.W., Setcos J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63: 914-920 (1984)
106. Lyons K., Ministry of Health: Direct placement restorative materials for use in posterior teeth: the current options. *NZ Dent J* 99: 10-15 (2003)
107. Manhart J., Chen H.Y., Hickel R.: Überlebenszeitanalyse von konservierend-zahnärztlichen Restaurationen- Teil I: Direkte Füllungen aus Komposit und Kompomer im Seitenzahnbereich. *ZWR* 4: 142-155 (2003)
108. Manhart J., Garcia-Godoy F., Nickel R.: Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 46: 303-339 (2002)
109. Marshall S.J., Marshall G.W. Jr.: Dental amalgam: the materials. *Adv Dent Res* 6: 94-99 (1992)
110. McGuckin R.S., Powers J.M., Li L.: Bond strengths of dentinal bonding systems to enamel and dentin. *Quintessence Int* 25: 791-796 (1994)
111. Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25: 321-330 (1997)
112. Mixson J.M., Richards N.D., Mitchell R.J.: Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 6: 72-76 (1993)
113. Mount G.J.: Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 19: 82-90 (1994)
114. Miyazaki M., Onose H., Moore B.K.: Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 13: 101-104 (2000a)
115. Miyazaki M., Sato M., Onose H.: Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 25: 75-80 (2000b)
116. Nakabayashi N., Takarada K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 8: 125-130 (1992)

117. Osborne JW.: Creep as a mechanism for sealing amalgams. *Oper Dent* 31: 161-164 (2006)
118. Owens B.M., Johnson W.W.: Effect of insertion technique and adhesive system on microleakage of Class V resin composite restorations. *J Adhes Dent* 7: 303-308 (2005)
119. Owens B.M., Johnson W.W., Harris E.F.: Marginal permeability of self-etch and total-etch adhesive systems. *Oper Dent* 31: 60-67 (2006)
120. Perdigao J., Anauate-Netto C., Carmo A.R., Lewgoy H.R., Cordeiro H.J., Dutra-Correa M., Castilhos N., Amore R.. Influence of acid etching and enamel beveling on the 6-month clinical performance of a self-etch dentin adhesive. *Compend Contin Educ Dent* 25: 33-34 (2004)
121. Perdigao J., Frankenberger R., Rosa B.T., Breschi L.: New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 13(Spec No): 25D-30D (2000)
122. Perdigao J., Lopes M.: Dentin bonding- state of the art 1999. *Compend Contin Educ Dent* 20: 1151-1162 (1999 a)
123. Perdigao, J., Lopes M.: Dentin bonding- questions for the new millennium. *J Adhes Dent* 1: 191- 209 (1999 b)
124. Perdigao J., Van Meerbeek B., Lopes M.M., Ambrose W.W.: The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. *Dent Mater* 15: 282-295 (1999)
125. Pereira L.C.G., Nunes M.C.P., Dibb R.G.P., Powers J.M., Roulet J.F., Lima Navarro M.F.: Mechanical Properties and Bond Strength of Glass-ionomer Cements. *J Adhes Dent* 4: 73-80 (2002)
126. Peschke A.,Blunck U.,Roulet J.F.: Influence of incorrect application of a water-based adhesive system on the marginal adaptation of Class V restorations. *Am J Dent* 13: 239-244 (2000)
127. Plasmans P.J., Creugers N.H., Hermesen R.J., Vrijhoef M.M.: Intraoral humidity during operative procedures. *J Dent* 22: 89-91 (1994)

128. Poskus L.T., Placido E., Cardoso P.E.: Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations. *J Adhes Dent* 6: 227-232 (2004)
129. Preussker S., Klimm W., Poschmann M., Koch R.: Microbial ingrowth around single- and multi-component adhesives studied in vitro. *Caries Res* 37: 345-351 (2003)
130. Qualtrough A.J., Cramer A., Wilson N.H., Roulet J.F., Noack M.: An in vitro evaluation of the marginal integrity of a porcelain inlay system. *Int J Prosthodont* 4: 517-523 (1991)
131. Qvist V., Laurberg L., Poulsen A., Teglers P.T.: Eight-year study on conventional glass ionomer and amalgam restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand* 62: 37-45 (2004)
132. Reichl F.-X.: Toxikologie zahnärztlicher Restaurationsmaterialien. *Zahnärztl Mitt* 93: 834-840 (2003)
133. Reinhardt K.J.: Der Einfluss der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 132-143 (1991)
134. Rodrigues J.A., Marchi G.M., Serra M.C., Hara A.T.: Visual evaluation of in vitro cariostatic effect of restorative materials associated with dentifrices. *Braz Dent J* 16: 112-118 (2005)
135. Roulet J.-F.: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 25: 459- 473 (1997)
136. Roulet J.F., Reich T., Blunck U., Noack M.: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3: 147-158 (1989)
137. Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis J.W. Jr, Davis H.C.: Factors affecting cure at depths within light-activated resin composites. *Am J Dent* 6: 91-95 (1993)
138. Sano H., Shono T., Takatsu T., Hosoda H.: Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 19: 59-64 (1994)

139. Santos A.J., Lisso M.T., Aguiar F.H., Franca F.M., Lovadino J.R.: Effect of stepped exposure on quantitative in vitro marginal microleakage. *J Esthet Restor Dent* 17: 236-242 (2005)
140. Sasafuchi Y., Otsuki M., Inokoshi S., Tagami J.: The effects on pulp tissue of microleakage in resin composite restorations. *J Med Dent Sci* 46: 155-164 (1999)
141. Schmid O., Krejci I., Lutz F.: The finishing of adhesive tooth-colored inlays made of composite and ceramic. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 101: 177-184 (1991)
142. Schroeder H.E.: *Orale Strukturbilogie*, 4.Aufl. Thieme Stuttgart:123 (1992)
143. Soderholm K.J.: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7: 74-83 (1991)
144. Soh M.S., Yap A.U., Siow K.S.: Comparative depths of cure among various curing light types and methods. *Oper Dent* 29: 9-15 (2004a)
145. Soh M.S., Yap A.U., Siow K.S.: Post-gel shrinkage with different modes of LED and halogen light curing units. *Oper Dent* 29: 317-324 (2004b)
146. Soh M.S., Yap A.U., Yu T., Shen Z.X.: Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent* 29: 571-577 (2004c)
147. Spreafico D., Semeraro S., Mezzanzanica D., Re D., Gagliani M., Tanaka T., Sano H., Sidhu SK.: The effect of the air-blowing step on the technique sensitivity of four different adhesive systems. *J Dent* 34: 237-244 (2006)
148. Swift E.J. Jr., Perdigao J., Heymann H.O., Wilder A.D. Jr, Bayne S.C., May K.N. Jr, Sturdevant J.R., Roberson T.M.: Eighteen-month clinical evaluation of a filled and unfilled dentin adhesive. *J Dent* 29: 1-6 (2001)
149. Szep S., Langner N., Bayer S., Bornichen D., Schulz C., Gerhardt T., Schriever A., Becker J., Heidemann D.: Comparison of microleakage on one composite etched with phosphoric acid or a combination of phosphoric and hydrofluoric acids and bonded with several different systems. *J Prosthet Dent* 89: 161-169 (2003)

150. Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wei S.H.: Variability in microleakage observed in a total-etch wet-bonding technique under different handling conditions. *J Dent Res* 74: 1168-1178 (1995)
151. Taylor M.J., Lynch E.: Microleakage. *J Dent* 20: 3-10 (1992)
152. Terry D.A., Geller W.: Selection defines design. *J Esthet Restor Dent* 16: 213-225 (2004)
153. Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Grundler W.: Total bonding vs selective bonding: marginal adaptation of Class 2 composite restorations. *Oper Dent* 24: 261-271 (1999)
154. Uno S., Abo T., Tanaka T., Sano H.: In vitro sealing performance of two one-step adhesive systems in cervical cavities. *J Adhes Dent* 6: 211-219 (2004)
155. Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26: 1-20 (1998)
156. Vanherle G., Lambrechts P., Braem M.: Experience with composite filling materials for posterior teeth. *Dtsch Zahnärztl Z* 44: 664-668 (1989)
157. Venturini D., Cenci M.S., Demarco F.F., Camacho G.B., Powers J.M.: Effect of polishing techniques and time on surface roughness, hardness and microleakage of resin composite restorations. *Oper Dent* 31: 11-17 (2006)
158. Vermeersch G., Leloup G., Vreven J.: Evaluation techniques of the anticaries potential of fluoride-releasing materials. *Rev Belge Med Dent* 53: 278-294 (1998)
159. Versluis A., Douglas W.H., Cross M., Sakaguchi R.L.: Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 75: 871-878 (1996)
160. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A.W.: A two-body frictional wear test. *J Dent Res* 73: 1546-1553 (1994)
161. Yap A.U., Mok B.Y., Pearson G.: An in vitro microleakage study of the 'bonded-base' restorative technique. *J Oral Rehabil* 24: 230-236 (1997)

162. Yap A.U., Wong N.Y., Siow K.S.: Composite cure and shrinkage associated with high intensity curing light. *Oper Dent* 28: 357-364 (2003)
163. Yazici A.R., Celik C., Ozgunaltay G.: Microleakage of different resin composite types. *Quintessence Int* 35: 790-794 (2004)
164. Yip H.K., Li D.K., Yau D.C.: Dental amalgam and human health. *Int Dent J* 53: 464-468 (2003)
165. Yoshiyama M., Tay F.R., Torii Y., Nishitani Y., Doi J., Itou K., Ciucchi B., Pashley D.H.: Resin adhesion to carious dentin. *Am J Dent* 16: 47-52 (2003)
166. Zheng T.L., Huang C., Zhang Z.X., Wang S., Zhang G.: Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 14: 147-150 (2005)

7 Anhang

7.1 Messdaten der quantitativen REM-Analyse und der Farbstoffpenetrationstests

Die folgenden Tabellen beinhalten die Einzelresultate der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop sowie der Farbstoffpenetration.

Jede Probe erhielt einen speziellen Code:

A= Dispersalloy, G= Ketac Molar, FP= Filtek P60, I= InTenS, Q= QuiXFil, V= Venus, P= Prodigy Condensable

Zahl = Probennummer des Materials

S= Füllungsrand im Schmelzbereich

D= Füllungsrand im Dentinbereich

Angegeben sind die prozentualen Anteile der jeweiligen Randqualität (siehe Kapitel 2.2.1.2). Unter den einzelnen Werten sind der Mittelwert und die zugehörige Standardabweichung (Std abw) aufgeführt.

Tabelle 15 Ergebnisse für Dispersalloy

Dispersalloy	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
A1-S	98,7	85,9	0	0	1,3	14,1	0	0	0	0	3,6	2,8
A2-S	98,4	100	0	0	1,6	0	0	0	0	0	1,1	1,3
A3-S	90,2	100	0	0	9,9	0	0	0	0	0	1,8	0,4
A4-S	94,2	100	0	0	5,9	0	0	0	0	0	0	0
A5-S	90,5	88,9	6	0	3,5	11,1	0	0	0	0	3,7	0,7
A6-S	97,8	100	0	0	2,2	0	0	0	0	0	0	0
A7-S	97,2	100	0	0	2,8	0	0	0	0	0	1,1	0,4
A8-S	96,2	100	0	0	3,8	0	0	0	0	0	1,1	1,6
A9-S	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
A10-S	93,6	93	0	0	6,4	7	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	95,68	96,78	0,6	0	3,74	3,22	0	0	0	0	1,235	0,72
Std abw	3,426	5,4501	1,8974	0	2,9349	5,4501	0	0	0	0	1,421	0,926
A1-D	87,8	100	0	0	12,2	0	0	0	0	0	0,3	0
A2-D	97,8	95,4	0	4,6	2,2	0	0	0	0	0	0	0
A3-D	94	89,7	2,6	10,3	3,4	0	0	0	0	0	0	0
A4-D	67,8	88,4	0	5,8	32,2	5,8	0	0	0	0	0	0
A5-D	94,4	100	1,1	0	4,5	0	0	0	0	0	0	0
A6-D	97,8	89	0	11	2,2	0	0	0	0	0	0	0
A7-D	97,8	100	0	0	2,2	0	0	0	0	0	0	0
A8-D	91,4	94,7	0	2,1	8,6	3,2	0	0	0	0	0	0
A9-D	91,1	96,9	0	3,2	8,9	0	0	0	0	0	0	0
A10-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	91,99	95,41	0,37	3,7	7,64	0,9	0	0	0	0	0,03	0
Std abw	9,3043	4,8285	0,8564	4,2116	9,4368	1,9939	0	0	0	0	0,095	0

Tabelle 16 Ergebnisse für Ketac Molar

Ketac Molar	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
G1-S	72,5	75,7	0	0	27,5	24,4	0	0	0	0	0,4	0
G2-S	100	87,8	0	0	0	12,2	0	0	0	0	4,2	1,7
G3-S	93,5	78,7	0	0	6,5	21,3	0	0	0	0	0	0
G4-S	89,9	100	0	0	10,1	0	0	0	0	0	0,7	0
G5-S	77,1	90,9	0	0	22,9	9,1	0	0	0	0	0,4	0
G6-S	93,4	92,1	0	0	6,6	7,9	0	0	0	0	0,4	0
G7-S	97,7	100	0	0	2,3	0	0	0	0	0	0	0
G8-S	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	1,2	0
G9-S	100	83	0	0	0	17	0	0	0	0	0,9	0
G10-S	98,8	100	0	0	1,2	0	0	0	0	0	0,6	0
Mittelwert	92,29	90,82	0	0	7,71	9,19	0	0	0	0	0,88	0,017
Std abw	9,8926	9,3364	0	0	9,8926	9,3544	0	0	0	0	1,224	0,538
G1-D	94,3	94,5	0	0	5,7	5,6	0	0	0	0	0	0
G2-D	73,6	86,8	0	0	26,4	13,3	0	0	0	0	0,5	0
G3-D	88,5	82,6	5,7	0	5,8	17,4	0	0	0	0	0	0
G4-D	90	90,7	0	0	10	9,3	0	0	0	0	0	0
G5-D	98,9	85,1	0	0	1,1	14,9	0	0	0	0	0	0
G6-D	94,2	81,5	0	0	5,8	18,5	0	0	0	0	0	0
G7-D	98,4	100	0	0	1,6	0	0	0	0	0	1,6	0
G8-D	96,4	87,3	1,5	12,7	2,1	0	0	0	0	0	0	0
G9-D	85,9	88,9	0	0	14,1	11,1	0	0	0	0	0,5	0
G10-D	95,8	89,1	4,3	0	0	11	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	91,6	88,65	1,15	1,27	7,26	10,11	0	0	0	0	0,26	0
Std abw	7,6225	5,5084	2,1083	4,0161	8,0045	6,5307	0	0	0	0	0,051	0

Tabelle 17 Ergebnisse für Adper Prompt L-Pop/Filtek P60

Filtek P60	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
FP1-S	89,3	100	0	0	10,7	0	0	0	0	0	2,9	0
FP2-S	100	96,8	0	0	0	3,2	0	0	0	0	1,3	0
FP3-S	98,7	100	0	0	1,3	0	0	0	0	0	0	0
FP4-S	96,1	100	0	0	4	0	0	0	0	0	0	0
FP5-S	100	88,9	0	0	0	11,1	0	0	0	0	0	0
FP6-S	98,3	100	0	0	1,7	0	0	0	0	0	0	0
FP7-S	92,8	96,4	0	0	7,2	3,6	0	0	0	0	0	0
FP8-S	96,2	79,7	0	0	3,8	20,3	0	0	0	0	3,2	0
FP9-S	97,1	85,3	0	0	2,9	14,7	0	0	0	0	0	0
FP10-S	97,1	91,6	0	0	2,9	8,4	0	0	0	0	1,9	0
Mittelwert	96,56	93,87	0	0	3,45	6,13	0	0	0	0	0,93	0
Std abw	3,3174	7,2217	0	0	3,3191	7,2217	0	0	0	0	1,304	0
FP1-D	95,4	100	0	0	4,6	0	0	0	0	0	0,6	0
FP2-D	96,9	94,5	0	0	3,1	5,5	0	0	0	0	2,5	0
FP3-D	97,6	83,8	0	0	2,4	16,2	0	0	0	0	4,8	0
FP4-D	94,9	100	0	0	5,1	0	0	0	0	0	0	0
FP5-D	87,7	100	0	0	12,3	0	0	0	0	0	3	0
FP6-D	76,8	100	0	0	23,2	0	0	0	0	0	0	0
FP7-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
FP8-D	100	96,3	0	0	0	3,7	0	0	0	0	0,7	0
FP9-D	95,4	94,4	0	0	4,7	5,6	0	0	0	0	3,9	1
FP10-D	96,3	90,5	0	3,8	3,7	5,8	0	0	0	0	1,6	0
Mittelwert	94,1	95,95	0	0,38	5,91	3,68	0	0	0	0	1,71	0,1
Std abw	6,9827	5,4157	0	1,2017	6,9807	5,1203	0	0	0	0	1,753	0,316

Tabelle 18 Ergebnisse für AdheSE/InTenS

InTenS	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb (mm) A	Farb (mm) B
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
I1-S	93,9	93	0	0	6,1	7	0	0	0	0	1,1	1,5
I2-S	90,6	93,6	0	0	9,4	6,4	0	0	0	0	1,4	1,8
I3-S	91,6	100	0	0	8,4	0	0	0	0	0	0,5	0
I4-S	80,7	86	1,3	0	18	14	0	0	0	0	1,7	1,4
I5-S	96,2	96,8	3,8	0	0	3,2	0	0	0	0	2,9	1,9
I6-S	86,9	64,3	0	0	13,2	35,7	0	0	0	0	3,3	1,3
I7-S	94,9	91,1	0	0	5,1	8,9	0	0	0	0	0,7	0
I8-S	100	94,3	0	0	0	5,8	0	0	0	0	1,7	0
I9-S	74	70,5	13,8	0	12,3	29,5	0	0	0	0	2,7	1,7
I10-S	98,7	100	0	0	1,3	0	0	0	0	0	1,1	0,4
Mittelwert	90,75	88,96	1,89	0	7,38	11,05	0	0	0	0	1,71	1
Std abw	8,1836	12,174	4,357	0	6,0435	12,169	0	0	0	0	0,957	0,803
I1-D	93,8	100	0	0	6,2	0	0	0	0	0	2	1,7
I2-D	94,4	81,1	0	0	5,7	18,9	0	0	0	0	1,6	1,8
I3-D	91,5	100	0	0	8,5	0	0	0	0	0	1,7	1,8
I4-D	83,7	96	0	0	16,3	4,1	0	0	0	0	0,8	0
I5-D	86,1	100	0	0	13,9	0	0	0	0	0	1,9	0
I6-D	95,4	73	0	0	4,6	27	0	0	0	0	2,4	0
I7-D	77,9	100	0	0	22,1	0	0	0	0	0	4,3	0
I8-D	93,7	100	0	0	6,3	0	0	0	0	0	0,3	0
I9-D	85,5	80	0	0	14,5	20	0	0	0	0	1,1	1,8
I10-D	92,2	100	0	0	7,8	0	0	0	0	0	0,8	0
Mittelwert	89,42	93,01	0	0	10,59	6,99	0	0	0	0	1,69	0,71
Std abw	5,7921	10,612	0	0	5,7826	10,612	0	0	0	0	1,122	0,917

Tabelle 19 Ergebnisse für xeno III/Quixfil

QuiXFil	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
Q1-S	97,7	92,1	2,3	0	0	7,9	0	0	0	0	1,7	1,6
Q2-S	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Q3-S	97	100	3	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Q4-S	94,2	100	5,8	0	0	0	0	0	0	0	1,9	1,6
Q5-S	92,1	100	0	0	8	0	0	0	0	0	0,7	0
Q6-S	76,5	86,4	0	0	12,9	13,6	0	0	10,6	0	1	0
Q7-S	97,3	81,2	0	0	2,7	18,8	0	0	0	0	3,4	2,2
Q8-S	96,9	100	0	0	3,1	0	0	0	0	0	0	0
Q9-S	93,2	94,2	0	0	6,8	5,8	0	0	0	0	0,6	0
Q10-S	92,5	100	0	0	7,5	0	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	93,74	95,39	1,11	0	4,1	4,61	0	0	1,06	0	0,93	0,54
Std abw	6,5837	6,847	1,9891	0	4,4932	6,847	0	0	3,35	0	1,119	0,885
Q1-D	99,1	96,7	0	0	0,9	3,3	0	0	0	0	0,5	0
Q2-D	100	95,2	0	0	0	4,8	0	0	0	0	4,1	1,3
Q3-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Q4-D	89,6	96,1	0	3,9	10,4	0	0	0	0	0	1,4	0
Q5-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0,7	0
Q6-D	82	70,8	4,4	0	13,6	29,3	0	0	0	0	1,4	0
Q7-D	99,2	100	0	0	0,8	0	0	0	0	0	0	0
Q8-D	94,9	100	0	0	5,1	0	0	0	0	0	1,9	0
Q9-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0,6	0
Q10-D	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Mittelwert	96,48	95,88	0,44	0,39	3,08	3,74	0	0	0	0	1,06	0,13
Std abw	6,1075	9,0187	1,3914	1,2333	5,0079	9,1442	0	0	0	0	1,256	0,411

Tabelle 20 Ergebnisse für iBond/Venus

Venus	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
V1-S	93,9	100	0	0	6,2	0	0	0	0	0	0,7	0
V2-S	88,9	91,6	0	5,4	11,1	3	0	0	0	0	1	0
V3-S	93,3	87,8	0	0	6,7	12,2	0	0	0	0	1,7	0
V4-S	94,5	100	0	0	5,5	0	0	0	0	0	0	0
V5-S	100	68,7	0	0	0	31,3	0	0	0	0	1,5	0
V6-S	100	86,1	0	0	0	13,9	0	0	0	0	0,8	0
V7-S	91,4	96,6	0	0	8,6	3,4	0	0	0	0	1,2	0
V8-S	96	70	0	4,3	4	25,8	0	0	0	0	0	0
V9-S	95,3	100	0	0	4,7	0	0	0	0	0	0	0
V10-S	100	82,7	0	0	0	17,3	0	0	0	0	1,4	1,1
Mittelwert	95,33	88,35	0	0,97	4,68	10,68	0	0	0	0	0,83	0,11
Std abw	3,7936	11,766	0	2,0613	3,7979	11,36	0	0	0	0	0,648	0,348
V1-D	98,4	78,1	0	0	1,6	21,9	0	0	0	0	0	0
V2-D	96,6	83,7	0	0	3,4	16,3	0	0	0	0	1,6	0
V3-D	94,6	63,4	0	8,8	5,4	27,9	0	0	0	0	1,6	0
V4-D	78,1	100	0	0	21,9	0	0	0	0	0	2,2	1,5
V5-D	90,3	100	0	0	9,7	0	0	0	0	0	1,9	0
V6-D	96,2	100	0	0	3,8	0	0	0	0	0	1,8	0
V7-D	91,6	93,2	0	0	8,4	6,8	0	0	0	0	0	0
V8-D	79	90,6	0	0	21,1	9,4	0	0	0	0	1,5	0
V9-D	94,8	97,5	5,2	0	0	2,5	0	0	0	0	0	0
V10-D	91,8	95,2	0	0	6,4	4,8	1,7	0	0	0	0	0
Mittelwert	91,14	90,17	0,52	0,88	8,17	8,95	0,17	0	0	0	1,06	0,15
Std abw	7,0888	11,937	1,6444	2,7828	7,606	9,8939	0,54	0	0	0	0,932	0,474

Tabelle 21 Ergebnisse für OptiBond FL/Prodigy condensable

Prodigy Condensable	KÜ (%)		HR (%)		RS (%)		ZRF (%)		FRF (%)		Farb A (mm)	Farb B (mm)
	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer	lat	zer		
P1-S	72,7	83	0	0	27,3	17	0	0	0	0	0	0
P2-S	90,1	67,2	0	0	9,9	32,8	0	0	0	0	2,2	0
P3-S	97	84,4	0	0	3	15,7	0	0	0	0	3	0
P4-S	100	95,5	0	0	0	4,5	0	0	0	0	4,1	1,2
P5-S	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	0,6	0
P6-S	93,9	80,8	0	0	6,1	19,2	0	0	0	0	1,7	0,8
P7-S	99,1	100	0	0	0,9	0	0	0	0	0	4,8	0
P8-S	96,3	100	0	0	3,7	0	0	0	0	0	0	0
P9-S	100	100	0	0	0	0	0	0	0	0	4	0
P10-S	100	95,8	0	0	0	4,2	0	0	0	0	1,5	0
Mittelwert	94,91	90,67	0	0	5,09	9,34	0	0	0	0	2,19	0,2
Std abw	8,4652	11,276	0	0	8,4652	11,282	0	0	0	0	1,739	0,432
P1-D	93,5	88,6	0	0	6,5	11,4	0	0	0	0	4	1,1
P2-D	96,3	68,3	3,7	0	0	31,7	0	0	0	0	3,1	1,2
P3-D	89,4	95,8	2,6	4,2	8	0	0	0	0	0	2,1	0
P4-D	98,3	100	0	0	1,7	0	0	0	0	0	1,5	1,7
P5-D	92,1	98,3	0	0	7,9	1,7	0	0	0	0	1,1	0
P6-D	98	75,2	0	0	2	24,8	0	0	0	0	4,8	0
P7-D	98,8	96,3	0	0	1,2	3,7	0	0	0	0	3,3	1,3
P8-D	92	76,3	3,9	0	4,1	23,7	0	0	0	0	0,9	1,4
P9-D	94,9	65,3	0	0	5,1	34,7	0	0	0	0	1,7	0
P10-D	89,4	73,1	0	0	10,6	26,9	0	0	0	0	0,6	0
Mittelwert	94,27	83,72	1,02	0,42	4,71	15,86	0	0	0	0	2,31	0,67
Std abw	3,5447	13,429	1,6752	1,3282	3,5013	13,906	0	0	0	0	1,419	0,723

7.2 Verwendete Materialien, Instrumente und Geräte

Geräte, Materialien, Instrumente Hersteller

- | | |
|--|---|
| 1. Abformmasse:
Permadyne Garant 2:1
(LOT B0089/C0055) | ESPE AG
ESPE Platz, 88229 Seefeld |
| 2. Adper Prompt L-Pop
(LOT L3 146332) | ESPE AG
ESPE Platz, 88229 Seefeld |
| 3. AdheSE
(LOT F 20633) | Ivoclar Vivadent GmbH
Dr. Adolf-Schneider-Str. 2, 73479
Ellwangen |
| 4. Kerr Etchant
(LOT 103076) | Kerr Dentistry
1717 West Collins Orange, CA 92867,
USA |
| 5. Auflichtmikroskop | Carl Zeiss Jena GmbH
Carl-Zeiss-Promenade 10, 07745 Jena |
| 6. Burnisher:
Deppeler MF 2 | A. Deppeler S.A.
Rue des Petites-Buttes 14, 1180 Rolle,
Schweiz |
| 7. Discoid-Cleoid CD 89/92
Wiland Carver CVWI 8 | Hu-Friedy Co. Inc.
Rudolf Diesel Straße 8, 69181 Leimen |
| 8. Dispersalloy
(LOT 010427) | Dentsply Caulk Dentsply Int. Inc.
Milford DE 19963 - 0359 , USA |
| 9. ESPE Capmix | ESPE AG
ESPE Platz, 88229 Seefeld |
| 10. basisch Fuchsin 2C 147
(0,5% konz. Wässrig) | Chroma Gesellschaft GmbH &Co
48161 Münster |
| 11. Filtek P 60
(LOT 1 KL) | ESPE AG
ESPE Platz, 88229 Seefeld |
| 12. Holzkeile | Hawe Neos Dental
6925 Gentilino, Schweiz |
| 13. iBond
(LOT 010030) | Heraeus Kulzer GmbH & Co KG
Grüner Weg 11, 63450 Hanau |
| 14. InTenS
(LOT F 09476) | Ivoclar Vivadent GmbH
Dr. Adolf-Schneider-Str. 2, 73479
Ellwangen |

- | | |
|--|--|
| 15. Kaumaschine | Willytec
Frankfurter Ring 193a, 80807 München |
| 16. KAVO blaues Winkelstück
KAVO Schnellläufer | KAVO Dental GmbH Vertriebsgesellschaft
88400 Biberach |
| 17. Kerr Applicators | Kerr Dentistry
1717 West Collins Orange, CA 92867,
USA |
| 18. Ketac Conditioner
(LOT 012)
Ketac Molar
(LOT 0094/013)
Ketac Glaze
(LOT FW 0067913) | ESPE AG
ESPE Platz, 88229 Seefeld |
| 19. Kugelstopfer 1054/149
Kugelstopfer 1054/147
Modellierinstrument
1051/14 | Carl Martin GmbH
Neuenkamperstraße 80-86, 42657
Solingen |
| 20. Kunstharz:
Araldite CW 2215
(Ch.-Nr. 20661503)
Hardener HY 5162
(Ch.-Nr. 20678803) | Vantico GmbH & Co KG Wehr
Öflinger Straße 44, 79664 Wehr |
| 21. künstliche Mundhöhle,
Julabo MWB | Julabo Labortechnik GmbH
77960 Seelbach |
| 22. Leit-C-Plast | Neubauer Chemikalien
49153 Münster |
| 23. Low Voltage Cool Sputter
Coater;
Emitech K 550 | Röntgenanalytik Meßtechnik Gm
Georg-Ohm-Straße 6, 65232 Taunusstein |
| 24. Metallmatrizen Tofflemire | Orbis Dentalhandel GmbH
63067 Offenbach |
| 25. Nagellack Jade Express
Finish | L'Oreal Deutschland GmbH
40474 Düsseldorf |
| 26. Okklubrush | KerrHawe SA
6934 Bioggio, Schweiz |
| 27. Opti Bond FL
Primer (LOT 207660)
Adhesive (LOT 212919) | Kerr Dentistry
1717 West Collins Orange, CA 92867, USA |
| 28. Paladur
Pulver (Ch.-Nr. 045705)
Flüssigkeit
(Ch.-Nr. 022356) | Heraeus Kulzer GmbH & Co KG
Philipp Reis Straße 8/13, 61273
Wehrheim/Ts. |

- | | |
|---|--|
| 29. Paro Sonde DB 766
Planstopfer DF 66 | Aesculap AG & Co KG
Am Aesculap Platz
78532 Tuttlingen |
| 30. Plastofill Amalgam Pistole
355002 | Hager-Werken GmbH & Co KG
Ackerstraße 1, 47269 Duisburg |
| 31. Polymerisationsgerät
Astralis 10 | Ivoclar Vivadent GmbH
Dr. Adolf-Schneider-Str. 2,
73479 Ellwangen |
| 32. Präparier- und
Finierinstrumente:
Diamantwalze
(Nr.836KR 314 012)
Diamantkugel
(Nr. 801 314 012)
Finierwalze
(Nr. 836KREF 314 014)
Brownie (9608 204 030)
Greenie (9618 204 030) | Komet Gebr. Brasseler GmbH & Co KG
Postfach 160, 32631 Lemgo |
| 33. Probesteller:
Aluminium Stubs 0,5 | Agar Scientific Ltd.
66a Cambridge Road, Stansted, Essex CM
24 8DA, U.K. |
| 34. Prodigy Condensable
(LOT 212092) | Kerr Dentistry
1717 West Collins Orange, CA 92867,
USA |
| 35. QuiXFil
(LOT 0304002197) | Dentsply De Trey GmbH
De-Trey-Str. 1, 78467 Konstanz |
| 36. REM: Leica S 420 | Leica Cambridge Ltd
Cliffon Road, Cambridge CB1 3QH, U.K. |
| 37. Schleifmaschine Woco
SF 20 | Apparatebau Conrad GmbH
38678 Clausthal - Zellerfeld |
| 38. Silaplast Futur
(Ch.-Nr. 000319)
Katalysatorpaste | Detax GmbH & Co KG
Postfach 100225
76256 Ettlingen |
| 39. Sof-Lex Scheiben
kartoniert | 3M Dental Products Division
St. Paul, MN 55144 – 1000, USA |
| 40. Thermocycling;
Haake 5, Haake W15 | Willytec
Frankfurter Ring 193a, 80807 München |
| 41. Trennschleifmaschine
Woco 50p, 50p med | Apparatebau Conrad GmbH
38678 Clausthal - Zellerfeld |

42. Tubulicid (Ch.-Nr. 310698)	Dental Therapeutics AB Nacka, Schweden
43. Vaseline	Lichtenstein Pharmazeutica 56218 Mülheim Kärlich
44. Venus (LOT 010026)	Heraeus Kulzer GmbH & Co KG Grüner Weg 11, 63450 Hanau
45. Waage Mettler PE 160	Mettler Toledo GmbH Postfach 110840, 35353 Gießen
46. Wärmebad	Bender & Hobein AG Zürich
47. Wattepellets	Roeko 89922 Langenau
48. xeno III (LOT 0208000483)	Dentsply De Trey GmbH De-Trey-Str. 1, 78467 Konstanz

Dankesworte

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Haller für die Überlassung des Themas. Ihm gebührt außerdem ein besonderes Dankeschön für die intensive Unterstützung bei der Bearbeitung dieser Problemstellung und der Durchführung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Peter Ludwig danke ich für die freundliche Übernahme des Koreferates.

Herrn Dr. med. dent. Karlheinz Moll danke ich für die Betreuung und die Anregungen während der Durchführung der Versuchsreihen im Labor.

Herrn Frehse danke ich für die Beantwortung meiner Fragen und Hilfestellung während der Durchführung der Versuchsreihen.

Abschließend möchte ich meiner Familie und Freunden für die Unterstützung in dieser Zeit sehr herzlich danken.