
AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE

(Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Korbmacher-Steiner)

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

- ABTEILUNG FÜR ZAHNERHATLUNGSKUNDE -

(Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger)

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg

**Werkstoffkundliche Optimierung eines
neuen Seitenzahnkomposits –
marginale Adaptation und Verschleiß**

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

vorgelegt von

GISELA PLAGMANN

geboren in Kiel

Marburg, 2019

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am: 17.06.2019

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. H. Schäfer
Referent: Prof. Dr. R. Frankenberger
1. Korreferent: Prof. Dr. M. Gente

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
1 Abkürzungsverzeichnis	1
2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	3
3 Einleitung	5
4 Fragestellung	6
5 Literaturübersicht	7
5.1 Anforderungen an Füllungsmaterialien	7
5.2 Komposite	7
5.2.1 Die Entwicklung der Kompositetechnologie in der Zahnmedizin	7
5.2.2 Zusammensetzung der Komposite	9
5.2.2.1 Die organische Matrix	9
5.2.2.1.1 Initiatoren und Akzeleratoren	11
5.2.2.1.2 Stabilisatoren	11
5.2.2.1.3 Pigmente	12
5.2.2.2 Anorganische Bestandteile der Komposite oder die disperse Phase	12
5.2.2.3 Die Verbundphase	12
5.3 Klassifikation der Komposite	14
5.3.1 Einteilung nach Füllkörpergröße	14
5.3.1.1 Makrofüllerkomposite	15
5.3.1.2 Mikrofüllerkomposite	15
5.3.1.3 Hybridkomposite	16
5.3.1.4 Nanofüllerkomposite	16
5.3.2 Einteilung nach Füllkörperanteil	17
5.3.2.1 Niedrigvisköse Komposite	17
5.3.2.2 Hochvisköse Komposite	17
5.3.3 Einteilung nach der Kunststoffmatrix	18
5.3.3.1 Konventionelle Matrix	18
5.3.3.2 Polyacrylsäuremodifizierte Methacrylate	18
5.3.3.3 Anorganische Matrix	19
5.3.3.4 Ringöffnende Epoxide	19
5.3.3.5 Komposite mit traditionellen und neuen Monomeren	20
5.3.3.5.1 Komposite mit TCD-Urethan als zusätzliches Monomer	20
5.3.3.5.2 Komposite mit dem DuPont-Monomer (DX511) als zusätzliches Monomer	20

5.3.3.5.3	Komposite mit dimersäuremodifizierten Methacrylaten als zusätzliches Monomer	21
5.3.3.5.4	Selbstadhäsive Komposite mit GPDM bzw. 4-META als zusätzliches Monomer	21
5.3.3.5.5	Komposite mit verminderter Schrumpfkraft.....	22
5.3.4	Einteilung nach dem Aushärtemechanismus	23
5.3.4.1	Autopolymerisierende Komposite	23
5.3.4.2	Rein lichtpolymerisierende Komposite	23
5.3.4.3	Dualhärtende Komposite.....	25
5.4	Adhäsivtechnik: Bedeutung der adhäsiven Füllungstechnik.....	25
5.4.1	Schmelzhaftung	25
5.4.2	Dentinhaftung.....	26
5.4.3	Einteilung der Adhäsivsysteme nach Anzahl der Schritte.....	27
5.4.4	Einteilung der Adhäsivsysteme nach Art der Aushärtung	29
5.4.5	weitere Adhäsivsysteme	30
5.5	„Fast-track“ - Dentistry	30
5.5.1	Bulk-Fill-Komposite	31
5.5.1.1	SDR™	34
5.5.1.2	Tetric EvoCeram Bulk Fill.....	34
5.5.1.3	SonicFill.....	35
5.6	Marginale Adaptation bei Kompositfüllungen.....	35
5.6.1	Entstehung und Beurteilung von Randspalten im Labor.....	36
5.6.2	Einflussfaktoren auf eine gute marginale Adaptation.....	37
5.7	Verschleißverhalten bei Kompositen	39
5.7.1	Entstehung und verschiedene In-vitro-Simulationen von Verschleiß.....	39
5.7.2	Einflussfaktoren auf den Verschleiß.....	41
6	Material und Methode.....	44
6.1	Übersicht über den Versuchsablauf.....	44
6.2	Vorbereitung der Probenzähne	45
6.3	Präparation der standardisierten Kavitäten.....	45
6.4	Anwendung der Adhäsive; Applikation des Komposits und Politur der Füllungen	46
6.5	Vorbereitungen zur Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbunds und des Verschleißes.....	49
6.5.1	Abformung der Probenzähne und Herstellung der Replikas.....	49
6.6	Thermomechanische Dauerbelastung der Probenzähne	50

6.7	Beurteilung des Komposit-Dentin- bzw. des Komposit-Schmelz- Verbunds.....	51
6.7.1	Vorbereitung der Replikas.....	51
6.7.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.....	52
6.8	Beurteilung des okklusalen Verschleißes	52
6.8.1	Untersuchung mit dem konfokalen Laserrastermikroskop.....	52
6.9	Statistische Auswertung.....	53
6.10	Statistische Testverfahren	53
6.10.1	Kolmogorow-Smirnow-Test.....	53
6.10.2	Mann-Whitney-U-Test	53
6.10.3	Kruskal-Wallis-Test	54
6.10.4	Korrektur der α -Fehler-Inflation.....	54
7	Ergebnisse	55
7.1	Vorbemerkungen	55
7.2	Auswertung bezüglich der marginalen Adaptation.....	56
7.2.1	Erklärungen zu den Abbildungen	56
7.2.2	Einfluss der Kausimulation auf den Randschluss im Schmelz.....	56
7.2.3	Einfluss der Kausimulation auf den Randschluss im Dentin	58
7.2.4	Vergleich zwischen dem Randschluss im Schmelz und im Dentin nach der Kausimulation.....	59
7.2.5	Einfluss des verwendeten Komposits auf den Randschluss im Schmelz und im Dentin	59
7.3	Auswertung bezüglich des okklusalen Verschleißes	60
8	Diskussion.....	62
8.1	Diskussion der Studie	62
8.1.1	Diskussion von In-vitro-Untersuchungen	62
8.1.2	Diskussion der angewendeten Adhäsivsysteme.....	63
8.1.2.1	Auswahl der Universaladhäsive	63
8.1.2.2	Ätztechniken.....	64
8.1.3	Diskussion der angewandten Testverfahren.....	64
8.1.3.1	TMB zur Imitierung des Alterungsprozesses	64
8.1.3.1.1	Thermische Wechselbelastung.....	65
8.1.3.1.2	Mechanische Belastung.....	65
8.1.3.1.3	Thermomechanische Dauerbelastung im Marburger Kausimulator	66
8.1.3.2	Beurteilung der mikroskopischen Randschlussanalyse	66

8.1.3.3	Beurteilung des okklusalen Verschleißes mit Hilfe der konfokalen laserrastermikroskopischen Untersuchung	68
8.2	Diskussion der Untersuchungsergebnisse.....	68
8.2.1	Diskussion der Untersuchungsergebnisse bezüglich der marginalen Adaptation	69
8.2.1.1	Diskussion der Ergebnisse bezüglich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder nach TMB	69
8.2.1.2	Diskussion der Ergebnisse bezüglich der dentinbegrenzten Restaurationsränder nach TMB	70
8.2.1.2.1	Vergleich des E&R- mit dem SE-Modus	70
8.2.1.2.2	Vergleich der etablierten mit den neuen Universaladhäsiven.....	72
8.2.1.3	Diskussion der Ergebnisse bezüglich selektiver Schmelzätztechnik	73
8.2.1.4	Diskussion der Ergebnisse bei zwei verschiedenen Kompositen	75
8.2.1.5	Diskussion der Ergebnisse bezüglich des okklusalen Verschleißes.....	75
9	Schlussfolgerungen	77
10	Zusammenfassung	79
10.1	Zusammenfassung in deutscher Sprache	79
10.1.1	Hintergrund und Ziele.....	79
10.1.2	Material und Methode	79
10.1.3	Ergebnisse und Beobachtungen.....	79
10.1.4	Praktische Schlussfolgerungen.....	80
10.2	Abstract (Zusammenfassung in englischer Sprache).....	81
10.2.1	Background and aim of this study.....	81
10.2.2	Material and methods.....	81
10.2.3	Results and observations.....	81
10.2.4	Conclusion	82
11	Literaturverzeichnis.....	83
12	Einverständniserklärung zur Freigabe organischen Materials	102
13	Lebenslauf.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.
14	Verzeichnis der akademischen Lehrer und Lehrerinnen.....	103
15	Danksagung	105
16	Ehrenwörtliche Erklärung.....	Fehler! Textmarke nicht definiert.

1 Abkürzungsverzeichnis

BB94	Batimastat
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
CLSM	Konfokales Laserrastermikroskop
DX511	Dupont-Monomer
EGCG	Epigallocatechin-3-Gallat, ein Polyphenol des grünen Tees
E&R	„Etch-and-Rinse“-Technik = Totalätztechnik
GM6001	Ilomastat, Galardin
GPDM	Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
LED-Lampe	Light-emitting diode – Lampe = Leuchtdiode
Lucirin TPO	Lucirin 2,4,6-trimethylbenzoyl-diphenylphosphineoxid
MMP-Inhibitoren	Matrix-Metalloproteasen-Inhibitoren
PMMA	Polymethylmethacrylat
PS	Phosphorsäure
REM	Rasterelektronenmikroskop
SA	Standardabweichung
Scotchbond U	Scotchbond Universal
SDR™	Smart Dentin Replacement
SE	„Self-Etch“ = selbstätzende Technik
SEE	„Selective-Enamel-Etch“ = selektive Schmelzätztechnik
SZG	Schmelz-Zement-Grenze
TCD-Urethan	Tricyclodecan-Urethan
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat

TMB	Thermomechanische Dauerbelastung
UDMA	Urethandimethacrylat
4-META	4-(Methacryloyloxyethyl)-trimellitsäureanhydrid
10-MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat

2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 5-1	Chemische Struktur von Bis-GMA	8
Abb. 5-2	Bestandteile der Komposite	10
Abb. 5-3	Chemische Struktur von TEGDMA	11
Abb. 5-4	Schematische Darstellung der Silanisierung.....	13
Abb. 5-5	Einteilung der Komposite	14
Abb. 5-6	Chemische Grundlagen der SDR™ Technologie	22
Abb. 5-7	Dibenzoylperoxid.....	23
Abb. 5-8	Absorptionsspektrum von Kampherchinon	24
Abb. 5-9	Absorptionsspektrum von Lucirin TPO	24
Abb. 5-10	Microleakage und Nanoleakage.....	26
Abb. 5-11	Schema der Einteilung der Adhäsivsysteme nach Arbeitsschritten.....	28
Abb. 5-12	Einteilung der erhältlichen Adhäsive nach Anzahl der Arbeitsschritte und Konditionierungsmodus	29
Abb. 5-13	Verschiedene Schichttechniken bei verschiedenen Materialien	35
Abb. 6-1	Schematische Darstellung des Versuchsablaufs.....	44
Abb. 6-2	Ausdehnung der mod-Kavität.....	45
Abb. 6-3	Mod-Kavität am echten Zahn	46
Abb. 6-4	Verwendete Adhäsive	47
Abb. 6-5	Verwendete Instrumente	48
Abb. 6-6	Verwendete Diamantschleifer und Polierer.....	49
Abb. 6-7	Abgefüllter Zahn.....	49
Abb. 6-8	Thermocycler TC 45.....	50
Abb. 6-9	Chewing Simulator CS-4	51
Abb. 6-10	Besputtertes Replika auf zylindrischem Aluminium-Objekträger	51
Abb. 7-1	Legende für die Auswertungsdiagramme	56
Abb. 7-2	Schmelzhaftung vor und nach der Kausimulation.....	57
Abb. 7-3	Dentinhaftung vor und nach der Kausimulation	58
Abb. 7-4	Schmelz- und Dentinhaftung nach der Kausimulation	59
Abb. 7-5	Schmelz- und Dentinhaftung der beiden neuen Komposite nach der Kausimulation	60
Abb. 7-6	Okklusaler Verschleiß nach der Kausimulation.....	61
Abb. 8-1	Randschluss im Schmelz und im Dentin.....	74

Tabelle 7-1	Gruppenbezeichnungen, verwendete Materialien sowie die Ätzmodi	46
Tabelle 7-2	Zusammensetzung von Xeno Select und Scotchbond Universal	47
Tabelle 8-1	Übersicht über die Ergebnisse in Abhängigkeit von Materialien und Ätzmodi nach TMB	55

3 Einleitung

Bewiesenermaßen hat die Ästhetik einen bedeutenden Einfluss auf unser soziales Umfeld und unser berufliches Fortkommen. Aufgrund dieses ästhetischen Gesichtspunktes und der immer wiederkehrenden Diskussionen über die Schädlichkeit von Amalgam wünschen immer mehr Patienten zahnfarbene Alternativen [105, 172]. Neben den ästhetischen Vorteilen für den Patienten besteht aus zahnmedizinischer Sicht der große Vorteil der Komposite in der größtmöglichen Zahnhartsubstanzschonung durch rein defektorientierte, minimalinvasive Präparation [65]. Durch die adhäsive Befestigung ist weder eine retentive Präparation zur makromechanischen Verankerung [41] noch eine Mindestschichtstärke erforderlich, sodass die von Black formulierten Präparationsregeln „*Extension for prevention*“ [143] als obsolet angesehen werden können.

Während die Komposite anfangs hauptsächlich für den ästhetisch anspruchsvollen, aber weniger belasteten Frontzahnbereich entwickelt worden sind, können sie heute aufgrund von Materialverbesserungen auch im kaulastragenden Seitenzahnbereich eingesetzt werden [143]. Ergebnisse einer umfangreichen Übersichtsarbeit von Manhart et al. haben gezeigt, dass sich die jährliche Verlustquote der Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich (2,2%) statistisch nicht von der Verlustquote der Amalgamfüllungen (3,0%) unterscheidet [130, 167].

Nach wie vor stellen Komposite jedoch ein sehr technikintensives und -sensitives Füllmaterial dar. Durch ihre polymerisationsbedingte Schrumpfung kann es zu Randspaltbildungen und somit zu Sekundärkaries kommen. Außerdem spielen der Verschleiß, der den Einsatz von Kompositen im kaudruckbelasteten Seitenzahnbereich anfangs limitierte, ungenügende Biegebruchfestigkeit, die gewünschte Langzeithydrolysestabilität und die Restmonomerfreisetzung noch immer eine Rolle. [35, 59, 197]

Da die Kassenrichtlinien im Seitenzahnbereich noch immer Amalgam als das Mittel der Wahl vorgeben, läuft die Honorierung bei den zeitaufwendigeren Kompositfüllungen über private Zuzahlungen. Diese können sich jedoch nicht alle Patienten leisten. Deswegen sind ein Großteil der Neuentwicklungen, die heute auf den Markt kommen, darauf ausgerichtet, das Legen von Kompositfüllungen für den Behandler zu vereinfachen und zu beschleunigen. Weiterhin sollen vor allem die Fehleranfälligkeit reduziert und die Materialeigenschaften optimiert werden.

4 Fragestellung

Die sogenannten „Fast-track“-Komposite sollen eine optimierte Polymerisationskinetik, ein modifiziertes Füllkörperdesign zur Reduktion der Polymerisationsspannung pro Inkrement und eine bessere Abrasionsresistenz besitzen.

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die marginale Adaptation und den Verschleiß an standardisierten Klasse-II-Restaurationen in humanen Zähnen in Abhängigkeit von dem Fast-track-Komposit in Kombination mit zwei neu entwickelten und zwei etablierten Universaladhäsiven mit unterschiedlichen Ätztechniken vor und nach TMB zu untersuchen:

- Welchen Einfluss haben zwei verschiedene Fast-track-Komposite bei gleichem Bondingsystem auf die marginale Adaptation im Schmelz und Dentin?
- Welchen Einfluss haben verschiedene Universaladhäsive auf die marginale Adaptation im Schmelz und Dentin?
- Welchen Einfluss haben verschiedene Ätztechniken auf die marginale Adaptation im Schmelz und Dentin?
- Welchen Einfluss haben die oben genannten Varianten jeweils auf den okklusalen Verschleiß?

5 Literaturübersicht

5.1 Anforderungen an Füllungsmaterialien

Füllungsmaterialien müssen folgende Anforderungen erfüllen: Pulpa und Hartsubstanz schützen, Form und Funktion wiederherstellen, unkompliziert in der Handhabung sein und eine minimale Überlebensdauer von 8 Jahren aufweisen [154]. Sie sollten mechanische Stabilität, Abrasionsresistenz und eine Resistenz gegen hydrolytische Degradation besitzen. Für eine gute Modellierung sind Adaptierbarkeit und moderate Klebrigkeit ausschlaggebend. Um den dauerhaften Erhalt zu sichern, sollten sie gut polierbar sein und die Adhäsion am Zahn sollte Bestand haben.

Für viele Patienten spielt heutzutage die Ästhetik im Sinne der passenden Korrelation zwischen Transparenz und Opazität, die Hochglanzpoliturfähigkeit und die Farbstabilität der Füllungen eine wichtige Rolle [59]. Für den Zahnarzt sind außerdem die Anwendungssicherheit, Röntgenopazität, reduzierte Polymerisationsschrumpfung und die Wirtschaftlichkeit wichtig. [67, 165]

Aufgrund der Vorgaben der Quecksilber-Konvention der Vereinten Nationen, die von 90 Staaten und der Europäischen Union im Oktober 2013 in Minamata, Japan, unterzeichnet wurde, und dem Wunsch der Patienten nach zahnfarbenen Restaurationen [105] werden ständig neue Füllungsmaterialien entwickelt [25].

5.2 Komposite

5.2.1 Die Entwicklung der Kompositentechnologie in der Zahnmedizin

Dentale Komposite bestehen aus anorganischen Füllkörpern, welche in eine organische Kunststoffmatrix eingebettet sind.

Die wichtigsten Entwicklungen bei den polymerisierbaren, restaurativen Materialien fanden zwischen 1950 und Anfang der 1960er Jahre statt. 1951 hatten Knock und Glenn die Idee, Kunststoffe mit Füllkörpern zu versehen, um deren mechanische Eigenschaften zu verbessern [124]. 1956 stellte der amerikanische Zahnarzt Dr. Rafael Bowen das erste dentale Komposit (zur Definition des Begriffs „Komposit“ vgl. Kapitel 5.2.2 Zusammensetzung der Komposite, Seite 9) vor, ein Epoxidharz mit Quarzgläsern und Keramikpartikeln gefüllt [16]. Trotz ihrer guten ästhetischen Eigenschaften wurden die epoxidbasierten Füllungsmaterialien aufgrund sehr langer Aushärtungszeiten aufgegeben [197]. 6 Jahre später, 1962, meldete Bowen ein neues Monomer, Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA, heute auch „Bowen-Harz“ [209] oder „Bowen-

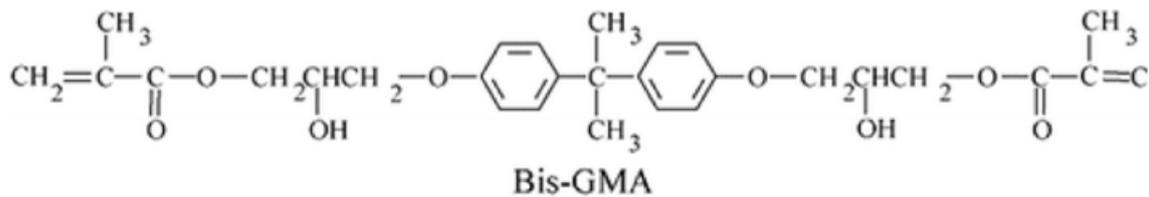


Abb. 5-1 Chemische Struktur von Bis-GMA

((2,2-Bis[4-(3-methacryloyl-oxy-2-hydroxy)propoxyphenyl]propane) [216]

Molekül“, vgl. Abb. 5-1) zum Patent an [17]. Mit dem Bis-GMA war der noch heute verwendete Hauptbestandteil der Komposite entdeckt.

Bis-GMA ist das Additionsprodukt eines Epoxidharzes (Bisphenol A) und der Methylmethacrylsäure (Glycidylmethacrylat). Das Bis-GMA wurde von Bowen mit Quarzmehl versehen, welches seinerseits mit einer Silanverbindung überzogen war. Die Silanschicht sollte als dauerhafte chemische Verbindung zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllern dienen [103] (mehr zur Silanverbindung unter Kapitel 5.2.2.3 Die Verbundphase, Seite 12).

In den 1970ern wurde das erste Paste-Paste-System auf Bis-GMA-Basis auf den Markt gebracht (Adaptic¹) [67], das allerdings in vivo ein unbefriedigendes Verschleißverhalten und eine recht raue Oberfläche aufwies.

Die frühen Komposite waren selbsthärtend mit Benzoylperoxid-Amin als Initiator [10]. Dieses Härtingssystem war nicht farbstabil und die Aushärtereaktion musste langsam eingestellt werden, um dem Zahnarzt Zeit zur Verarbeitung zu lassen. Nach der Applikation musste dabei in der Regel drei Minuten gewartet werden, bevor die Füllung ausgearbeitet werden konnte. Außerdem kam es durch das erforderliche Anmischen zu Lufteinschlüssen, was wiederum zu schlechteren optischen und mechanischen Eigenschaften führte [209].

1970 hatte Buonocore die Idee, Kunststoffe über Fotoinitiatoren mit Licht zu härten. Diese wurde 1977 dann kommerziell auf dem Markt umgesetzt [67].

Da Komposite per se nicht röntgendicht sind und so die Abgrenzung gegenüber Sekundärkaries und der röntgenologische Ausschluss von Über- bzw. Unterschüssen unmöglich ist, wurde durch den Zusatz von Schwermetallen wie Barium-Aluminium-Silikaten eine Röntgenopazität bewirkt [18].

¹ Fa. 3M, St. Paul, MN, USA

Kompositrestaurationen gehen keine chemische Verbindung mit Zahnhartsubstanzen ein [103]. Bis Hagger 1949 mit seinem „Sevriton Cavity Seal“ die erste Möglichkeit für den Verbund der kunststoffbasierten Materialien mit der Zahnoberfläche zum Patent anmeldete [92, 229], erforderte der Gebrauch von Komposit eine retentive Kavitätenpräparation. 1955 machte Buonocore die Entdeckung, dass ein mit Säure angeätzter Schmelz eine hohe Bindung zum Komposit aufweist [23]. Diese Schmelzätzung wurde allerdings erst Ende der 1970er allgemein anerkannt [229].

Anfang der 1980er zeigte Fusayama, dass eine wesentliche Steigerung der Adhäsion des Komposits am Dentin erreicht werden kann, indem es wie der Schmelz zuvor mit Phosphorsäure angeätzt wird [116]. Dentinhaftvermittler hielten Anfang bis Mitte der 90er Jahre Einzug in die Praxis [97].

Die Verbesserungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften sowie die Einführung und Weiterentwicklung der Säureätztechnik waren entscheidend für die heutige breite Anwendung und Bewährung der Komposite.

Laut einer aktuellen Meta-Analyse weisen direkte Seitenzahn-Kompositversorgungen aber noch immer eine geringere Überlebensrate und mehr Sekundärkaries als vergleichbare Amalgamrestaurationen auf. Lediglich hinsichtlich der Frakturanfälligkeit zeigte die Untersuchung keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Restaurationsarten. [177]

5.2.2 Zusammensetzung der Komposite

Der Begriff „Komposit“ (lat. compositum) bedeutet „das Zusammengesetzte“ und bezeichnet eine Kombination aus mindestens zwei chemisch unterschiedlichen Substanzen (vgl. Abb. 5-2). In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe verstanden. Nach dem Einbringen in eine Kavität härten sie chemisch oder durch Energiezufuhr aus. [103]

5.2.2.1 Die organische Matrix

Die Matrix besteht nicht nur aus Monomer und Komonomeren, sondern auch aus Initiatoren bzw. Akzeleratoren zum Starten und Fortführen der Polymerisation, Inhibitoren und Stabilisatoren für die ausreichende Lagerungsfähigkeit des ungehärteten und die chemische Stabilität des ausgehärteten Komposits und weiteren Additiven wie Weichmachern, Pigmenten und optischen Aufhellern [197].

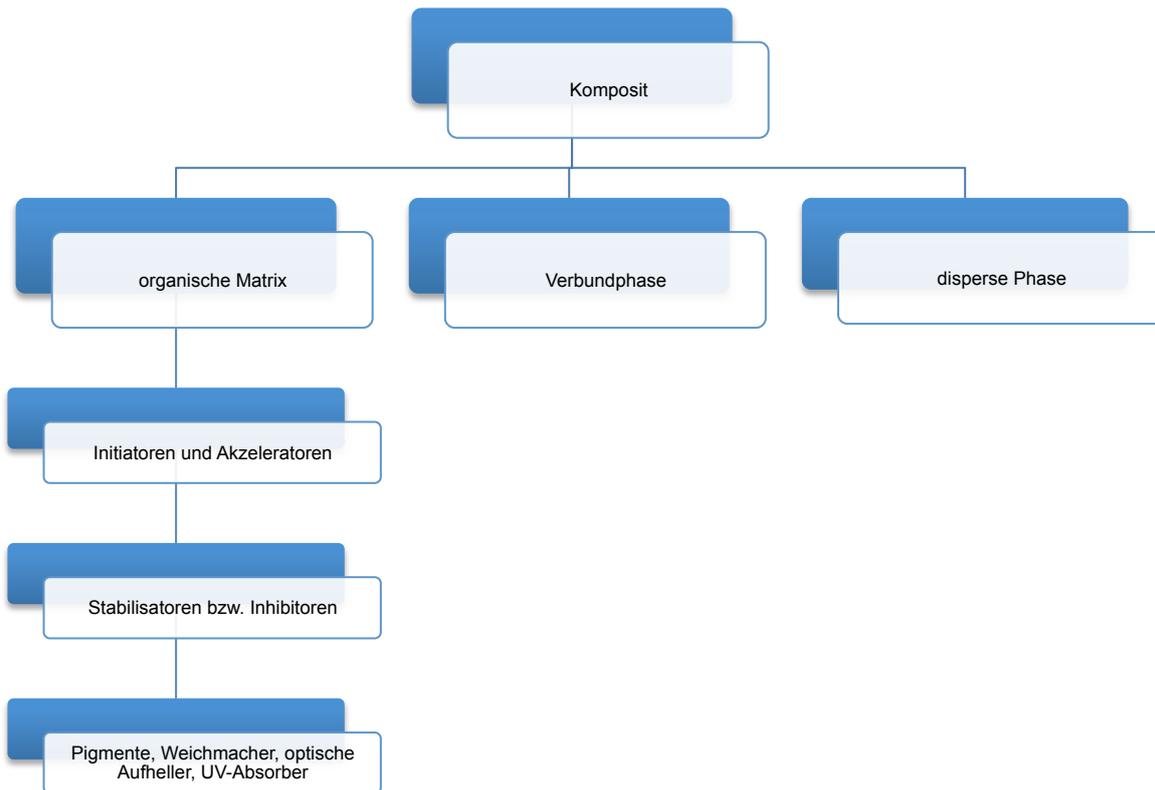


Abb. 5-2 Bestandteile der Komposite

Die unterschiedlichen Monomere gehören der Gruppe der multifunktionellen hochmolekularen Dimethacrylate an. Sie zeichnen sich durch hohe Reaktivität auch bei niedrigen Temperaturen, eine niedrige Polymerisationsschrumpfung, lange Lebensdauer unter Mundbedingungen, sehr gute physikalische Eigenschaften, eine relative Farbstabilität und geringe toxische Wirkung aus [103, 107]. Das meist verwendete Methacrylat ist auch heute noch das Bis-GMA [17], aber auch das modifizierte Bis-GMA (Bis-EMA) und das 1974 von Foster und Walker vorgestellte Urethandimethacrylat (UDMA), welches jedoch eine höhere Polymerisationsschrumpfung aufweist [67], werden vielseitig benutzt.

Je kleiner die Molmasse eines Monomers oder der Monomerkombination, desto größer ist die Polymerisationsschrumpfung. So weist Bis-GMA mit einer Molmasse von 512 g/mol eine Schrumpfung von nur 6 Vol-%, während TEGDMA (vgl. Abb. 5-3) mit einer Molmasse von 330 g/mol eine Schrumpfung von 14,5 Vol-% aufweist [146]. Gleichzeitig sinkt bei kleinerer Molekülmasse die Viskosität. Aus diesem Grund werden dem hochviskösen Bis-GMA (Molmasse: 512 g/mol) Verdünnermonomere hinzugefügt, um eine bessere Verarbeitbarkeit zu erreichen. Als Verdünnermonomere gelten unter anderem z.B. Triethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA) oder Urethandimethacrylat (UDMA). Die Verdünner ermöglichen, dass der Füllkörpergehalt für die mechanische

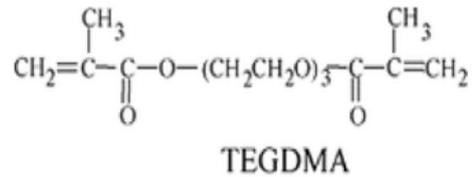


Abb. 5-3 Chemische Struktur von TEGDMA
(Triethylen-glycol-dimethacrylat)

Stabilität hoch genug eingestellt werden kann. Durch die Verdüner wird jedoch die Polymerisationsschrumpfung wieder erhöht, da diese ein niedrigeres Molekulargewicht aufweisen. [86, 103]

5.2.2.1.1 Initiatoren und Akzeleratoren

Um die radikalische Polymerisationskettenreaktion von Monomeren zu starten, ist die chemische oder physikalische Aktivierung der Initiatoren notwendig. Sie zerfallen in Radikale und reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere zu Polymerketten. Für den Konversionsgrad der Doppelbindungen (Polymerisationsgrad, vollständige Aushärtung) ist die Reaktionsfreudigkeit der Initiatoren von Bedeutung. Je höher der Konversionsgrad, desto besser sind die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Kompositmatrix zu bewerten. [103]

Früher härteten die Komposite hauptsächlich über Autopolymerisation mit Hilfe von Benzoylperoxid und tertiären aromatischen Aminen als Koinitiatoren aus [10, 146].

In den 1970er Jahren stellte Buonocore eine neue Entwicklung vor, mit der es dem Behandler möglich wurde, eine Füllung ohne Zeitdruck zu modellieren und mit Licht selbstbestimmt die Polymerisation zu starten. Er entwickelte einen Initiator für Bis-GMA, der durch UV-Licht mit einer Wellenlänge von ca. 365 nm aktiviert wurde. Dieser kam erstmals in einem Kunststoff zur Fissurenversiegelung zum Einsatz [24]. Die nur oberflächliche Polymerisation und einige weitere Nachteile führten dazu, dass heute hauptsächlich mit sichtbarem Licht gearbeitet wird [86]. Hierbei kommt der Fotoinitiator Kampherchinon in Kombination mit einem aliphatischen tertiären Amin als Akzelerator am häufigsten zum Einsatz [136]. (vgl. auch Kapitel 5.3.4.2 Rein lichtpolymerisierende Komposite, Seite 23)

5.2.2.1.2 Stabilisatoren

Stabilisatoren bzw. Inhibitoren verhindern eine Spontanpolymerisation, indem sie vorzeitig entstehende Radikale abfangen. Sie sichern somit die Lagerstabilität, geben dem Behandler aber auch ausreichende Verarbeitungszeit unter Praxisbedingungen (Umgebungslicht, OP-Lampe). Meist sind es sterische Phenole, wie z.B. Hydrochinonmonomethyläther [103, 146].

Um die Degradation der Komposite und damit die Verfärbung der Füllungen unter dem Einfluss von UV-Licht zu verhindern, werden außerdem UV-Absorber eingesetzt [146]. Typische UV-Stabilisatoren sind 2-Hydroxybenzophenone und 2-Hydroxyphenylbenzotriazole.

5.2.2.1.3 Pigmente

Um eine breite Palette an Farbnuancen für möglichst natürlich wirkende Restaurationen bieten zu können, werden den Kompositen organische und anorganische Pigmente zugesetzt. Sie beeinflussen die Transparenz bzw. die Opazität. Sie sollten farbstabil, unlöslich, unempfindlich gegenüber Licht oder Wärme und toxikologisch unbedenklich sein. Als anorganische Pigmente werden gewöhnlich Titandioxid, Aluminiumoxid, Zirkoniumdioxid verwendet. [103]

5.2.2.2 Anorganische Bestandteile der Komposite oder die disperse Phase

Der Zusatz von anorganischen Füllkörpern trägt entscheidend zu den physikalisch-werkstoffkundlichen Eigenschaften moderner Komposite bei [86]. Während nachteilige Eigenschaften wie eine hohe Polymerisationsschrumpfung (von ungefähr 10 – 20 % der ungefüllten Matrix auf 2 – 3 % [59]), ein hoher Wärmeausdehnungskoeffizient und die Quellung durch die Wasseraufnahme verringert werden, werden mechanische Eigenschaften (Dimensionsstabilität, Abrasionsresistenz) verbessert [67, 103]. Außerdem können durch die Füllstoffe ästhetische Eigenschaften wie Fluoreszenz, Opaleszenz, Transluzenz und Polierbarkeit positiv beeinflusst werden [146].

Als Füllstoffe dienen Quarzpulver (SiO_2), Aluminiumoxid, Boroxid, Zirkoniumoxid sowie durch Zugabe entsprechender Oxide variierte Silikatgläser [172]. Erst durch Zugabe von Schwermetallen wie Barium, Strontium, Zink, Aluminium oder Zirkon wurde eine Röntgenopazität erreicht [86]. Einige Komposite enthalten zusätzlich noch Yttriumfluorid- oder Ytterbiumfluoridpartikel zur gezielten Fluoridfreisetzung aus kariesprophylaktischen Gründen [103].

Sowohl der Füllertyp als auch der Füllstoffgehalt bestimmen maßgeblich das klinische Verhalten der Komposite [67]. Heutige konventionelle Komposite enthalten 55 – 75% anorganische Füllstoffe, was – je nach Dichte – einem Massenanteil von 70 – 85 % entspricht [172].

5.2.2.3 Die Verbundphase

Um einen chemischen Verbund zwischen Füllkörper und Matrix herzustellen, wird die Füllkörperoberfläche mit Silanen beschichtet, die sog. Silanisierung. Silane sind bifunktionelle Moleküle, die einen organischen und einen anorganischen Molekülanteil besitzen. Durch die Silanisierung der hydrophilen Füllstoffe werden diese hydropho-

biert und die Verbindung mit der hydrophoben Kunststoffmatrix wird ermöglicht. Durch die Hydrophobierung werden die Benetzung des Füllstoffes mit der Matrix optimiert, höhere Füllgrade erreicht, mechanische Werte (Biegefestigkeit, Druckfestigkeit, Vickershärte) deutlich erhöht und die Wasseraufnahme des Komposits reduziert. [103, 111, 119]

In der Regel wird als Silanisierungsmittel 3-Methacryloxy-Propyl-Trimethoxysilan verwendet. Die Methoxygruppen reagieren mit dem Silicium in der Füllstoffoberfläche unter Bildung von Si-O-Si-Bindungen (vgl. Abb. 5-4).

Durch das Silanisieren erhalten die Füllkörper eine 5 – 20 nm dicke organophile Schicht, die in den Polymerisationsprozess der Matrix einbezogen wird [172]. Unter Mundbedingungen ist der Halt der an der Oberfläche freiliegenden Partikel jedoch beeinträchtigt, da die Silanisierung gegen saure Hydrolyse anfällig ist. [172]

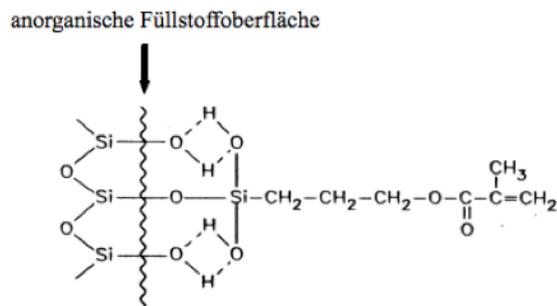


Abb. 5-4 Schematische Darstellung der Silanisierung

5.3 Klassifikation der Komposite

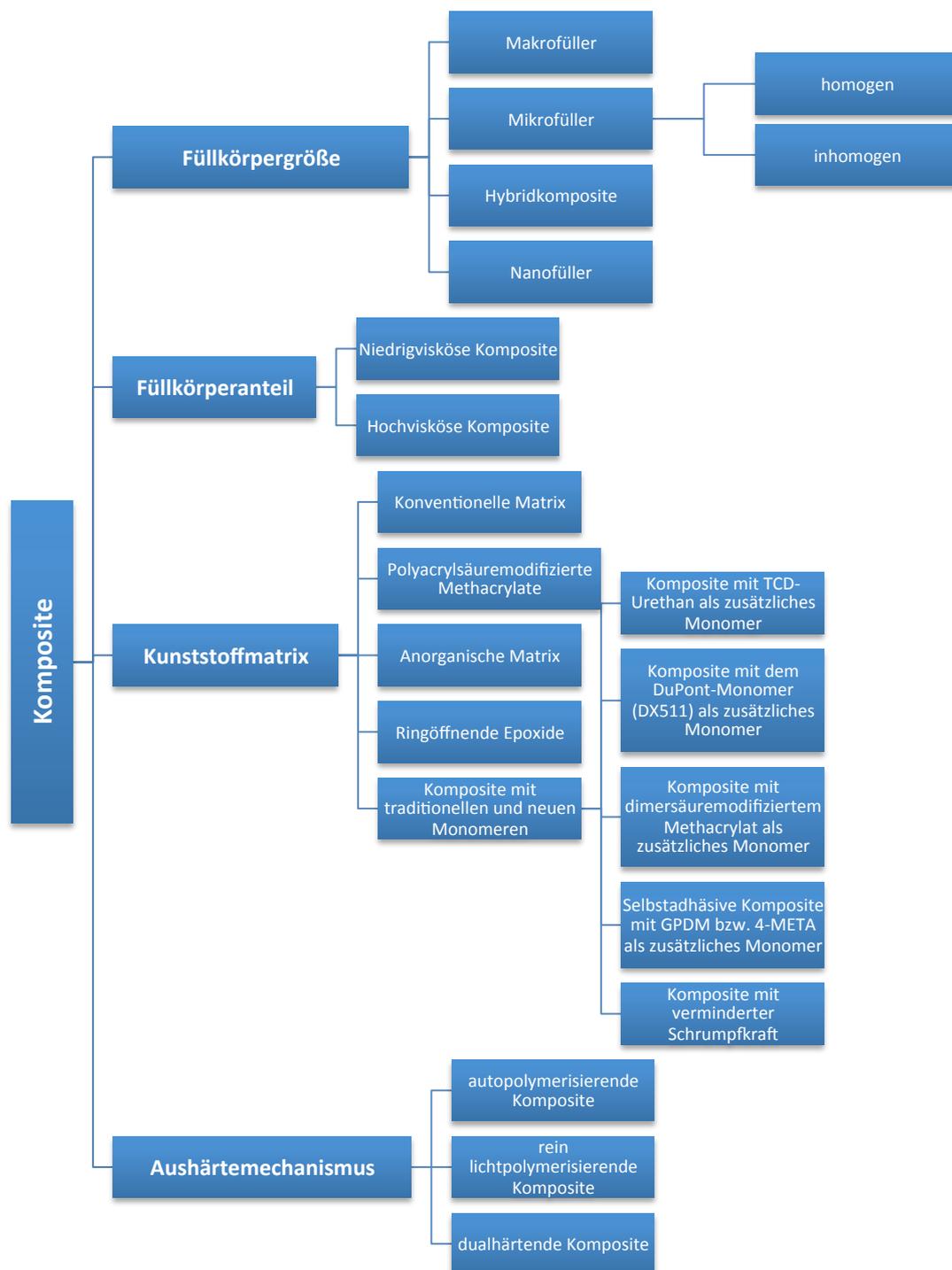


Abb. 5-5 Einteilung der Komposite

5.3.1 Einteilung nach Füllkörpergröße

Da die Füllstoffe die Eigenschaften der Komposite stark beeinflussen, haben Lutz und Phillips die Komposite anhand der verwendeten Füllkörpergröße klassifiziert [155]. Diese Einteilung unterscheidet zwischen Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkompositen.

ten. Die erst im Jahr 2000 erfundenen Nanofüllerkomposite wurden der Vollständigkeit halber in dieses Kapitel mit einbezogen, obwohl sie in der Einteilung von Lutz und Phillips noch nicht aufgeführt waren. Die meisten heute gängigen Komposite sind Hybridkomposite.

5.3.1.1 Makrofüllerkomposite

Konventionelle makrogefüllte Komposite waren die ersten klinisch verwendeten Komposite. Als Füllkörper wurden splitterförmiges Quarz, Glas oder Keramik mit einer mittleren Korngröße von 5 – 10 µm verwendet [59]. Makrofüllerkomposite hatten zwar eine hohe Festigkeit und einen hohen Elastizitätsmodul, sie ließen sich aber schlecht polieren [113]. Aufgrund des großen Härteunterschiedes der Füllkörper zu der Matrix brachen sie bei Hydrolyse aus der Matrix heraus, sodass die Oberfläche rau zurückblieb. [103]. Hierdurch wurde die Plaqueanlagerung begünstigt. Die Makrofüllerkomposite waren außerdem nicht röntgenopak und wiesen einen stärkeren Verschleiß als Schmelz auf [60]. Deshalb werden sie heute nicht mehr verwendet [59].

5.3.1.2 Mikrofüllerkomposite

Um eine bessere Polierbarkeit zu erreichen, wurden Mitte der 1970er die Mikrofüllerkomposite mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 0,04 µm entwickelt. Diese sphärischen Siliziumdioxid-Teilchen (Kieselsäure) werden durch Flammenpyrolyse von Siliziumtetrachlorid hergestellt. Diese Komposite verfügen über ästhetische Vorteile, weil ihr Füllkörperdurchmesser kleiner ist als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts und dadurch weniger Licht gestreut wird [60].

Die Mikrofüller weisen eine große spezifische Oberfläche auf, wodurch die Viskosität des Füllungsmaterials rasch ansteigt. Um alle Füllkörper ausreichend beschichten zu können und eine homogene, gut zu verarbeitende Masse produzieren zu können, werden der organischen Matrix nur geringe Mengen an Mikrofüllern zugeführt. Der geringe Füllkörperanteil von ungefähr 35 Gew.-% wirkt sich negativ auf die Polymerisationschumpfung, Biegefestigkeit und den Elastizitätsmodul aus. [60]

Um diesen Nachteil zu mildern, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Ihnen werden vorpolymerisierte Mikrofüllerkompositbestandteile, auch „organische Makrofüller“ genannt [59], beigemischt, sodass der Füllstoffgehalt bis auf 75 Gew.-% angehoben werden kann, ohne dass die Konsistenz so zähflüssig wird, dass das Material nicht mehr zu verarbeiten wäre [103].

Die Vorpolymerisate können in splitterförmiger, agglomerierter oder sphärischer Form vorliegen, was mitentscheidend für die Eigenschaften der Komposite ist [112]. Gerade an den Grenzflächen der splitterförmigen Vorpolymerisate zur Matrix kann es während

Kaubelastung oder während der Polymerisation zu Rissen kommen, die zu einer sekundär verringerten Verschleißfestigkeit dieser Materialien führen können [103].

Inhomogene Mikrofüllerkomposite sind hochglanzpolierbar. Ihre Druckfestigkeit und ihr Verschleißwiderstand sind im Gegensatz zu konventionellen Kompositen erhöht, ihr Elastizitätsmodul, ihre Vickershärte und ihre Polymerisationsschrumpfung sind erniedrigt [172]. Durch Hinzufügen von Ytterbiumtrifluorid sind sie röntgenopak. Ihre exzellente Politurfähigkeit und ihre gegenüber Hybridkompositen höhere Eigenelastizität eignen sie besonders für den Frontzahn- und Zahnhalsbereich. [59, 67]

5.3.1.3 Hybridkomposite

Die klassischen Hybridkomposite, seit Ende der 1980er verfügbar, enthalten zu 85 – 90 Gew.-% Makrofüller und zu 10 – 15 Gew.-% Mikrofüller. Ihr Gesamtfüllkörpergehalt liegt bei 85% [103]. Somit vereinen sie die optimalen physikalischen Eigenschaften und die bessere Volumenkonstanz der Makrofüllerkomposite mit der optimalen Polierfähigkeit und Verschleißfestigkeit der Mikrofüllerkomposite [59, 172]. Hybridkomposite zeichnen sich außerdem durch eine große Auswahl an Farben aus. Sie absorbieren wenig Wasser und ihre Abrasion und ihr Wärmeausdehnungskoeffizient ähneln dem des Zahnes. [86] Durch die Verbesserung der mechanischen Mahlprozesse konnte zudem der Durchmesser und die Scharfkantigkeit der Füllkörper reduziert werden [59].

Abhängig von der Korngröße wird der Oberbegriff Hybridkomposite in drei Untergruppen unterteilt [59]:

- Feinpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße bis 5 μm)
- Feinstpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße bis 3 μm)
- Submikrometerhybridkomposite (mittlere Partikelgröße unter 1 μm)

Die Hybridkomposite finden heute für sämtliche Black-Kavitätenklassen, auch für kau-lasttragende Klasse-I- und –II-Kavitäten, Verwendung, weshalb sie auch als Universal- oder Allroundkomposite bezeichnet werden [162]. Dennoch konnte der nach der Politur erzielte Glanzgrad bei keinem Hybridkomposit über die Gebrauchsperiode hinweg erhalten werden, da Matrix und Füllkörper unterschiedliche Abrasion aufweisen [53].

5.3.1.4 Nanofüllerkomposite

Im Jahr 2000 stellte 3M Espe AG (Seefeld, Deutschland) das erste sogenannte nanogefüllte Komposit „Filtek Supreme“ (inzwischen zu dem verbesserten „Filtek Supreme XTE“ weiterentwickelt (Markteinführung 2010)) in Deutschland vor [59, 67]. Es ist gelungen, den Füllergehalt eines Mikrofüllers auf den eines Hybridkomposits zu erhöhen. Dieses Material enthält ausschließlich kleinste Siliziumdioxidpartikel im Nanometerbereich. Entweder liegen sie in Kombination mit Zirkonoxidpartikeln zu sogenannten

„Clustern“ agglomeriert (2 – 20 nm groß) oder in einzelnen, freien und nicht agglomerierten Partikeln (2 bis 75 nm), die die Hohlräume zwischen den Clustern ausfüllen, vor [53]. Somit konnte der Füllkörpergehalt auf bis zu 79,5% erhöht werden [59, 86, 164].

Durch die Cluster wird eine bessere Poliereigenschaft mit guten mechanischen Eigenschaften gesichert [222]. Die kleinen Partikel führen zu geringerer Polymerisationschumpfung und Höckerdeflexion, weniger Mikrorissen am Schmelzrand, wodurch Randundichtigkeiten, Verfärbungen, Bakterienpenetration und möglicherweise auch postoperative Hypersensitivitäten verringert werden [86].

Nanofüllerkomposite sind für den Front – und Seitenzahnbereich indiziert. [86]

5.3.2 Einteilung nach Füllkörperanteil

1992 kategorisierte Willems die zu der Zeit kommerziell erhältlichen Komposite nach deren Füllkörperanteil [250].

5.3.2.1 Niedrigvisköse Komposite

Die niedrigviskösen Komposite, auch „flowables“ genannt, kamen 1996 auf den Markt [11]. Sie sind ein fließfähiges Derivat der konventionellen Hybridkomposite durch kleinste Änderungen im Verhältnis von Mikro- zu Makrofüllern und erhöhte Konzentration an verdünnenden Matrixbestandteilen (z.B. TEGDMA) [59]. Obwohl die niedrigviskösen Komposite fließfähiger sind, weisen sie keine entsprechend höhere Polymerisationsschumpfung auf. Sie zeigen aber schlechtere mechanische Eigenschaften als Hybridkomposite [86], weshalb sie für den kaulasttragenden Bereich nicht geeignet sind [6]. Ihr Elastizitätsmodul beträgt lediglich 50% der Feinpartikelhybridkomposite [97], was ihre Indikation für die Klasse-V-Restaurationen und ihren Einsatz bei größeren Kavitäten den Einsatz als erste Benetzungsschicht unter den stopfbaren Kompositen (sogenannte Lining-Technik, vgl. auch 5.6.2 Einflussfaktoren auf eine gute , Seite 37) erklärt [86, 184]. Durch ihre gute Benetzungsqualität vermeiden sie Luft einschüsse und gleichen jede Unregelmäßigkeit der Kavität aus. Außerdem werden sie im Rahmen der minimalinvasiven Therapie für die oft schwer zugänglichen approximal-zervikalen Bereiche und für erweiterte Fissurenversiegelungen verwendet. Ebenso können sie zur parodontalen Schienung und zum Befestigen einer Draht-Komposit-Schiene im Rahmen der Erstversorgung eines Frontzahntraumas eingesetzt werden [249].

5.3.2.2 Hochvisköse Komposite

Die hochviskösen oder stopfbaren Komposite, auch „packables“ oder „condensables“ genannt, weisen einen erhöhten Füllgrad auf, wodurch sie standfester und weniger klebrig als die Hybridkomposite sind. Das Ziel bei der Entwicklung dieser Komposite bestand darin, eine höhere Verschleißresistenz zu erreichen und die Gestaltung des

Approximalkontaktes zu erleichtern [108]. Es sollte ein Komposit mit amalgamähnlichen Eigenschaften entwickelt werden, das kondensierbar ist und mit dem es leichter wird, die okklusale Anatomie nachzubilden. Die erhofften Vorzüge gegenüber den konventionellen Hybridkompositen wurden jedoch überwiegend nicht bestätigt [33, 145].

5.3.3 Einteilung nach der Kunststoffmatrix

5.3.3.1 Konventionelle Matrix

Die konventionelle Matrix besteht aus reinen Methacrylaten wie Bis-GMA, UDMA oder TEGDMA. Komposite mit diesem Matrixsystem (z.B. Tetric EvoCeram², Filtek supreme XT³) zeigen eine hohe Festigkeit [108]. Die lineare Struktur des Bis-GMA ist jedoch auch die Ursache für das Problem der Polymerisationsschrumpfung. Mit dieser Monomertechnologie ist eine Schrumpfung unter 2% unrealistisch [53]. Deswegen ist ein Forschungsansatz, das Bis-GMA in der Matrix teilweise zu ersetzen, um die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren.

5.3.3.2 Polyacrylsäuremodifizierte Methacrylate

1993 kam das erste Kompomere „Dyract“ der Firma Dentsply Detrey auf den Markt. Die Idee der Kompomere besteht darin, die guten Materialeigenschaften und Ästhetik der *Komposite* mit der Fluoridabgabe und der einfachen Handhabung der *Glasionomere* zu kombinieren (= Komp – omer). Kompomere sind ein Komposit mit im Vergleich zur klassischen Matrix hydrophileren Monomerbestandteilen (durch polare Carboxylgruppen). Sie bestehen zusätzlich aus reaktiven Glasfüllkörpern der Glasionomerelemente, die Fluoridionen freisetzen, und bifunktionellen, säuremodifizierten Matrixmonomeren, sodass neben der klassischen Photopolymerisation ebenfalls eine Säure-Base-Reaktion als sekundäre Härtingsreaktion abläuft [59].

Die Kompomere kennzeichnen sich durch eine gegenüber den Hybridkompositen höhere und mit Mikrofüllerkompositen vergleichbare Elastizität, jedoch auch durch eine geringere Festigkeit [108] und ein stärkeres Abrasionsverhalten [157], was sie für Milchzahnrestorationen und Klasse-V-Versorgungen prädestiniert [59, 142]. Durch ihre hohe Wasseraufnahme sind sie für Stumpfaufbauten und den ästhetisch wichtigen Frontzahnbereich kontraindiziert [59].

Inzwischen sind Kompomere bestimmter Hersteller mit verbesserten Eigenschaften auch für Klasse-I- und Klasse-II-Füllungen zugelassen, z.B. „Dyract posterior“ und „Dyract AP“⁴. Erste Studien zeigen gute Ergebnisse [180].

² Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland

³ Fa. 3M ESPE Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland

⁴ Fa. Dentsply DeTrey, Salzburg, Österreich

Die Kompomere verschiedener Hersteller weisen jedoch erhebliche Unterschiede bezüglich ihrer Eigenschaften auf [59].

5.3.3.3 Anorganische Matrix

Mit „Definite“⁵ kamen 1998 erstmalig Ormocere als mögliche Alternative zu den gebräuchlichen Hybridkompositen auf den Markt. Später folgte „Admira“⁶. Der Begriff Ormocer ist das Akronym für organisch modifizierte Keramik (engl. *organically modified ceramics*).

Die Ormocere verfügen über anorganisch-organische Kopolymere als Matrix [53]. Sie haben zwar das Potential, die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren, es konnte bisher aber nicht klinisch umgesetzt werden. Ihr Randschluss ist schlechter als der der Hybridkomposite [126]. Durch ihre geringere Monomerfreisetzung [198] gelten sie als sehr gut bioverträglich [59].

Trotzdem setzten sie sich auf dem Markt nicht durch [126].

5.3.3.4 Ringöffnende Epoxide

Die bisherigen Weiterentwicklungen der Komposite in Bezug auf die Schrumpfreduktion konnte man in zwei Untergruppen teilen: Reduktion der Schrumpfung einerseits durch Verzicht auf kurzkettige Moleküle und andererseits durch die Erhöhung des Füllkörpervolumens. Jedoch brachten diese Entwicklungen nicht mehr als lediglich einige Zehntelprozent Verbesserung in der Schrumpfungsrückgang, was zu einer vollständigen Neuentwicklung führte: den Siloranen.

Die Silorane wurden 2007 auf dem Markt eingeführt. Der Name Silorane entstammt den beiden Bestandteilen Siloxanen und Oxiranen. Die Kombination dieser beiden Komponenten schafft ein biokompatibles, hydrophobes Siloranmonomer mit geringer Schrumpfung [239]. Im unpolymerisierten Zustand liegen die Silorane in Ringform vor, welche sich bei der Polymerisation aufklappen. Diese kationische Ringöffnungspolymerisation soll die Volumenkontraktion ausgleichen. So wurde erstmals eine Polymerisationsschrumpfung unter 1 % und damit ein Rückgang der Polymerisationsschrumpfkraft um 50% erzielt. Außerdem verfügen sie über einen extrem hohen Konversionsgrad von über 90% (herkömmliche Komposite: max. 75 %) [53].

Durch die Veränderung der Monomere sind Silorane inkompatibel mit herkömmlichen Adhäsivsystemen und benötigen einen speziellen hydrophoben „Overcoat“. Ansonsten wird das Handling und die Unempfindlichkeit gegenüber Umgebungslicht gelobt, während Abrasionsstabilität und Röntgenopazität noch verbesserungswürdig sind. Laut

⁵ DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland

⁶ Voco, Cuxhaven, Deutschland

Buergers et al. könnte die erhöhte Hydrophobizität der Siloran-basierten Komposite verantwortlich für das niedrigere Adhäsionspotential der Streptokokkenstämme an den Komposit sein und damit womöglich die Langlebigkeit von direkten Füllungen durch Verminderung des Auftretens von Sekundärkaries erhöhen [22]. Die Silorane weisen eine hohe Festigkeit und gute mechanische Eigenschaften auf. Jedoch ergaben alle bisher vorgestellten klinischen Studien zu z.B. „Filtek Silorane“ trotz der überdurchschnittlich niedrigen Polymerisationsschrumpfungskraft keine klinischen Vorteile [56].

5.3.3.5 Komposite mit traditionellen und neuen Monomeren

5.3.3.5.1 Komposite mit TCD-Urethan als zusätzliches Monomer

Ein Beispiel für diese Komposite ist das „Venus Diamond“ von Heraeus Kulzer⁷. Die Polymerisationsschrumpfungskraft ist das Produkt aus Polymerisationsschrumpfung und Elastizitätsmodul. Heraeus verwendet für das „Venus Diamond“ ein Urethan-Monomer, das eine elastische Zwischenkette enthält, um das Elastizitätsmodul und damit Polymerisationsschrumpfungskraft zu reduzieren. Durch die hohe Packungsdichte von Füllkörpern unterschiedlicher Größe erreicht Venus Diamond sehr gute physikalische Eigenschaften (hohe Biegebruchfestigkeit, wenig Abrasion) und kann als Universalmaterial bezeichnet werden. [53]

5.3.3.5.2 Komposite mit dem DuPont-Monomer (DX511) als zusätzliches Monomer

Das unter dem Namen „Kalore“ von GC America⁸ auf den Markt gebrachte Komposit basiert auf einem speziellen langkettigen Monomer, dem „DuPont“-Monomer (DX511). Es ist eine neue Monomerfamilie auf der Basis der Urethan-Dimethacrylate und ist kompatibel mit allen aktuellen Kompositen und Bondingsystemen [34]. Das DX511 hat einen langen starren Kern und flexible Arme. Der starre Kern verhindert die Deformation und reduziert die Polymerisationsschrumpfung, während die flexiblen Arme die Reaktivität hoch halten. Durch seine große Molekülmasse (895 g/mol, damit fast doppelt so groß wie Bis-GMA (513 g/mol) oder UDMA (471 g/mol)) und den wenigen Doppelbindungen weist es eine geringe Schrumpfungskraft auf. Diese wird durch die Zugabe von Präpolymerisaten zusätzlich unterstützt. Laut Hersteller liegt diese bei 1,72%. Bisher erscheinen diese Komposite sehr vielversprechend. Jedoch haben die auf Methacrylaten basierenden Komposite über 50 Jahre klinischen Erfolg gezeigt, somit muss sich Kalore in weiteren klinischen Studien erst noch beweisen. [239]

⁷ Hanau, Deutschland

⁸ Alsip, U.S.A.

5.3.3.5.3 Komposite mit dimersäuremodifizierten Methacrylaten als zusätzliches Monomer

„N'Durance“⁹ enthält neben den klassischen Kompositbestandteilen ein Dimethacrylatmonomer auf der Basis der Dimersäure. Dies ist ein Monomer mit hohem Molekulargewicht und weniger initialen Doppelbindungen.

Dieses Komposit charakterisiert eine geringe Viskosität, einen hohen Konversionsgrad, wenig Polymerisationsschrumpfung und eine geringe Wasseraufnahme. Die Werte für das Elastizitätsmodul und die Biegefestigkeit liegen im Vergleich zu anderen modernen Nanohybrid-Kompositen nur wenig unterhalb von Venus Diamond. [112]

5.3.3.5.4 Selbstadhäsive Komposite mit GPDM bzw. 4-META als zusätzliches Monomer

Angeregt durch die erfolgreiche Anwendung von selbstadhäsiven Befestigungskompositmaterialien wurden selbstadhäsive Restaurationsmaterialien, bei denen keine Konditionierung der Zahnoberflächen erforderlich ist, entwickelt.

Das erste kommerziell angebotene selbsthaftende Produkt war Vertise Flow¹⁰. Es enthält das Monomer GPDM (Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat) mit zwei funktionellen Gruppen: eine Phosphatgruppe und eine Methacrylatgruppe. Die Phosphatgruppe geht in dissoziierter Form eine chemische Bindung zum Kalzium der Zahnhartsubstanzen ein. Sie ätzt die Oberfläche, schafft somit eine mikroretentive Oberfläche und geht die chemische Bindung ein. Die Methacrylatgruppe polymerisiert mit denen der anderen Monomermoleküle unter Lichteinwirkung. [72, 73, 78]

Auch Fusio Liquid Dentin¹¹ ist ein selbstadhäsives Restaurationsmaterial. Es verwendet 4-META (4-(Methacryloyloxyethyl)-trimellitsäureanhydrid) als adhäsives Monomer. Fusio Liquid Dentin baut ähnlich wie Glasionomierzement über die Carboxylatgruppen des 4-META eine Haftung zur Zahnhartsubstanz auf. [72, 73]

Um die Moleküle in engen Kontakt zu bringen, müssen diese fließfähigen Komposite aktiv als eine ca. 0,5 mm dicke Schicht eingerieben werden. Durch Photopolymerisation wird diese ausgehärtet.

Diese selbstadhäsiven Komposite weisen eine starke Hydrolyse auf. Außerdem verfügen sie über eine hygroskopische Expansion, welche der Polymerisationsschrumpfung entgegen wirkt. Die Haftwerte an Schmelz sind nicht zufriedenstellend und sind für permanente Seitenzahnrestorationen nicht zu empfehlen [106]. Die niedrigen Haftwerte könnten aber gerade für das Kleben von KFO-Brackets von Vorteil sein, da so

⁹ Septodont, Frankreich

¹⁰ Fa. Kerr Corporation, Orange, USA

¹¹ Fa. Pentron Clinical, Orange, USA

das Entfernen der Brackets nach abgelaufener Behandlung schmelzschonender von-statten geht. [73]

Letztendlich gibt es noch die selbstadhäsiven Befestigungsmaterialien. Sie sind 2002 als Untergruppe der kunststoffmodifizierten Zemente eingeführt worden (z.B. „RelyX Unicem“¹²). Nach Herstellerangaben verwenden sie ein phosphorsäuremodifiziertes Methacrylatmonomer, diese können die Zahnhartsubstanz demineralisieren und aufgrund ihrer negativen Ladung mit den positiv geladenen Oberflächen (Kalzium) reagieren [73]. So erfordern sie keine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz, sind feuchtigkeitstolerant und geben Fluoridionen ab. [201]

5.3.3.5 Komposite mit verminderter Schrumpfkraft

Das „SDRTM“ (Smart Dentin Replacement)¹³ gehört zu den Bulk-Fill-Kompositen und enthält ein patentiertes Urethandimethacrylat mit eingebauten fotoaktiven Gruppen, das die Polymerisationskinetik steuern kann. Durch diese sogenannte SDRTM-Technologie verfügt es über eine sehr geringe Schrumpfung (3,5%), welche wieder zu einem insgesamt niedrigeren Schrumpfungsstress beiträgt. Dies kommt hauptsächlich durch die große Molekülmasse des SDRTM-Harzes (Molekulargewicht: 849 g/mol für das SDRTM-Harz, 513 g/mol für Bis-GMA) und den sogenannten „Polymerisationsmodulator“ (eine in der Mitte des polymerisierbaren Kunststoffgerüsts des SDRTM-Monomers chemisch eingebettete Gruppe) zustande (vgl. Abb. 5-6).

(vgl. auch Kapitel 5.5.1 Bulk-Fill-Komposite, Seite 31).

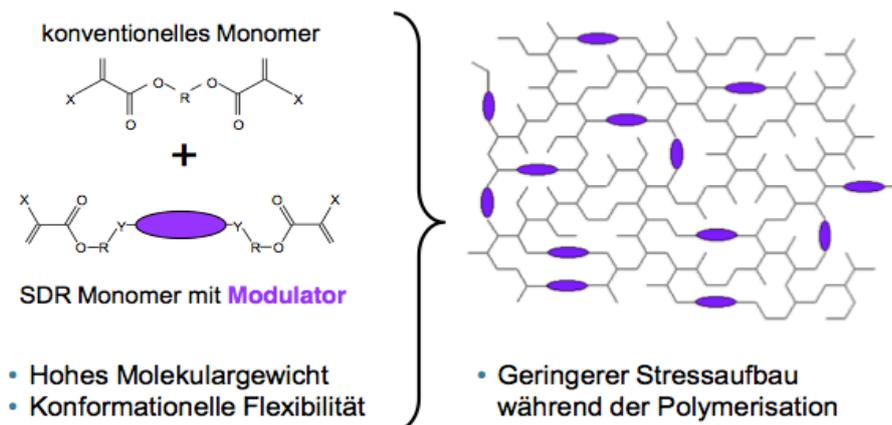


Abb. 5-6 Chemische Grundlagen der SDRTM Technologie [43]

¹² Fa. 3M ESPE Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland

¹³ Fa. Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland

5.3.4 Einteilung nach dem Aushärtemechanismus

5.3.4.1 Autopolymerisierende Komposite

Bei autopolymerisierenden, auch chemisch härtenden Kompositen (z.B. Befestigungskomposite, Stumpfaufbaumaterialien) findet die Initiierung der Polymerisation durch ein Redoxsystem statt. Hierbei wirken ein Peroxid (z.B. Dibenzoylperoxid, vgl. Abb. 5-7) als Oxidationsmittel und tertiäre aromatische Amine als Reduktionsmittel. Dabei werden Radikale freigesetzt, die die Polymerisation in Gang setzen. Spontan entstehende Radikale werden durch Inhibitoren (z.B. 4-Methoxyphenol) abgefangen.

Diese Komposite werden aus zwei Pasten zusammengerührt, wobei es gelegentlich zu Lufteinschlüssen kommt, welche nach der Polymerisation als Poren zurückbleiben. Diese haben den Nachteil, dass sie zu Verfärbungen und vor allem zu Verlust von Abbrasionsfestigkeit führen können. Der Konversionsgrad bei chemisch härtenden Kompositen ist geringer als bei lighthärtenden, was eine verringerte Pulpaverträglichkeit nach sich zieht. [103, 147]

5.3.4.2 Rein lichtpolymerisierende Komposite

Bei den meisten Kompositen wird Kampherchinon als Fotoinitiator durch die Energie der Lichtquanten angeregt. Es geht eine Reaktion mit dem aliphatischen Amin ein und es entsteht ein angeregter Komplex, der in Radikale zerfällt und so die Polymerisationsreaktion startet. Kampherchinon, ein gelbes Pulver, absorbiert Licht von 360 bis 520 nm mit einem Absorptionsmaximum bei 470 nm (vgl. Abb. 5-8) und wird nach der Lichtbestrahlung zu einer farblosen Verbindung umgesetzt.

Alternativ wird Lucirin TPO mit einem Absorptionsmaximum bei einer Wellenlänge von 370 – 380 nm angewendet (vgl. Abb. 5-9). Lucirin hat den Vorteil, dass es farbneutral ist [103, 147]. Außerdem benötigt Lucirin im Vergleich zu Kampherchinon kürzere Polymerisationszeiten auf einem niedrigeren Energielevel. Es erreicht einen besseren Polymerisationsgrad und somit auch verbesserte physikalische Eigenschaften des Komposits. Außerdem kommt es zu einer geringeren Freisetzung von Restmonomer. [56]

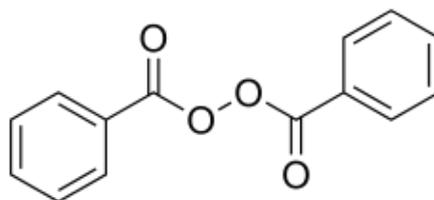


Abb. 5-7 Dibenzoylperoxid

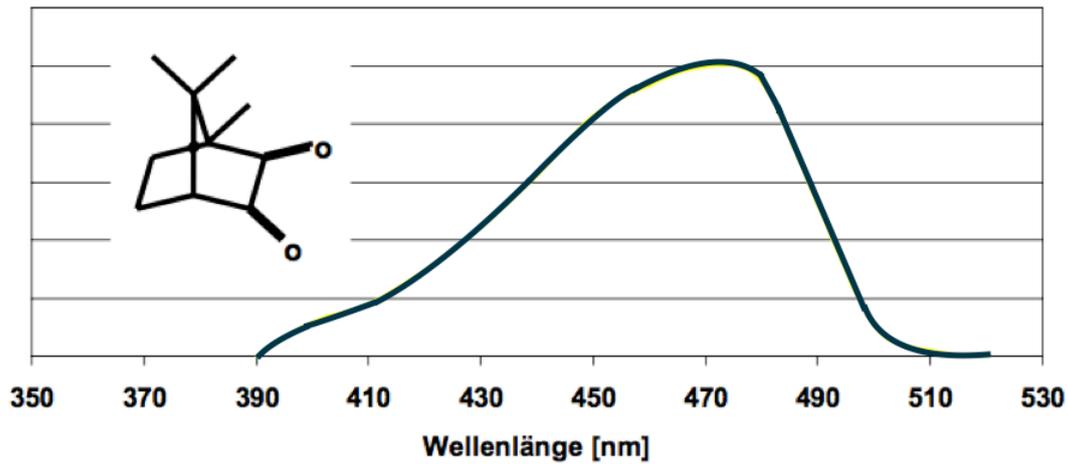


Abb. 5-8 Absorptionsspektrum von Kampherchinon [246]

Das Emissionsspektrum des Gerätes muss auf das Absorptionsspektrum des Fotoinitiators abgestimmt sein, um einen optimalen Polymerisationsgrad erreichen zu können [86].

Lange wurde fast ausschließlich mit Halogenlicht polymerisiert. Die Halogenlampen härten bei einem Wellenlängenbereich von 400 bis 500 nm aus, womit sie alle in der Zahnheilkunde verwendeten lichterhärtenden Materialien polymerisieren können [54].

2001 wurden blaue LED-Lampen als inzwischen voll etablierte Alternative eingeführt. Die LED-Lampen können aufgrund ihres schmalen Spektrums (430 bis 480 nm) nicht alle Komposite aushärten. Deshalb sollte man bei jedem Komposit die entsprechende Empfehlung der jeweiligen Hersteller beachten. Die LED-Lampen weisen einen geringeren Stromverbrauch auf und benötigen keine umfangreichen Kühlsysteme [84].

Bei den Polymerisationslampen ist außerdem darauf zu achten, dass der Lichtstrahl

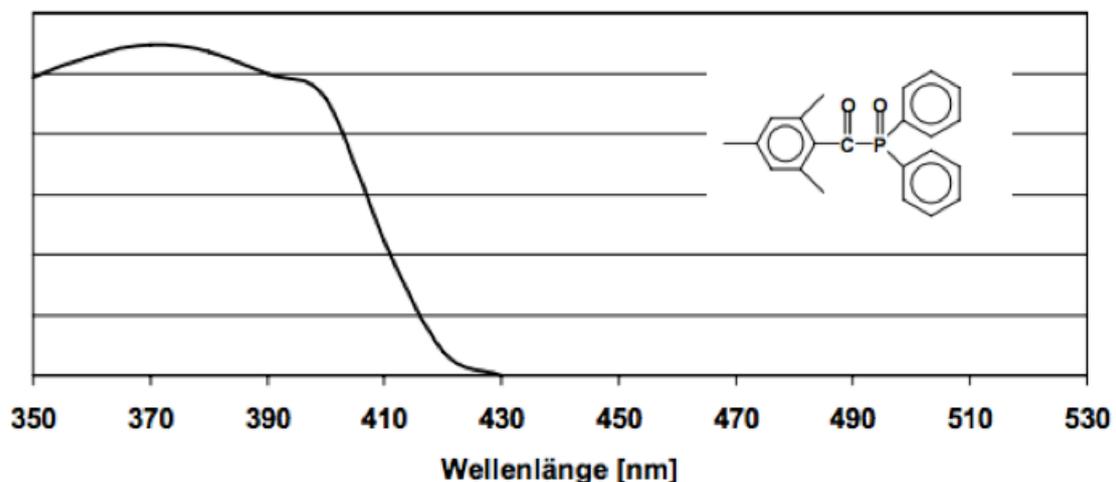


Abb. 5-9 Absorptionsspektrum von Lucirin TPO [246]

gebündelt ist, sodass es bei einem größeren Abstand zu keinem übermäßigen Abfall der Lichtleistung kommt, und eine effektive Polymerisation gesichert ist.

Unabhängig davon, welche Lampe oder welches Initiatorsystem verwendet wird, ist das Erreichen eines hohen Polymerisationsgrades am Bedeutendsten, da das Komposit ansonsten über geringere mechanische Eigenschaften verfügt, zu einer erhöhten Wasseraufnahme und Verfärbungen neigt und eventuell gesundheitsgefährdende Inhaltsstoffe an den menschlichen Organismus abgeben kann [54].

5.3.4.3 Dualhärtende Komposite

Die dualhärtenden Komposite härten sowohl durch Fotoinitiation als auch durch chemische Redoxreaktion aus. Sie besitzen Kombinationen aus den o.g. Initiatorsystemen.

5.4 Adhäsivtechnik: Bedeutung der adhäsiven Füllungstechnik

Die Adhäsivtechnik, lat. adhaerere = anhaften, bezeichnet eine Technik, welche das Aneinanderhaften zweier Stoffe ermöglicht [48].

Komposite weisen keine Eigenadhäsion zu Schmelz und Dentin auf, wie z.B. die Glasionomerezemente [67]. Der Verbund von dem hydrophoben Komposit und der hydrophilen Zahnhartsubstanz birgt Schwierigkeiten. Ein ungünstiger Wärmeausdehnungskoeffizient und die Polymerisationsschrumpfung der Komposite rufen Zugspannungen hervor, welche zu Spaltbildung führen [67]. Diese können wiederum Pulpairritationen, Randverfärbungen und Sekundärkaries hervorrufen [191]. Die adhäsive Verankerung stellt den gewünschten Antagonismus zur Polymerisationsschrumpfung dar [64]. Durch die adhäsive Füllungstechnik wird außerdem die durch Karies, durch präexistente Füllungen oder die Präparation der primären Füllung geschwächte Restzahnschubstanz stabilisiert sowie die Retention der Füllung deutlich verbessert [147]. Vor allem erlaubt sie den Verzicht auf retentive Präparationstechniken und damit eine große Zahnhartsubstanzschonung [41]. Weiterhin können durch die Versiegelung der Dentinkanälchen die postoperativen Hypersensibilitäten reduziert werden [93].

Eine große Schwierigkeit für den Aufbau eines dauerhaften Verbunds zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit liegt in dem unterschiedlichen Aufbau von Schmelz und Dentin [93].

5.4.1 Schmelzhaftung

Nach vielen Untersuchungen mit verschiedenen Säuren und Konzentrationen hat sich heute die 30- bis 40%ige Phosphorsäure zur Ätzung des Schmelzes durchgesetzt. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen im Zentrum und in der

Peripherie entsteht das retentive Ätzmuster. Hierbei werden 10 µm der Schmelzoberfläche irreversibel abgetragen und es entsteht eine Rautiefe von bis zu 50 µm. Der angeätzte Schmelz hat eine hohe Oberflächenenergie, was das Einfließen der Adhäsive und damit die Ausbildung der sogenannten „tags“ erleichtert. [64, 69, 73, 93]

5.4.2 Dentinhaftung

Die Haftung am Dentin gestaltet sich aus zwei Gründen als schwierig. Zum Einen ist das Dentin durch seine mit Dentinliquor gefüllten Tubuli hydrophil, was den innigen Kontakt mit dem hydrophobem Komposit erschwert. Zum Anderen entsteht durch die mechanische Präparation eine Schmierschicht, welche sich als Hindernis zwischen Komposit und das kompakte Dentin legt. [93]

Nach anfänglichen Versuchen, die Schmierschicht zu modifizieren, hat sich heutzutage das Auflösen der Schmierschicht als Standard durchgesetzt.

Bei der Etch-and-Rinse-Technik wird das Dentin bei 15 - 20 Sekunden Applikationszeit durch die 30- bis 40%ige Phosphorsäure hauptsächlich peritubulär demineralisiert. Es entsteht ein irreversibler Verlust an Dentin von durchschnittlich etwa 10 µm, während das Kollagen bis etwa 20 µm Tiefe freigelegt wird. Das freigelegte Kollagenetzwerk muss sicher von den Monomeren der hydrophilen Primer durchdrungen werden, da nicht ausgefüllte Bereiche zu sogenanntem „Microleakage“ oder „Nanoleakage“ führen (vgl. Abb. 5-10), welches sich klinisch in Form von postoperativen Hypersensitivitäten äußert. [69]

Aus dem Versuch, das Micro- und Nanoleakage zu reduzieren, sind die Adhäsivsysteme auf so genannter Self-Etch-Basis entstanden.

Durch die Kombination der Demineralisation und der Monomerinfiltration in einem Adhäsiv entstehen keine Diskrepanzen in der jeweiligen Vordringtiefe. Da außerdem die

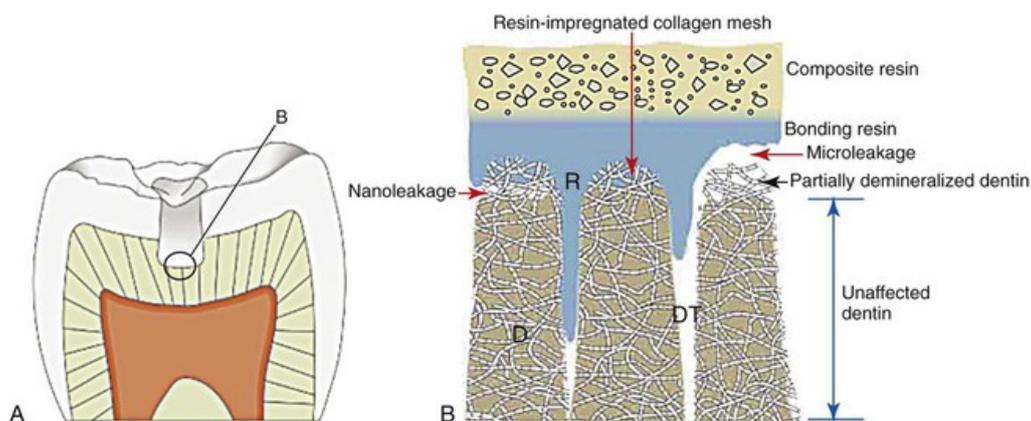


Abb. 5-10 Microleakage und Nanoleakage

A Querschnitt durch einen Zahn mit Klasse-I-Restauration

B Diagramm zur Illustration von Microleakage (rechts) und Nanoleakage (links) bei Verbund zwischen Komposit (R) zu Dentin (D). (DT=Dentintubuli) [178]

Befürchtung bestand, dass die Phosphorsäure pulpatoxisch wirken könnte, erfolgt mit den selbstätzenden Adhäsivsysteme eine pulpaschonendere Vorbehandlung des Dentins.

Sie enthalten saure Primer oder saure Monomermischungen, welche in der Lage sind auch im Schmelz ein Ätzmuster zu erzeugen. Dieses ist jedoch sehr viel schwächer ausgeprägt als nach der Phosphorsäureätzung. Eine zusätzliche selektive Ätzung des Schmelzes verbessert die Wirksamkeit von selbstätzenden Systemen. [52]

Man unterscheidet selbstkonditionierende Adhäsive der Zwei-Schritt-Applikation und All-in-one-Adhäsive. Erstere bestehen aus einem Self-Etch-Primer, welcher auf Schmelz und Dentin appliziert und dann getrocknet wird. Daraufhin wird das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet. Aus der weiteren Vereinfachung sind die Ein-Schritt-selbstätzenden-Primer-Adhäsive entstanden, welche auch All-in-one-Adhäsive genannt werden [73] (vgl. auch Abb. 5-11).

5.4.3 Einteilung der Adhäsivsysteme nach Anzahl der Schritte

Nachdem die Adhäsivsysteme zunächst chronologisch nach den Entwicklungen in sieben Generationen eingeteilt waren, wird heute eine Einteilung nach den vier Arbeitsschritten vorgenommen [69]:

- „Schmelzätzung zur Konditionierung des Schmelzes
- Dentinkonditionierung durch Phosphorsäure oder saure Primer-Lösungen zum Freilegen des Kollagenetzwerks
- Dentinpriming zum Durchdringen des freigelegten Kollagenetzwerks, um die sog. Hybridschicht zu bilden (Applikation von kurzkettigen, hydrophilen Monomeren zur besseren Benetzbarkeit des Dentins)
- Applikation eines Adhäsivs mit eher langkettigen Monomeren zur Stabilisierung der Hybridschicht und zur mikromechanischen Verankerung im Ätzmuster des Schmelzes sowie zum Aufbau der Verbindung zum Komposit“

Diese Arbeitsschritte werden bei den verschiedenen Adhäsivsystemen in unterschiedlicher Weise ausgeführt oder vereinfachend zusammengefasst (vgl. Abb. 5-11, Abb. 5-12).

Eine Weiterentwicklung der selbstkonditionierenden All-in-One-Adhäsive sind die vor inzwischen mehr als sechs Jahren eingeführten Universaladhäsive oder „multi-modale Adhäsive“ [94, 223]. Sie können in der Selective-Enamel-Etch-, Self-Etch- oder Etch-and-Rinse-Technik angewendet werden.

Bei den Universaladhäsiven wird überwiegend das Phosphatmonomer 10-MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-phosphat) verwendet und der pH-Wert auf eine milde (pH > 2) oder ultra-milde (pH > 2,5) Ätzwirkung eingestellt. Der niedrige pH-Wert ist günstig für die Dentinhaftung, aber für die Schmelzhaftung sehr schlecht.

Dieser Nachteil kann durch die Selective-Enamel-Etch-Technik ausgeglichen werden. Allerdings kommt es in der klinischen Anwendung oft auch zu einer unbeabsichtigten Phosphorsäurekontamination des Dentins. Während diese bei den 2-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven die Dentinhaftung deutlich verschlechtert [75, 242], beeinflusst die versehentliche Phosphorsäure-Co-ätzung des Dentins bei Universaladhäsiven den Dentinverbund nicht [4].

Deshalb können die Universaladhäsive auch mit dem Etch-and-Rinse-Modus verwendet werden [94]. Die Schmelzhaftung wird durch die vorausgegangene Phosphorsäurekonditionierung signifikant verbessert. Bei milden Universaladhäsiven (z.B. Scotchbond Universal pH = 2,7) konnte kein Unterschied im Microtensile-Test zwischen der selbstkonditionierenden und der Etch-and-Rinse-Anwendung festgestellt werden. [36]

Die Universaladhäsive zeichnen sich außerdem durch ihre Robustheit auf feuchtem und trockenem Dentin sowie der Flexibilität hinsichtlich des Konditionierungsmodus aus (vgl. Abb. 5-12). Außerdem gelten sie als fehlertoleranter als klassische Adhäsivsysteme und am universellsten einsetzbar [57].

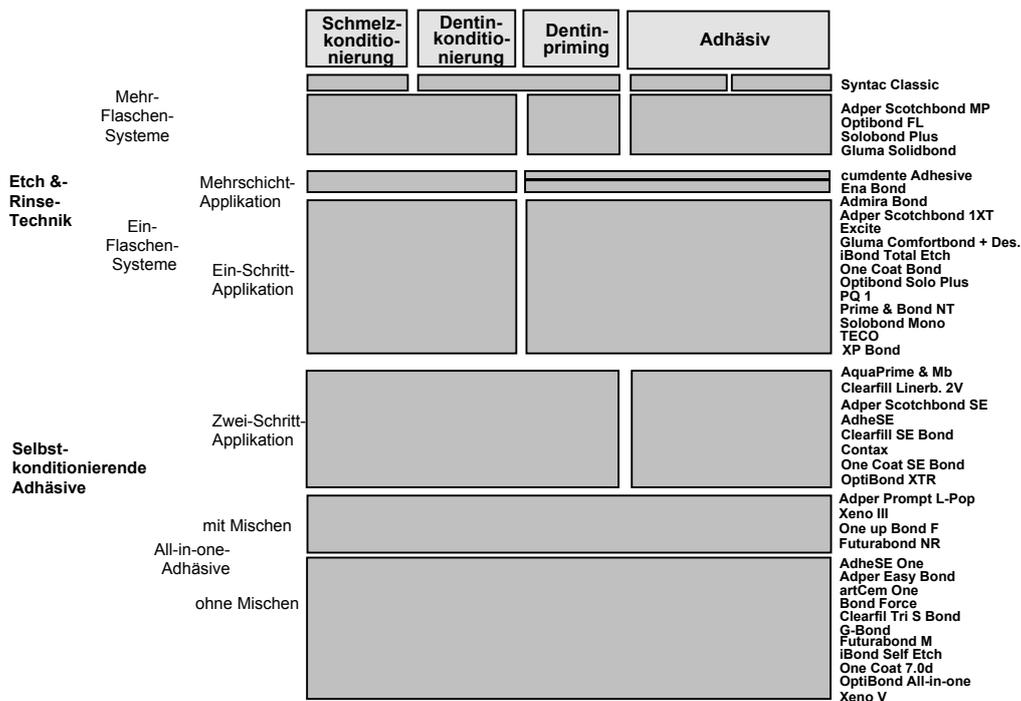


Abb. 5-11 Schema der Einteilung der Adhäsivsysteme nach Arbeitsschritten [69]

Ein Universaladhäsiv muss laut Ernst „als ein selbstkonditionierendes Adhäsiv mit Phosphorsäurekonditionierungsoption auf Schmelz und Dentin angesehen werden“ [57].

Die Universaladhäsive stellen noch keine gleichwertige Alternative zu klassischen Mehrflaschenadhäsiven dar, können aber, zumindest was die Kurzzeitstudien zeigen und unter bestimmten klinischen Bedingungen, ähnliche Ergebnisse hervorbringen [57, 141].

Bei allen Versuchen, die Applikation von Adhäsivsystemen zu vereinfachen, muss immer bedacht werden, dass an den zwei sehr unterschiedlichen Substraten, nämlich Schmelz und Dentin, auch unterschiedliche Bedingungen zur Haftung erfüllt werden müssen. Die klassischen Mehr-Flaschen-Systeme sind diesbezüglich optimiert. Jede Vereinfachung der Anwendung führt zwangsläufig zu einem Kompromiss. [69, 223]

5.4.4 Einteilung der Adhäsivsysteme nach Art der Aushärtung

Die Adhäsivsysteme lassen sich auch nach der Art der Aushärtung einteilen. So gibt es die lichthärtenden, die dualhärtenden und die chemisch initiiert aushärtenden, auch dunkelhärtende Adhäsive genannt.

Die meisten der heutzutage auf dem Markt befindlichen Adhäsive sind lichthärtende Adhäsive, die als Fotoinitiator z.B. Kampherchinon enthalten. Für einige dunkelhärtende Aufbaukomposite oder Befestigungskomposite gibt es ebenfalls dunkelhärtende Adhäsivsysteme (z.B. Clearfil New Bond¹⁴). Die dualhärtenden Adhäsivsysteme (z.B. AdheSE Dual Cure¹⁵) polymerisieren lichtinitiiert und durch das Anmischen mit einem

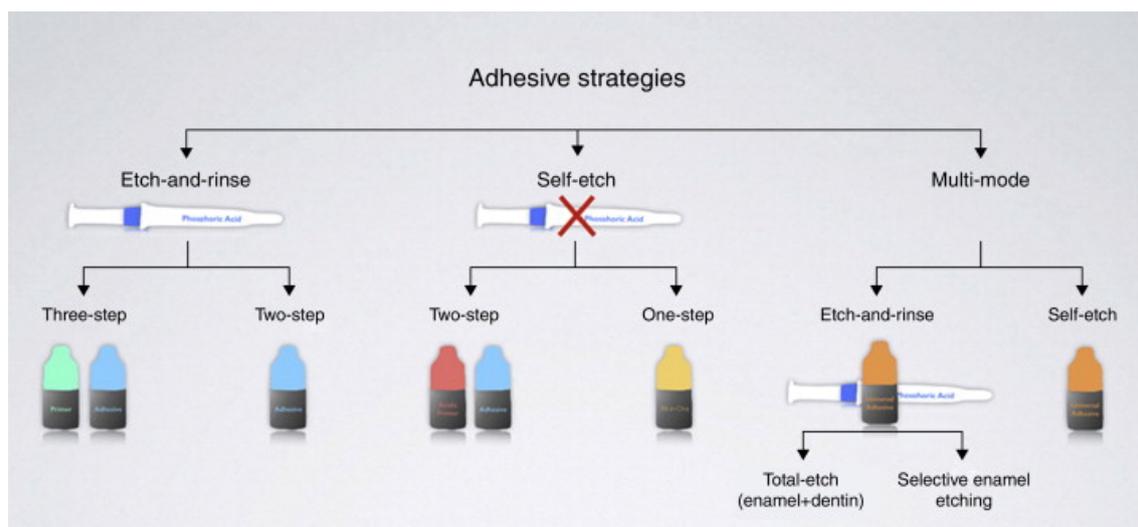


Abb. 5-12 Einteilung der erhältlichen Adhäsive nach Anzahl der Arbeitsschritte und Konditionierungsmodus [223]

¹⁴ Kuraray America, Inc., Dental Department, New York, USA

¹⁵ Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland

Katalysator chemisch initiiert und werden für die Befestigungskomposite empfohlen. [69]

5.4.5 weitere Adhäsivsysteme

Eine zusätzliche Gruppe verkörpern die gefüllten Adhäsive (z.B. OptiBond FL¹⁶). Sie stellen einen Versuch dar, eine potenziell elastischere Verbundzone und dadurch weniger Randspalten zu schaffen (ähnlich der Lining-Technik). Ein positiver Effekt bei gefüllten Adhäsiven konnte jedoch bislang nicht nachgewiesen werden. [69]

Aktuelle Ansätze zur Verbesserung der dauerhaften Adhäsion setzen auf die antibakterielle Wirkung verschiedener Stoffe. Die Forschung versucht durch Verwendung von MMP-Inhibitoren in Adhäsiven (Chlorhexidin [20], Ilomastat (= GM6001 = Galardin) [19] bzw. Batimastat (BB94) [215], Epigallocatechin-3-Gallat (EGCG), ein Polyphenol des grünen Tees [252]) die Alterung des adhäsiven Verbunds bzw. die MMP-aktivitätsbedingte Verminderung der Haftwerte zu reduzieren. Die breite klinische Anwendung wird aber noch auf sich warten lassen müssen. Ein weiterer Ansatz verfolgt die Integration von antibakteriell wirkenden Silberpartikeln in die Adhäsive, welche zu einer Reduktion des Sekundärkariesrisikos zu führen scheinen [129]. Aber auch hier fehlen noch weiterführende Studien.

Letztendlich hat der Behandlerinfluss jedoch oft einen höheren Stellenwert auf die Qualität des adhäsiven Verbunds als die Auswahl des Adhäsivs [120].

5.5 „Fast-track“ - Dentistry

Auch wenn sich durch technische Weiterentwicklungen die Eigenschaften und Indikationen der Komposite in den letzten Jahren deutlich verbessert bzw. erweitert haben (u.a. geringere Klebrigkeit, gute Kavitätenadaptation, unterschiedliche Viskositäten, weniger empfindlich für das Umgebungslicht, sogar Höckerersatz aus Komposit [218]), bleibt der enorme Zeitaufwand beim Schichten der Kompositfüllungen [70]. So besteht weiterhin die Nachfrage nach einfacher bzw. schneller und somit ökonomischer zu verarbeitenden Materialien. Die vielschichtigen Kostenerhöhungen in der Zahnarztpraxis (Zunahme an Bürokratie, Hygieneanforderungen, Personalkosten) werden durch die aktuellen Honorarpositionen nicht aufgefangen. [182]

Die folgenden Aspekte können den zeitaufwendigen, techniksensitiven und im Vergleich zu Amalgam materialintensiven Herstellungsprozess einer lichthärtenden Kompositfüllung abkürzen [169]:

- Verwendung vereinfachter Adhäsivsysteme (z.B. Self-Etch Primer)
- Universalfarbe des Füllungsmaterials spart Zeit durch die Farbauswahl

¹⁶ Fa. Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland

- Transluzentere Farbe ergibt eine größere Durchhärtetiefe und somit weniger Inkremente
- Optimierung des Initiatorsystems des lichthärtenden Komposits führt zu kürzeren Belichtungszeiten und größerer Durchhärtetiefe
- Schrumpfsarme Kompositmaterialien mit minimalem Spannungsaufbau ermöglichen größere Schichtstärken und somit weniger Inkremente
- Leistungsstarke Polymerisationslampen ziehen kürzere Belichtungszeiten mit höherer Intensität nach sich (Cave: Pulpaschäden! [106], optimale Positionierung im Mund unwahrscheinlich [170, 235])
- Funktionelle, rationelle okklusale Gestaltung durch Standfestigkeit, dadurch schnelleres Ausarbeiten und Polieren

In diesem Sinne wurden die sogenannten Bulk-Fill-Komposite entwickelt.

5.5.1 Bulk-Fill-Komposite

„Bulk-Fill“, engl. bulk = Masse, bedeutet, dass man eine Kavität in einem Block lege artis füllen kann, ohne einzelne Inkremente schichten zu müssen [166].

Bisher führten Kompositschichten dicker als 2 mm zu einer ungenügenden Durchhärtung und somit zu schlechteren mechanischen Eigenschaften und einer reduzierten Biokompatibilität. Außerdem konnte durch die bisher verfolgte Inkrementschichttechnik der C-Faktor (Verhältnis von gebundener zu ungebundener Kompositoberfläche) reduziert und somit viel frei schrumpfende Fläche geschaffen werden [235], sodass der Schrumpfstress auf die Kavitätenwände minimal gehalten werden konnte.

Die Werkstoffeigenschaften der Bulk-Fill-Komposite, z.B. Biegefestigkeit, Randqualität, Formstabilität, Haftwerte, Biokompatibilität, sind im Großen und Ganzen vergleichbar mit den etablierten Kompositmaterialien [38, 43, 58, 106, 169, 170, 203, 235]. Jedoch unterscheiden sich die physikalischen Eigenschaften und die Materialzusammensetzungen zwischen den einzelnen auf dem Markt befindlichen Bulk-Materialien deutlich [148]. Laut Ilie und Stawarczyk stellen die Bulk-Fill-Komposite jedoch keine neue Werkstoffklasse dar [114].

Es sind Komposite, die durch verkürzte Aushärtungszeiten von 10 bis 20 Sekunden pro Inkrement bei entsprechend hoher Lichtintensität der Polymerisationslampe (i. d. R. > 800 bis 1.000 mW/cm^2) und gleichzeitig optimierter Durchhärtungstiefe des Restaurationmaterial (4 bis 5 mm Schichtstärke) schneller in der Kavität platziert werden können [165]. Bei genauer Betrachtung fällt jedoch auf, dass die für die vereinfachte Fülltechnik im Seitenzahnbereich beworbenen Bulk-Fill-Komposite keine echten „Bulk“-Werkstoffe sind, da die approximalen Kästen häufig tiefer als die maximale

Durchhärtungstiefe der Materialien (4 – 5 mm) sind und somit die Kavität in mindestens 2 Schichten gefüllt werden muss. [166]

Die verbesserte Durchhärtungstiefe wird zum Teil durch die Erhöhung der Transluzenz erreicht. Diese entsteht durch die Abstimmung der Brechungsindizes von Füllstoffen und Polymermatrix und durch die Variationen von Füllkörpergehalt und Füllkörpergröße [114] (lineare Korrelation zwischen der Transluzenz eines Komposits und dessen Füllstoffmenge) [170]. Die erhöhte Transluzenz kann eine reduzierte ästhetische Integration der Restauration verursachen, die allerdings im Seitenzahnbereich in der Regel unproblematisch ist. An Mesialflächen im Prämolarenbereich sollte man sich des geringen Maskierungseffektes jedoch bewusst sein [140].

Des Weiteren spielen optimierte, sehr sensible, lichtaktivierte Initiatorsysteme (z.B. Ivocerin in Tetric EvoCeram Bulk Fill¹⁷) für die große Polymerisationstiefe eine Rolle [169].

Man unterscheidet die Bulk-Fill-Komposite entsprechend ihrer Viskosität:

- Die **niedrigviskösen und fließfähigen Bulk-Fill-Komposite** enthalten einen deutlich geringeren Füllkörperanteil bei deutlich größeren Füllkörpern (>20 µm) als herkömmliche Nano- bzw. Mikrohybridkomposite. Bei gleichem Füllkörpergehalt wird dadurch die Gesamtoberfläche der Füllkörper und damit die Grenzfläche zwischen anorganischen Füllern und organischer Matrix, welche mit für die Lichtstreuung verantwortlich ist, reduziert. Somit kommt es zu einer besseren Penetration der Photonen in den Werkstoff und zur erhöhten Durchhärtungstiefe. Die vergleichsweise großen Füllkörper und der reduzierte Füllkörperanteil führen jedoch zu schlechteren mechanischen Eigenschaften und höherer Abrasionsanfälligkeit [114]. Deswegen benötigen sie auch eine 2 mm dicke Deckfüllung aus herkömmlichen Hybridkomposit (vgl. Abb. 5-13 b). Außerdem würde sich die funktionelle Kauflächengestaltung mit den niedrigviskösen Kompositen als schwierig gestalten. Die Fähigkeit der niedrigviskösen Bulk-Fill-Komposite zur Selbstnivellierung wird als besonders positiv hervorgehoben [106, 165, 235].
- Die **hochviskösen, standfesten, modellierbaren Bulk-Fill-Komposite** haben einen hohen Füllstoffanteil und eine ausreichend hohe mechanische Festigkeit. Mit ihnen können Kavitäten bis zu einer Tiefe von 4 mm mit einem Inkrement gefüllt werden und benötigen keine zusätzliche Deckschicht [169] (vgl. Abb.

¹⁷ Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland

5-13 c).

Die Bulk-Fill-Komposite sind für die Restauration sämtlicher Seitenzahnkavitäten indiziert, z.B. bei großen Wiederholungsfüllungen im Rahmen der Sekundärversorgung, als Stumpfaufbaumaterial, auch zum Höckerersatz [170], bei unkooperativen Kindern (evtl. sogar ohne Deckfüllung [49]) und vor allem bei minimalinvasiven Restaurationen mit schlechtem okklusalem Zugang [80].

Laut Rosatto verfügen die mit Bulk-Fill-Konzepten versorgten Zähne über eine höhere Frakturresistenz und zeigen weniger Polymerisationsschrumpungsstressfolgen in Form der Höckerauslenkung als konventionelle Füllungskomposite [205]. Zur Reduktion der polymerisationsinduzierten Schrumpungskräfte der verschiedenen Produkte wurden spezielle neuartige Monomerverbindungen oder Füllkörper als „Schrumpungsstress-Relaxator“ oder „Polymerisations-Modulator“ integriert. Sie vermindern den Schrumpungsstress während der Polymerisation durch langsameren Anstieg des E-Moduls, ohne Polymerisationsgeschwindigkeit und endgültigen Polymerisationsgrad negativ zu beeinträchtigen [235, 236].

Einen Ansatz zur weiteren Reduktion der Schrumpungskraftentwicklung führt die Züricher Arbeitsgruppe aus. Wenn die Materialien mit Hilfe eines Vorwärmöfchens für 5 Min. auf 68°C vorgewärmt werden, ließen sich die Schrumpungskräfte der Bulk-Komposite signifikant reduzieren ohne die Konversionsrate signifikant zu beeinflussen. [237] Dieses Anwärmen muss jedoch ebenfalls kritisch betrachtet werden, da es gleichzeitig zu einer höheren Klebrigkeit des Materials führt, was eine erschwerte Modellation (Gefahr des Luftblaseneinschlusses, Abziehen von Kavitätenwänden) nach sich zieht. [58]

Letztendlich ist aber nicht nur die Zeitersparnis ein großer Vorteil der Bulk-Fill-Materialien, sondern auch die Reduktion der Fehleranfälligkeit. Je mehr Schichten aufgebaut werden, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Füllungen Blasen oder suboptimale Adaptation zwischen den Schichten aufweisen. [70]

Laut einer Studie von Sarrett et al., bei der mittelgroße Klasse-II-Kavitäten mit nur einer Schicht Komposit gefüllt wurden und so die Schrumpfkraft vollständig auf die Ränder wirken konnte, hatten die Restaurationen nach drei Jahren nicht häufiger Randverfärbungen oder Sekundärkaries als Füllungen, bei denen die Inkrementtechnik verwendet wurde [214]. In diesem Zusammenhang hat Ferracane 2016 eine Meta-Analyse veröffentlicht, die zu der Schlussfolgerung kommt, dass es keine direkte Evidenz dafür gibt, dass das Entstehen von Polymerisationsschrumpungsspannungen im Komposit zu einer reduzierten Überlebensrate von Kompositrestaurationen führt. Jedoch gibt es eine gewisse „indirekte Evidenz“ aus zahlreichen In-vitro-Studien, die den

Schluss zulassen, dass der Polymerisationsschrumpfungskraft durchaus eine klinisch relevante Bedeutung zukommen kann [62]. Die Polymerisationsschrumpfungskraft eines Komposits sollte nach wie vor so gering wie möglich gehalten werden [58].

Inzwischen sind viele verschiedene Bulk-fill-Komposite auf dem Markt erhältlich:

5.5.1.1 SDR™¹⁸

SDR™ (Smart Dentin Replacement)¹⁹, das erste, 2009 eingeführte fließfähige Bulk-fill-Komposit, ist ein fluoridhaltiges, lichthärtendes und röntgenopakes Einkomponenten-Bulk-Fill-Komposit für Unterfüllungen in Klasse-I- und –II-Kavitäten. Es gehört zu den fließfähigen, selbstnivellierenden Kompositen, die sich in 4-mm-Inkrementen innerhalb von 20 Sekunden aushärten lassen. Es sollte jedoch mit einer 2 mm dicken Schicht aus herkömmlichem lichthärtenden Kompositmaterial abgedeckt werden.

SDR™ zeigt eine um ca. 20% reduzierte Volumenschrumpfung und einen um fast 80% reduzierten Polymerisationsstress, während keine Kompromisse bezüglich Polymerisationsgeschwindigkeit und Konversionsrate eingegangen werden [43].

Eine Marburger Arbeitsgruppe verglich in einer Untersuchung die Randqualität abgefüllter Klasse-II-Kavitäten bei Füllungen aus einer 4 mm dicken SDR-Schicht samt Abdeckung durch ein konventionelles Komposit mit aus horizontal, in 2 mm dicken Schichten aufgebaute Füllungen eines konventionellen Komposits. Sie konnten keine negativen Auswirkungen auf die Randqualität nach thermomechanischer Belastung beobachten [203].

(Weiteres siehe auch Kapitel 5.3.3.5.5 Komposite mit verminderter Schrumpfkraft, Seite 22)

5.5.1.2 Tetric EvoCeram Bulk Fill²⁰

Das „Tetric EvoCeram Bulk Fill“, ein hochvisköses modellierbares Komposit, beherrscht den Schrumpfstress mit neuen Katalysatorkombinationen, die die Kinetik der Polymerisation günstig beeinflussen. Ivocerin wird als sogenannter Polymerisationsbooster (= Beschleuniger) verwendet. Es absorbiert blaues Licht mit einem Maximum bei einer Wellenlänge von ca. 370 bis 460 nm. Es löst auch noch mit sehr wenig Licht noch eine suffiziente Polymerisation aus. Außerdem enthält „Tetric EvoCeram Bulk Fill“ einen Schrumpfstress-Relaxator und einen „Lichtcontroller“ als Reaktionsverzögerer, welcher dem Behandler eine verlängerte Verarbeitungszeit gewährt. [26, 182]

¹⁸ Fa. Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland

¹⁹ Fa. Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland

²⁰ Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland

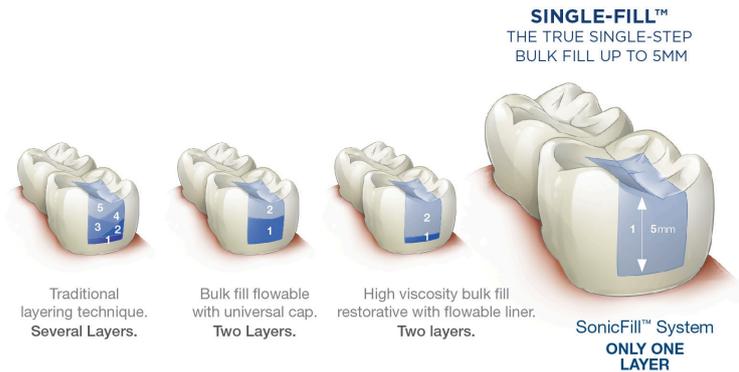


Abb. 5-13 **Verschiedene Schichttechniken bei verschiedenen Materialien**
 von links nach rechts: a) traditionelle Schichttechnik – mehrere diagonale Schichten, b) Bulk-Fill-flowable mit Universaldeckschicht – 2 Schichten, c) hochvisköses Bulk-Fill-Komposit mit Liner aus niedrigviskösem Komposit – 2 Schichten d) SonicFill, Einschichtsystem mit bis zu 5mm Schichtstärke – nur eine Schicht [42]

5.5.1.3 SonicFill²¹

Eine Sonderstellung im Bereich der Bulk-Fill-Materialien nimmt das „SonicFill“ ein. Es nutzt die Thixotropie der Komposite aus. „SonicFill“ ist ein hochgefülltes Komposit, dass mit einem speziellen Handstück (Sonicfill 2010²²) schallaktiviert wird, sodass es während der Applikation von einer festen in eine fließfähige und somit besser adaptierbare Konsistenz übergeht. Am Ende des Füllvorgang wird die Schallübertragung gestoppt und die Viskosität steigt wieder an, sodass es eine modellierbare Viskosität erhält [235]. Bei gewissenhafter Lichthärtung erlaubt dieses Material eine Durchhärtetiefe von 5 mm [241]. (vgl. Abb. 5-13)

Unter anderem Frankenberger hat aber zusammengefasst, dass die Qualität des adhäsiven Verbunds, die Verarbeitungstechnik und die korrekte Polymerisation einen bedeutsameren Einfluss auf die Gesamtintegrität und die Lebenserwartung der Restauration hat als das verwendete Komposit oder die Art der Schichtung. [55, 56, 147]

5.6 Marginale Adaptation bei Kompositfüllungen

Auch wenn eine schlechte Randqualität mit ihren jeweiligen Konsequenzen schon länger nicht mehr der Hauptgrund für den Verlust bzw. notwendigen Austausch von Füllungen ist [70, 77, 245], ist sie noch immer einer der essentiellen Bewertungsfaktoren für ein gutes Komposit.

²¹ Fa. Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland

²² Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

5.6.1 Entstehung und Beurteilung von Randspalten im Labor

Randspalten entstehen durch einen nicht ausreichenden Verbund der Füllung mit dem Zahn. Um Randspalten zu vermeiden, muss eine erfolgreiche Kompensation der Polymerisationsschrumpfung durch optimale Adhäsion an der Zahnhartsubstanz gewährleistet sein [163].

Die optimale Adhäsion kann z. B. durch das Überätzen des Dentin eingeschränkt werden. Es resultiert in zu tiefen Demineralisationszonen, in die der Primer bzw. das Bonding nicht vordringen, sodass nicht infiltrierte Bereiche zurückbleiben und es zu einer hydrolytischen Zersetzung der nicht von Bonding umhüllten organischen Strukturen kommt [67].

Weiterhin können unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten und ein unterschiedlicher Elastizitätsmodul von Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz Kofaktoren für die Entstehung für Randspalten sein [46, 103].

Sind solche Randspalten entstanden, können Mikroorganismen der Mundhöhle mit dem Speichel in die Randspalten eindringen. Unter Belastung wird die Mundhöhlenflüssigkeit sogar regelrecht in den erweiterten Randspalt gepumpt [103]. Es kommt zu Schmelzrissen, postoperativen Überempfindlichkeiten und langfristig zu verfärbten Füllungsrandern, evtl. sogar Sekundärkaries [163]. Wobei manche Autoren schreiben, dass die schrumpfbedingte Spaltbildung selbst nicht zu einem erhöhten Risiko für Sekundärkaries führt [29, 151]. Solange ein Biofilm vermieden wird, ist Sekundärkaries zu verhindern [151].

Weil der Spalt jedoch häufig fälschlicherweise als Sekundärkaries interpretiert wird, reduziert eine schlechte Randqualität langfristig die Lebenserwartung von Kompositfüllungen [213].

Um die Dichtigkeit einer adhäsiv verarbeiteten Kompositfüllung in vitro zu überprüfen, wurden neben der quantitativen Randschlussanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) noch weitere verschiedene Verfahren entwickelt:

- Anfang der fünfziger Jahre wurde Druckluft zum Nachweis von Randundichtigkeiten verwendet. Der Zahn wurde unter Wasser gehalten und der notwendige Luftdruck, der Blasen an der Restaurationsgrenze erscheinen ließ, wurde ermittelt. Die Lage der Undichtigkeit wird bei dieser Methode nicht erfasst. [238]
- Ein weiteres Verfahren stellt die Messung der elektrochemischen Leitfähigkeit zwischen Zahninnerem und einem äußeren Medium dar. Auch hier kann die Lokalisation des Randspaltes nicht bestimmt werden. [238]
- Bei der Neutronenaktivierungsanalyse diffundiert Mangan als Marker in die Randspalten. Die davon ausgehende Strahlung wird in einem Forschungsreak-

- tor gemessen. Diese Methode ist sehr aufwendig und auch bei dieser Methode ist eine Lokalisation der Undichtigkeit nicht möglich. [238]
- Fraser entwickelte 1929 das Verfahren der Bakterienpenetration, welches noch heute Anwendung findet. Allerdings müssen, damit die Bakterien in die Spalten diffundieren können, die Spalten eine minimale Größe von 2 µm aufweisen. [123]
 - Die Farbstoffpenetration ist eine der geläufigsten Methoden. Nach dem Färbeprozess kann die Eindringtiefe der Farbe anhand von Schnitten der Zähne in einem Lichtmikroskop linear beurteilt werden. Zur Anfärbung stehen verschiedene Farbstoffe in unterschiedlichen Konzentrationen zur Verfügung (Methylenblau, Fuchsinlösung, Silbernitrat, Eosin, Fluoreszin). Die Einwirkzeit der Farblösungen kann von Minuten bis zu mehreren Monaten variieren. [131, 253]
 - Eine Weiterentwicklung der Farbstoffpenetrationsmethode stellt die Anwendung von Radioisotopen dar, da die entsprechenden Lösungen auch in kleinste Randspalten eindringen können. Ausgewertet werden die geschnittenen Proben durch Auflegen auf Röntgenfilme und Beurteilung der belichteten Aufnahmen. [238]

5.6.2 Einflussfaktoren auf eine gute marginale Adaptation

Für eine gute marginale Adaptation spielt zunächst die Matrizentechnik in Kombination mit Holzkeil und Separationsring eine wesentliche Rolle. Sollte es Schwierigkeiten geben die Matrize zu legen, weil die Kavität extrem tief liegt, wird der Kavitätenboden zunächst gezielt mit Hilfe der „proximal box elevation“-Technik angehoben [71, 81].

Um die randschlüssige und fugenfreie Adaptation zu optimieren, kann zusätzlich die sogenannte „snowplough“-Technik angewandt werden, indem in das noch weiche, nicht gehärtete Flow-Material ein kleine Menge höher visköses Restaurationskomposit gedrückt wird [185].

In-vitro-Resultate belegen die Überlegenheit des Verbunds zum Schmelz durch eine Ansträgung des Schmelzes [186], sodass die Schmelzprismen senkrecht statt lateral angeschnitten werden und so die Ätzwirkung optimiert wird [103]. Die Notwendigkeit der Schmelzanschrägung wird immer wieder diskutiert. Klinisch konnte die Ansträgung noch nicht belegt werden [211, 251]. Ohne proximale Ansträgung können paramarginale Schmelzrisse als weiße Ränder erscheinen, welche fälschlicherweise für Sekundärkaries gehalten werden könnten [67]. Bei selbstätzenden Adhäsivsystemen spielt die Schmelzrandanschrägung eine noch größere Rolle als bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven [67].

Des Weiteren gab es die Idee, über Schallaktivierung des Bonding Agents die Randqualität zu verbessern. Die Studie von Leupold ergab jedoch, dass diese keinen Ein-

fluss hatte bzw. die Randqualität durch die Schallaktivierung sogar verschlechtert wurde. [149]

Es gibt Studien, die gezeigt haben, dass die sogenannte Lining-Technik, auch elastisches Bonding genannt, vorteilhaft auf die Randqualität von Kompositrestaurationen wirkt [135]. Durch diese Schicht sollen Polymerisationsspannungen des Komposits elastisch ausgeglichen werden. Ihr wird eine sogenannte „stress-breaker“-Funktion zugeschrieben [108]. Deformationen des Zahnes, wie sie unter Funktion auftreten, können so kompensiert werden und führen nicht zu Rissen, Randspalten, Absplittierungen oder sogar Füllungsverlust. Beim Aushärten des Adhäsivs und der Lining-Schicht am besonders sensiblen zervikalen Füllungsrand ist darauf zu achten, dass sie ausreichend lange und maximal nahe mit Licht ausgehärtet werden und dass die Metallmatrize (v. a. bei den Teilmatrizen) bzw. störende Zahnüberhänge bei falscher Beleuchtungsrichtung keinen "Schatten" auf diesen zervikalen Bereich werfen. [51]

Um eine gute Randqualität zu erhalten, sollte der Polymerisationsschrumpungsstress auf die Randbereiche der Füllung minimiert werden. Dies kann einerseits durch die klassische Inkrementtechnik mit Beachtung des C-Faktors erreicht werden [181]. Hierbei sollte darauf geachtet werden, dass jedes Inkrement ausreichend lange ausgehärtet wird. Andererseits kann der Polymerisationsschrumpungsstress durch Verwendung von Bulk-Fill-Materialien reduziert werden [163] (vgl. auch 5.5.1 Bulk-Fill-Komposite, Seite 31). Eine weitere Alternative wäre, einen Großteil der Polymerisationsschrumpung aus der Kavität herauszuverlagern, indem man ein indirektes Kompositinlay herstellt, das damit auch einen optimalen C-Faktor aufweist. Als weiterer Ansatz, den bei der Polymerisationsreaktion entstehenden Kontraktionsstress zu reduzieren, wurde eine Variation der Lichtintensität während der Bestrahlungszeit (z.B. Stufenpolymerisation, Puls-Delay-Polymerisationstechnik, Softstartpolymerisation) diskutiert. Trotz Bestätigung der Stressreduktion durch diese Polymerisationstechniken [236] hat dieser Ansatz aufgrund der Trends zur Reduktion der Polymerisationszeiten wieder an Bedeutung verloren [54].

Um jedwede Spannungsentwicklung im Komposit zu vermeiden, müssen nicht nur Materialparameter wie Schrumpfung und Elastizitätsmodul beachtet werden, sondern auch die okklusalen Kontakte. Es sollte auf eine gleichmäßige zentrische Okklusion möglichst ohne Kontakte im Übergangsbereich Komposit zu Zahnhartsubstanz Wert gelegt werden. [13]

5.7 Verschleißverhalten bei Kompositen

5.7.1 Entstehung und verschiedene In-vitro-Simulationen von Verschleiß

Verschleiß im zahnmedizinischen Sinne ist die „Summe jeglichen Abtrags von Material im Mund, sei es von natürlicher Zahnhartsubstanz als auch von Restaurationsmaterialien“ [102]. Er setzt sich aus der Überlagerung von vier verschiedenen Verschleißarten zusammen [37, 225]:

- Abrasiver Verschleiß fasst jegliche Materialablösung „aufgrund von harten Partikeln zwischen oder befestigt an einem (...) Körper in relativer Bewegung“ zusammen [256]. Er lässt sich in zwei Gruppen unterteilen:
 - Der Zwei-Medien-Verschleiß entsteht durch die Reibung zweier unterschiedlich harter Körper gegeneinander. Dabei reduziert der härtere den weicheren Körper. Bei Hellwig wird dies als Attrition bezeichnet. Die physiologische Attrition entsteht zum Beispiel durch Schlucken und Sprechen, die pathologische durch Knirschen und Pressen. [103]
 - Der Drei-Medien-Verschleiß wird durch harte abrasive Partikel zwischen den beiden gegeneinander schleifenden Körpern erzeugt, zum Beispiel durch Nahrungsmittel (Demastikation), aber auch Staub, Zahnpasta oder Quarzsand bei Steinbrucharbeitern. Sind die Partikel in einem Gas- oder Wasserstrahl enthalten, wird dies als Erosion bezeichnet. [133]
- Adhäsiiver Verschleiß wird durch punktuelle Friktion zwischen zwei Oberflächen erzeugt. Durch das Reiben der Flächen aneinander, kommt es zu einem Materialtransfer. Bei der Trennung wird die weichere Oberfläche mitgerissen. [133]
- Ermüdungverschleiß (Fatigue) resultiert aus wiederholter Überlastung des Materials über dessen Elastizitätsgrenze hinaus. Durch die Relativbewegung zweier Körper entsteht hinter der Bewegung eine Zugspannung und vor der Bewegung einer Kompressionszone. Durch immer wiederkehrende Belastung entstehen Bruchzentren unter der Materialoberfläche, welche sich zur Oberfläche hin ausbreiten und letztendlich zu Substanzverlust führen. [133, 159]
- Korrosiver Verschleiß gilt als Folge einer chemischen Degradation der Materialoberfläche. Diese Art von Verschleiß kommt zum Beispiel durch Säuren aus der Nahrung, Magensäure bei Patienten mit häufigem Erbrechen (Bulimie, Alkoholismus) oder Reflux zustande. Sie greifen die Zahnhartsubstanz stark an, haben aber einen relativ geringen Effekt auf die Restaurationsmaterialien. [103]

Für In-vitro-Untersuchungen sind verschiedene Zwei-Körper- und Drei-Körper-Abrasionsverfahren bekannt. Beim Zwei-Körper-Verschleißtest trifft die Oberfläche des Antagonisten direkt auf die Probe und stellt daher selbst das Abrasivmedium und den

Kraftmediator dar [218]. Beim Drei-Medien-Abrasions-Versuch wird zwischen Probe und Antagonist ein loses Abrasivmedium eingebracht - entweder ein künstliches (z.B. PMMA) oder ein natürliches (z.B. Hirse, Mohn) [102]. Die Drei-Medien-Abrasions-Simulation ergibt deutlich höhere Verschleißwerte als eine Zwei-Medien-Abrasions-Simulation [56].

Zu den Zwei-Körper-Abrasions-Simulatoren gehören:

- Mit Kausimulatoren wird der okklusale Verschleiß durch Gleitabrasion simuliert.
- Die ACTA-Maschine (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) [39] ist aus zwei konterrotierenden Rädern (ein Probenrad und ein Antagonistenrad, aus Silikonkarbid-Papier, Hydroxylapatit oder Silikatglas) aufgebaut. [133]
- Bei dem Pin-on-disk Experiment wird ein fester Körper (zylinderförmiger Antagonist = Pin) gegen eine rotierende Probenscheibe gedrückt, während der Antagonist in Position gehalten wird. Es entsteht eine Gleitreibungskraft. [133]
- Der Taber Abrasionstest abradiert eine flache Probe durch eine rotierende Gummi-, Abrasions- oder mit Sandpapier belegte Scheibe.
- In dem Wasserstrahl-Erosions-Apparat wird für eine bestimmte Zeit mit hoher Geschwindigkeit ein feiner Wasserstrahl gegen eine Probe gerichtet. [21]

Zu den Drei-Körper-Abrasions-Simulatoren gehören [5]:

- Die Automatische Zahnputzmaschine erzeugt eine Bürstabrasion mit einstellbarem Auflagegewicht, einstellbarer Bearbeitungszeit und Anzahl der Bürstenstriche pro Zeiteinheit durch z.B. eine eingespannte Zahnbürste.
- Kausimulator mit Zwischenmedium (Hirsebrei, Mohnkörnern, PMMA-Körnern, Silikonkarbid, Glasperlen oder Aluminiumoxid)
- Mit Pulverwasserstrahlern kann das Auftreffen von Partikeln auf eine Festkörperoberfläche simuliert werden. Es entsteht der sogenannte Strahlverschleiß.

Der entstehende Substanzabtrag wird in der Stereomikroskopie, dem Profilometer oder einem 3D-Laser-Scanner quantifiziert und kann zusätzlich im Rasterelektronenmikroskop qualitativ beurteilt werden.

Bei der Messung werden der mittlere vertikale Verlust oder der mittlere Volumenverlust ermittelt. Außerdem spielt die mittlere Oberflächenrauigkeit nach der Kausimulation eine Rolle.

Bisher gibt es kein standardisiertes Prüfprotokoll zur Messung des Verschleißes.

Natürliche Zähne verschleifen bei jungen Erwachsenen ohne Parafunktionen in zwei Jahren um ca. 20 µm [31]. Ist der Verschleiß der Füllungsmaterialien jedoch größer als der der umgebenden Zahnhartsubstanzen, kommt es am Rand der Füllung zu einer

Stufenbildung. Diese begünstigt das Ausbrechen von Schmelzprismen oder die Fraktur einzelner geschwächter Höcker der Restzahnschubstanz unter dynamischer Okklusion.

Bei stark ausgedehntem Verschleiß kann sich die Bisslage absenken und es kann zu funktionellen Problemen führen.

Um diese Probleme zu vermeiden, müssen Seitenzahnkomposite ein schmelzähnliches Verschleißverhalten vorweisen. [117] Laut Sarrett ist der Verschleiß jedoch keine aktuelle klinische Herausforderung für die Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich mehr [212].

5.7.2 Einflussfaktoren auf den Verschleiß

Optimalerweise sollte der Verschleiß der Restaurationsmaterialien mit dem des Schmelzes übereinstimmen [125]. Diese Eigenschaft weisen jedoch nur einige bestimmte Keramiken und spezielle metallische Legierungen auf [50]. Plastische Füllungsmaterialien zeigen einen ausgeprägteren Verschleiß als laborgefertigte Restaurationen. [138]

Der Verschleiß einer Füllung wird durch eine Vielzahl von Faktoren bestimmt: durch das Füllungsmaterial, den Zahnarzt, der die Füllung legt, und nicht zuletzt auch durch den Patienten.

Die verschiedenen Bestandteile der Komposite tragen alle zum Gesamterscheinungsbild des Abriebverhaltens bei.

Besonders der Gehalt und die Größe der Füllkörper beeinflussen das Verschleißverhalten [171]. Je höher der Füllkörpergehalt [32] und je kleiner die Füllkörper [219], desto geringer ist der Abrieb.

Bei den gefüllten Kompositen stellt man sich vor, dass diese in zwei Phasen abradieren. Anfangs findet eine Mikroabrasion der Matrix bei Stress und unter Einwirkung abrasiver Nahrungsmittel statt, dadurch werden die Füllkörper zunehmend freigelegt. Diese werden somit vermehrt mechanischer Belastung ausgesetzt, bis sie sich aus dem Komposit lösen. Nun befindet sich wieder eine freigelegte Matrixschicht an der Oberfläche und der Vorgang wiederholt sich. [134] Die Schwachstelle stellt dabei die Silanverbindung dar [179].

Radaal stellte 1978 fest, dass bei ungefüllten Kompositen der Abrieb mit Silikonkarbid-Papier deutlich höher ist als bei gefüllten Kompositen [200]. Wobei die ungefüllten Komposite bei der Bürstabrasion hingegen widerstandsfähiger als die Komposite, die 2 µm große Füllpartikel enthielten [150]. Und auch bei der Pulverwasserstrahlabrasion überzeugten die ungefüllten Komposite. Huennekens und Mitarbeiter erklärten dies mit deren geringerem Elastizitätsmodul und ihrer höheren Duktilität. Die ungefüllten Komposite können anscheinend vor dem Frakturieren mehr Energie absorbieren [109].

Auch die Form der Füllkörper spielt eine Rolle. Vor allem große sphärische Füllkörper zeigen laut Suzuki minimalen Substanzverlust des jeweiligen Komposits, [227] während Leinfelder herausfand, dass Komposite mit kleinen sphärischen Füllkörper (0,05 μm), welche aber wieder eine geringere retentive Verankerung in der Matrix haben, widerstandsfähiger sind [144].

Rootare entdeckte, dass Füllkörper aus Glas, die ein amorphes Gefüge besitzen, weniger abriebfest sind als Quarzfüller mit kristalliner Struktur [204].

Axén und Jakobson hielten die Abriebfestigkeit der organischen Matrix für bedeutend, da sie die Füllkörper vor der Ablösung aus dem Verbund schützt [8].

Ferracane hält die Konversionsrate der Doppelbindungen bei der Polymerisation für einen weiteren bedeutenden Faktor im Bezug auf das Abriebverhalten der Komposite [63].

Zusammengefasst spielen werkstoffkundlich der Gehalt, die Größe, die Form der Füllstoffe, das Material, aus dem die Füllkörper bestehen, die Abriebfestigkeit und die Konversionsrate der organischen Matrix sowie die Oberflächenglätte, die Oberflächenhärte, die Bruchzähigkeit der Füllung eine Rolle im Bezug auf die Verschleißfestigkeit [101]. Außerdem sind Polymerisationsinhibition durch Sauerstoff sowie Verluste im anorganischen Anteil durch extrem unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten für den vorzeitigen Substanzverlust an der Oberfläche von Füllungskompositen verantwortlich [88].

Eine Studie von Söderholm et al. hat ergeben, dass die Verschleißwerte an Füllungen signifikante Unterschiede aufweisen können, wenn sie von zwei verschiedenen Zahnärzten gelegt worden sind. Söderholm gibt die Verwendung unterschiedlicher Instrumente und unterschiedliche Modellierungen der anatomischen Zahnstrukturen als mögliche Ursachen an [230].

Außerdem hängen die Werte des Verschleißes stark von den Patienten und ihrer unterschiedlichen Kaukraft (Männer haben eine höhere Kaukraft als Frauen, jüngere Probanden höhere als ältere [224]), den parafunktionellen Habits, den Säuren aus ihrer Plaque [40], ihrer Speichelzusammensetzung [95] und ihrer Ernährung ab.

Der Verschleiß verhält sich proportional zur Füllungsgröße und umgekehrt proportional zum bereits erfolgten Abnutzungsgrad [226]. Das bedeutet, der Verschleiß reduziert sich, je mehr Material bereits verloren gegangen ist, weil damit die Entfernung zum Antagonisten größer wird. Anfangs erfolgt der Verschleiß als Zwei-Medien-Verschleiß, folglich direkt abrasiv, letztlich wandelt er sich in einen Drei-Medien-Verschleiß um, bei dem die Abrasion indirekt über die Nahrungsmittel stattfindet. Weiterhin muss der Ein-

fluss der Zahnbürsten- und Zahnpastaabrasion sowie der chemischen Degradation berücksichtigt werden. [127]

Die heutigen Komposite sind in der Regel fast verschleißresistent [212]. Der Verschleiß findet kaum noch in den kontaktfreien Füllungsarealen statt, sondern hauptsächlich in den okklusalen Kontaktzonen. Erst nach frühestens vier Jahren Tragedauer reduzieren sich patientenspezifisch die anatomischen Konturen.

Intrakoronale gelegte Komposite, deren Verschleiß durch die die Füllung umgebende Zahnhartsubstanz selbstlimitierend ist, zeigen nach zwei Jahren je nach Material einen Verschleiß von im Mittel zwischen 60 und 200 μm , wobei der Verschleiß innerhalb der ersten zwölf Monate am höchsten ist [102]. Die ersten sechs bis 24 Monaten gelten als die kritische Zeit für das Scheitern einer Füllung [188]. Außerdem hat Mair in seiner 10-Jahres-Studie herausgefunden, dass die Abrasionswerte nach den ersten fünf Jahren nachlassen [158].

Solche zwar messtechnisch quantifizierbaren Materialverluste sind selbst von erfahrenen Untersuchern kaum feststellbar, geschweige denn von den Patienten registrierbar [27, 190]. Heutzutage kann der Verschleiß von ästhetischer Bedeutung sein, jedoch keine Folgen für biologische Strukturen wie Kiefergelenk oder Zahnhalteapparat nach sich ziehen [87, 118, 221].

In einer Studie der Marburger Arbeitsgruppe wurde herausgefunden, dass nach 8 Jahren in vivo weder Verschleiß noch die Randqualität entscheidend für die kritische Bewertung und Überlebensrate großflächiger Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich waren [128].

6 Material und Methode

6.1 Übersicht über den Versuchsablauf

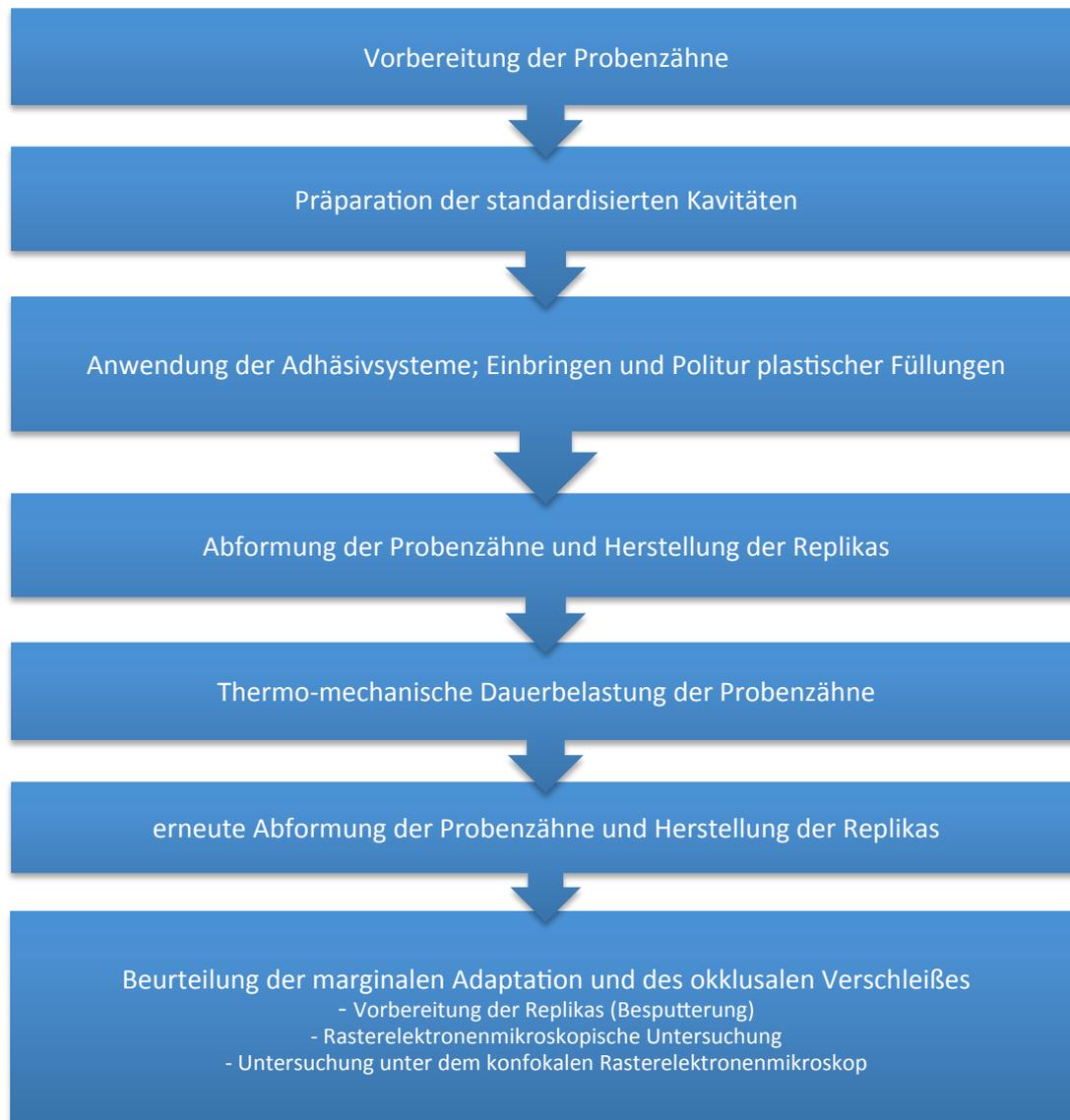


Abb. 6-1 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurden an 64 extrahierten menschlichen Weisheitszähnen mesio-okkluso-distale Kavitäten nach etabliertem Protokoll präpariert, wobei der Rand des mesialen Kastens im Dentin und der des distalen Kastens im Schmelz endete (vgl. Abb. 6-1). Die Kavitäten wurden mittels verschiedener Adhäsive und verschiedener Ätztechniken vorbereitet, daraufhin mit verschiedenen Kompositen nach einer vereinfachten Schichttechnik gefüllt und mit sichtbarem blauem Licht ausgehärtet. Zum Abschluss wurden die Füllungsflächen geglättet und poliert.

Anschließend wurden die gefüllten Zähne abgeformt und Polyurethanreplikas erstellt, um unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) und unter dem konfokalen Laserras-

termikroskop nach erfolgter thermischer und mechanischer Wechselbelastung in einem Thermocycler (2.500 Zyklen zwischen 5°C und 55°C; 100.000 mal 50N) die sich darstellende Randqualität und den okklusalen Verschleiß beurteilen zu können (vgl. Abb. 6-1).

6.2 Vorbereitung der Probenzähne

Für die Studie wurden 64 menschliche Weisheitszähne gesammelt, die aus therapeutischen Gründen extrahiert worden waren. Jeder Patient hatte eine Einverständniserklärung unterschrieben, dass die Zähne für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden dürften (vgl. hierzu Kapitel 12 Einverständniserklärung zur Freigabe organischen Materials, Seite 102). Direkt nach der Extraktion erfolgte die Lagerung in einer gesättigten wässrigen Thymollösung (0,1%ig). Vor der Präparation wurden die Zähne sorgfältig von Zahnstein, Konkrementen sowie anhaftendem Weichgewebe mittels Scalern und Küretten²³ befreit.

6.3 Präparation der standardisierten Kavitäten

Es wurden standardisierte, dreiflächige mesio-okkluso-distale Kavitäten (mod-Kavitäten) mit einer oro-vestibulären Breite von 4 mm präpariert. Der Isthmus wurde mit einer Tiefe von 4 mm angelegt. Der Boden des approximalen Kastens hatte eine Ausdehnung von 2 mm im mesio-distaler Richtung. Mesial endete der approximale Kasten apikal der Schmelz-Zement-Grenze im Dentin und distal koronal der Schmelz-Zement-Grenze im Schmelz (vgl. Abb. 6-2, Abb. 6-3). Es wurde unter Wasserkühlung mit Hilfe eines roten Winkelstücks²⁴ (Übersetzung 1:5) bei maximaler Drehzahl des

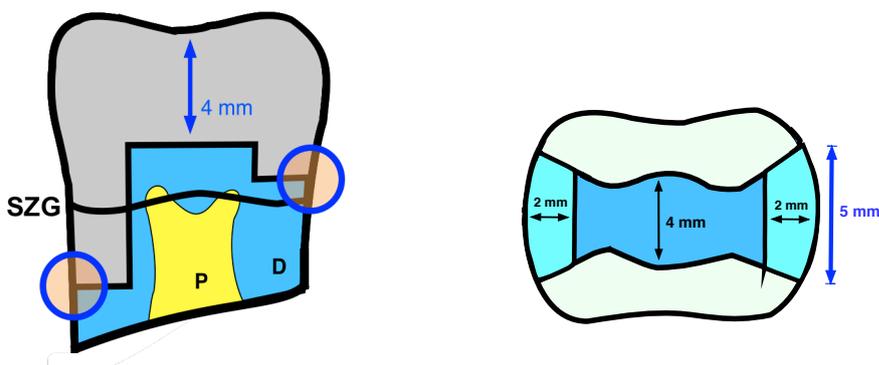


Abb. 6-2

Ausdehnung der mod-Kavität

(mesial endet die Kavität im Dentin und distal im Schmelz, P = Pulpa, D = Dentin)

a) von lateral, b) von okkusal

²³ Fa. Hu-Friedy Mfg. Co. LLC., Frankfurt am Main, Deutschland

²⁴ KaVo 25 LH, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

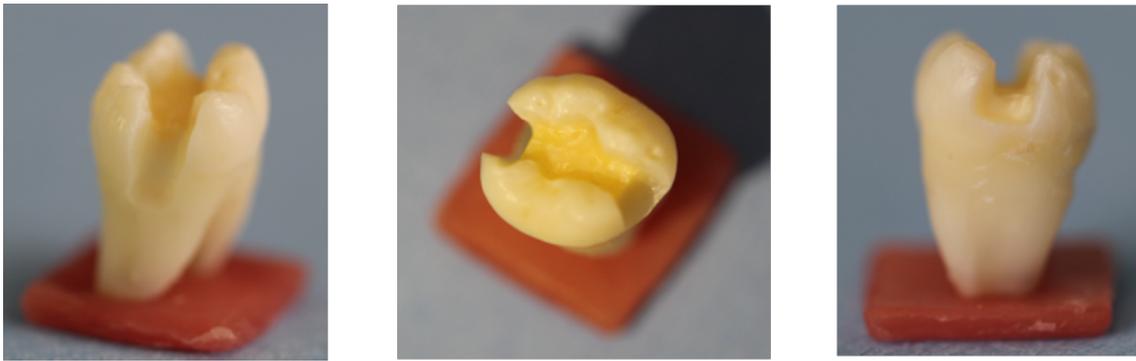


Abb. 6-3 Mod-Kavität am echten Zahn
a) von mesial, b) von okklusal, c) von distal

Mikromotors²⁵ (40.000 U/min) präpariert. Für die Präparation wurden abgerundete, zylindrische Diamantschleifer²⁶ (Durchmesser 1,0 mm, Grünring ca. 100 µm Korngröße) verwendet, ohne die Kavitätenränder anzuschrägen.

6.4 Anwendung der Adhäsive; Applikation des Komposits und Politur der Füllungen

Nach der Präparation erfolgte eine zufällige Einteilung in acht Testgruppen zu je acht Zähnen. Diese wurden im Folgenden mittels vier verschiedener Adhäsive in verschiedenen Ätztechniken konditioniert und anschließend mit zwei unterschiedlichen Kompositen gefüllt (vgl. Tabelle 6-1).

Nach der Präparation erfolgte durch zwei bis drei kurze Luftstöße ein leichtes Trocknen

Tabelle 6-1 Gruppenbezeichnungen, verwendete Materialien sowie die Ätzmodi
(EK1 = experimentelles Komposit 1, EK2 = experimentelles Komposit 2, EA1 = experimentelles Adhäsiv 1, EA2 = experimentelles Adhäsiv 2; SEE = Selective-Enamel-Etch-Technik, E&R = Etch-and-Rinse-Technik, SE = Self-Etch-Technik)

Gruppe	Komposit	Adhäsiv	Ätzmodus
Gruppe 1A	EK1	Xeno Select	SEE
Gruppe 1B	EK2	Xeno Select	SEE
Gruppe 2A	EK1	EA1	E&R
Gruppe 2B	EK1	EA1	SE
Gruppe 3A	EK1	EA2	E&R
Gruppe 3B	EK1	EA2	SE
Gruppe 4A	EK1	Scotchbond U	E&R
Gruppe 4B	EK1	Scotchbond U	SE

²⁵ KaVo INTRAMatic LUX KL700, Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

²⁶ Fa. Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland

der Kavität.

Für den Verbund von Zahnhartsubstanz und Komposit wurden neben zwei experimentellen Adhäsiven 1 und 2 (EA1 und EA2) das „Xeno Select“²⁷ und das „Scotchbond Universal“²⁸ gewählt.

Mit Xeno Select und Scotchbond Universal wurden zwei etablierte Universaladhäsive verwendet (vgl. **Abb. 6-4**, **Tabelle 6-2**) [94]. Xeno Select und Scotchbond Universal können laut Herstellerangaben jeweils entweder mit der Self-Etch- (SE), der Selective-Enamel-Etch- (SEE) oder der Etch-and-Rinse-Technik (E&R) angewendet werden.

Das Xeno Select (pH < 2 [94]) wurde in dieser Studie als Ein-Komponenten-Adhäsiv im SEE-Modus verwendet [44], während das Scotchbond Universal (pH = 2,7 [94]) im SE-



Abb. 6-4 **Verwendete Adhäsive**
links: Xeno Select Flasche mit CliXdish (Bildquelle [45])
rechts: Scotchbond Universal (Bildquelle [1])

Tabelle 6-2 **Zusammensetzung von Xeno Select [45] und Scotchbond Universal [1]**

Zusammensetzung von Xeno Select	Zusammensetzung von Scotchbond Universal
Bifunktionale Acrylate 25 – 50%	MDP Phosphat Monomer
Tertiäres Butanol 10 – 25%	Dimethacrylat
Saure Acrylate 2,5 – 10%	HEMA
Funktionalisierter Phosphorsäureester 2,5 – 10%	Vitrebond™ Copolymer
Wasser	Füller
Initiator	Ethanol
Stabilisator	Wasser
	Initiatoren
	Silan

²⁷ Fa. Dentsply DeTrey, Salzburg, Österreich

²⁸ Fa. 3M ESPE Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland

und E&R-Modus angewendet wurde.

Das Auftragen der Adhäsive erfolgte mittels Applicator Tips²⁹. Die Kavitäten wurden nach Herstellerangaben konditioniert und polymerisiert.

Anschließend wurden die Kavitäten der Gruppen 1A, 2A und B, 3A und B, 4A und B mit einem hochviskösen modellierbaren, experimentellen Komposit (EK1), die Kavitäten der Gruppe 1B mit einem weiteren experimentellen Komposit (EK2) gefüllt.

Die Füllungen wurden mit Hilfe von Tofflemire-Matrizen samt Halter³⁰ nach einer vereinfachten Schichttechnik mittels Tantalinstrumenten geschichtet (vgl. Abb. 6-5). Jedes Inkrement wurde für 20 Sekunden mit sichtbarem Licht der Polymerisationslampe PolyLUX II³¹ ausgehärtet.

Mit verschiedenen Diamantbohrern und dem „Brownie“ wurde die Füllung ausgearbeitet und mit rotierenden Soflex-Scheiben³² unter Wasserkühlung der Übergang zwischen Komposit und Dentin bzw. Schmelz geglättet (vgl. Abb. 6-6). Zunächst wurde mit einer gröberen Scheibe („mittel“, Körnung 10-40 µm) der Überschuss entfernt. Dann wurde die Füllung mit einer feineren Scheibe („sehr fein“, Körnung 1-7 µm) und abschließend mit einem Bürstchen mit eingearbeiteten Siliciumcarbidpolierkörpern (Occlubrush³³) ohne Wasserkühlung und nur mit leichtem Druck auf Hochglanz poliert.

Das Finieren und eine abschließende Kontrolle fanden unter Zuhilfenahme einer Lupe (Binokularlupe, 2,4fache Vergrößerung³⁴) statt.

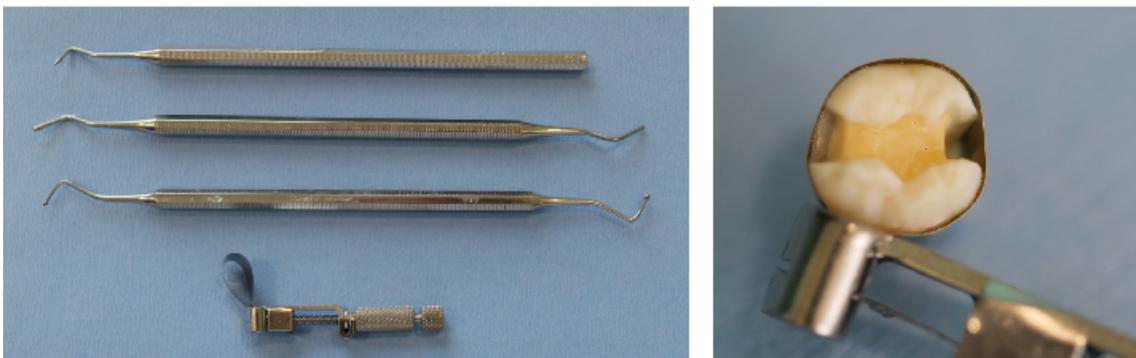


Abb. 6-5

Verwendete Instrumente

links: verwendete Handinstrumente, von oben nach unten: Fissurenformer, planer Stopfer, Kugel, Tofflemirematrize
rechts: angelegte Tofflemirematrize

²⁹ Fa. Dentsply DeTrey, Salzburg, Österreich

³⁰ Fa. Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland

³¹ Fa. KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland

³² Fa. 3M ESPE Deutschland GmbH, Seefeld, Deutschland

³³ Fa. Kerr GmbH, Rastatt, Deutschland

³⁴ Fa. Orascoptic, Middleton, Großbritannien

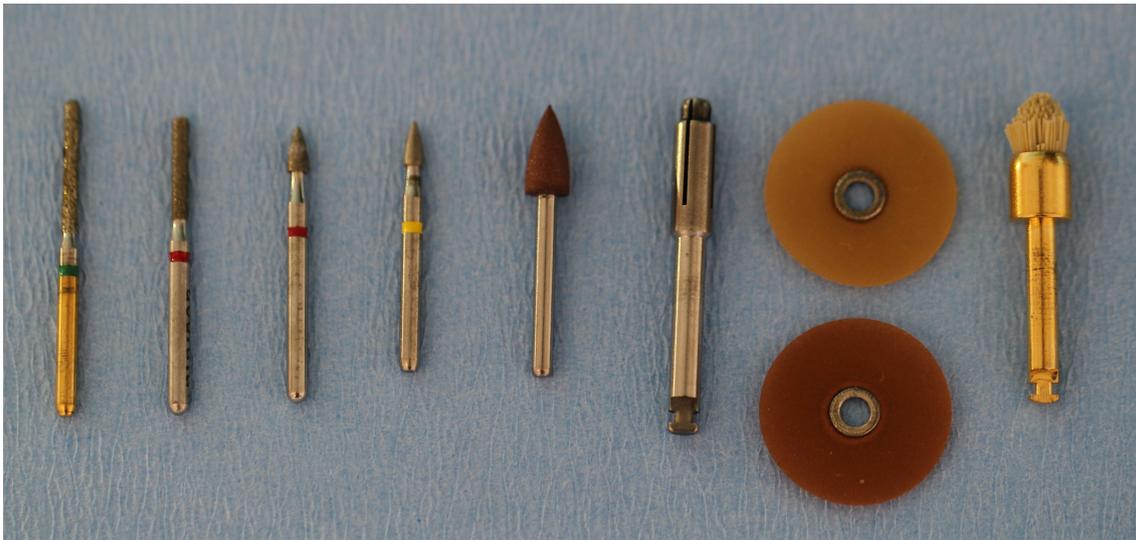


Abb. 6-6 **Verwendete Diamantschleifer und Polierer**
von links nach rechts: Grünring Torpedo, Rotring Torpedo, Rotring kurze Flamme, Gelbring kurze Flamme, Brownie, Soflexscheiben mittel und fein, Occlubrush

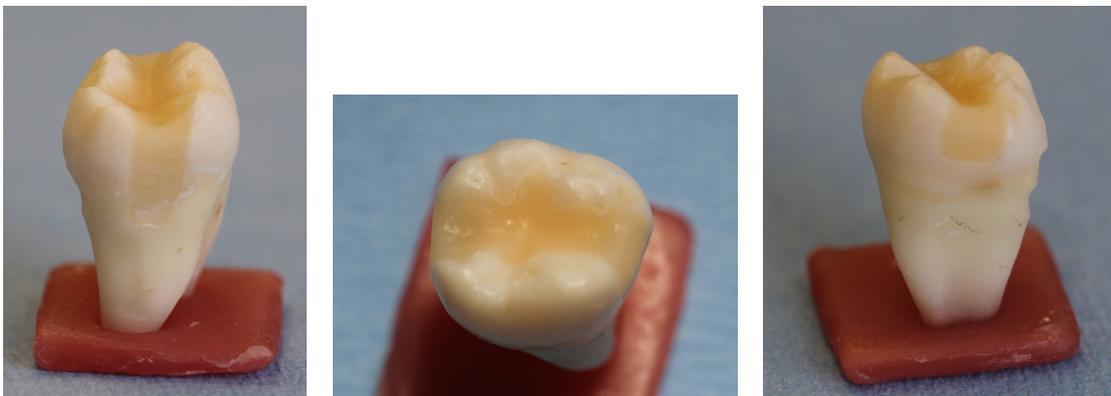


Abb. 6-7 **Abgefüllter Zahn**
a) von mesial, b) von okklusal, c) von distal

6.5 Vorbereitungen zur Beurteilung des Komposit-Dentin-Verbunds und des Verschleißes

Zum Vergleich der marginalen Qualität und dem Verschleiß im okklusalen Kontaktpunktbereich der Füllungen wurden vor und nach der Kausimulation und der thermischen Wechselbelastung (TMB) jeweils Replikas der Zähne hergestellt, die anschließend hinsichtlich der Kontinuität und Randedichtigkeit sowie des Verschleißes der Füllungen im Rasterelektronen- bzw. konfokalen Rasterelektronenmikroskop ausgewertet wurden.

6.5.1 Abformung der Probenzähne und Herstellung der Replikas

Die gefüllten Probenzähne wurden zunächst gründlich abgesprüht und getrocknet. Für die Doppelmischabformungen wurde das kondensationsvernetzende Präzisionssilikon

Silaplast Futur³⁵ sowie dessen dünnfließende Variante Silasoft Special³⁶ im Kartuschensystem verwendet, wobei der erste, eventuell noch nicht optimal vermischte Anteil verworfen wurde. Als Abformträger dienten Getränkeflaschendeckel aus Kunststoff. Die abzuformenden Zähne wurden mit der zu untersuchenden Approximalfläche parallel zur Unterlage eingedrückt. Die Abformungen wurden mit AlphaDie™ MF³⁷ ausgegossen. Das Material wurde streng nach Herstellerangaben im Verhältnis 1:5 von Härter und Basismasse 30 Sekunden lang angemischt, blasenfrei auf einer Rüttelplatte in die Abdrücke gefüllt und für 15 Minuten bei 2 bar im Drucktopf ausgehärtet. Nachdem diese für eine Stunde bei Raumtemperatur und atmosphärischem Druck geruht hatten, wurden die Modelle aus den Abdrücken entfernt, auf Blasen und Fehlstellen kontrolliert und entsprechend der extrahierten Zähne markiert.

Bei der Herstellung der Replikas nach der thermo-mechanischen Dauerbelastung wurde analog verfahren.

6.6 Thermomechanische Dauerbelastung der Probenzähne

Für die thermomechanische Dauerbelastung (=TMB) wurde zunächst ein Thermocyclinggerät und dann ein Kausimulator nach Marburger Art verwendet (vgl. Abb. 6-8, Abb. 6-9).

Zunächst wurden die Probenzähne in dem Thermocyclinggerät TC 45³⁸ einer zyklischen thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Für jeweils 15 Sekunden wurden die Zähne während 2.500 Zyklen in 5°C kaltes und 55°C warmes Wasser eingetaucht. Zwischen den beiden Bädern lag eine Abtropfzeit von 15 Sekunden.

Nachdem der apikale Teil der Zähne 2-3 mm unterhalb der Füllungsgrenze mit einer Trennscheibe abgetrennt worden war, wurden sie mit Hilfe von einem Komposit paarweise in die vorgesehenen Metallformen des Kausimulators eingebettet, sodass die



Abb. 6-8 Thermocycler TC 45

³⁵ Fa. Detax GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland

³⁶ Fa. Detax GmbH & Co. KG, Ettlingen, Deutschland

³⁷ Fa. Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe, Deutschland

³⁸ Fa. Huber, München, Deutschland

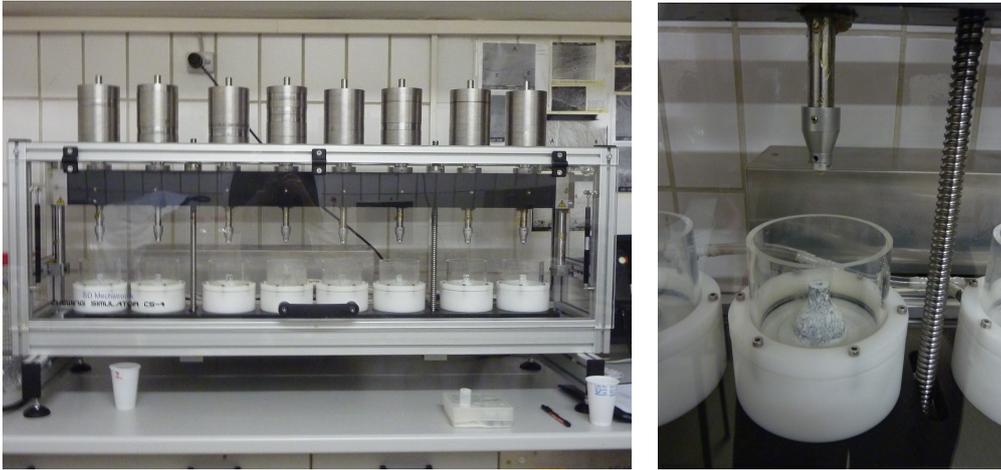


Abb. 6-9 Chewing Simulator CS-4
a) ganzer Simulator b) einzelne Kammer

Zähne einen approximalen Kontakt aufwiesen. Der Antagonist traf dabei auf die aus Füllungsmaterial konvex gestalteten Randleisten der beiden Zähne, ähnlich einer idealen In-vivo-Interkuspitation.

Dann wurde die Kausimulation jeweils mit einer Frequenz von 0,5 Hz bei einer zyklischen Wechsellast von maximal 50 N für 100.000 Zyklen durchgeführt.

6.7 Beurteilung des Komposit-Dentin- bzw. des Komposit-Schmelz-Verbunds

6.7.1 Vorbereitung der Replikas

Um die elektrische Leitfähigkeit der Proben zu gewährleisten wurden die Probenzähne in einer Besputterungsanlage (Cool-Sputter-Anlage S150B³⁹) mit einer ca. 25 nm dicken Goldschicht bedampft.

Dafür wurde jeder Probenzahn auf einem zylindrischen Aluminium-Objektträger mittels doppelseitigem Klebepunkt in natürlicher Zahnachse apikal fixiert und anschließend im Hochvakuum bei einer angelegten Spannung von 30mA für 120 Sekunden mit reinem

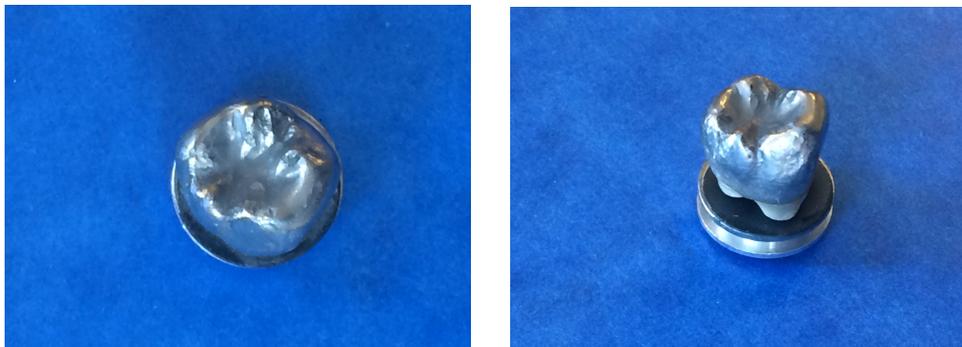


Abb. 6-10 Besputtertes Replika auf zylindrischem Aluminium-Objektträger
a) von okklusal b) von vestibulär

³⁹ Firma Edwards

Gold besputtert (vgl. Abb. 6-10).

6.7.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen erfolgten in einem Amray 1610 Turbo⁴⁰ mit einer Beschleunigungsspannung von 14 - 17 kV.

Zunächst wurden Übersichtsaufnahmen in 20-facher Vergrößerung angefertigt. Danach wurden die Füllungsråder bei 200facher Vergrößerung nach und nach abgefahren. Anhand dieser Bilder wurde ein Vergleich vor und nach der thermomechanischen Dauerbelastung angestellt. Die Vergrößerung der Oberfläche bezieht sich auf die digitale Anzeige des REMs. Die tatsächliche Vergrößerung der Aufnahmen ergab sich durch die Nachvergrößerung der rasterelektronischen Negativfilme.

In den acht Versuchsgruppen wurde der prozentuale Anteil an nicht perfektem Rand bzw. Randspalt am Gesamtrand für die approximalen Restaurationsråder - nach schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsråder getrennt - vor und nach thermomechanischer Belastung errechnet.

6.8 Beurteilung des okklusalen Verschleißes

6.8.1 Untersuchung mit dem konfokalen Laserrastermikroskop

Zur Beurteilung des okklusalen Verschleißes wurde ein konfokales Laserrastermikroskop namens TCS SL Leica⁴¹ (Abkürzung: CLSM) verwendet.

Bei dem konfokalen Laser-Rastermikroskop wird ein Laser für die Beleuchtung eingesetzt, der in der Fokusebene punktwise das Objekt beleuchtet und dort in jedem Punkt Fluoreszenzmoleküle anregt. Eine dreidimensionale Rekonstruktion des abgebildeten Objektes erhält man durch Aufzeichnung mehrerer Schnitte in verschiedenen Fokusebenen.

Diese dreidimensionalen Bilder der Ausgangs- und Folgemodelle werden überlagert und die Software ermittelt die Differenzen. [102]

Es gestattet die räumliche Darstellung von Strukturen in der Größenordnung einiger Mikrometer.

In unserem Fall wurden die abradierten Stellen unter 200-facher Vergrößerung betrachtet. Dies gewährleistete eine vertikale Auflösung von 1,6 µm.

⁴⁰ Amray Inc., Bedford, Massachusetts, USA

⁴¹ Fa. Leica Microsystems, Bensheim, Deutschland

6.9 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe der Software SPSS 17.0 für Windows⁴² erstellt, wobei das Signifikanzniveau hierbei auf einen Wert von $\alpha = 0,05$ festgelegt wurde.

Das Ziel der statistischen Auswertung war es, zu überprüfen, ob die Füllungen, die mit verschiedenen Adhäsiven und Ätztechniken gelegt wurden, unterschiedliche Randqualitäten in rein dentinbegrenzten bzw. in rein schmelzbegrenzten Abschnitten aufwiesen oder nicht.

Außerdem sollte der okklusale Verschleiß zweier verschiedener Komposite verglichen werden.

6.10 Statistische Testverfahren

6.10.1 Kolmogorow-Smirnow-Test

Der Kolmogorow-Smirnow-Test, auch K-S-Test, nach Andrei Nikolajewitsch Kolmogorow und Nikolai Wassiljewitsch Smirnow benannt, wird hier verwendet, um die Normalverteilung der gewonnenen Testwerte zu überprüfen. Der Signifikanzwert (p-Wert) gibt an, wie wahrscheinlich die Nullhypothese ist (H_0 : die empirische Verteilung ist mit der theoretischen Testverteilung (hier Normalverteilung) übereinstimmend). Wird die Nullhypothese sehr unwahrscheinlich, wird sie abgelehnt und durch die Alternativhypothese (H_1) ersetzt. Das Signifikanzniveau (α) entspricht dem Wert, ab welchem man sich für die Alternativhypothese entscheidet. In der Medizin haben sich für dieses Signifikanzniveau Werte von 0,05 (5%) etabliert. Wird der Signifikanzwert kleiner als 0,05, wird die Nullhypothese verworfen und es wird angenommen, dass unsere Daten nicht normalverteilt sind, wie es hier der Fall ist. Deshalb sind der Einsatz nichtparametrischer, auch „voraussetzungsfreier“ Tests zur weiteren Auswertung zu rechtfertigen.

6.10.2 Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test, auch U-Test, „Wilcoxon-Rangsummen-Test“, nach Henry Mann und Donald Whitney benannt, ist ein parameterfreier („voraussetzungsfreier“) statistischer Test, der auf der Basis der Ordinalskalierung (Rangordnung) Aussagen bezüglich der Zugehörigkeit zweier unabhängiger Stichproben zu derselben Grundgesamtheit erlaubt.

Das heißt, er prüft, ob die Nullhypothese, dass zwei zu vergleichende Stichproben aus formgleich (homomer) verteilten Populationen mit identischem Medianwert stammen,

⁴² Fa. SPSS Inc., Chicago, Illinois / USA

zutrifft. Wird der U-Test signifikant, ist davon auszugehen, dass sich die Mediane der zugrunde liegenden Populationen unterscheiden.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Daten mit dem U-Test auf signifikante Unterschiede zwischen der marginalen Integrität der Füllungen der Gruppen untereinander und zwischen den Abriebwerten der Füllungen der Gruppen untereinander jeweils vor und nach der TMB untersucht.

6.10.3 Kruskal-Wallis-Test

Der Kruskal-Wallis-Test (nach William Kruskal und Wilson Allen Wallis, auch H-Test genannt) ist die Erweiterung des Mann-Whitney-U-Tests auf den Vergleich von mehr als zwei Gruppen. Auch für diesen Test müssen die Variablen ordinalskaliert und unabhängig sein.

Er testet, ob sich die zentralen Tendenzen von zumindest zwei von den mehreren unabhängigen Stichproben in der Größe ihrer Messwerte signifikant unterscheiden. Dementsprechend lautet die Nullhypothese H_0 : zwischen den Gruppen besteht kein Unterschied.

6.10.4 Korrektur der α -Fehler-Inflation

Werden mehrere Nullhypothesen in derselben Stichprobe überprüft, spricht man von einem multiplen Testproblem. Hierbei kommt es zu der sogenannten Alphafehler-Kumulierung, auch α -Fehler-Inflation. Als α -Fehler, auch Fehler 1. Art, wird das Zurückweisen einer tatsächlich richtigen Nullhypothese bezeichnet. Die Wahrscheinlichkeit einen α -Fehler zu begehen, erhöht sich bei k Tests auf eine Wahrscheinlichkeit von

$$\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}, \quad k = \text{Anzahl der Einzelhypothesen.}$$

Deswegen werden bei multiplen Testproblemen das lokale α -Niveau (nur die jeweilige einzelne Hypothese betreffend) und das globale α -Niveau (die gesamte Hypothesenfamilie betreffend) unterschieden.

Zur Korrektur der α -Fehler-Inflation wurde die von Sture Holm erweiterte Bonferroni-Korrektur, die sog. Bonferroni-Holm-Prozedur, angewendet.

7 Ergebnisse

7.1 Vorbemerkungen

Die folgende Tabelle (vgl. Tabelle 7-1) fasst die Gruppen, die jeweils verwendeten Materialien und Ätzmodi sowie die Ergebnisse bezüglich des Prozentsatzes spaltfreier Ränder sowie des okklusalen Verschleißes nach thermomechanischer Belastung (= TMB) zusammen.

Für Gruppe 1A und 1B wurden zwei verschiedene Komposite verwendet („experimentelles Komposit 1“ und „experimentelles Komposit 2“, der Leichtigkeit halber ab jetzt nur noch als „EK1“ und „EK2“ bezeichnet). Die Kavitäten wurden mit Xeno Select im SEE-Modus vorbereitet. Dies ist die einzige Gruppe, in der zwei verschiedene Komposite verwendet wurden.

Für alle weiteren Gruppen wurde das Komposit EK1 benutzt. Innerhalb der einzelnen Gruppen wurden bei Verwendung des gleichen Adhäsivs (Gr. 2: EA1, Gr. 3: EA2, Gr. 4: Scotchbond Universal) verschiedene Ätzmodi (E&R- und SE-Technik) verglichen.

Die spaltfreien Ränder sind in Prozent angegeben. Bei einem perfekten Füllungsrand (volle Zirkumferenz approximal ohne Randspalt) setzten wir 100% an. Unsere Werte entsprechen diesen 100% minus dem Anteil der Grenzfläche mit Randspalt. Der Anteil des perfekten Füllungsrandes korreliert mit der Qualität der Haftung des Materials an

Tabelle 7-1 Übersicht über die Ergebnisse in Abhängigkeit von Materialien und Ätzmodi nach TMB
Datenpunkte innerhalb einer Spalte, die nicht mit demselben Buchstaben (A oder B) bezeichnet sind, sind statistisch signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test / Kruskal-Wallis-Test)
(SA = Standardabweichung; EK1 = experimentelles Komposit 1, EK2 = experimentelles Komposit 2, EA1 = experimentelles Adhäsiv 1, EA2 = experimentelles Adhäsiv 2; SEE = Selective-Enamel-Etch-Modus, E&R = Etch-and-Rinse-Modus, SE = Self-Etch-Modus)

Gruppe	Komposit	Adhäsiv	Ätzmodus	Spaltfreie Schmelzränder [%] (SA)	Spaltfreie Dentinränder [%] (SA)	Verschleiß [μm] (SA)
1A	EK1	Xeno Select	SEE	90,1 (9,3) ^A	61,4 (8,9) ^{AB}	40 (11) ^A
1B	EK2	Xeno Select	SEE	89,2 (9,8) ^A	62,2 (9,4) ^A	38 (10) ^A
2A	EK1	EA1	E&R	90,5 (8,8) ^A	66,0 (8,2) ^A	41 (9) ^A
2B	EK1	EA1	SE	66,8 (7,5) ^B	65,2 (7,9) ^A	39 (7) ^A
3A	EK1	EA2	E&R	91,7 (10,2) ^A	63,8 (6,9) ^A	40 (10) ^A
3B	EK1	EA2	SE	65,6 (8,0) ^B	64,0 (8,9) ^A	40 (11) ^A
4A	EK1	Scotchbond U	E&R	90,7 (8,4) ^A	57,2 (9,1) ^B	38 (12) ^A
4B	EK1	Scotchbond U	SE	62,8 (7,7) ^B	58,3 (8,3) ^{AB}	39 (9) ^A

der Zahnschmelzsubstanz [102, 208].

7.2 Auswertung bezüglich der marginalen Adaptation

7.2.1 Erklärungen zu den Abbildungen

In den Diagrammen stellen die Balken in den Blautönen die Haftwerte im Schmelz vor und nach thermomechanischer Belastung (= TMB) und die Balken in den Orange-Rottönen die Haftwerte im Dentin vor und nach TMB dar.

Die Gruppen, die durch Balken ohne Schraffur dargestellt werden, wurden mit der SEE-Technik behandelt. Die weiße Schraffur verdeutlicht die Zugehörigkeit zu den Gruppen, die mit der E&R-Technik vorbereitet wurden, während die schwarze Schraffur die Gruppen markiert, die mit der SE-Technik bearbeitet wurden (vgl. Abb. 7-1).

7.2.2 Einfluss der Kausimulation auf den Randschluss im Schmelz

Vor der Kausimulation wiesen alle Gruppen eine perfekte marginale Adaptation im Schmelz auf.

Die selektive Schmelzätzung (SEE-Technik) mit Xeno Select (Gruppe 1) führte nach der Kausimulation zu gleichen Werten wie die E&R-Technik mit den anderen drei Adhäsiven (Gruppe 2A, 3A, 4A).

Im Schmelz: Blautöne

-  Vor TMB
-  Nach TMB

Im Dentin: Orange-Rottöne

-  Vor TMB
-  Nach TMB

Ätztechniken:

-  Keine Schraffur SEE = Selective-Enamel-Etch-Technik
-  weiße Schraffur E&R = Etch-and-Rinse-Technik
-  schwarze Schraffur SE = Self-Etch-Technik

Abb. 7-1 Legende für die Auswertungsdiagramme

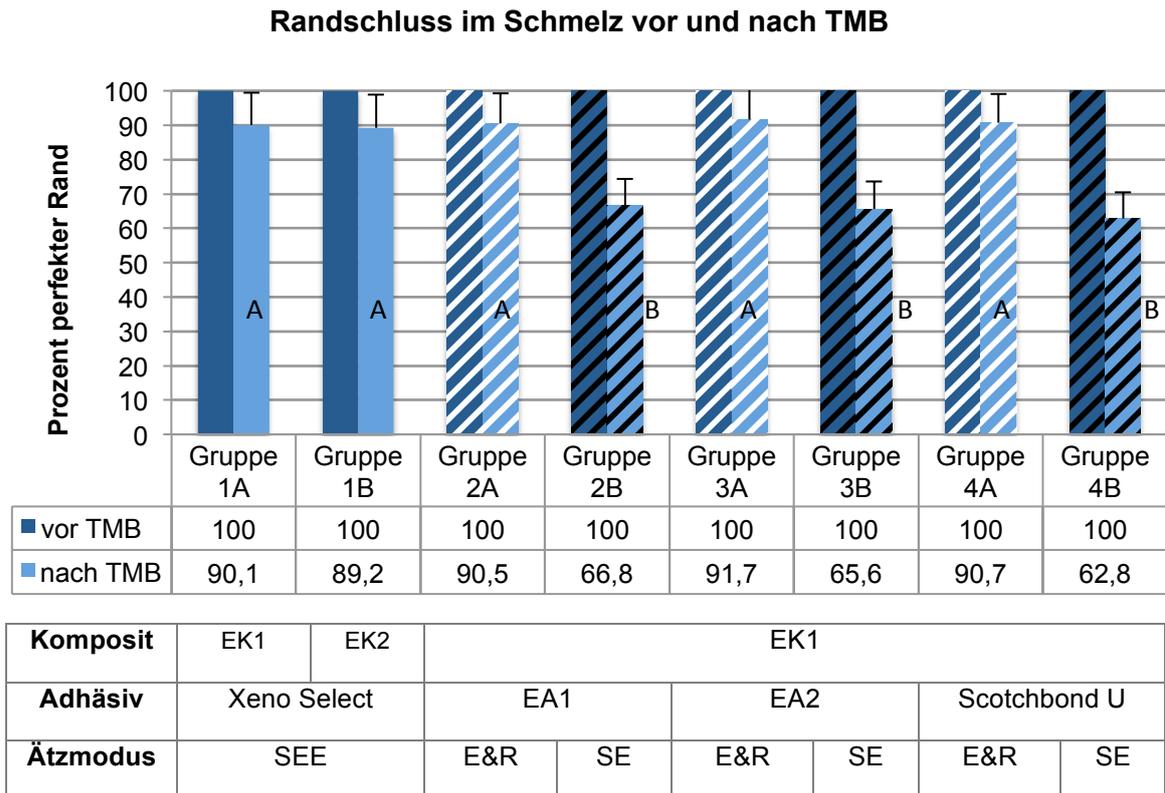


Abb. 7-2 Schmelzhaftung vor und nach der Kausimulation

Die SE-Technik führte nach TMB zu deutlich niedrigeren Werten als die E&R-Technik.

Datenpunkte, die nicht mit demselben Buchstaben (A oder B) bezeichnet sind, sind statistisch signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test / Kruskal-Wallis-Test)

Für Standardabweichung siehe **Tabelle 7-1**

(keine Schraffur: SEE, weiße Schraffur: E&R, schwarze Schraffur: SE)

Nach TMB beobachteten wir bei der E&R-/SEE-Technik in allen Gruppen eine Abnahme des perfekten Randschlusses auf 89 – 92%, während bei der SE-Technik in den Gruppen 2 bis 4 eine signifikant größere Abnahme des perfekten Randschlusses auf 63 – 67% vorlag (vgl. Abb. 7-2).

Dabei zeigten die neuen Universaladhäsive in der SE-Technik (Gr. 2B, 3B) einen leichten, nicht signifikanten Trend zu besserer Adhärenz (Gr. 2B: 66,8%, Gr. 3B: 65,6%) als das Universaladhäsiv Scotchbond Universal im SE-Modus (Gr. 4B: 62,8%). Bei der E&R-Technik konnte eine entsprechende Tendenz nicht festgestellt werden.

Zwischen den beiden Kompositen EK1 und EK2 (Gruppe 1) bestand hinsichtlich der marginalen Integrität bei gleichem Adhäsiv und gleichem Ätzmodus kein signifikanter Unterschied.

7.2.3 Einfluss der Kausimulation auf den Randschluss im Dentin

Auch im Dentin waren die Füllungen aller Gruppen vor der Kausimulation marginal perfekt adaptiert.

Nach TMB zeigten alle Gruppen im Dentin einen starken Abfall in der Randschlussqualität auf 57 – 66% (vgl. Abb. 7-3).

Im E&R- und SE-Modus unterschieden sich die Prozentanteile spaltfreier Rand bei den verschiedenen Universaladhäsiven (Gruppe 2A zu 2B, 3A zu 3B, 4A zu 4B) nicht signifikant. Die vorausgegangene PS-Konditionierung beeinflusste die Randqualität also nicht – weder negativ noch positiv.

Einzig der Randschluss des Scotchbond Universals im E&R-Modus in Kombination mit dem neu entwickelten Komposit war signifikant schlechter (Gruppe 4A). Gleichzeitig unterschied sich dieser Wert nicht signifikant von den Werten des Scotchbond Universals und Xeno Selects im SE-Modus (SEE-Modus entspricht im Dentin dem SE-Modus) (Gruppe 4B und 1A).

Die beiden neu entwickelten Adhäsive (Gruppe 2 und 3) zeigten im E&R- und im SE-Modus nur eine Tendenz zu besserer Randqualität (nicht signifikant), im Vergleich zu

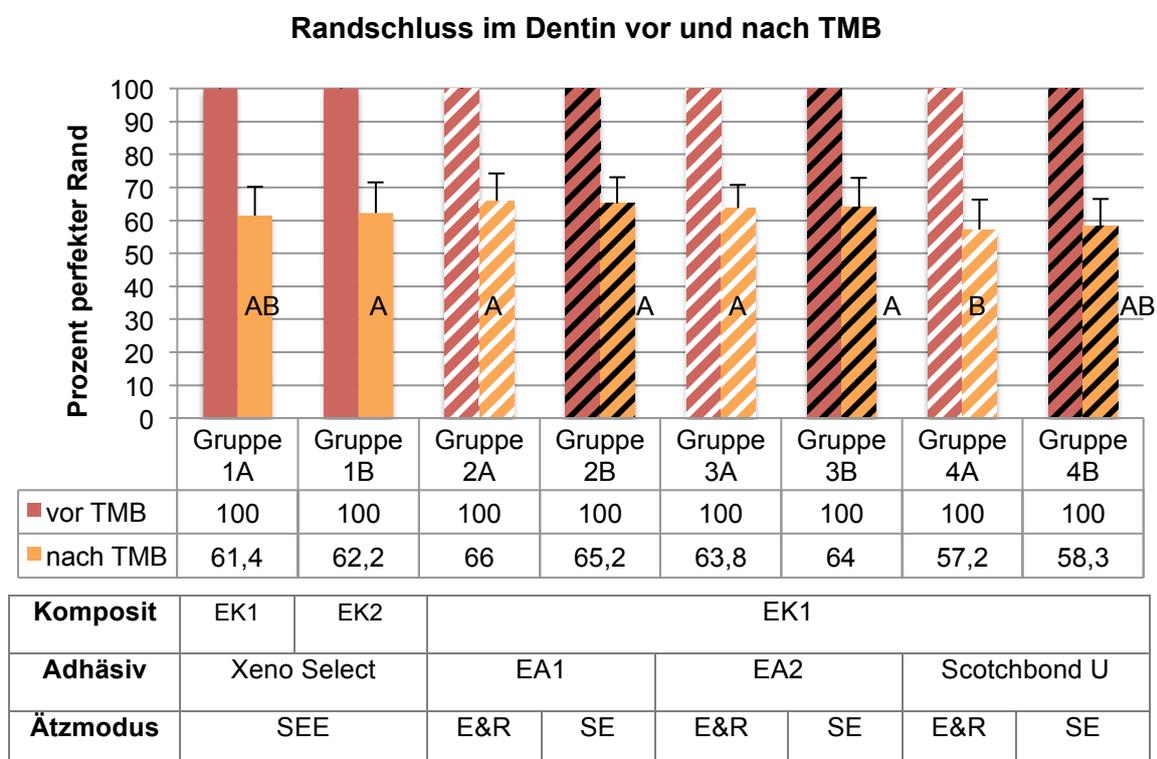


Abb. 7-3

Dentinhaftung vor und nach der Kausimulation

Im Dentin erreichte die E&R-Technik nach TMB ähnlich niedrige Werte wie die SE-Technik.

Datenpunkte, die nicht mit demselben Buchstaben (A oder B) bezeichnet sind, sind statistisch signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test / Kruskal-Wallis-Test)

Für Standardabweichung siehe **Tabelle 7-1**

(keine Schraffur: SEE, weiße Schraffur: E&R, schwarze Schraffur: SE)

Scotchbond Universal im E&R-Modus sind sie signifikant besser.

7.2.4 Vergleich zwischen dem Randschluss im Schmelz und im Dentin nach der Kausimulation

Die vorgenommene Belastung der Probenzähne führte sowohl im Schmelz als auch im Dentin in allen Gruppen zu einer deutlichen Reduktion der Randqualität (vgl. Abb. 7-4). Der Prozentanteil perfekter Rand war im PS-konditionierten Schmelz (E&R- und SEE-Modus) deutlich höher als der Prozentanteil im selbstkonditionierten Schmelz und im Dentin bei allen Ätzmodi. Der Dentinverbund ist also der Schwachpunkt der adhäsiven Verankerung.

Zu dem direkten Vergleich zwischen Schmelz und Dentin lagen jedoch keine entsprechenden statistischen Tests vor.

7.2.5 Einfluss des verwendeten Komposits auf den Randschluss im Schmelz und im Dentin

Die Komposite EK1 und EK2 unterschieden sich bei gleichem Adhäsiv und gleicher Ätztechnik hinsichtlich des Randschlusses nicht signifikant (vgl. Abb. 7-5).

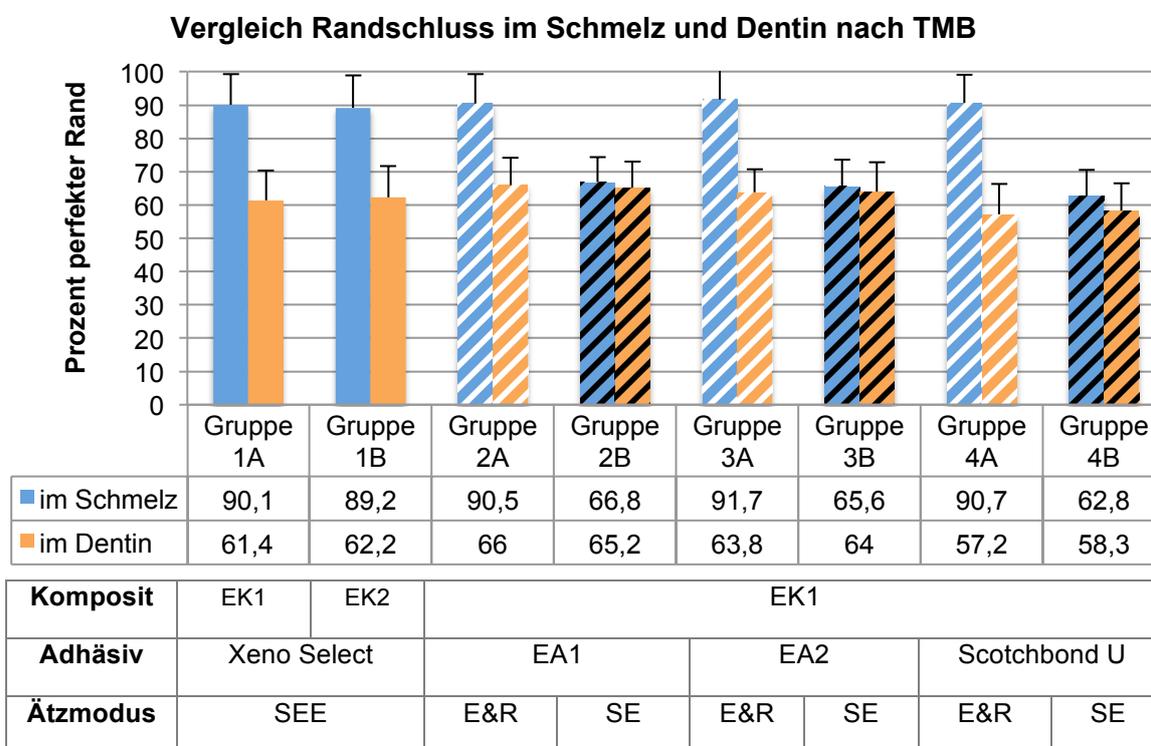


Abb. 7-4

Schmelz- und Dentinhaftung nach der Kausimulation

Im Schmelz ergaben die E&R-Technik und SEE-Technik die besten Werte. Im Dentin waren die Werte der verschiedenen Techniken ähnlich niedrig.

Für Standardabweichung siehe **Tabelle 7-1**

(keine Schraffur: SEE, weiße Schraffur: E&R, schwarze Schraffur: SE)

Randschluss bei EK1 (Gr. 1A) und EK2 (Gr. 1B) im Schmelz und im Dentin nach TMB

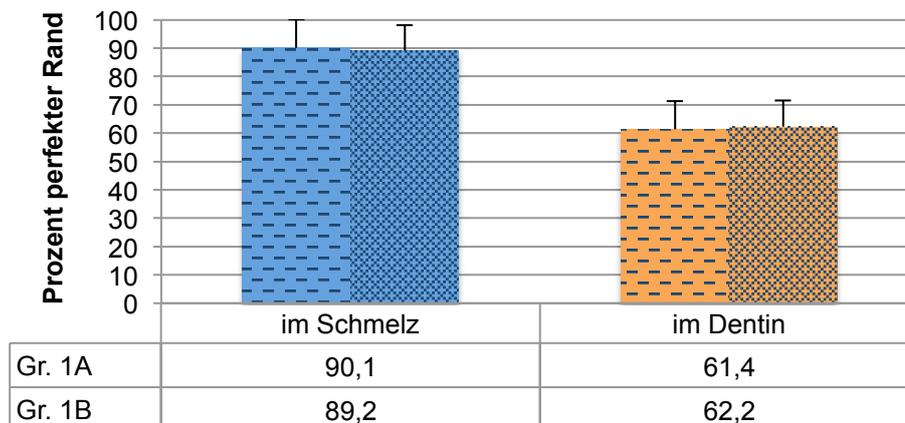


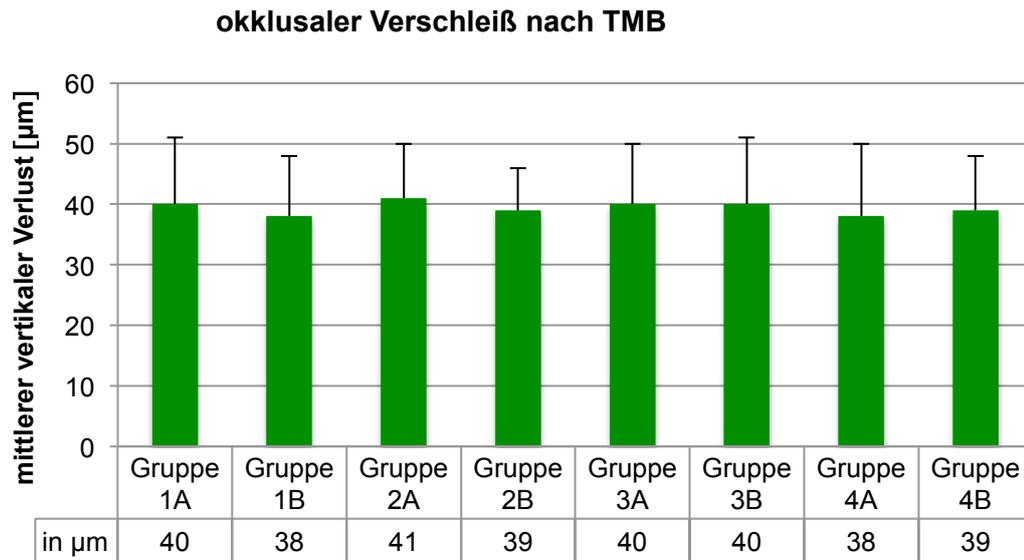
Abb. 7-5 Schmelz- und Dentinhaftung der beiden neuen Komposite nach der Kausimulation

Die zwei Kunststoffe beeinflussten den Randschluss nicht.
Für Standardabweichung siehe **Tabelle 7-1**

7.3 Auswertung bezüglich des okklusalen Verschleißes

Der okklusale Verschleiß nach der TMB betrug bei allen Gruppen ca. 40 μm , dabei war der Unterschied mit 3 μm nicht signifikant und sehr gering (vgl. Abb. 7-6).

Wie zu erwarten hatten Adhäsiv und Ätztechnik keinen Einfluss auf die Abrasionstiefe.



Komposit	EK1	EK2	EK1				
Adhäsiv	Xeno Select		EA1		EA2		Scotchbond U
Ätzmodus	SEE		E&R	SE	E&R	SE	E&R SE

Abb. 7-6

Okklusaler Verschleiß nach der Kausimulation

Die Abrasion betrug bei allen Gruppen ca. 40 μm mit sehr geringen, nicht signifikanten Abweichungen.

Datenpunkte, die nicht mit demselben Buchstaben (A oder B) bezeichnet sind, sind statistisch signifikant unterschiedlich ($p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test / Kruskal-Wallis-Test)

Für Standardabweichung siehe **Tabelle 7-1**

8 Diskussion

8.1 Diskussion der Studie

Nach wie vor liegt ein Hauptproblem der adhäsiven Kompositfüllungen in der Polymerisationsschrumpfung des Komposits. Um eine gute Randqualität der Kompositrestaurationen an der Zahnhartsubstanz zu erreichen, ist eine gute adhäsive Verankerung als Antagonist notwendig.

8.1.1 Diskussion von In-vitro-Untersuchungen

Wegen der rasanten Entwicklung der Adhäsive und Komposite sind In-vitro-Studien für die schnelle präklinische Bewertung hinsichtlich Randqualität, Funktion, Langlebigkeit und Ästhetik sehr wichtig. Zur definitiven Einschätzung benötigt man jedoch prospektive klinische Langzeitstudien. Nur dann können tatsächlich alle Facetten der intraoralen Situation hinreichend berücksichtigt werden. [79]

Allerdings ist es in vielen Fällen leider so, dass zu dem Zeitpunkt, wenn entsprechende Ergebnisse zeitaufwändig ermittelt worden sind, das untersuchte Adhäsiv oder das untersuchte Komposit gar nicht mehr auf dem schnelllebigen Dentalmarkt erhältlich sind [79].

Deswegen werden unterschiedliche In-vitro-Testverfahren angewendet, die schneller als klinische Studien zu Ergebnissen führen, um die Effektivität der Schmelz- und Dentinhaftung sowie den Verschleiß zu beurteilen, aber nur eingeschränkt auf die In-vivo-Situation übertragen werden können. Diese Problematik untersuchten Frankenberger et al. in einer Vergleichsstudie von In-vitro- und In-vivo-Randqualitäten an Klasse-I-Restaurationen und stellten fest, dass das klinische Verhalten von Füllungsrandern anhand von In-vitro-Ergebnissen vorhersagbar ist, aber auch andere Aspekte berücksichtigt werden müssen [74].

So werden in Laborstudien die Testfüllungen unter idealen Bedingungen gelegt und ausgearbeitet. Klinische Einschränkungen wie schlechte Sicht, erschwerte Trockenlegung, schwierige Erreichbarkeit beim Schichten und Polymerisieren oder andere individuelle Gegebenheiten wurden somit außen vor gelassen. Außerdem konnte die Ausarbeitung und die Politur unter direkter Sicht und außerhalb der Zahnreihe erfolgen.

Bei der Übertragung der Ergebnisse dieser In-vitro-Studie auf die In-vivo-Situation gilt es zu beachten, dass die Studie eine Adhäsion an kariessfreiem Dentin extrahierter Zähne untersucht, wohingegen unter klinischen Bedingungen der Großteil der Adhäsion an sklerotischem Dentin vitaler Zähne erfolgt. Das sklerotische Dentin entsteht als Abwehrmechanismus auf den kariösen Reiz. Es wird diskutiert, ob eine suffiziente Demineralisation selbst durch Phosphorsäureapplikation erschwert ist [121, 234, 253]. Jedoch ist wiederum fraglich, ob dieser Aspekt klinisch ausschlaggebend ist, da die

Kavitäten normalerweise von gesundem Dentin oder Schmelz begrenzt sind [143, 254]. Auch altersbedingte Vorgänge wie tubuläre Sklerosierung und Tertiärdentinbildung können zu Strukturveränderungen im Dentin führen [192]. Es wurde allerdings gezeigt, dass sich das Alter der Zähne nicht signifikant auf die Qualität der Restaurationsränder auswirkt [176]. Bei extrahierten Zähnen fehlt zudem der hydrostatische Pulpadruck, welcher bei der Präparation in vivo zu einem nach außen gerichteten Liquorstrom führt, und die Feuchtigkeit des Dentins, welche in tiefen Kavitäten durch die höhere Anzahl und den größeren Durchmesser von Dentinkanälchen in Pulpanähe zunimmt. Diese schränken so die Dentinhaftung ein [192].

Die extrahierten Zähne wurden vom Zeitpunkt der Extraktion an während der gesamten Versuchsdurchführung bis zu ihrer Bespülung in einer 0,1%igen Thymollösung gelagert, wie in zahlreichen anderen In-vitro-Studien auch. Die wässrige Lagerung verhindert die Austrocknung der extrahierten Zähne. Gleichzeitig vermeidet das Thymol, dass der Untersucher mit infektiösem Material kontaminiert wird.

Als alternative Lagerungsmedien werden Formalin, Ethanol, destilliertes Wasser oder phosphatgepufferter Kochsalzlösung mit Thymol verwendet [89].

Bezüglich der Lagerungsmedien gibt es noch keine standardisierte Empfehlung.

8.1.2 Diskussion der angewendeten Adhäsivsysteme

8.1.2.1 Auswahl der Universaladhäsive

Das **Scotchbond Universal** ist das erste, 2011 auf dem Dentalmarkt erschienene Universaladhäsiv und wurde als multimodales Adhäsiv in unserer Studie als Referenzadhäsiv im E&R- und im SE-Modus verwendet. Es hat einen pH-Wert von 2,7 [47].

Bereits in sehr vielen Studien, v. a. In-vitro-Studien, wurde es unter verschiedenen Fragestellungen erforscht und mit anderen klinisch bewährten Adhäsiven, u.a. mit dem Goldstandard-Adhäsiv OptiBond FL, verglichen. In der Meta-Analyse von da Rosa wurde das Scotchbond Universal in 7 der 10 zusammengefassten Veröffentlichungen in Zug- und Scherversuchen getestet [36]. Auch Blunck, Ernst, Takamizawa, Makishi, Schweitzer und einige andere haben es untersucht [2, 14, 57, 160, 220, 232]. Aber auch in einigen klinischen Studien wurde Scotchbond Universal in Klasse-V-Kavitäten mit u.a. OptiBond FL verglichen [110, 141, 152, 174, 193].

Zu dem erst 2014 eingeführten Universaladhäsiv **Xeno Select** existieren nur wenige In-vitro-Studien [94], und noch keine klinischen.

In unserer Studie wurde Xeno Select als saures Universaladhäsiv ($\text{pH} < 2$) [47] in Kombination mit zwei neu entwickelten Kompositen im SEE-Modus untersucht.

Die zwei neu entwickelten Universaladhäsive **EA1 und EA2** sollten im E&R- und im SE-Modus mit den etablierten Universaladhäsiven verglichen werden.

8.1.2.2 Ätztechniken

Durch die Kombination der verschiedenen Universaladhäsive mit unterschiedlich zeitaufwändigen Ätzmodi wurde untersucht, ob die Haftkraft im Schmelz oder Dentin durch eine zusätzliche vorherige PS-Konditionierung im Vergleich zur alleinigen SE-Konditionierung beeinflusst wird.

Während beim E&R-Modus Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure vorbehandelt werden, wird im SEE-Modus nur der Schmelz mit Phosphorsäure geätzt und das Dentin idealerweise nur wie im SE-Modus konditioniert.

Dementsprechend müssten theoretisch folgende Haftwerte miteinander verglichen werden können:

- Im Schmelz: 1A, 1B (SEE) mit 2A, 3A, 4A (E&R) (alle PS-konditioniert)
- Im Dentin: 1A, 1B (SEE) mit 2B, 3B, 4B (SE) (alle SE-konditioniert) (vgl. auch Tabelle 7-1)

Im Vergleich zum aufwändigen Goldstandard OptiBondFL und Syntac (Mehrflaschensysteme im E&R-Modus) wurde in der vorliegenden Studie die Adhäsivtechnik doppelt vereinfacht: durch die All-in-one-Adhäsive und u.a. den zeitsparendsten SE-Modus.

8.1.3 Diskussion der angewandten Testverfahren

In präklinischen Studien werden die Haftkräfte der Komposite an den Zahnhartsubstanzen oft mit verschiedenen Scher- und Zugversuchen, z.B. dem Microtensile-Bond-Strength-Test, bestimmt. Allerdings ist die klinische Bedeutung dieser Verfahren nur eingeschränkt, weil klinische Restaurationen nur selten nach einmaligen hohen Zug- oder Scherbelastungen, wie sie beim oben genannten Test angewendet werden, versagen. Eher brechen die Füllungsmaterialien und Grenzflächen später nach wiederholten kleineren Belastungen. [79]

In unserer Studie haben wir als anderen bewährten Parameter für die Verbundfestigkeit die Qualität der marginalen Adaptation nach thermomechanischer Belastung bewertet.

8.1.3.1 TMB zur Imitierung des Alterungsprozesses

Randspalten entstehen primär durch insuffiziente Kompensation der initialen Polymerisationsschrumpfung und/oder sekundär durch die verschiedenen Belastungen in der Mundhöhle.

In vitro wird die Alterung – zeitlich komprimiert – simuliert durch:

- chemische Belastung (Wasserlagerung) [15]
- thermische Wechselbelastung (Thermocycling)
- mechanische Belastung (Kausimulator)
- kombinierte thermomechanische Belastungen (Marburger Kausimulator).

Um eine möglichst realitätsnahe Imitation der extremen Mundbedingungen durchführen zu können, werden die drei künstlichen Alterungsmethoden optimalerweise kombiniert [206].

8.1.3.1.1 Thermische Wechselbelastung

Die thermische Wechselbelastung simuliert die durch Nahrungsaufnahme entstehenden permanenten Temperaturschwankungen in der Mundhöhle. Da sich die Expansionskoeffizienten der Füllungsmaterialien und der Zahnhartsubstanz voneinander unterscheiden, führt eine Temperaturveränderung zu Zugspannungen im Bereich der Verbundschicht. Diese Zugspannungen können sich je nach Qualität des adhäsiven Verbunds und Stärke der auftretenden Spannungen negativ auf die marginale Adaptation auswirken.

Um diesen Bedingungen auch *in vitro* gerecht zu werden, wurden die Zähne in der vorliegenden Untersuchung unter anderem 2.500 Zyklen zwischen 5°C und 55°C unterworfen. Eine Standardisierung dieser Methode hinsichtlich Zyklenanzahl, Temperatur und Verweildauer ist bisher noch nicht erfolgt.

Eine thermische Wechselbelastung bewirkt immer eine Verschlechterung der Randschlussqualität [12, 76, 85, 91].

8.1.3.1.2 Mechanische Belastung

Auch die mechanische Belastung der okklusalen Füllung beeinflusst die marginale Adaptation [74, 75, 183, 203] sowie den Verschleiß und spielt *in vivo* eine wichtige Rolle für die Langlebigkeit einer Restauration. Somit sollte sie bei der *In-vitro*-Prüfung eines Komposits nicht fehlen [228].

Das komplexe *In-vivo*-Verschleißverhalten kann aber durch physikalische und mechanische Testverfahren nicht vorhergesagt werden. Laut Manhart ist keine *In-vitro*-Methode in der Lage, die Materialien in einer Weise zu testen, wie dies unter *In-vivo*-Konditionen der Fall ist [168, 217]. Über das wahre Ausmaß des Verschleißes sind nur Tendenzen erhältlich [139].

Es können unterschiedliche Materialien als Antagonist im Kausimulator verwendet werden. So wurde von Krejci et al. das Verschleißverhalten durch natürlichen Schmelz als Antagonisten untersucht [127], während Wassell et al. herausfanden, dass der Verschleiß durch Steatit, einem keramischen Werkstoff [248], oder Empress mit jenem von

Schmelzantagonisten vergleichbar ist [100]. Wiederum andere verwenden lediglich Metallkugeln als Antagonisten. Nicht nur das Material, sondern auch die Größe der Antagonistenkugel spielt eine Rolle. So kann zum Beispiel bei zu großen Kugeln der gegenüberliegende Scherhöcker getroffen werden, was zu geringeren Abrasionswerten der Probe führt.

Des Weiteren wird an den bisherigen Kausimulatoren kritisiert, dass diese nicht die eigentliche Kaubewegung simulieren. Die Mandibula, welche passiv durch die beiden Kiefergelenke und durch die Backenzähne geführt wird, bewegt sich in bis zu sechs Freiheitsgraden, welche die heutigen biaxialen Kausimulatoren nicht umsetzen können. Es fehlt die okklusale Gleitbewegung, wodurch das Ergebnis und die Qualität von Verschleißstudien verfälscht werden. [199]

Je nach Simulationsmethode streuen die Messresultate sehr stark und liefern bei Prüfung derselben Materialien zum Teil nicht dieselbe Rangfolge der Prüfmateriale, was die Zulässigkeit der Methodik in Frage stellt. [98, 99, 102]

Der Mensch übt laut Krejci et al. durchschnittlich 240.000 Kauzyklen im Jahr aus und bringt dabei Kaukräfte zwischen 50 und 500 N im Seitenzahnbereich auf [127]. Für die vorliegende Studie wurde der Wert von 50 N übernommen. Eine Anzahl von 100.000 Wiederholungen wurde als ausreichend aussagekräftig angesehen.

Die Korrelation der Verschleißsimulation mit der Situation in vivo ist jedoch sehr schwierig. Zum einen geben Krejci & Lutz an, dass 1,2 Millionen Zyklen im Kausimulator einer klinischen Verweildauer von fünf Jahren entsprechen [127], andererseits entsprechen laut Barkmeier et al. mit einer anderen Methode 100.000 Zyklen etwa 3,6 Monate in vivo [102]. Frankenberger wiederum gibt an, dass 100.000 Kauzyklen der Tragedauer von ca. 2 Jahren im Mund entsprechen [68].

8.1.3.1.3 Thermomechanische Dauerbelastung im Marburger Kausimulator

Durch die Kombination der verschiedenen Belastungen werden die Verhältnisse in der Mundhöhle realitätsnäher imitiert als nur durch Wasserlagerung oder thermische Belastung. Während Ergebnisse nach alleiniger 24-stündiger Wasserlagerung für die klinische Beständigkeit wenig aussagen, ist die TMB deutlich aussagekräftiger bezüglich des klinischen Verhaltens. Außerdem kann man mit dieser Kausimulation an Klasse-II-Kavitäten sowohl die Qualität der marginalen Adaptation als auch die Verschleißresistenz gleichzeitig untersuchen.

8.1.3.2 Beurteilung der mikroskopischen Randschlussanalyse

1994 fasste Roulet folgenderweise zusammen: Die In-vitro-Prüfung der Randintegrität geht mit Unsicherheiten aufgrund von Interpretationsproblemen einher, während die klinische Bewertung des Randspaltes aufgrund der mangelnden verlässlichen diagnos-

tischen Fähigkeiten der Kliniker fraglich ist. Es ist bekannt, dass In-vitro- und In-vivo-Tests ernstzunehmende Einschränkungen aufweisen und zu testende Materialien immer wieder falsch eingeschätzt werden [207]. Diese Aussage gilt noch immer.

Für die Beurteilung der marginalen Adaptation hat sich neben der Farbstoffpenetrationsprüfung die quantitative Randschlussanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM) durchgesetzt. Das REM stellt eine hochauflösende zweidimensionale Abbildung der oberflächlichen Randstruktur her.

Ein Vorteil der mikroskopischen Randschlussanalyse ist, dass hierbei üblicherweise nicht die Originalzähne, sondern Kunstharzreplikas im REM betrachtet werden, um Artefakte an den Originalzähnen in Form von Trocknungsrissen im Hochvakuum der Sputteranlage bzw. der REM-Probenkammer zu vermeiden. Die Originalproben werden auf diese Art nicht zerstört, sodass eine Beurteilung vor und nach verschiedenen Belastungstests bzw. zu unterschiedlichen Zeitpunkten durchgeführt werden können.

Die mikroskopische Randschlussanalyse ist jedoch sehr vom Begutachter abhängig. Die Unterschiede zwischen zwei Untersuchern können trotz Kalibrierung 15 – 20 % betragen [104]. Außerdem liefern die Methoden zur Prüfung der marginalen Adaptation häufig falsch negative Befunde und sind rein qualitativ [102].

Desweiteren korrelieren Unregelmäßigkeiten in der marginalen Adaptation nur bedingt mit der Entstehung von Sekundärkaries beziehungsweise dem klinischen Misserfolg. Laut Kidd & Beighton sind erst offene kariöse Läsionen am Rand mit dem histologischen Nachweis von Sekundärkaries vergesellschaftet [122]. Nicht der Spalt an sich scheint das Problem zu sein, sondern viel mehr die Breite des Spaltes. Auch Gängler et al. zeigten in einer prospektiven klinischen Studie über 10 Jahre, dass während 90% Füllungen unter dem Mikroskop bereits nach einem Jahr einen nicht kontinuierlichen Rand aufwiesen, Randverfärbungen und Sekundärkaries bei 10% der Füllungen erst nach 3 – 5 Jahren auftraten [82, 83]. Außerdem ist in der Praxis die Kariesaktivität und die Mundhygieneeffektivität der Probanden zu beachten. Probanden mit einer hohen Kariesaktivität entwickeln schneller eine Sekundärkaries an einem Randspalt als solche mit einer geringeren [137].

Als weiterer Nachteil der REM-Analyse ist zu bedenken, dass die Adaptation des Füllungsmaterials an die Kavitätenwand lediglich an der Füllungsoberfläche beurteilbar ist. Über den Verbund zu tiefer liegenden Regionen mit den sich teilweise stark unterscheidenden Substanzbeschaffenheiten (größerer Durchmesser der Dentintubuli) sind mit dieser Untersuchung keine Aussagen möglich. Zur Beurteilung der Adaptation in den Spalttiefen wäre der Farbstoffpenetrationstest sinnvoll.

Die Randspaltanalyse nach thermomechanischer Belastung und die anschließende rasterelektronenmikroskopische Auswertung ist zwar aufwendig und zeitraubend, dennoch gilt das Kriterium „Spalt“ in der quantitativen Randanalyse als eine verlässliche Vorhersage für die klinische Bewährung [74, 79, 85, 96]. Sie stellt inzwischen ein Standardverfahren zur In-vitro-Evaluation adhäsiver Restaurationstechniken dar [90].

Eine Studie von Frankenberger et al. zeigt, dass die Vorhersage der marginalen Qualität aus Laborversuchen zwar möglich ist, sie besagt aber auch, dass immer bedacht werden sollte, dass der Randspalt nur einer von vielen entscheidenden Faktoren bezüglich des langfristigen klinischen Erfolgs oder Misserfolgs darstellt [74].

8.1.3.3 Beurteilung des okklusalen Verschleißes mit Hilfe der konfokalen Laser-rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung

Die Verschleißmessung erfolgt über die konfokale Laserrasterelektronenmikroskopie. Diese ist sehr techniksensitiv und aufwendig, da die Methode stark von der Qualität der Abformung abhängt und über Replikas erfolgen muss.

Die Replikas können jedoch gescannt werden, ohne die Proben wie bei der Rasterelektronenmikroskopie dehydrieren zu müssen. Dadurch können Schrumpfungsfaktoren vermieden werden.

Allerdings gibt es auch hier kein standardisiertes Prüfprotokoll [102].

8.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden In-vitro-Studie zeigten die Auswirkungen der doppelten Vereinfachung im adhäsiven Restaurationsprozess auf die marginale Adaptation: Neue Komposite in vereinfachter Schichttechnik wurden mit Ein-Flaschen-Adhäsiven, den Universaladhäsiven, kombiniert [94, 175].

Aufgrund der unterschiedlichen Untersuchungsszenarien in den verschiedenen Prüflaboren sind die Messwerte der verschiedenen Studien nicht vergleichbar, denn es gibt kein international anerkanntes, standardisiertes Prüfprotokoll für In-vitro- oder In-vivo-Testsysteme [102].

Die In-vitro-Studien unterscheiden sich im Design und untersuchten Parametern:

- Ursprung der verwendeten Probenzähne (human, bovin)
- Kavitätenklassen (I, II, nicht retentive V)
- Ätzmodi
- Adhäsive
- Restaurationsmaterialien

- Postrestaurative Belastungssimulationen (Wasserlagerung, thermische oder mechanische Belastung)
- Verschleißarten (Zwei-/Drei-Medien-Abrasion)
- Direkte Haftkraftmessungen in Zug- und Scherversuchen
- Indirekte Haftkraftbewertung (Farbstoffpenetration oder Randspaltanalyse)

Das trifft auch auf die Studien mit den Universaladhäsiven zu.

Zum Schmelz- und Dentinverbund der Universaladhäsive in verschiedenen Ätztechniken gibt es kaum Veröffentlichungen mit Bewertung der marginalen Adaptation als Prüfparameter, aber viele Studien mit Zug- und Abscherversuchen.

In einigen Studien werden auch die initialen Werte, evtl. nach 24-stündiger Wasserlagerung diskutiert. Aber erst die Daten nach künstlicher Alterung, wie Langzeitwasserlagerung und/oder Thermocycling oder TMB, in nur wenigen Studien zu den Universaladhäsiven durchgeführt, geben einigermaßen übertragbare Bewertungen für das Verhalten in der Mundhöhle. [58]

Außerdem beziehen nur wenige Untersuchungen ein Goldstandard-Adhäsiv als Referenzmaterial mit ein, sondern sie vergleichen nur die „unmittelbare Marktperipherie“ [58].

Die sich in den sehr unterschiedlichen Untersuchungen ergebende Rangfolge der verschiedenen Adhäsivsysteme ist daher aussagekräftiger als die absoluten Werte [36, 102].

In diesem Sinne vergleichen wir unsere Ergebnisse mit denen in der wissenschaftlichen Literatur.

8.2.1 Diskussion der Untersuchungsergebnisse bezüglich der marginalen Adaptation

8.2.1.1 Diskussion der Ergebnisse bezüglich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder nach TMB

Während sich in der vorliegenden Studie nach TMB die verschiedenen Universaladhäsive im gleichen Ätzmodus nicht signifikant voneinander unterschieden, verbesserte die zusätzliche, vorausgegangene PS-Konditionierung die Schmelzhaftung der Universaladhäsive signifikant.

Dies haben viele andere Studien bereits für die klassischen, selbstkonditionierenden Ein- oder Zwei-Komponenten-Adhäsive gezeigt [56, 75, 189, 202]. Die In-vitro-Studie von Rathke et al. ergab sogar, dass die Schmelzhaftung bei klassischen SE-Bondingsystemen nur 30 - 65 % der Schmelzhaftung nach PS-Ätzung erreichte [202].

Auch die In-vitro-Literatur bezüglich der Universaladhäsive zeigt übereinstimmend bessere Schmelzhaftwerte nach vorausgegangener PS-Konditionierung, wie zum Beispiel die Meta-Analyse von da Rosa, in der vier Studien zur Schmelzhaftung mit Zug- und Abscherversuchen zusammengefasst wurden [36].

Mit Abscherversuchen konnte auch Takamizawa bessere Schmelzhaftwerte im E&R-Modus nach einem Jahr Wasserlagerung – ohne thermische oder mechanische Belastung – feststellen [232].

Auch die Studie von Loguercio ergab bei sieben verschiedenen Universaladhäsiven die bessere Schmelzhaftung im Microtensile-Versuch nach PS-Konditionierung, allerdings nach nur 24-stündiger Wasserlagerung getestet [153].

Es gibt Studien, die zeigen, dass die Schmelzhaftung der Universaladhäsive im SE-Modus durch eine Verdoppelung der Einwirkzeit von 20 Sekunden auf 40 Sekunden oder durch aktive (reibende) Applikation gesteigert werden kann, jedoch wird die gute Schmelzhaftung wie nach PS-Konditionierung nicht erreicht [28, 173, 194]. Möglicherweise sind auch schon 3 Sekunden PS-Ätzung vor Applikation der Self-Etch-Adhäsive ausreichend, um die Schmelzhaftung deutlich zu verbessern [231].

8.2.1.2 Diskussion der Ergebnisse bezüglich der dentinbegrenzten Restaurationsränder nach TMB

8.2.1.2.1 Vergleich des E&R- mit dem SE-Modus

In unserer Studie sind im Dentin in allen Gruppen nach der TMB signifikant schlechtere Randqualitäten als im Schmelz festzustellen.

Der deutliche Abfall der Dentinrandqualität nach TMB ist bei den drei Universaladhäsiven in der E&R- und SE-Technik fast auf gleichem Niveau.

Beim Vergleich des E&R- und SE-Modus bei gleichem Universaladhäsiv konnten wir keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Prozentanteils spaltfreier Rand feststellen.

Die Datenlage zu dieser Fragestellung, ob eine PS-Konditionierung den Dentinverbund verbessert, ist nicht homogen.

In der 4-Jahres-In-vitro-Studie von Blunck und Preissner zeigte das Scotchbond Universal im E&R- und SE-Modus ebenfalls keinen Unterschied bei der Randanalyse [14].

Auch die Meta-Analyse von da Rosa fand bei Universaladhäsiven keinen Unterschied in der Haftqualität zwischen dem E&R- und dem SE-Modus und empfahl die SEE-Technik. Die Meta-Analyse fasste zehn ausgewählte In-vitro-Studien über Dentinhaftwerte bei Zug- und Abscherversuchen, überwiegend nach 24-stündiger Wasserlage-

nung, zusammen. Nur All-Bond-Universal (mit ultramilder Ätzwirkung) zeigte bei zusätzlicher PS-Ätzung signifikant höhere Dentinhaftwerte als im SE-Modus [36].

Ebenso ergaben die Untersuchungen von Chen und Wagner keine Unterschiede zwischen der E&R- und SE-Technik [30, 247].

Laut einer Studie von Manfroi et al. sind die Dentinhaftwerte von Scotchbond Universal mit beiden Ätzmodi nach sechsmonatiger Wasserlagerung vergleichbar mit den Goldstandardadhäsiven Clearfil SE Bond und Scotchbond Multipurpose. In ihrer Studie hat Scotchbond Universal im SE-Modus eine höhere Haftkraft als im E&R-Modus, was die minimale Tendenz in unserer Studie widerspiegelt (Gruppe 4B mit 58,3 Prozent und Gruppe 4A mit 57,2 Prozent). [161]

Auch in einer Studie von Haller et al. ergaben die Universaladhäsive Scotchbond Universal und Xeno Select in SE-Technik initial ähnliche Haftwerte wie die als Goldstandard bezeichneten Mehrschrittsysteme OptiBond FL und Clearfil SE Bond. Scotchbond Universal, das initial im E&R-Modus sogar signifikant höhere Werte hatte, verzeichnete jedoch in dieser Studie - unabhängig vom Ätzmodus - nach sechsmonatiger Wasserlagerung eine Verminderung der Dentinhaftung, welche bei Xeno Select nicht zu beobachten war. [94]

Takamizawa et al. fanden beim Scotchbond Universal in der E&R- und SE-Technik nach einem Jahr Wasserlagerung keinen Unterschied beim Abscherversuch, aber einen signifikanten Abfall der Bruchbelastungsgrenze im E&R-Modus und empfahlen den SE-Modus anzuwenden [232].

Zhang et al. verglichen fünf Universaladhäsive in der E&R- und SE-Technik im Microtensile-Test nach 24-stündiger und 1-jähriger Wasserlagerung. Während bei fast allen ein starker Abfall der Haftwerte auftrat, blieben die Werte nur bei Scotchbond Universal und Prime&Bond Elect im SE-Modus unverändert [255].

Auf der Suche nach Möglichkeiten zur Verbesserung der Dentinhaftung fanden Takamizawa et al. bei zwei Universaladhäsiven (Prime&Bond Elect, Scotchbond Universal), dass eventuell die Dentinhaftung durch eine PS-Konditionierung für drei Sekunden gesteigert werden kann [233]. Vielleicht verbessert auch eine aktive (reibende) Applikation bei mild ätzenden Universaladhäsiven den Dentinverbund, in Abhängigkeit vom verwendeten Produkt [240].

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie entsprechen überwiegend den anderer Studien und lassen schlussfolgern, dass der Dentinverbund auch bei den Universaladhäsiven die schwer zu verbessernde Schwachstelle ist und dass die Universaladhäsive im Dentin am besten selbstkonditionierend angewendet werden sollten.

8.2.1.2.2 Vergleich der etablierten mit den neuen Universaladhäsiven

Das Scotchbond Universal im E&R-Modus war in der vorliegenden Studie im Vergleich zu den Werten der neuen Universaladhäsive signifikant schlechter und im SE-Modus tendenziell schlechter, obwohl es, wie oben ausgeführt, in einigen Studien bezüglich des Dentinverbunds ähnlich gute Werte wie die klassischen Mehrschrittssysteme, sogar wie der Goldstandard OptiBond FL oder Clearfil SE Bond, zeigte.

Auch in der oben bereits genannten, umfangreichen 4-Jahres-In-vitro-Studie von Blunck und Preissner zeigte Scotchbond Universal im E&R- und SE-Modus sehr gute Dentinrandbeständigkeit, vergleichbar mit dem Goldstandard OptiBond FL und anderen Mehrschrittssystemen. In dieser Studie, in der auch Randspaltmessungen als Prüfgröße verwendet wurden, wurde mit sechzehn verschiedenen Adhäsiven bei Zahnhalsfüllungen der Prozentanteil „perfekter Rand“ im Dentin nach 21-tägiger und nach 4-jähriger Wasserlagerung und zweimaligem Thermocycling (2000 x 5-55°C) gemessen [14].

In zwei klinischen Vergleichsstudien wurde das Verhalten von Scotchbond Universal in nicht kariösen Zahnhalsläsionen untersucht: Die Ein-Jahres-Studie von Häfer et al. ergab, dass Scotchbond Universal im SEE- und SE-Modus im Vergleich zu OptiBond FL ein signifikant geringeres Verbundversagen hatte. Im E&R-Modus war kein signifikanter Unterschied erkannt worden [110].

In einer Zwei-Jahres-In-vivo-Studie fanden Lawson et al. bessere Retentionsraten für Scotchbond Universal (im E&R-Modus 100%, im SE-Modus 94,9%) als für ein klassisches Drei-Schritt-System (Scotchbond-Multipurpose) [141].

In einer dritten klinischen Studie (drei Jahre) wurde nur das Scotchbond Universal in vier Ätzmodi u.a. hinsichtlich Randverfärbungen und Füllungsverlusten untersucht, wobei die SE-Gruppe am schlechtesten abschnitt [152].

Auch in diesen wenigen klinischen Untersuchungen bewährte sich also das Scotchbond Universal gut.

In unserer Studie waren die Dentinrandqualitäten der neuen Universaladhäsive in Kombination mit dem gleichen Komposit gegenüber dem Scotchbond Universal im E&R-Modus signifikant besser. Die neuen Universaladhäsive waren im Vergleich zu den Randqualitäten von Scotchbond Universal und Xeno Select in der SE/SEE-Technik bei gleichem Komposit (Gruppe 1A, 4B), die sich vom Wert des Scotchbond Universals im E&R-Modus (Gruppe 4A) nicht signifikant unterschieden, nur tendenziell (nicht signifikant) besser (vgl. auch Tabelle 7-1 und Abb. 7-3).

Verglichen mit dem in der Literatur überwiegend sehr gut bewerteten Scotchbond Universal zeigten die neuen Universaladhäsive in Kombination mit dem neuen Komposit hoffnungsvolle und vielversprechende Resultate.

8.2.1.3 Diskussion der Ergebnisse bezüglich selektiver Schmelzätztechnik

Im SEE-Modus unterschied sich die Schmelzrandqualität bei Xeno Select, kombiniert mit den beiden neuen Kompositen, nicht von den guten Schmelzrandqualitäten im E&R-Modus mit den drei anderen Universaladhäsiven. Der Schmelz wurde in beiden Modi PS-konditioniert.

Entsprechend war kein statistischer Unterschied zwischen dem Dentinverbund in der SEE-Technik bei Xeno Select und der SE-Technik mit den anderen drei Universaladhäsiven. In beiden Techniken wurde das Dentin nur mit dem Universaladhäsiv selbstkonditioniert.

Der positive Effekt der selektiven Schmelzätzung auf die Schmelzrandqualität ist zwar wissenschaftlich belegt [195, 196], aber praktisch in Abhängig von der Konsistenz des PS-Gels sehr schwer umzusetzen [94]. Wenn man nicht eine „Unterätzung“ des Schmelzes riskieren will, kommt es leicht zur unbeabsichtigten Kontamination des Dentins mit Phosphorsäure.

Bei den klassischen SE-Systemen führt die PS-Ätzung des Dentins zu einer Verschlechterung der Dentinhaftung [75, 242, 243]. 2008 veröffentlichten Frankenberger et al. eine In-vitro-Studie, nach der die selektive Schmelzätzung für die selbstkonditionierende Adhäsive (in diesem Fall AdheSE und Clearfil SE Bond) im Schmelz einen höheren Prozentanteil spaltfreier Ränder nach TMB beobachten ließ. Im Dentin sank der Prozentanteil spaltfreier Ränder bei vorheriger Phosphorsäureätzung jedoch. [75]

Wenn im Anschluss an die PS-Ätzung der SE-Primer auf den geätzten Schmelz einwirkt, kommt es zudem bei bestimmten Zwei-Schritt-SE-Systemen zu einer deutlichen Verminderung der Schmelzhaftung im Vergleich zu der mit PS-Ätzung erzielten Schmelzhaftung [202]. Und eine selektive Applikation des SE-Primers auf das Dentin ohne versehentliche Kontamination des Schmelzes ist unrealistisch. Gerade diese technischen Sensitivitäten sollen die Universaladhäsive nicht mehr aufweisen. [94]

Für Xeno Select, wie auch für Scotchbond Universal, fand Frankenberger heraus, dass die marginale Schmelzhaftung nach TMB bei der Applikation in Form der E&R-Technik signifikant besser ist. Im Dentin macht die Ätztechnik keinen Unterschied, wie auch unsere Studie ergab (vgl. Abb. 8-1) [45].

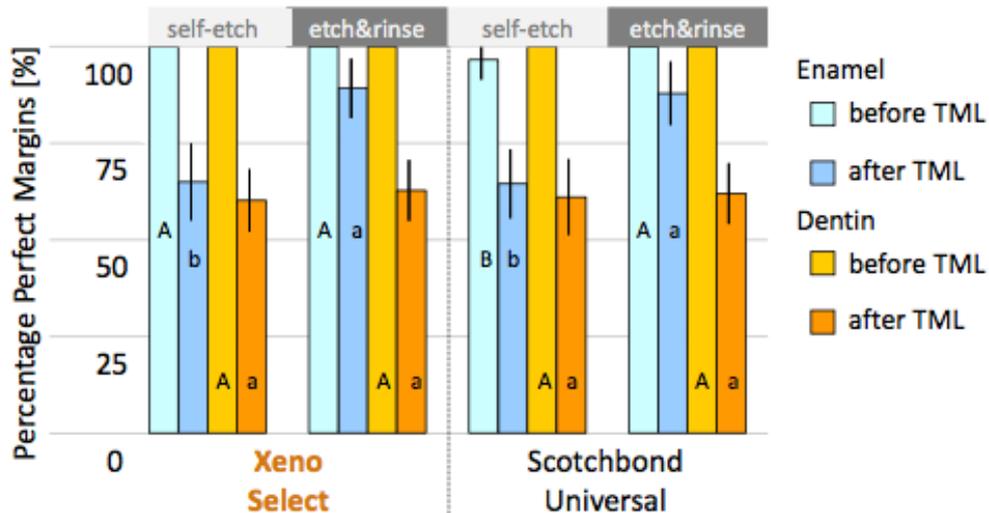


Abb. 8-1

Randschluss im Schmelz und im Dentin

Vor und nach thermomechanischer Belastung bei unterschiedlichen Adhäsiven und Ätztechniken [45]

Für Schmelz zeigt also die PS-Konditionierung die besten Haftwerte, während im Dentin die klassischen 2-Schritt-SE-Adhäsive vielversprechende marginale Adaptation zeigen. Diese haben bisher eine bessere klinische Prognose als die All-in-one-Systeme. [79, 189, 244]

Auch unsere Untersuchungen haben übereinstimmend mit einigen Veröffentlichungen zu den Universaladhäsiven gezeigt, dass für die Schmelzhaftung die PS-Konditionierung eindeutig am effektivsten ist [36, 153, 232]. (vgl. auch 8.2.1.1 Diskussion der Ergebnisse bezüglich der schmelzbegrenzten Restaurationsränder nach TMB, Seite 69)

Dagegen ergaben unsere und die meisten Studien über Universaladhäsive zur Dentinhaftung, dass die SE-Technik und die E&R-Technik gleichwertig sind [30, 36, 247], bzw. dass die SE-Technik effektiver ist [161, 232, 255]. (vgl. auch 8.2.1.2.1 Vergleich des E&R- mit dem SE-Modus, Seite 70)

Daraus ergibt sich, dass bezüglich der optimalen Schmelz- und Dentinhaftung für die Universaladhäsive das SEE-Verfahren am effektivsten ist, auch im Hinblick auf die Zeitersparnis und die Verminderung der Fehleranfälligkeit.

Sehr interessant wäre es zu untersuchen, ob ein E&R-Verfahren mit gleichzeitiger PS-Ätzung von Schmelz und Dentin für nur drei Sekunden gleichwertige Resultate zeigt [231, 233].

8.2.1.4 Diskussion der Ergebnisse bei zwei verschiedenen Kompositen

Die Schmelz- und Dentinrandqualitäten der in vereinfachter Schichttechnik gelegten Restaurationen mit den beiden neuen Kompositen unterschieden sich nicht. Dementsprechend scheint kein wesentlicher Unterschied in der Polymerisationsschrumpfung zu bestehen. Allerdings soll die Adhäsivauswahl und –anwendung einen höheren Einfluss auf die Randqualität haben als das Restaurationsmaterial oder das Restaurationskonzept [58].

8.2.1.5 Diskussion der Ergebnisse bezüglich des okklusalen Verschleißes

Lange Zeit stellten nicht die Frakturen, sondern vor allem die geringere Abrasionsresistenz von Kompositen im Gegensatz zu den Keramiken das Problem dar.

Für kleinere und mittelgroße Restaurationen ist der Verschleiß jedoch nicht so bedeutend, während für sehr große Restaurationen mit Höckerersatz weiterhin die Abrasionsresistenz der Komposite wichtig ist [61, 66, 132].

In unserer Studie wurden mit der Zwei-Medien-Abrasionssimulation zwischen 38 µm und 41 µm bei 100.000 Zyklen abgetragen. Es sind keine signifikanten Unterschiede zwischen unseren Gruppen zu erkennen, was bei der Verwendung von größtenteils nur einem Komposit ohne Vergleich zu einem Goldstandard-Komposit nicht verwunderlich erscheint. Erwartungsgemäß haben die verschiedenen Bondingsysteme keinen Einfluss auf den okklusalen Verschleiß.

In einer klinischen Studie von Sachdeo wird der mittlere Verschleiß von Komposit nach 6 Monaten mit 25 µm angegeben [210], wobei in einer Studie von Angele gezeigt wurde, dass der größte Verschleiß in den ersten drei Monaten festzustellen war [3].

Andere Autoren beschrieben jährliche Abtragtiefen von 29 µm bis 38 µm [9]. Nach Angele sind Abtragtiefen von 100 µm bis 200 µm für den Zahnarzt nur schwer und für den Patienten gar nicht zu erkennen [3].

Die ADA-Spezifikation für den Abtrag von Komposit besagt, dass ein Komposit in einem Jahr nicht mehr Verschleiß als 0,05 mm (= 50 µm) aufweisen darf [115].

Zum Vergleich: Die jährliche Abnutzungsrate von Schmelz im Molarenbereich unter der Voraussetzung, dass der Patient nicht knirscht, liegt bei 29 µm. Dieser Wert kann durch verstärkten Kaudruck und Parafunktionen ansteigen [3].

Da man sich hinsichtlich der Relation der Zyklusanzahl in vitro zur Tragedauer im Mund nicht einig ist, ist eine klare Aussage, ob die zwei neu entwickelten Komposite EK1 und EK2 im Rahmen der ADA-Spezifikation liegen, nicht möglich.

In-vitro-Betrachtungen zum Verschleiß eines neuen Komposits ersetzen keine klinischen Studien [68]. Jeder Patient selbst stellt eine wichtige Variable dar.

Weiterhin ist diese Studie als eine Zwei-Medien-Abrasions-Simulation durchgeführt worden, die deutlich geringere Verschleißwerte als eine Drei-Medien-Abrasions-Simulation produziert [187]. Um eine Umwandlung unseres Zwei-Körper-Abrasionssystems durch die dabei abradierten Partikel in ein Drei-Körper-Abrasionssystem [156] zu verhindern, wurden die Zähne zwischenzeitlich in Wasser getaucht.

Allerdings konnte der Einfluss der chemischen Degradation durch Speichel, pH-Veränderungen und Nahrungsmittel in dieser In-vitro-Studie nicht berücksichtigt werden, sodass deren Wirkung klinisch noch hinzukommt.

Außerdem ist laut einer Studie von Heintze eine einzelne Abrasionssimulationsmethode nicht ausreichend, um die Abrasionsstabilität eines Komposits eindeutig zu beurteilen. Es sollten mindestens zwei verschiedene Simulationsmethoden kombiniert werden. [99]

Klinisch ist der Erhalt der vertikalen Dimension von besonderer Bedeutung, vor allem bei Bruxismuspatienten. Möchte der behandelnde Zahnarzt ganz sicher gehen, dass die vertikale Dimension erhalten bleibt, sollte in Betracht gezogen werden, vor allem bei großen Kompositfüllungen, eine Tiefziehschiene zum Schutz der Restauration herzustellen und diese insbesondere nachts tragen zu lassen [7] – wie es zum Teil bei umfangreichen Keramikrestorationen empfohlen wird. Die Schiene könnte sich auch schützend auf die Randqualität auswirken, indem sie eventuelle Belastungsspitzen beim nächtlichen Knirschen und/oder Pressen auf die Kompositrestauration und den umgebenden Zahn verteilt. Dabei muss aber vor allem die orale Dimensionierung der Schiene kritisch hinterfragt werden, sodass durch die Schiene keine unnötigen „feuchten Kammern“ entstehen.

9 Schlussfolgerungen

Seit den 1960er Jahren wurden bei den verschiedenen Komponenten der Kompositfüllungstechnik kontinuierlich die Materialeigenschaften verbessert, die Verarbeitungstechnik vereinfacht und die Fehleranfälligkeit reduziert.

Die vorliegenden In-vitro-Untersuchungen mit einem neu entwickelten Komposit, in vereinfachter Schichttechnik appliziert, und neuen Universaladhäsiven in verschiedenen Ätzmodi vor und nach TMB ergaben:

- Die Schmelzrandqualität der Universaladhäsive war durch PS-Vorbehandlung (in SEE- und E&R-Technik) signifikant besser. Im Schmelz ist also noch immer die PS-Konditionierung am effektivsten.
- Die Dentinrandqualität der Universaladhäsive wurde durch PS-Konditionierung nicht beeinflusst. Also ist der SEE-Modus auch bei der Verwendung der Universaladhäsive auch im Sinne der Zeitersparnis und Fehleranfälligkeit am effektivsten: die Randqualität im Schmelz wird verbessert, ohne die Randqualität im Dentin zu beeinflussen.
- Die Dentinrandqualität der Universaladhäsive nach TMB war signifikant schlechter als die im Schmelz und bleibt somit der Schwachpunkt in der Adhäsivtechnik. Folglich sollten die zervikalen Restaurationsränder möglichst im Schmelz verlaufen (auch im Sinne der Minimalinvasivität).
- Bei der Dentinrandqualität waren die neuen Universaladhäsive tendenziell (nicht signifikant) besser als die etablierten Universaladhäsive und signifikant besser als Scotchbond Universal im E&R-Modus.
- Die zwei verschiedenen Komposite beeinflussten die Randqualität und den okklusalen Verschleiß nicht.
- Der okklusale Verschleiß war sehr gering und klinisch unbedeutend.

Das neu entwickelte Komposit und die neu entwickelten Universaladhäsive zeigten in vitro somit vielversprechende und mit etablierten Werkstoffen vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der marginalen Adaptation im Schmelz und Dentin sowie des okklusalen Verschleißes.

Nach diesen ermutigenden In-vitro-Daten müssen klinische Langzeitstudien nun zeigen, ob die Ergebnisse auch unter den Extremlastungen in der Mundhöhle Bestand haben.

10 Zusammenfassung

10.1 Zusammenfassung in deutscher Sprache

10.1.1 Hintergrund und Ziele

Noch immer stellen Komposite ein sehr technikintensives und -sensitives Füllungsma-
terial dar. Durch ihre polymerisationsbedingte Schrumpfung und eine unzureichend
antagonistisch wirkende Adhäsion an der Zahnhartsubstanz, vor allem am Dentin,
kann es zu marginaler Spaltbildung kommen, die wiederum Sekundärkaries zur Folge
haben kann und somit die Liegedauer der Füllung verkürzt.

Das Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, ein neu entwickeltes Seitenzahnkom-
posit in verschiedenen Kombinationen mit zwei neu entwickelten und zwei etablierten
Universaladhäsiven unter Anwendung unterschiedlicher Ätztechniken hinsichtlich der
marginalen Adaptation und des Verschleißes vor und nach thermomechanischer Dau-
erbelastung im Marburger Kausimulator zu untersuchen.

10.1.2 Material und Methode

An 64 extrahierten menschlichen Molaren wurden standardisierte mod-Kavitäten prä-
pariert, deren mesialer Kavitätenrand apikal und deren distaler Kavitätenboden koronal
der Schmelz-Zement-Grenze verlief. Sie wurden in acht Gruppen zu acht Zähnen ein-
geteilt, mit Xeno Select, EA1, EA2 oder Scotchbond Universal in verschiedenen Ätz-
modi vorbereitet und direkt mit den Kompositen EK1 oder EK2 nach einer simplifizier-
ten Schichttechnik gefüllt. Vor und nach thermomechanischer Dauerbelastung im Mar-
burger Kausimulator (2.500 Zyklen zwischen 5 und 55°C und 100.000 mal 50 N) wur-
den Replikas der Probenzähne erstellt, anhand derer rasterelektronenmikroskopisch
die Randqualität und mittels eines konfokalen Laserrastermikroskops die Zwei-Medien-
Abrasion vermessen wurden. Die Ergebnisse wurden mit dem Kruskal-Wallis- und dem
Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,05$) getestet.

10.1.3 Ergebnisse und Beobachtungen

Die Werte aller Gruppen waren nicht normalverteilt (Kolmogorow-Smirnow-Test: $p < 0,05$).

In Schmelz und Dentin wurden initial 100% spaltfreie Ränder gemessen ($p > 0,05$).
Die thermomechanische Dauerbelastung verminderte in allen Gruppen den prozentua-
len Anteil spaltfreier Ränder im Schmelz und Dentin deutlich (Wilcoxon-Rang-Test: $p < 0,05$). **Im Schmelz** war nach TMB der prozentuale Anteil spaltfreier Ränder im E&R-
und SEE-Modus (89 - 92%) deutlich höher als im SE-Modus (63 - 67%). **Im Dentin**
verminderte sich der Prozentanteil spaltfreier Ränder nach TMB auf 58 - 66% ohne
statistischen Unterschied zwischen den verschiedenen Ätzmodi. Nur Scotchbond Uni-

versal war in der E&R-Technik signifikant schlechter (57,2%). Die neuen Universaladhäsive im E&R- und SE-Modus zeigten einen tendenziell besseren Randschluss (aber nicht signifikant).

Die beiden neuen Komposite wiesen bei gleichem Adhäsiv und gleicher Ätztechnik hinsichtlich der marginalen Adaptation keine Unterschiede auf.

Der **okklusale Verschleiß** nach TMB betrug bei allen Gruppen ca. 40 µm.

10.1.4 Praktische Schlussfolgerungen

Unsere Untersuchungen ergaben, dass bei mod-Kompositrestaurationen nach thermomechanischer Dauerbelastung – unabhängig von dem Komposit, dem verwendeten Universaladhäsiv bzw. dem angewandten Ätzmodus – keine Randspaltfreiheit im dentin- oder schmelzbegrenzten Bereich der Füllung erreichbar waren.

Für die Schmelzrandqualität der Universaladhäsive war die PS-Konditionierung deutlich effektiver als die SE-Technik. Unterschiedliche Ätzmodi machten im Dentin keinen signifikanten Unterschied aus. Also ist auch bei den Universaladhäsiven der SEE-Modus der effektivste. Auch mit den weiterentwickelten Adhäsiven blieb die Dentinhafung die Schwachstelle der Adhäsivtechnik. Die neuen Universaladhäsive schnitten bezüglich der Dentinrandqualität tendenziell besser als die etablierten Universaladhäsive, gegenüber Scotchbond Universal im E&R-Modus signifikant besser ab.

Die zwei verschiedenen Komposite beeinflussten die Randqualität und den okklusalen Verschleiß nicht.

Der okklusale Verschleiß war gering und klinisch unbedeutend.

Unter Laborbedingungen zeigte das neu entwickelte Seitenzahnkomposit in Kombination mit den neuen Universaladhäsiven vielversprechende Ergebnisse hinsichtlich der marginalen Adaptation im Schmelz und im Dentin sowie hinsichtlich des Verschleißes. Diese sind mit bereits etablierten Werkstoffen vergleichbar.

Nach diesen aussichtsreichen In-vitro-Daten müssen klinische Studien nun zeigen, ob die Ergebnisse auch unter den Extrembelastungen in der Mundhöhle Bestand haben.

10.2 Abstract (Zusammenfassung in englischer Sprache)

10.2.1 Background and aim of this study

Composites continue to be a technologically elaborated and sensitive dental restoration material. Polymerisation shrinkage and insufficient adhesion to the hard tissues of the tooth, especially to dentin, may result in marginal leakage, potentially leading to secondary caries. This shortens the longevity of the restoration.

Therefore the purpose of this in vitro study was to investigate a newly developed composite in different combinations with two newly developed and two well-established universal adhesives used in different adhesive techniques. This study evaluated the marginal adaptation and the two-body wear of the fillings before and after thermo-mechanical loading (TML) in the Marburg-type artificial chewing simulator.

10.2.2 Material and methods

64 extracted human molars were prepared with mod-cavities according to a well-established protocol. Mesial the proximal box runs apical of the cemento-enamel junction (CEJ), distal it runs coronal of the CEJ. They were divided into eight groups of eight teeth. After being prepared with Xeno Select, EA1, EA2 or Scotchbond Universal in different adhesive techniques, two different composites (EK1/EK2) were applied directly using a simplified layering technique. Before and after TML in the Marburg-type artificial chewing simulator (2.500 thermocycles between 5 and 55°C and 100.000 times 50 N) epoxy resin replicas of the teeth were fabricated. The quality of the filling's margin was examined by imaging with scanning electron microscope (SEM), whereas the two-body wear depth was measured by imaging with confocal laser scanning microscope (CSLM). The results were analysed with Kruskal-Wallis- and Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,05$).

10.2.3 Results and observations

None of the groups showed a normal distribution of the measured values (Kolmogorow-Smirnow test $p < 0,05$).

In enamel and dentin 100% gap-free margins were measured before TML ($p > 0,05$). In all groups TML reduced significantly the percentage of gap-free margins in enamel and in dentin (Wilcoxon signed-rank test $p < 0,05$). **In enamel** the percentage of gap-free margins after TML was significantly higher in E&R- and SEE-mode (89 - 92%) than in SE-mode (63 - 67%). **In dentin** the percentage of gap-free margins after TML decreased to 58 - 66% between the different etching modes without any statistical significance. Only Scotchbond Universal used in E&R-Mode was significantly worse (57,2%). The new universal adhesives used in E&R- and SE-mode revealed the tendency to a better marginal adaptation (not significant).

The two composites being bonded with the same universal adhesive and adhesive technique showed no difference regarding marginal adaptation.

In all groups the occlusal **two-body wear** after TML was approximately 40 µm.

10.2.4 Conclusion

Our study points out that after TML for mod-cavities – irrespective of the composite, the universal adhesive or the adhesive technique – no gap-free margins in enamel or dentin were achievable.

Enamel bonding with universal adhesives was more effective with phosphoric-acid etching than with SE-mode. In dentin different etching modes did not make a significant difference. Hence the universal adhesives work best in SEE-mode. Even with new, advanced products the adhesion to dentin stays the weak spot of adhesive technique. The two new universal adhesives presented a tendency to perform better than the well-established universal adhesives. They were even significantly better than Scotchbond Universal in E&R-mode.

Both the new composites influenced neither the marginal quality nor the occlusal two-body wear.

The occlusal wear was very small and without clinical significance.

Under laboratory conditions the newly developed posterior resin composite in combination with the newly developed universal adhesives showed promising results in regard to marginal integrity in enamel and dentin as well as in regard to two-body wear resistance. These results were comparable to well-established products.

After these encouraging in vitro data, clinical trials must show whether these results can also be confirmed under the extreme stress in the oral cavity.

11 Literaturverzeichnis

1. Al Viehbeck ME (2013) Scotchbond Universal Adhesive - Scientific facts. In: Espe M (ed) Internet: . 3M Espe Deutschland GmbH Seefeld
2. Amsler F, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S (2015) Einfluss von relativer Luftfeuchtigkeit und Applikationszeit auf die Dentinhaftkraft von sechs verschiedenen Adhäsivsystemen. *Swiss Dent J* 125:990-991
3. Angele RM (2009) Klinische Studie zur Verschleißmessung von zwei Kompositfüllungsmaterialien. *Med Diss.* Eberhard Karls Universität Tübingen
4. Appelt A, Roggendorf M, Vosen V, Frankenberger R (2013) Beeinflussen Hemostatika die Dentinhaftung? – Abstract der Jahrestagung der DGZ und der DGET 2013. *Dtsch Zahnärztl Z* 68, D27
5. Arens B (2008) In vitro Abrasion zahnärztlicher Füllungsmaterialien durch Pulverwasserstrahl und deren Auswertung mit Hilfe eines radioaktiven Tracers. *Med Diss.* Freie Universität Berlin
6. Attar N, Tam LE, McComb D (2003) Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc* 69:516-521
7. Attin T, Tauböck TT (2017) Direkte adhäsive Kompositrestaurationen zur Rekonstruktion erosiver Zahnhartsubstanzdefekte. *Swiss Dent J* 127:131 - 137
8. Axén N, Jacobson S (1994) A model for the abrasive wear resistance of multiphase materials. *Wear* 174:187-199
9. Azzopardi A, Bartlett D, Watson T, Smith B (2000) A literature review of the techniques to measure tooth wear and erosion. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 8:93-97
10. Bayne SC (2013) Beginnings of the dental composite revolution. *J Am Dent Assoc* 144:880 - 884
11. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M (1998) A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 129:567-577
12. Bedran-de-Castro AKB, Pereira PN, Pimenta LAF, Thompson JY (2004) Effect of thermal and mechanical load cycling on nanoleakage of Class II restorations. *J Adhes Dent* 6:221 - 226
13. Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2014) Effect of occlusal loading and mechanical properties of resin composite on stress generated in posterior restorations. *Am J Dent* 27:129-133

14. Blunck U, Preissner S (2015) Effectiveness of Adhesives at Class V Cavities after Four-year Water-storage, IADR Bost. Abstract #. In: Prof. Dr. Ernst C-P (ed) Universaladhäsive - universelle Problemlöser für alles? ZMK (31) Balingen, pp 620 - 629
15. Blunck U, Zaslansky P (2007) Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. *J Adhes Dent* 9:231 - 240
16. Bowen RL (1956) Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res* 35:360-369
17. Bowen RL (1962) Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis phenol and glycidyl acrylate. In: Patent US (ed) Google Patents, vol 066,112. U.S. Patent and Trademark Office Washington, DC
18. Bowen RL, Cleek GW (1969) X-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. *J Dent Res* 48:79-82
19. Breschi L, Martin P, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Tjäderhane L, Visintini E, Cadenaro M, Tay FR, Dorigo EDS (2010) Use of a specific MMP-inhibitor (galardin) for preservation of hybrid layer. *Dent Mater* 26:571-578
20. Breschi L, Mazzoni A, Nato F, Carrilho M, Visintini E, Tjäderhane L, Ruggeri A, Tay FR, Dorigo, EDS, Pashley DH (2010) Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dent Mater* 26:320-325
21. Briscoe B, Pickles M, Julian K, Adams M (1997) Erosion of polymer-particle composite coatings by liquid water jets. *Wear* 203:88-97
22. Buegers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G (2009) Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater* 25:269-275
23. Buonocore M (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853
24. Buonocore M (1970) Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 80:324-330
25. Burgess JO, Walker R, Davidson JM (2002) Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 24:465-479
26. Burtscher P (2011) Von geschichteten Inkrementen zur Vier-Millimeter-Bulk-Fill-Technik - Anforderungen an Komposit und Lichthärtung. *DZW* 39:6 - 8
27. Busato A, Loguercio AD, Reis A, Carrilho M (2001) Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. *Am J Dent* 14:304-308

28. Cardenas A, Siqueira F, Rocha J, Szesz A, Anwar M, El-Askary F, Reis A, Loguercio A (2016) Influence of conditioning time of universal adhesives on adhesive properties and enamel-etching pattern. *Oper Dent* 41:481-490
29. Cenci MS, Tenuta LM, Pereira-Cenci T, Del Bel Cury AA, Ten Cate JM, Cury JA (2008) Effect of microleakage and fluoride on enamel-dentine demineralization around restorations. *Caries Res* 42:369-379
30. Chen C, Niu L-N, Xie H, Zhang Z-Y, Zhou L-Q, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR (2015) Bonding of universal adhesives to dentine—Old wine in new bottles? *J Dent* 43:525-536
31. Christensen R, Smith S, Aina T (2000) Quantifying wear in human adult teeth, in vivo-2-year report. *J Dent Res* 79:543-543
32. Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE, Seghi RR (2005) Relative wear of flowable and highly filled composite. *J Prosthet Dent* 93:153-157
33. Cobb DS, MacGregor KM, Vargas MA, Denehy GE (2000) The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. *J Am Dent Assoc* 131:1610-1615
34. Corporation G (2007) Kalore - technical manual - the science behind the smile. Internet: http://www.gcamerica.com/products/operator/Kalore/KALORE_Technical_Manual.pdf. GC Kalore Tokyo
35. Cramer NB, Stansbury JB, Bowman CN (2011) Recent Advances and Developments in Composite Dental Restorative Materials. *J Dent Res* 90:402 - 416
36. da Rosa WLdO, Piva E, da Silva AF (2015) Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent* 43:765-776
37. Davidson C, De Gee A (1996) Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. *Phillip J* 13:171-177
38. de Assis FS, Lima SN, Tonetto MR, Bhandi SH, Pinto SC, Malaquias P, Loguercio AD, Bandéca MC (2016) Evaluation of Bond Strength, Marginal Integrity, and Fracture Strength of Bulk- vs Incrementally-filled Restorations. *J Adhes Dent* 18:317 - 322
39. De Gee A, Pallav P (1994) Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 22:S21-S27
40. De Gee AJ, Wendt SL, Werner A, Davidson CL (1996) Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials* 17:1327-1332
41. Denner W (2009) Präparationstechnik für Adhäsivfüllungen. *Quintessenz* 60:693 - 702

-
42. Dental K (2016) Single-Fill™ Composite System. In: Dental K (ed), vol 2017. Kerr Dental Internet
 43. Detrey D (2011) SDR Smart Dentin Replacement. In: Dentsply (ed) Wissenschaftliches Kompendium, vol 2017. Dentsply Konstanz
 44. Detrey D (2013) Gebrauchsanweisung Xeno Select. In: Dentsply (ed) Gebrauchsanweisung, vol 2017. Dentsply Konstanz, p 18
 45. Detrey D (2014) Xeno select - Self-Etch and Etch-and-Rinse Adhesive. In: Dentsply (ed) Wissenschaftliches Kompendium. Dentsply Detrey Konstanz
 46. Dietschi D, Bindi G, Krejci I, Davidson C (2002) Marginal and internal adaptation of stratified compomer-composite Class II restorations. *Oper Dent* 27:500-509
 47. Domingues J, Coelho S, Monteiro B, Teixeira L, Manarte-Monteiro P (2015) Universal/Multi-Mode Adhesives in descriptive review: Innovative or traditional systems? *Int Poster J Dent Oral Med* 17
 48. Dudenverlag (2001) Duden Fremdwörterbuch. Bibliographisches Institut & F.A. Brockhaus AG
 49. Ehlers V, Ernst C-P, Willershausen-Zönnchen B (2012) Die Bulk-Fill-Milchzahnfüllung - ein Fallbericht. *ZMK* 28:860 -861
 50. Ekkfeldt A, Fransson B, Söderlund B, Øilo G (1993) Wear resistance of some prosthodontic materials in vivo. *Acta Odontol Scand* 51:99-107
 51. Erickson RL, Barkmeier WW, Halvorson RH (2014) Curing characteristics of a composite—Part 1: Cure depth relationship to conversion, hardness and radiant exposure. *Dent Mater* 30:125-133
 52. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS (2009) Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 25:1187-1194
 53. Ernst C-P (2010) Update Komposite: Eine Einteilung der Komposite. *ZMK* 26:190 - 207
 54. Ernst C-P (2013) Lichtpolymerisation. In: Frankenberger R (ed) Adhäsive Zahnheilkunde, Wissenschaft und Praxis. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, pp 35 - 80
 55. Ernst C-P (2014) Schichtest Du noch oder füllst Du schon... *ZMK* 30:Editorial
 56. Ernst C-P (2015) Kons. II: Füllungstherapie. In: Grötz PD, Lauer PD, Hellwig PD (eds) *ZMK Update 2015-Handbuch*. med publico GmbH Wiesbaden, pp 1-464

57. Ernst C-P (2015) Universaladhäsive – Universelle Problemlöser für alles? ZMK 31:620 - 628
58. Ernst C-P (2016) Kons. II: Füllungstherapie. In: Grötz PD, Lauer PD, Hellwig PD (eds) ZMK Update 2016-Handbuch. med publico GmbH Wiesbaden
59. Ernst C-P, Willershausen B (2003) Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zahnärztl Mitt 93:30 - 40
60. Ferracane JL (1995) Current trends in dental composites. Crit Rev Oral Biol Med 6:302-318
61. Ferracane JL (2006) Is the wear of dental composites still a clinical concern?: Is there still a need for in vitro wear simulating devices? Dent Mater 22:689-692
62. Ferracane JL, Hilton TJ (2016) Polymerization stress—Is it clinically meaningful? Dent Mater 32:1-10
63. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. J Dent Res 76:1508-1516
64. Frankenberger R (2001) Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. In: Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Frankenberger R (eds) Die Adhäsivtechnologie: Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M Espe Seefeld, pp 12 - 20
65. Frankenberger R (2006) Bonding - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 57:485 - 495
66. Frankenberger R (2009) Die adhäsive Seitenzahnversorgung—Komposit oder Keramik? ZWR 118:187-190
67. Frankenberger R (2010) Adhäsiv-Fibel, Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. Spitta Verlag
68. Frankenberger R (2011) Interview mit Prof. Roland Frankenberger - "Ein Glasionomer mit überlegener Frakturresistenz in der Kausimulation". In: Frensel G (ed). ZWR, pp 528, 529
69. Frankenberger R, Blunck U (2013) Adhäsive. In: Frankenberger R (ed) Adhäsive Zahnheilkunde, Wissenschaft und Praxis, vol 1. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, pp 1 - 34
70. Frankenberger R, Faust H, Hoffmann KP (8.4.2015) Expertenzirkel: Füllungstherapie: Der Siegeszug direkter Kompositmaterialien. Dent Mag:24 - 38

-
71. Frankenberger R, Hehn J, Hajt3 J, Krämer N, Naumann M, Koch A, Roggendorf, MJ (2013) Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Invest* 17:177-183
 72. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle H, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2012) DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. Bundeszahnarkammer, <http://www.bzaek.de>
 73. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle H, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014) Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung. *Dtsch Zahnarztl Z* 69:722 - 734
 74. Frankenberger R, Kramer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM (2007) Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 9:107 - 116
 75. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M (2008) Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch. *J Adhes Dent* 10:339-344
 76. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR (2005) Characterisation of resin–dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 26:2043-2052
 77. Frankenberger R, Reinelt C, Krämer N (2014) Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. *Clin Oral Invest* 18:125-137
 78. Frankenberger R, Sindel J, Kramer N, Petschelt A (1999) Dentin bond strength and marginal adaptation: direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent* 24:147-155
 79. Frankenberger R, Tay FR (2005) 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
 80. Frankenberger R, Vosen V, Krämer N, Roggendorf M (2012) Bulk-Fill-Komposite: Mit dicken Schichten einfacher zum Erfolg. *Quintessenz* 65:579-584
 81. Frese C, Wolff D, Staehle H (2014) Proximal box elevation with resin composite and the dogma of biological width: clinical R2-technique and critical review. *Oper Dent* 39:22-31
 82. Gaengler P, Hoyer I, Montag R (2001) Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. *J Adhes Dent* 3:185-194
 83. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P (2004) Micromorphological evaluation of posterior composite restorations—a 10-year report. *J Oral Rehabil* 31:991-1000

84. Ganzauge K (2004) Tendenzen Polymerisationslampen - Eine Entscheidungshilfe, Für welches Gerät entscheiden Sie sich, um Komposite auszuhärten? Dent Mag 2
85. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R (2010) Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. Dent Mater 26:1113-1118
86. García AH, Lozano MAM, Vila JC, Escribano AB, Galve PF (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 11:E215-220
87. Gesch D, Dent M, Bernhardt O, Kirbschus A (2004) Association of malocclusion and functional occlusion with temporomandibular disorders (TMD) in adults: A systematic review of population-based studies. Quintessence Int 35:211 - 221
88. Gnauck M (2005) Methodenkritische Untersuchung zur Abrasionssimulation von Kompositen. Med Diss. Friedrich-Schiller-Universität Jena, p 127
89. Goodis H, Marshall G, White J, Gee L, Hornberger B, Marshall S (1993) Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. Dent Mater 9:79-84
90. Gärtner A (2007) Untersuchung des Randschlussverhaltens von Füllungen aus Kompositmaterialien in approximal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten: eine In-vitro-Studie. Med Diss. Universität des Saarlandes Homburg / Saar
91. Hagge MS (2002) Effect of thermocycling on the fracture strength of intact third molars stored for two different time periods. Mil Med 167:616
92. Hagger O, Castan P (1951) Bulk polymerization of vinyl compounds using a sulfinic acid catalyst. TREY AG GEB DE
93. Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. Zahnarztl Mitt 93:48 - 58
94. Haller B, Merz A (2017) Standortbestimmung Universaladhäsive - Teil 1 Genese und Performance mit lichthärtenden Kompositen. Zahnarztl Mitt 107:66 - 72
95. Hannig M (2002) The protective nature of the salivary pellicle. Int Dent J 52:417-423
96. Hanßen B, Schneider H, Häfer M, Rüger C, Scholz M, Haak R (2016) Klinische Füllungsbewertung an Klasse-V-Kompositfüllungen vs. quantitative Randanalyse. Dtsch Zahnarztl Z 71, Abstracts, Jahrestagung der DGZ:D22
97. Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle H (2004) Die Bewertung direkter Kompositrestaurationen. Zahnarztl Mitt 94:650-658

-
98. Heintze S (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22:712-734
 99. Heintze S, Zappini G, Rousson V (2005) Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators—results of a round robin test. *Dent Mater* 21:304-317
 100. Heintze S, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane J (2006) Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater* 22:166-175
 101. Heintze S, Zellweger G, Zappini G (2007) The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear* 263:1138-1146
 102. Heintze SD, Zimmerli B (2011) Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121:924 - 930, 1033 - 1040
 103. Hellwig E, Klimek J, Attin T (2010) Einführung in die Zahnerhaltung. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln
 104. Henisch G (1989) Ein computergestütztes System zur Erfassung und Verwaltung von Messdaten im Rahmen der quantitativen Randalanalyse am Rasterelektronenmikroskop. Med Diss. Freie Universität Berlin
 105. Hergt J (2015) Amalgam: Was will die EU? *Zahnarztl Mitt* 17
 106. Hickel R (2012) Neueste Komposite - viele Behauptungen; Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? *Bayer Zahnarztlbl*:50 - 53
 107. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K (1998) New direct restorative materials*. *Int Dent J* 48:3-16
 108. Hickel R, Kunzelmann K-H (2001) Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. In: Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Frankenberger R (eds) *Die Adhäsivtechnologie: Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*. 3M Espe Seefeld, pp 46-67
 109. Huennekens SC, Daniel SJ, Bayne SC (1991) Effects of air polishing on the abrasion of occlusal sealants. *Quintessence Int* 22:581 - 585
 110. Häfer M, Schmidt P, Schneider H, Haak R (2016) Bewertung eines Universaladhäsivs – 12-Monatergebnisse von Kompositfüllungen nichtkariöser zervikaler Läsionen. *Dtsch Zahnarztl Z* 71, Abstracts, Jahrestagung der DGZ:D23
 111. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF (2003) Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 19:206-211

112. Ilie N, Hickel R (2011) Resin composite restorative materials. Aust Dent J 56 Suppl 1:59-66
113. Ilie N, Kunzelmann K, Hickel R (2005) Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. Dtsch Zahnarztl Z 60:321 - 334
114. Ilie N, Stawarczyk B (2014) Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite? ZMK 30:90 - 97
115. Institute ANS (1993) ANSI/ADA Specification no. 27: direct filling resins. Am Dent Assoc
116. Iwaku M, Nakamichi I, Nakamura K, Horie K, Suizu S, Fusayama T (1981) Tags penetrating dentin of a new adhesive resin. Bull Tokyo Med Dent Univ 28:45-51
117. Jacobi R (1995) Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. Phillip J 12:33-39
118. John MT, Frank H, Lobbezoo F, Drangsholt M, Dette K-E (2002) No association between incisal tooth wear and temporomandibular disorders. J Prosthet Dent 87:197-203
119. Karabela MM, Sideridou ID (2008) Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. Dent Mater 24:1631 - 1639
120. Karaman E, Yazici AR, Aksoy B, Karabulut E, Ozgunaltay G, Dayangac B (2013) Effect of operator variability on microleakage with different adhesive systems. Eur J Dent 7 (Suppl 1):60 - 65
121. Karan K, Yao X, Xu C, Wang Y (2012) Chemical characterization of etched dentin in non-cariou cervical lesions. J Adhes Dent 14:315 - 322
122. Kidd E, Beighton D (1996) Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. J Dent Res 75:1942-1946
123. Klimm W, Buchmann G, Dorniok R, Pöschmann M, Koch R (1996) Mikrobielle Randspaltbesiedelung bei Klasse-V-Restaurationen in vitro. Dtsch Zahnarztl Z 51:90 - 95
124. Knock FE, Glenn JF (1951) Dental material and method, Patent. vol US2558139 A. L D Caulk Company
125. Koke U, Daum J, Rammelsberg P, Gilde H (2003) Untersuchung zur Zwei-Medien-Abrasion von Titanverblendkeramiken. Dtsch Zahnarztl Z 58:343-346
126. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J (2004) Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. Clin Oral Investig 8:123-129

-
127. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M (1990) In-vitro-testverfahren zur evaluation dentaler restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter kausimulator. Quintessence Int 100:953-960
 128. Krämer N, Küssner P, Motmaen I, Köhl M, Wöstmann B, Frankenberger R (2015) Marginal quality and wear of extended posterior resin composite restorations: Eight-year results in vivo. J Mech Behav Biomed Mater 50:13-22
 129. Krämer N, Möhwald M, Lücker S, Domann E, Zorzini JI, Rosentritt M (2015) Effect of microparticulate silver addition in dental adhesives on secondary caries in vitro. Clin Oral Invest 19:1673 - 1681
 130. Krämer N, Reinelt C, Frankenberger R (2015) Ten-year Clinical Performance of Posterior Resin Composite Restorations. J Adhes Dent 17:433-441
 131. Kubo S, Li H, Burrow M, Tyas M (2002) Nanoleakage of dentin adhesive systems bonded to Carisolv-treated dentin. Oper Dent 27:387-395
 132. Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJM, Creugers NH, Burgersdijk RC (2006) A randomized clinical trial of cusp-replacing resin composite restorations: efficiency and short-term effectiveness. Int J Prosthodont 19:349-354
 133. Kunzelmann K-H (2017) Methoden im Tribololabor. Universität München Internet
 134. Kusy R, Leinfelder K (1977) Pattern of wear in posterior composite restorations. J Dent Res 56:544-544
 135. Kwon O, Kim D, Park S (2010) The influence of elastic modulus of base material on the marginal adaptation of direct composite restoration. Oper Dent 35:441-447
 136. Kwon TY, Bagheri R, Kim YK, Kim KH, Burrow MF (2012) Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. J Investig Clin Dent 3:3-16
 137. Köhler B, Rasmusson C, Ödman P (2000) A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. J Dent 28:111-116
 138. Küppers A (2009) Okklusaler und inzisaler Verschleiß von Zahnhartgewebe und dentalen Restaurationsmaterialien: Ergebnisse einer populationsbasierten Probandengruppe aus dem assoziierten Projektbereich der regionalen Basisstudie Vorpommern: study of health in Pomerania (SHIP). Med Diss. Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
 139. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B (2006) How to simulate wear?: Overview of existing methods. Dent Mater 22:693-701
 140. Lassila LV, Nagas E, Vallittu PK, Garoushi S (2012) Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses. Chin J Dent Res 15:31-35

141. Lawson NC, Robles A, Fu C-C, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO (2015) Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent* 43:1229-1234
142. Lazaridou D, Belli R, Krämer N, Petschelt A, Lohbauer U (2015) Dental materials for primary dentition: are they suitable for occlusal restorations? A two-body wear study. *Eur Arch Paediatr Dent* 16:165-172
143. Lehmann KM, Hellwig E, Wenz H-J (2009) Zahnärztliche Propädeutik, Einführung in die Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln
144. Leinfelder K (1987) Wear patterns and rates of posterior composite resins. *Int Dent J* 37:152-157
145. Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ (1999) Packable composites: overview and technical considerations. *J Esthet Dent* 11:234-249
146. Lenhard M (2013) Komposit-Restaurationen. In: Frankenberger R (ed) *Adhäsive Zahnheilkunde, Wissenschaft und Praxis*. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, p 370
147. Lenhard M (2013) Komposit-Restaurationen. In: Frankenberger R (ed) *Adhäsive Zahnheilkunde, Wissenschaft und Praxis*. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, pp 81 - 144
148. Leprince JG, Palin WM, Vanacker J, Sabbagh J, Devaux J, Leloup G (2014) Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 42:993-1000
149. Leupold T (2009) Der Einfluss der Schallaktivierung auf den Komposit-Dentin-Verbund. Med Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen
150. Li Y, Swartz M, Phillips R, Moore B, Roberts T (1985) Materials science effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 64:1396-1403
151. Lima FG, Romano AR, Correa MB, Demarco FF (2009) Influence of microleakage, surface roughness and biofilm control on secondary caries formation around composite resin restorations: an in situ evaluation. *J Appl Oral Sci* 17:61-65
152. Loguercio AD, de Paula EA, Hass V, Luque-Martinez I, Reis A, Perdigão J (2015) A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *J Dent* 43:1083-1092
153. Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J (2015) Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent* 43:1060-1070
154. Lutz F, Krejci I (2000) Amalgam substitutes: a critical analysis. *J Esthet Dent* 12:146-159

155. Lutz F, Phillips RW (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 50:480-488
156. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC (1984) In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63:914-920
157. Mahmoud SH, Al-Wakeel EIS (2011) Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *Quintessence Int* 42:131 - 139
158. Mair LH (1998) Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. *Quintessence int* 29
159. Mair M (2002) Nahrungsverschleiss im Kausimulator. Med Diss. Ludwig-Maximilians-Universität München
160. Makishi P, André C, Ayres A, Martins A, Giannini M (2016) Effect of storage time on bond strength and nanoleakage expression of universal adhesives bonded to dentin and etched enamel. *Oper Dent* 41:305-317
161. Manfroï FB, Marcondes ML, Somacal DC, Borges GA, Júnior LHB, Spohr AM (2016) Bond Strength of a Novel One Bottle Multi-mode Adhesive to Human Dentin After Six Months of Storage. *Open Dent J* 10:268
162. Manhart J (2006) Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich, Alternativen zum Amalgam. *Quintessenz* 57:465-481
163. Manhart J (2010) Neues Konzept zum Ersatz von Dentin in der kompositbasierten Seitenzahnversorgung. *ZWR* 119:118-125
164. Manhart J (2013) Nanohybridkomposite im Seitenzahnbereich, Funktionale und ästhetische Alternative zu metallischen Restaurationen. *Stomatologie* 7-8:77 - 80
165. Manhart J (2015) Bulk-Fill-Komposite als sinnvolle Alternative. *Zahnarztbl Baden Wurt* 10:16 - 21
166. Manhart J (2016) Füllungstherapie - Höckerersatz mit Bulk-fill. *Dent Mag* 34:36 - 40
167. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R (2004) Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 29:481-508
168. Manhart J, Chen H, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R (2001) Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent* 14:95-99

169. Manhart J, Hickel R (2014) Bulk Fill-Komposite; Neuartige Einsatztechnik von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Swiss Dent J* 124:19 - 28
170. Manhart J, Ilie N (2015) Bulk-Fill-Komposite. *wissen kompakt* 9:27-42
171. Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H, Hickel R (2000) Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 16:33-40
172. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J (2008) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Vom Defekt zur Restauration. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln
173. McLean D, Meyers E, Guillory V, Vandewalle K (2015) Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Oper Dent* 40:410-417
174. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay EY, Reis A, Loguercio A, Perdigão J (2013) A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent* 25:55-69
175. Merz A (2016) Spaltreduktion und Höckerstabilisierung durch Self-Etch-Adhäsive und Bulk-Fill-Technik? Multifunktionale Qualitätsprüfung von Klasse-II-Kompositrestaurationen mit einem neuartigen In-vitro-Modell. Med Diss. Universität Ulm
176. Mixson J, Richards N, Mitchell R (1993) Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 6:72-76
177. Moraschini V, Fai CK, Alto RM, dos Santos GO (2015) Amalgam and resin composite longevity of posterior restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 43:1043-1050
178. Mrzezo PDFCDIE- (2015) Dental Materials, Chapter 7: Biocompatibility, Interfaces with Dental Materials, Figure 7-15. vol 2017. <https://pocketdentistry.com/7-biocompatibility/> Internet
179. Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP (2004) In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater* 20:63-71
180. Nicholson JW (2007) Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry. *Dent Mater* 23:615-622
181. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004) Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20:579-585
182. Noack M (2013) Wirtschaftliche Füllungstechnik–Warum und womit? *ZWR* 122:86-94

183. Oginni AO, Adeleke AA (2014) Comparison of pattern of failure of resin composite restorations in non-carious cervical lesions with and without occlusal wear facets. *J Dent* 42:824-830
184. Olmez A, Oztas N, Bodur H (2004) The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent* 29:713-719
185. Opdam N, Roeters J, de Boer T, Pesschier D, Bronkhorst E (2003) Voids and porosities in class I micropreparations filled with various resin composites. *Oper Dent* 28:9-14
186. Opdam NJ, Roeters JJ, Kuijs R, Burgersdijk RC (1998) Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 80:274-279
187. Osiewicz MA, Werner A, Pytko-Polonczyk J, Roeters FJ, Kleverlaan CJ (2015) Contact-and contact-free wear between various resin composites. *Dent Mater* 31:134-140
188. Ostlund J, Möller K, Koch G (1991) Amalgam, composite resin and glass ionomer cement in Class II restorations in primary molars--a three year clinical evaluation. *Swed Dent J* 16:81-86
189. Ozer F, Blatz MB (2013) Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 34:12-14
190. Pallesen U, Qvist V (2003) Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Invest* 7:71-79
191. Pashley DH (1990) Clinical considerations of microleakage. *J Endod* 16:70-77
192. Perdigão J (2010) Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 26:24-37
193. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, Loguercio AD (2014) A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent* 39:113-127
194. Perdigão J, Loguercio A (2014) Universal or multi-mode adhesives: why and how? *J Adhes Dent* 16:193-194
195. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2010) Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 26:1176-1184
196. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Van Meerbeek B (2015) Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 31:308-314

197. Peutzfeldt A (1997) Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105:97 - 116
198. Polydorou O, König A, Hellwig E, Kümmerer K (2009) Long-term release of monomers from modern dental-composite materials. *Eur J Oral Sci* 117:68-75
199. Raabe D, Harrison A, Ireland A, Alemzadeh K, Sandy J, Dogramadzi S, Melhuish C, Burgess S (2011) Improved single-and multi-contact life-time testing of dental restorative materials using key characteristics of the human masticatory system and a force/position-controlled robotic dental wear simulator. *Bioinspir Biomim* 7
200. Raadal M (1978) Abrasive wear of filled and unfilled resins in vitro. *Eur J Oral Sci* 86:399-403
201. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008) Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 10:251-258
202. Rathke A, Ostermeier V, Muche R, Haller B (2013) Reconsidering the double etching of enamel: do self-etching primers contaminate phosphoric acid-etched enamel? *J Adhes Dent* 15:107
203. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R (2011) Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 39:643-647
204. Rootare H, Powers J, Craig R (1979) Wear of composites by abrasives of varying hardness. *J Dent Res* 58:1097-1100
205. Rosatto C, Bicalho A, Veríssimo C, Bragança G, Rodrigues M, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2015) Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent* 43:1519-1528
206. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G (2014) Flexural strength of restorative composites after different aging conditions. Lecture at the IADR Annual Meeting
207. Roulet J (1994) Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22:S9-S12
208. Roulet J, Reich T, Blunck U, Noack M (1989) Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3:147 - 158
209. Roulet J-F, Mayer G (2006) Komposit - Meilensteine der Entwicklung der letzten 50 Jahre. *DZW* 15
210. Sachdeo A, Gray G, Sulieman M, Jagger D (2004) Comparison of wear and clinical performance between amalgam, composite and open sandwich restorations: 2-year results. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 12:15-20

-
211. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E (2004) Influence of marginal bevels on microleakage around Class V cavities bonded with seven self-etching agents. *Am J Dent* 17:257-261
 212. Sarrett DC (2005) Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 21:9-20
 213. Sarrett DC (2007) Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. *J Adhes Dent* 9 Suppl 1:117-120
 214. Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT (2006) Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *J Am Dent Assoc* 137:71-80
 215. Sartori N, Stolf SC, Silva SB, Lopes GC, Carrilho M (2013) Influence of chlorhexidine digluconate on the clinical performance of adhesive restorations: A 3-year follow-up. *J Dent* 41:1188-1195
 216. Sauro S, Osorio R, Fulgêncio R, Watson TF, Cama G, Thompson I, Toledano M (2013) Remineralisation properties of innovative light-curable resin-based dental materials containing bioactive micro-fillers. *J Mater Chem B* 1:2624-2638
 217. Scheibenbogen A, Manhart J, Kunzelmann K-H, Hickel R (1998) One-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 80:410-416
 218. Schlick C (2014) Zur Eignung von dentalen Kompositen für den direkten Höckerersatz im Seitenzahnbereich-eine Abrasionsstudie. Med Diss. Friedrich-Alexander-Universität (FAU) Erlangen
 219. Schwartz J, Söderholm KJ (2004) Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites. *Acta Odontol Scand* 62:102-106
 220. Schweitzer D (2013) Die Haftfestigkeit eines universellen Adhäsives am Dentin im Vergleich und der Einfluss des Applikationsverfahrens. Med Diss. Philipps-Universität Marburg
 221. Seligman D, Pullinger A, Solberg W (1988) The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ symptomatology. *J Dent Res* 67:1323-1333
 222. Senawongse P, Pongprueksa P (2007) Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 19:265-273
 223. Sezinando A (2014) Looking for the ideal adhesive—a review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac* 55:194-206

224. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M (2001) Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Investig* 5:63-68
225. Sindel J, Frankenberger R, Krämer N, Pelka M (1998) Simulation des Verschleißverhaltens von Kompositen. *Zahnarztl Mitt* 88:48- 50
226. Sito F (2008) Eigenschaften von Kompositen zum Stumpfaufbau hinsichtlich Verschleiß und Beschleifbarkeit. *Med Diss. Universität Hamburg*
227. Suzuki S, Leinfelder K, Kawai K, Tsuchitani Y (1995) Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent* 8:173-178
228. Söderholm K-J (1991) 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
229. Söderholm KJ (2007) Dental adhesives how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 9 Suppl 2:227-230
230. Söderholm KJ, Lambrechts P, Sarrett D, Abe Y, Yang MC, Labella R, Yildiz E, Willems G (2001) Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *Eur J Oral Sci* 109:273-281
231. Takamizawa T, Barkmeier W, Tsujimoto A, Endo H, Tsuchiya K, Erickson R, Latta MA, Miyazaki M (2016) Influence of Pre-etching Times on Fatigue Strength of Self-etch Adhesives to Enamel. *J Adhes Dent* 18:501 - 511
232. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel DD, Watanabe H, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M (2015) Influence of water storage on fatigue strength of self-etch adhesives. *J Dent* 43:1416-1427
233. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Suzuki T, Scheidel DD, Erickson RL, Latta MA, Miyazaki M (2016) Influence of different pre-etching times on fatigue strength of self-etch adhesives to dentin. *Eur J Oral Sci* 124:210 - 218
234. Tan J, Zhou L, Feng M, Feng H (2006) Micro-tensile bond strength to sclerotic dentin in non-cariou cervical lesions. *Zhonghua Kou Qiang Ke Za Zhi* 41:559-562
235. Tauböck TT (2013) Bulk-Fill-Komposite; Wird die Füllungstherapie einfacher, schneller und erfolgreicher? *Bayer Zahnarztbl* 16:318-323
236. Tauböck TT, Feilzer AJ, Buchalla W, Kleverlaan CJ, Krejci I, Attin T (2014) Effect of modulated photo-activation on polymerization shrinkage behavior of dental restorative resin composites. *Eur J Oral Sci* 122:293-302
237. Tauböck TT, Tarle Z, Marovic D, Attin T (2015) Pre-heating of high-viscosity bulk-fill resin composites: effects on shrinkage force and monomer conversion. *J Dent* 43:1358-1364

-
238. Taylor M, Lynch E (1992) Microleakage. *J Dent* 20:3-10
239. Terry DA, Leinfelder KF, Blatz MB (2009) A comparison of advanced resin monomer technologies. *Dent Today* 28:122-123
240. Thanatvarakorn O, Prasansuttiporn T, Takahashi M, Thittaweerat S, Foxton R, Ichinose S, Tagami J, Nakajima M (2016) Effect of Scrubbing Technique with Mild Self-etching Adhesives on Dentin Bond Strengths and Nanoleakage Expression. *J Adhes Dent* 18:197
241. Tilse R (2011) Kompositfüllung - Zeit gespart, Qualität gesteigert. In: Isbaner A (ed) *Cosmetic Dentistry*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis - online Internet
242. Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K (2002) Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. *Am J Dent* 15:305-308
243. Van Landuyt K, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2006) Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 34:77-85
244. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215-235
245. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V (2003) Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent* 31:395-405
246. Völkel T (2009) *Wissenschaftliche Dokumentation bluephase® Familie*. Ivoclar Vivadent AG Internet
247. Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U (2014) Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 42:800-807
248. Wassell R, McCabe J, Walls A (1994) A two-body frictional wear test. *J Dent Res* 73:1546-1553
249. Weber T (2010) *Memorix Zahnmedizin*. Thieme Stuttgart
250. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J, Vanherle G (1992) A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8:310-319
251. Wilson N, Wilson M, Wastell D, Smith G (1991) Performance of occlusin in butt-joint and bevel-edged preparations: five-year results. *Dent Mater* 7:92-98

252. Yang H, Guo J, Deng D, Chen Z, Huang C (2016) Effect of adjunctive application of epigallocatechin-3-gallate and ethanol-wet bonding on adhesive-dentin bonds. *J Dent* 44:44-49
253. Yazici A, Akca T, Ozgunaltay G, Dayangac B (2004) Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent* 29:176-181
254. Yoshiyama M, Tay F, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, Carvalho RM, Nakajima M, Pashley DH (2002) Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 81:556-560
255. Zhang Z-y, Tian F-c, Niu L-n, Ochala K, Chen C, Fu B-p, Wang X-y, Pashley DH, Tay FR (2016) Defying ageing: An expectation for dentine bonding with universal adhesives? *J Dent* 45:43-52
256. Zum Gahr K (1987) Microstructure and wear of materials. in Mair, M. (2002) *Nahrungsverschleiss im Kausimulator*, Dissertation, LMU. Elsevier Amsterdam, p 599 f.

12 Einverständniserklärung zur Freigabe organischen Materials



Philipps-Universität – Abteilung Zahnerhaltungskunde – Georg-Voigt-Str. 3 – 35039 Marburg

Fachbereich Medizin

Abteilung für Zahnerhaltungskunde

Direktor:

Univ.-Prof. Dr. Roland Frankenberger
FICD FADM FPFA Prof. h.c.

Tel.: 06421 / 5863240

Fax: 06421 / 5863745

E-Mail: kons@med.uni-marburg.de

Sek.: Frau Braun

Anschrift: Georg-Voigt-Str. 3
35039 Marburg

Az.: WIC Extraction

Marburg, 09.12.13

Bitte um Freigabe organischen Materials

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient!

Bei vielen zahnmedizinischen Maßnahmen fallen Proben und Gewebe an, die nach Abschluss der Diagnostik und Therapie noch sinnvollen Zwecken zugeführt werden können. Dabei handelt es sich etwa um Zähne oder Reste des Zahnhalteapparates nach Zahnentfernung oder Operationen. Die Klinik ist verpflichtet, diese Reste aufzubewahren, wenn dies im Interesse der Patienten liegt, oder aber diese zu entsorgen. Durch eine entsprechende Verfügung, wie die Ihnen jetzt vorliegende, können Sie es ermöglichen, dass Zähne, die für Sie persönlich nicht mehr benötigt werden, für die zahnmedizinische Forschung – also die Erforschung von Krankheiten und die Entwicklung neuer Untersuchungs- oder Behandlungsmethoden – sowie für die zahnärztliche Qualitätssicherung und Ausbildung verwendet werden dürfen. Eine kommerzielle Nutzung wird ausgeschlossen.

Ihre **Zustimmung** ist **freiwillig** und jederzeit ohne Angabe von Gründen widerruflich. Eine Ablehnung oder ein Widerruf haben für Sie keinerlei Nachteile.

Der Datenschutz ist gewährleistet. Die personenbezogenen Daten werden pseudonymisiert – d.h. ohne Nennung von Namen, Geburtsdatum oder Adresse lediglich unter Verwendung einer Codenummer – gespeichert. Der Umgang mit dem Material folgt den standesrechtlichen und universitären Regeln. Insbesondere muss ein Forschungsvorhaben, welches mit diesen Proben durchgeführt werden soll, vor Beginn beraten werden. Falls Sie dies wünschen, können Ihnen dazu nähere Informationen gegeben werden. Auch bei weiteren Fragen können Sie sich an den oben genannten Ansprechpartner wenden

Einverständniserklärung

Proben und Gewebe, die zu diagnostischen oder therapeutischen Zwecken entnommen wurden oder sonst angefallen sind, aber für mich persönlich nicht mehr nötig sind, dürfen zu den oben genannten Zwecken von meinen behandelnden Ärzten verwendet oder zur Verfügung gestellt werden.

Eine Kopie dieser Erklärung habe ich erhalten.

Datum, Unterschrift

13 Lebenslauf

14 Verzeichnis der akademischen Lehrer und Lehrerinnen

Meine akademischen Lehrer und Lehrerinnen an der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Universitätsprofessoren und Dozenten:

Adamkiewicz, Arweiler, Braun, Cetin, Czubayko, Feuser, Frankenberger, Gloerfeld, Gente, Grundmann, Henn, Höffken, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Mittag, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Schwarting, Seitz, Steiniger, Teymoortash, Weber, Weihe, Wrocklage

15 Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. dent. R. Frankenberger danke ich für die freundliche Überlassung des Themas zur vorliegenden Arbeit, für die gute Betreuung und hilfreiche Unterstützung.

Frau Dr. med. dent. V. Vosen gilt mein Dank für die geduldige Unterstützung und Beratung bei meinen technischen Arbeiten im Labor bei der Datenerhebung.

Desweiteren möchte ich mich bei der Praxis für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Dres. Kerrscher & Dres. Körner und deren Patienten für das Bereitstellen der Probenzähne bedanken.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinem Freund bedanken, die mich bei all meinen Aktivitäten immer unterstützt und mir so vieles ermöglicht haben.

16 Ehrenwörtliche Erklärung