

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel

Marginale Adaptation von stopfbaren Kompositen und Ormoceren in Klasse-II-Kavitäten

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Angela Albrecht
aus
München
2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. R. Hickel

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K. Schümann
Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. J. Manhart

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 25.03. 2003

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Entwicklung von Kompositmaterialien.....	3
2.2	Aufbau und Klassifikation von Kompositmaterialien	4
2.2.1	Füllstoffe	4
2.2.1.1	Konventionelle Komposite.....	5
2.2.1.2	Mikrofüllerkomposite	6
2.2.1.3	Hybridkomposite.....	8
2.2.2	Organische Matrix.....	8
2.2.3	Verbundphase.....	9
2.2.4	Hilfsstoffe.....	10
2.2.4.1	Initiatoren	10
2.2.4.2	Inhibitoren	11
2.2.4.3	Pigmente.....	11
2.2.4.4	Weitere Additiva	11
2.2.5	Ormocere und stopfbare Komposite	12
2.2.5.1	Ormocere.....	12
2.2.5.2	Stopfbare Komposite.....	14
2.3	Polymerisation.....	16
2.3.1	Chemische Härtung	17
2.3.2	Lichthärtung	17
2.3.3	Dualhärtung	19
2.4	Adhäsivtechnik.....	19
2.4.1	Schmelz-Ätz-Technik.....	19
2.4.2	Aufbau des Zahnschmelzes.....	20
2.4.2.1	Schmelzhaftung.....	21
2.4.3	Dentinadhäsion.....	23
2.4.3.1	Aufbau des Dentins	23

2.4.4	Probleme der Dentinadhäsion	24
2.4.4.1	Haftmechanismen der Dentinadhäsive.....	25
2.5	Komposit in Klasse-II-Kavitäten	26
2.5.1	Komposit im Seitenzahnbereich bzw. als Amalgamersatz	26
2.5.2	Randschluss	27
2.5.3	Schichttechniken	27
2.6	Methoden zur Randanalyse	28
3	Fragestellung	32
4	Material und Methode	33
4.1	Übersicht über die Methodik.....	33
4.2	Auswahl und Vorbereitung der Zähne	33
4.3	Herstellung der Klasse-II-Kavitäten	34
4.3.1	Präparation der Kavitäten.....	34
4.3.2	Haftvermittlung.....	37
4.3.3	Applikation des Kompositmaterials.....	38
4.4	Ausarbeitung und Politur	41
4.5	Feuchtigkeitslagerung	42
4.6	Thermische Wechselbelastung.....	42
4.7	Mechanische Wechselbelastung.....	43
4.8	Replikaerstellung nach Belastung.....	44
4.9	Quantitative Randanalyse.....	46
4.10	Farbstoffpenetration	50
5	Ergebnisse	53
5.1	Statistisches Verfahren.....	53
5.2	Auswertung Rasterelektronenmikroskop.....	54
5.3	Auswertung Farbstoffpenetration.....	57
6	Diskussion	61
6.1	Fragestellung	61
6.2	Material und Methode	61

6.2.1	In-vitro-Untersuchung.....	61
6.2.2	Auswahl der Zähne und Gruppengröße	62
6.2.3	Kavitätenpräparation	63
6.2.4	Fülltechnik und Polymerisation	64
6.2.5	Ausarbeitung und Politur	65
6.2.6	Feuchtigkeitslagerung	66
6.2.7	Thermische Wechselbelastung.....	66
6.2.8	Mechanische Wechselbelastung.....	67
6.2.9	Replikatechnik, Randanalyse und Farbstoffpenetration	68
6.2.10	Verarbeitung von stopfbaren Kompositen undOrmoceren	71
6.3	Diskussion der Ergebnisse	72
6.3.1	Lokalisation des Füllungsrandes	72
6.3.2	Möglicher Einfluss der verwendeten Dentinadhäsive	73
6.3.3	Füllungsmaterial.....	74
6.3.4	Vergleich: Rasterelektronenmikroskop und Farbstoffpenetration..	77
7	Schlussfolgerung	79
8	Zusammenfassung	81
9	Literaturverzeichnis.....	84
10	Materialliste.....	110
11	Danksagung.....	112
12	Curriculum Vitae.....	113

1 Einleitung

Amalgam hat sich über Jahrzehnte als zahnärztliches Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich bewährt [18, 54, 61, 202, 205, 208, 215, 246].

Diskussionen um toxische, allergologische und ökologische Nebenwirkungen [20, 36, 132, 161, 173, 185, 202, 205, 246] führten allerdings mit der Zeit zu einer allgemeinen Verunsicherung und kritischen Haltung gegenüber diesem Material in der Bevölkerung.

Nicht nur deswegen, sondern auch um im Zuge eines gestiegenen Zahnbewusstseins dem Wunsch der Patienten nach mehr Ästhetik bei der Auswahl des Füllungswerkstoffes [52, 54, 110, 138, 183, 205, 275] gerecht zu werden, wurden in den letzten zehn Jahren neue dentale Ersatzmaterialien erforscht bzw. bereits vorhandene optimiert. Diese sollten eine einfache Handhabung, hohe Wirtschaftlichkeit und eine gute Langzeitprognose bei geringeren Nebenwirkungen und besserer Ästhetik aufweisen.

Da sowohl die Herstellung als auch die Verarbeitung von Goldgussfüllungen und zahnfarbenen Inlays durch den Einsatz von Zahntechnikern und / oder teuren computergesteuerten Geräten sehr aufwendig und die Kosten dafür dementsprechend hoch sind [242], muss, zumindest für einen Teil der Patienten, eine wirtschaftlich realisierbare Alternative angeboten werden, die auch unter den Bedingungen der gesetzlichen deutschen Krankenkassen für den Einzelnen zu tragen ist.

Materialien auf Zementbasis (Silikate, Glasionomere), die als kostengünstige Amalgamalternativen angeboten werden, finden aufgrund ihrer schlechten Materialeigenschaften [11, 195] nur in einzelnen Fällen (z.B. als Langzeitprovisorium) wenig bis gar keine Akzeptanz [11, 122].

Als direkte Versorgungsmöglichkeit von Zahndefekten stehen immer mehr plastische Kompositmaterialien zur Verfügung, die in Verbindung mit

Dentinadhäsiven angewendet werden und bis jetzt ein äußerst weitreichendes Indikationsspektrum aufweisen [27, 163, 175].

Sie sind relativ einfach wie kostengünstig zu verarbeiten und tragen auch den ästhetischen Ansprüchen der Patienten Rechnung [39, 205, 244, 250]. Die Zahnhartsubstanz kann durch Anwendung der Ätz-Technik bei der Präparation geschont werden, da auf das Anlegen von großen Retentionsformen verzichtet werden kann [27, 59, 128, 171, 263, 273]. Selbst in großen Kavitäten wird die Frakturfestigkeit durch den adhäsiven Verbund erhöht [101, 106, 151, 242, 266]. Ebenso konnten die Komposite auf dem Gebiet der Abrasionsbeständigkeit optimiert werden [183, 287, 288, 289, 290]. Bei der Versorgung von Kavitäten im Frontzahnbereich [19, 51, 59, 132, 133, 172, 175, 203, 204, 207, 239, 275], zum Verschluss von Klasse-I- [21, 239] und kleinen Klasse-II-Kavitäten [242] sowie zur Versiegelung von Fissuren [73, 146, 160, 179, 251] haben sie sich bereits bewährt. Zusätzlich finden Kompositmaterialien bei der Füllung von Zahnhalsdefekten [70, 75, 122], als Aufbaumaterialien bei prothetischen Versorgung [223, 257] und als Schienungsmaterial in der Parodontologie [75] und Traumatologie [63] Anwendung. Weiterhin dienen sie als adhäsives Befestigungsmaterial für indirekt hergestellte Keramik- und Kompositrestaurationen [183, 273], sowie auch in der Kieferorthopädie zum Befestigen von Brackets [28].

Damit Kompositmaterialien als Amalgamalternative routinemäßig eingesetzt werden können, müssen jedoch sowohl die Materialeigenschaften als auch die Verarbeitungstechniken im Zuge der Zeit immer wieder optimiert werden [40, 44, 67, 113, 147, 275]. Mit dem Wissen um die Notwendigkeit eines für den Patienten ästhetischen und für das Sozialsystem finanzierbaren Amalgamersatzes, müssen die in die engere Wahl kommenden Füllungsmaterialien gründlich bezüglich ihrer klinischen wie werkstoffkundlichen Parameter erforscht werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklung von Kompositmaterialien

Nachdem seit der Jahrhundertwende meist Silikatzemente ihre Anwendung als zahnfarbene Füllungen fanden, wurden in den vierziger Jahren die ersten autopolymerisierenden Füllungskunststoffe auf Polymethylmethacrylatbasis (PMMA) in die Zahnmedizin eingeführt [193]. Aufgrund großer werkstofflicher Nachteile fanden jedoch anfangs die neuen Füllungswerkstoffe keine Akzeptanz. Eine ausgeprägt hohe Polymerisationsschrumpfung von fünf bis acht Volumenprozent [144] und thermisch bedingte starke Volumenschwankungen mit dadurch verursachten Randspalten waren Eigenschaften der neuen Kunststoffe, die bei Mund-Temperatur polymerisierten. Außerdem waren sie nicht genügend abrasionsstabil, aufgrund des hohen Restmonomergehaltes pulpatoxisch und es traten nach kurzer Liegezeit Verfärbungen auf [62, 87, 144, 154, 193, 254, 275, 278]. Auf der Suche nach einem neuen Material mit besseren physikalischen und chemischen Eigenschaften entwickelte BOWEN 1962 [31] einen neuen Kunststoff, indem er die Methylmethacrylsäure durch das höhermolekulare Monomer Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) ersetzte. Diesem aromatischen Dimethacrylat gab BOWEN anorganische Füllerpartikel aus Quarzmehl hinzu, die ihrerseits mit einer Silanverbindung überzogen waren. Diese an die anorganischen Füllkörper gebundene Silanschicht sollte eine chemische Bindung mit der organischen Matrix eingehen und so beide Phasen miteinander verbinden [43, 62, 240, 254]. Hierdurch gelang es, die Materialeigenschaften zu optimieren. Heutzutage wurden die autopolymerisierenden Kunststoffe weitgehend durch lichthärtende Kompositmaterialien, welche erstmals in den siebziger Jahren neu auf den Markt kamen, ersetzt [240, 278].

2.2 Aufbau und Klassifikation von Kompositmaterialien

Unter „Kompositen“ versteht man im Allgemeinen zusammengesetzte Werkstoffe.

In diesem Fall liegt eine Kombination der organischen Kunststoffmatrix mit anorganischen Füllkörpern über einen chemischen Verbund mit einem Silanhaftmittel vor [180, 254, 278]. Moderne zahnärztliche Kompositmaterialien bestehen aus einer Vielzahl von unterschiedlichen Komponenten, welche jede im Einzelnen die Eigenschaften des Werkstoffes beeinflussen. Im nicht ausgehärteten Zustand besteht die Kompositmatrix aus Monomeren, Initiatoren, Inhibitoren, Stabilisatoren und Farbstoffen bzw. Pigmenten [133].

2.2.1 Füllstoffe

Als Füllkörper dienen pyrogenes Siliziumdioxid, Quarz, Glas oder Keramik in feinstgemahlener Form [133, 154, 180]. In neueren Entwicklungen finden sich auch feingesinterte Glasfasern aus mikroporösem Netzwerk [154]. Die Füllkörper (in den modernen Kompositen über 80 Gew. %) reduzieren den Anteil organischer Matrix und verbessern somit die physikalischen Eigenschaften durch Verringerung der Polymerisationsschrumpfung [133], des thermischen Expansionskoeffizienten [112] und der Wasseraufnahme [43, 240]. Zusätzlich wird die Härte und das Elastizitätsmodul gesteigert [43, 143] und die Druck- und Biegefestigkeit verbessert.

Bei den zahnärztlichen Kompositmaterialien lassen sich drei Kategorien bezüglich der Partikelgröße einteilen [133, 180, 240, 241]:

- Konventionelle Makrofüller
- Mikrofüller (pyrogenes SiO₂)
- Mikrofüllerkomplexe

LUTZ et al nahmen nun die daraus resultierende Klassifikation der Komposite vor [180]:

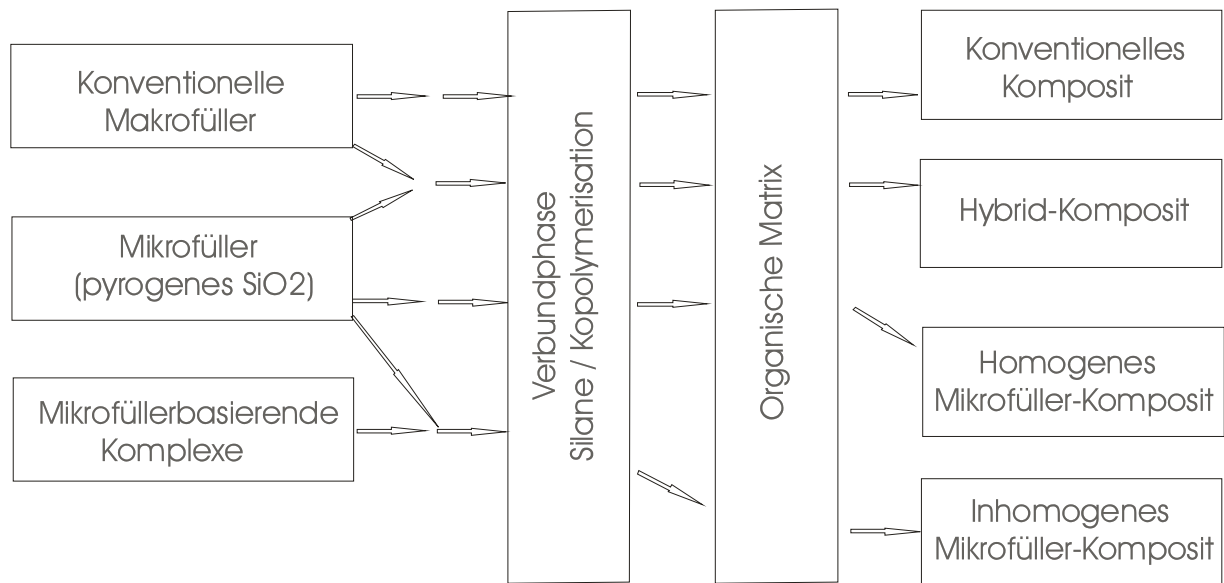


Abb. 1:
Klassifikation der Komposite

2.2.1.1 Konventionelle Komposite

Konventionelle Komposite enthalten Makrofüller. Die rein anorganischen Partikel sind splitterförmig und bestehen aus Quarz, Glas (z.B. Ba-/Sr-Glas) oder Keramik (Li-Al-Silikat) mit einer Partikelgröße von 0,1-100 μm [72, 154, 180]. Um Radioopazität zu erzielen, können die Gläser zusätzlich Schwermetalle wie Barium (am besten geeignet), Strontium, Zink oder Zirkoniumdioxid enthalten [133, 180, 272, 284]. Die groben Makrofüller verhindern eine gute Polierbarkeit [180, 237] und eine bereits polierte Oberfläche wird rasch wieder rau. Dadurch kann es zu starken Verfärbungen und rascher Plaqueakkumulation kommen [180, 230]. Der ungünstige Härteunterschied zwischen Füllkörper und Matrix führt bei gleichzeitiger Hydrolyse der Verbundphase zum Herausbrechen der Füllkörper aus der Matrix und damit zu einem schlechten Verschleißverhalten [180, 194].

Bei moderneren Materialien ließ sich ein hoher Füllungsgrad mit kleineren Makrofüllern erreichen. Sie wiesen eine geringe Schrumpfung, einen geringen thermischen Expansionskoeffizienten und eine geringe Wasseraufnahme auf. Aber auch diese Materialien behielten nach der Politur ihren Hochglanz nicht [116].

Aufgrund ihrer zahlreichen negativen Eigenschaften sind die konventionellen Komposite heute überholt [180].

2.2.1.2 Mikrofüllerkomposite

Mikrofüllerkomposite enthalten Füllstoffe, deren Partikelgröße deutlich unter 1 μm liegt.

Nach LUTZ [180, 182] und ROULET [240] lassen sich homogene von nichthomogenen Mikrofüllern unterscheiden.

Homogene Mikrofüllerkomposite sind eine Mischung aus Kunststoffmatrix und kleinsten Füllkörpern aus hochdispersen Kieselsäuren (Siliziumdioxid). Die Größenverteilung dieser Füllstoffpartikel variiert zwischen 0,007 μm und 0,2 μm , meist jedoch um 0,04 μm [116, 133, 180, 259]. Da die Größe der Füllerpartikel kleiner ist als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts (Wellenlänge 400-800 nm), erscheinen diese Komposite als homogen und zeigen eine hervorragende Ästhetik selbst im Frontzahnbereich [133, 180, 265]. Außerdem lassen sich die Materialien hervorragend hochglanzpolieren [117, 118, 180] und behalten ihren Oberflächenglanz, was die Plaqueretention minimiert. Die Angriffsfläche für Füller-herauslösende Verschleißprozesse ist bei diesen Materialien aufgrund ihrer Homogenität sehr gering [180]. Homogene Mikrofüllerkomposite sind jedoch meist nicht röntgendicht und besitzen eine höhere Wasseraufnahme und schlechtere physikalische Eigenschaften als makrogefüllte Materialien [116]. Der Füllkörperanteil ist niedrig (unter 50

Gewichtsprozent), da die große Oberflächensumme der vielen kleinen Füllerpartikel ($50-400 \text{ m}^2/\text{g}$) zur gleichmäßigen Benetzung viel organische Kunststoffmatrix benötigt [133]. Dadurch erhöhen sich die Polymerisationsschrumpfung und der thermische Expansionskoeffizient. Die Biegefestigkeit, die Vickershärte und das Elastizitätsmodul sind geringer als bei konventionellen Kompositen [180, 240]. Ein weiterer, für die Praxis relevanter Nachteil besteht in der durch die Mikrofüller hervorgerufene Viskositätssteigerung und einer damit erschwerteren Verarbeitbarkeit [180, 240]. Insgesamt ist daher die Bedeutung der homogenen Mikrofüllerkomposite heute gering [265].

Ein besseres Handling versprechen die inhomogenen Mikrofüllerkomposite, da sie die Vorteile der homogenen Mikrofüllerkomposite bei gleichzeitiger Erhöhung des Füllgehalts und Verringerung des nachteiligen Verdickungseffektes nutzen. Um den Anteil an anorganischen Füllern zu steigern, werden der mit Mikrofüllern versetzten Kunststoffmatrix zusätzlich vorpolymerisierte Komplexe aus dem gleichen Material zugesetzt [154]. Diese Vorpolymerisate können splitterförmig ($1-200 \mu\text{m}$) wie auch kugelförmig ($20-30 \mu\text{m}$) sein.

Eine weitere Möglichkeit ist die Sinterung der Siliziumoxidteilchen mit der daraus resultierenden Gewinnung von Mikrofüllagglomeraten ($0,5-50 \mu\text{m}$) [116, 240]. Inhomogene Mikrofüllerkomposite zeichnen sich ebenso wie homogene Mikrofüllerkomposite durch gute Polierbarkeit, hervorragende Ästhetik und relativ gute Verschleißfähigkeit aus [4, 180, 265]. Durch die Zugabe von Fluoriden von seltenen Erden (z.B. Ytterbiumfluorid) kann eine Röntgenopazität erreicht werden [133]. Ein Nachteil der Mikrofüllerkomposite besteht jedoch darin, dass es an den Grenzflächen der splitterförmigen Vorpolymerisate zur Matrix während der Kaubelastung oder schon während der Polymerisation zu Rissen kommen kann [116, 133]. Dies, das geringe Elastizitätsmodul und die

geringe Zugfestigkeit können zu Frakturen und geringer Verschleißfestigkeit im Seitenzahnbereich führen [4, 107, 145, 192].

2.2.1.3 Hybridkomposite

Um die Vorteile der konventionellen Komposite mit denen der Mikrofüllerkomposite zu vereinen, entstanden Anfang der achtziger Jahre die Hybridkomposite.

Hier sind etwa 85-90 Gewichtsprozent des Füllkörperanteils Makrofüller und 10-15 Gewichtsprozent Mikrofüller [116, 154, 180]. Der Füllkörpergehalt des gesamten Materials lässt sich so auf bis zu 85 Gew. % steigern, wodurch die Polymerisationsschrumpfung auf ca. 2-3 Vol. % reduziert werden kann [227]. Neben einer Röntgenopazität, guter Polierbarkeit, besserem Farbverhalten und besserer Ästhetik weisen sie außerdem eine gesteigerte Verschleißfähigkeit sowie eine Verbesserung der physikalischen Eigenschaften auf [43, 82, 115, 154, 155, 157, 180, 240, 275]. Im Vergleich mit den konventionellen Kompositen haben sie eine bessere, aufgrund des Makrofüllergehaltes jedoch nicht optimale Oberflächenbeschaffenheit. Zur Verbesserung der Polierbarkeit und der Beständigkeit einer glatten Oberflächenstruktur wird bei moderneren Hybridkompositen die Teilchengröße der Makrofüller auf 0,8-1 μm reduziert [180, 240]. Selbst die Viskosität kann durch den SiO_2 -Gehalt gesteuert werden [133].

2.2.2 Organische Matrix

Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich größtenteils um Ester der Methacrylsäure mit ein- oder höherwertigen Alkoholen [133]. Neben dem vornehmlich verwendeten Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) oder

dessen Modifikationen, kommen UDMA (Urethandimethacrylat), EGDMA (Ethylenglycoldimethacrylat) oder TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) zur Anwendung.

Die Eigenschaften des Komposits werden durch die Art des verwendeten Monomers beeinflusst [116, 133, 154]. Die einzelnen Monomere sind für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität und zahlreiche anderen Eigenschaften verantwortlich [116]. In der Regel nimmt z.B. die Polymerisationsschrumpfung mit steigender Kettenlänge und steigendem Molekulargewicht ab, die Viskosität hingegen zu [133]. Daher werden oft Verdünnermonomere (TEGDMA) zugesetzt, um die Materialien besser verarbeiten zu können [133, 154]. Auch spielt der Anteil der hydrophilen Atomgruppen eine große Rolle. Mit steigender Anzahl von Sauerstoffatomen und Hydroxylgruppen steigert sich die Wasseraufnahme [133].

2.2.3 Verbundphase

Das Silanisieren von Füllstoffen stellt einen entscheidenden Faktor für den Verbund der organischen Kunststoffmatrix zu den anorganischen Füllstoffpartikeln dar.

Als Silanisierungsmittel wird neben Vinyltriethoxysilanol in der Regel 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan verwendet [116, 133, 240].

Durch die Silanisierung kommt es zu einer Hydrophobierung der vormals hydrophilen Oberfläche des Füllstoffes. Die Eingliederung in die hydrophobe Oberfläche der Kunststoffgrundsubstanz wird so erleichtert [133, 259]. Zusätzlich wird ein höherer Gehalt an Füllkörpern ermöglicht [23, 240]. Der hergestellte Verbund erhöht die mechanischen Werte (Biegefestigkeit, Druckfestigkeit, Vickershärte) deutlich [116]. Trotzdem stellt er eine bleibende

Schwachstelle aller Kompositmaterialien dar. Durch saure Hydrolyse kann sich der chemische Verbund lösen und zu einem Verlust der Füllkörper mit darauf folgendem erhöhten Verschleiß führen [116, 133].

2.2.4 Hilfsstoffe

2.2.4.1 Initiatoren

Initiatoren sind Kompositbestandteile, die durch Aktivierung (chemisch, Lichtenergie) in energiereiche Radikale zerfallen, welche mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren und zur Ausbildung von Polymerketten führen [116, 133, 154]. Zu differenzieren sind verschiedene Initiatorsysteme. Je nach Reaktionsmechanismus unterscheidet man Autopolymerisation, lichtinduzierte Härtung oder, aufgrund einer Initiator Kombination, Dualhärtung [133]. Bei Autopolymerisaten wird als Initiator meist Benzoylperoxid zugesetzt, welches beim Anmischen mit einem Akzelerator (tertiäres Amin) reagiert [116]. Je höher der Umsetzungsgrad der Monomermoleküle ist, umso besser sind die physikalischen wie auch die mechanischen Eigenschaften des Komposits [116, 129]. Bei den modernen lighthärtenden Kompositen wird neben Campherchinon auch Lucerin als Photoinitiator verwendet.

Eine weitere Bedeutung kommt ihnen bei der Farbstabilität der Kompositmaterialien zu. So können sie eine Eigenfarbe besitzen (z.B. Campherchinon als Photoinitiator → intensives Gelb, die sich während der Polymerisation verbraucht) oder Nebenprodukte bildet und das Kompositmaterial langfristig verfärbt [133, 169].

2.2.4.2 Inhibitoren

Inhibitoren, oder auch Stabilisatoren, werden der organischen Phase des Komposits zur Vermeidung einer Spontanpolymerisation zugesetzt [116, 133, 154]. Sie reagieren mit vorzeitig entstehenden Radikalen in der Monomerpaste, welche so zufolge inaktiv werden. Damit verlängern sie zum einen die Lagerfähigkeit, wie auch zum anderen, im Falle von Autopolymerisaten z.B. das 4-Methoxyphenol, die Polymerisationszeit zugunsten der Verarbeitungszeit [133, 154]. Wird jedoch die optimal beigegebene Menge an Stabilisatoren von 300-1000 ppm überschritten, wird die vollständige Aushärtung des Komposits gehemmt und es verliert seine Festigkeitseigenschaften.

Auch Inhibitoren können die Farbstabilität der Kunststoff beeinflussen [133]. Die heute verwendeten sterischen Phenole wie z.B. Hydrochinonmonomethyläther haben sich jedoch als farbstabil erwiesen.

2.2.4.3 Pigmente

Um einen Zahn möglichst naturgetreu zu restaurieren, ist es nötig, die Komposite in verschiedenen Farbnuancen herzustellen [133]. Hierzu werden meist anorganische Farbstoffe (ZrO_2 , TiO_2 , Cr_2O_3 , Fe_2O_3), seltener auch organische Pigmente in geringen Mengen (bis zu einem Masseprozent) benutzt [133, 154]. Eine gute, über Jahre hinweg stabile Farbqualität muss hierbei ebenso gewährleistet bleiben, wie eine weitgehende Unlöslichkeit.

2.2.4.4 Weitere Additiva

Neben den bereits erwähnten Hilfsstoffen seien noch die Weichmacher, Lichtschutzmittel (UV-Stabilisatoren) und optische Aufheller zu erwähnen.

2.2.5 Ormocere und stopfbare Komposite

2.2.5.1 Ormocere

Die Gruppe der Ormocere stellt eine völlig neuartige Materialgruppe in der Zahnmedizin dar, die das Fraunhofer-Institut für Silikatforschung, Würzburg, in Zusammenarbeit mit Partnern in der Dentalindustrie entwickelt hat [187]. Es handelt sich hierbei um organisch modifizierte, nichtmetallische anorganische Verbundwerkstoffe, deren Wortursprung in der Zusammensetzung der anglistischen Wörter „**organically modified ceramics**“ liegt [93]. Anfang des Jahres 1998 wurde von der Firma Degussa, Hanau, mit dem Material Definite das erste Material auf diesem Gebiet auf den Markt gebracht. Mittlerweile hat auch die Firma Voco, Cuxhaven mit dem Ormocer Admira ihr Sortiment erweitert.

Die Anwendung der Ormocere bleibt aber nicht allein auf die Zahnmedizin beschränkt, sondern findet auch in zahlreichen anderen Gebieten wie z.B. in der Elektronik, Mikrosystemtechnik, Kunststoffveredelung, Konservierung, Korrosionsbeschichtung, Funktionsbeschichtung für Glasoberflächen und als hochresistente, kratzfeste Schutzbeschichtung ihren Einsatz [2, 3, 6, 93, 98, 153, 201, 216, 217, 218, 219, 220, 231, 247, 248, 291]. Die Ormocere besitzen sowohl ein anorganisches als auch ein organisches Netzwerk und können so zwischen anorganischen und organischen Polymeren eingeordnet werden. Multifunktionelle (meth-) acrylierte Alkoxysilane, die synthetisiert werden durch NCO-Addition von isocyanatsubstituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri-, Tetra(meth)acrylate, bilden die Eduktbasis für die neue Verbundpolymerklasse [292, 294].

Drei Struktursegmente zeichnen die monomeren molekularen Vorstufen dieses Verbundpolymers aus (Abb. 2):

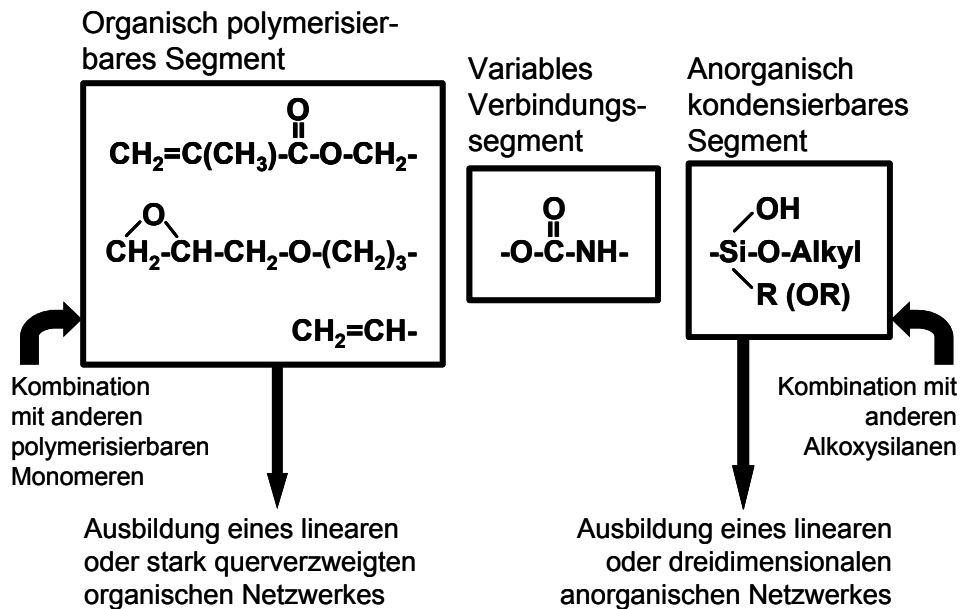


Abb. 2:

Schematischer Strukturaufbau der monomeren Vorstufe anorganisch-organischer Verbundpolymere (Ormocere). Sowohl das anorganisch-kondensierbare, das organisch-polymerisierbare als auch das Verbindungssegment können weitgehend modifiziert und somit die Materialeigenschaften in einem weiten Bereich gezielt verändert werden

Eine anorganische Einheit wird über ein kurzes Verbindungssegment an einen organischen Molekülteil gekoppelt.

Die Prototypen der mit Füllkörpern versetzten Ormocere für den Dentalbereich (bis zu 79 Gew. % Fülleranteil) wiesen ein Elastizitätsmodul von 10 bis 17 GPa und einen thermischen Expansionskoeffizienten α von $17-25 \times 10^{-6}/\text{K}$ auf [292, 293]. Hiermit erreichten sie deutlich zahnähnlichere Werte als durchschnittliche Komposite (E-Modul von ca. 10 GPa und α von $45 \times 10^{-6}/\text{K}$). Zum Vergleich: Die E-Moduli von Schmelz und Dentin liegen bei ca. 84,1 GPa bzw. 18,3 GPa und die thermischen Expansionskoeffizienten α bei $11 \times 10^{-6}/\text{K}$ bzw. $8 \times 10^{-6}/\text{K}$

[91, 286, 296]. Weitere Vorteile der Ormocere sollen in einem geringeren toxikologischen und allergologischen Potential liegen, da die organischen Molekülbestandteile der Ormocere kovalent an das anorganische Grundgerüst (Si-O-Si-Einheiten) gekoppelt sind. Allerdings müssen aus Gründen der Verarbeitbarkeit Weichmachermoleküle zugesetzt werden, welche ebenfalls wie die Notwendigkeit, diese Materialien mit Adhäsivsystemen (enthalten organische Monomere) in den Kavitäten zu befestigen, die verbesserte Biokompatibilität wieder relativieren.

2.2.5.2 Stopfbare Komposite

Nachdem Jahrzehnte lang Amalgam als Füllungswerkstoff in der Zahnmedizin vorherrschend war, suchte die Industrie nun im Zeitalter der Adhäsivtechnik nach einem Komposit, welches in der Verarbeitung die vertraute Amalgamtechnik möglich machte. Die sogenannten „stopfbaren“ Komposite wurden entwickelt. Aufgrund der behaupteten amalgamähnlichen Verarbeitung wurden die neuen Werkstoffe auch als kondensierbare (=condensable) Komposite bezeichnet. Diesen Term tragen sie jedoch zu unrecht, da eine Kondensierung im eigentlichen Sinne nicht stattfindet [162]. Im Vergleich zu herkömmlichen Hybridkompositen weisen stopfbare Komposite eine höhere Viskosität und eine reduzierte Klebrigkeit am Applikationsinstrument auf und lassen sich so leichter in die Kavitäten einbringen [9, 140, 162]. Zusätzlich soll die Stopfbarkeit auch das „Ausbeulen“ einer gelegten Matrize bei der Modellation eines approximalen Kontaktpunktes unterstützen [9].

Neben geringen Veränderungen in der Zusammensetzung der organischen Matrix beruhen die Eigenschaften der stopfbaren Komposite vor allem auf Abwandlungen der Füllkörperart, -größe, -zusammensetzung und -verteilung

(Abb. 3). Durch die verschiedenen Modifikationen der Füllkörper wird eine höhere Stopfbarkeit erreicht.

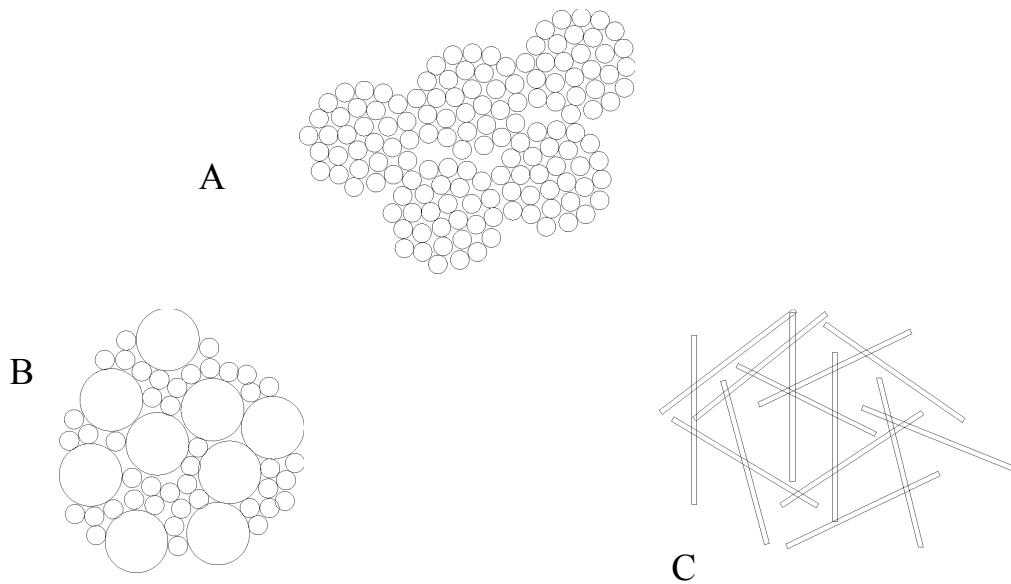


Abb. 3: nach Leinfelder [162]:

Beispiele verschiedener Möglichkeiten zur Entwicklung eines stopfbaren Komposits:

A Zusammenschluss mehrerer Partikel-Agglomerate;

B Füllkörper mit optimiertem Raum zwischen den Partikeln („interparticle spacing“);

C Addition faserförmiger Füllkörper

Diese Modifikationen waren nötig, da die alleinige Anhebung des Füllkörpergehaltes bewirkte, dass das Mischungsverhältnis von anorganischen Füllpartikeln zu organischer Matrix nicht mehr im optimalen Bereich lag und so ein poröser Werkstoff entstand, der sowohl klinisch als auch werkstoffkundlich inakzeptabel war [264].

2.3 Polymerisation

Die Aushärtung der Komposite erfolgt nach Aktivierung eines Initiatorsystems über eine dreidimensionale Vernetzung der Monomere zu Polymeren [43, 133, 240]. Hierbei kommt es zu einer nicht vermeidbaren Polymerisationsschrumpfung, die bei den moderneren Kompositmaterialien zwischen ca. 2 und 3 Volumenprozent beträgt [13, 58, 116, 170, 171, 234, 277]. Während der Polymerisation entstehen hierdurch innerhalb des Materials Spannungen mit gleichzeitiger Bildung von Mikrorissen oder Randspalten im Bereich des Füllungsrandes [85, 116, 224]. In der ersten Stunde nach Legen der Füllung findet bis zu 90 % der gesamten Polymerisation statt, wobei der größte Teil in der plastischen Phase reagiert [13]. Hierbei können sehr große Kontraktionskräfte auftreten, die eine perfekte marginale Adaptation der Füllung gefährden, wenn gleichzeitig die Verbundkräfte zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungswerkstoff zu gering sind [30, 32, 171]. Die Fließfähigkeit des Materials endet zu dem Zeitpunkt, da die Ketten eine derartige Länge erreicht haben, dass sie nicht mehr gegeneinander verschiebbar sind. Dieser Punkt wird als Gelpunkt bezeichnet. Nach Eintreten dieses Gelpunktes läuft die Polymerisation noch weiter, die Richtung der dabei stattfindenden Schrumpfung ist dann aber nicht mehr beeinflussbar [22, 50].

Grundsätzlich unterscheidet man bei den Polymerisationsmechanismen:

- Die chemische Härtung (Zwei-Pasten-System)
- Die Lichthärtung (Ein-Pasten-System)
- Die Dualhärtung (Zusammengesetztes System, sowohl licht- als auch chemisch härtend)

2.3.1 Chemische Härtung

Bei der chemischen Härtung müssen zwei Pasten zusammengemischt werden, die Basis- und die Katalysatorpaste. Beim Aushärten schrumpfen diese Materialien zum Mittelpunkt der Füllung [13, 116, 171, 285], was zu Spannungen im Füllungsrandbereich führen kann.

Dadurch, dass zwei Phasen miteinander vermischt werden müssen, kann es zu Luft einschließen kommen. Beim Aushärten werden diese als Poren sichtbar und führen zu Verfärbungen und zu geringerer Abrasionsfestigkeit des Komposits [53, 116]. Zusätzlich nachteilig ist, dass der Polymerisationsgrad (Konversionsgrad) bei den chemisch härtenden Materialien geringer ist, als bei den Lichthärtenden. Dies führt zu einem erhöhten Restmonomergehalt [116].

2.3.2 Lichthärtung

Die lichthärtenden Materialien kann man in UV-lichthärtende und Halogen-lichthärtende unterscheiden.

Letztere haben sich heute gegenüber den UV-lichthärtenden Materialien durchgesetzt, da diese schwerwiegende Nachteile besaßen:

Das UV-Licht schädigt die Netzhaut der Augen, die Tiefenpolymerisation ist gering, der Zahnschmelz wird nicht genügend durchleuchtet und das Material härtet schlecht im Bereich von Unterschnitten [116, 133, 154, 226, 280].

Die modernen lichthärtenden Komposite härten bei Beleuchtung mit Licht sichtbarer Wellenlänge von 400-500 nm durch Aktivierung eines Initiatorsystems, zumeist Campherchinon [133, 156, 169]. Es entsteht ein angeregter Initiator-Komplex, der in Radikale zerfällt und die Kettenreaktion startet [69, 276]. Licht dieser Wellenlänge gelangt auch gut in Unterschnitte [226]. Eine unerwünschte, vorzeitige Polymerisation kann durch intensive Umgebungsbestrahlung, z.B. OP-Leuchte oder Tageslicht in Gang gesetzt

werden, was die Verarbeitung durch den frühen Beginn zwar erschwert [133, 180], aber den endgültig erreichbaren Polymerisationsgrad nicht beeinträchtigt [7]. Der Reaktionsmechanismus ermöglicht die Anwendung und Herstellung lichthärtender Komposite als Ein-Pasten-Systeme [133, 180]. Hierdurch ist es möglich, unerwünschte Lufteinschlüsse, die durch das Anrühren mehrerer Komponenten zustande kommen können, zu vermeiden [82, 180, 275].

Vor allem in großen Kavitäten wird zu einer Applikation in Schichttechnik geraten [41, 60, 152, 250, 275, 285]. Hierbei sollte eine Schichtdicke von 2 mm nicht überschritten werden [35, 115, 137], da die Durchhärtungstiefe von der Oberfläche zu den tieferen Schichten abnimmt [115, 137, 164]. Durch die Anwendung der Schichttechnik ist es möglich, den Polymerisationsgrad zu steigern [53, 180, 181], die Abrasionsfestigkeit, die physikalischen Parameter und die Farbstabilität zu erhöhen und eine Verbesserung der Biokompatibilität durch Erniedrigung des Restmonomergehaltes zu erzielen [14, 35]. Zusätzlich erreicht man durch diese Technik eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung sowie eine für den Patienten wichtige Steigerung der Ästhetik durch unterschiedlich eingefärbte Kompositmassen, welche die Füllung sehr natürlich wirken lassen [133, 167, 180].

Die Einschränkungen der lichthärtenden Materialien liegen gegebenenfalls in einer zu kurzen Bestrahlungszeit und ungenügender Energie der Lichtquelle [164]. Für eine ausreichende Qualität einer Füllung ist somit eine Einwirkzeit genau nach Herstellerangaben mit einer Lampe ausreichender Intensität im aktivierenden Wellenlängenbereich erforderlich [7, 35, 115, 167, 169, 227].

Neben Halogen-Lampen sind heute Plasma-Lampen und LED-Lampen in Entwicklung, deren Eigenschaften gegenüber den Halogen-Lampen aber noch optimiert werden müssen [48].

2.3.3 Dualhärtung

Die Systeme der dualhärtenden Komposite bestehen wie auch die chemisch härtenden Komposite aus Zwei-Pasten-Systemen, welche die durch das Anmischen entsprechend gleichen Nachteile mit sich bringen [133]. Die Polymerisation wird durch zwei verschiedene Initiatorsysteme in Gang gesetzt und das Material härtet nach einer bestimmten Zeit von selbst chemisch aus. Um eine raschere Initialhärtung zu erlangen, wird es nach Anmischen und Applizieren mit Licht bestrahlt [133]. Angewendet werden diese Materialien vor allem zur adhäsiven Befestigung von Inlays, Onlays, Kronen und Brücken sowie zur Provisorienherstellung [133, 174, 232]. Vorteil dieser Materialien ist es, dass der Zeitpunkt der Härtung in den lichtzugänglichen Zonen vom Behandler selbst gewählt und kontrolliert werden kann, während in den lichtunzugänglichen Bereichen das Material von selbst chemisch aushärtet. Zusätzlich gewährleistet die chemische Härtung eine ausreichende Tiefenhärtung [133, 240, 280].

2.4 Adhäsivtechnik

Adhäsion bedeutet das Aneinanderhaften zweier Körper bedingt durch mechanische oder chemische Kräfte, die bei engem Kontakt der Oberflächen zustande kommen [25]. Die Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin bewirkt die Verankerung des Kompositmaterials an der Zahnhartsubstanz [233].

2.4.1 Schmelz-Ätz-Technik

Kompositmaterialien können mit dem Zahnschmelz keine direkte chemische Verbindung im Sinne einer ionischen oder kovalenten Bindung eingehen. Damit sich die Restaurationen trotzdem dauerhaft und möglichst randspaltfrei mit dem

Zahnschmelz in Verbindung bringen lassen, wird dieser vor dem Auftragen des Füllungsmaterials konditioniert. Die Schmelz-Ätz-Technik ist ein Verfahren, das der ädhäsiven Verankerung kompositbasierter Materialien am Schmelz dient und einen wesentlichen Beitrag zur Randedichtigkeit leistet. Mit seinen Untersuchungen zur Säurewirkung auf Schmelzoberflächen wurde diese Technik 1955 von BUONOCORE eingeführt und stellte einen entscheidenden Schritt in Richtung moderner Zahnheilkunde dar [38]. Dies brachte nicht nur eine wesentliche Grundlage zur Verbesserung der marginalen Integrität von Kompositfüllungen, sondern hat auch den Wandel von einem makroretentiv-substanzopferndem zu einem mikroretentiven Präparationskonzept eingeleitet [27, 79, 258, 263, 274].

2.4.2 Aufbau des Zahnschmelzes

Ausgereifter Zahnschmelz ist die härteste und am höchsten mineralisierte Substanz des menschlichen Körpers [116, 252]. Der Hauptbestandteil des Zahnschmelzes ist anorganische Matrix wobei die Prozentangaben zwischen 93 Gew. % und 98 Gew. % schwanken. Der zweitgrößte Bestandteil ist Wasser. Hier schwanken die Mengenangaben zwischen 1,5 und 4 Gew. %. Die restliche Substanz setzt sich zusammen aus organischen Verbindungen wie z.B. Proteinen und Lipiden [116]. Die Zusammensetzung des Schmelzes wird durch Ernährung, Alter und viele andere Faktoren beeinflusst. Hauptbestandteil des kristallinen Anteils sind Kalzium und Phosphor, welche als Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}[\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) vorliegen. Die Schmelzkristallite sind wiederum in strukturelle Einheiten, den in der Form variierenden, annähernd hexagonalen Schmelzprismen (Durchmesser 5-9 μm) und dem interprismatischen Schmelz zusammengefasst, die dem Schmelz ein charakteristisches Strukturgefüge

verleihen [252]. Das Wasser liegt in zwei Formen vor. Ein Teil ist kristallin als Hydratationsschale, der andere lose, an organische Materie gebunden [116, 252].

2.4.2.1 Schmelzhaftung

Die Schmelz-Ätz-Technik erlaubt einen adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Füllungswerkstoff auf mikromechanischer Basis [40, 118, 166, 279].

Da die Säurelöslichkeit der verschiedenen Schmelzprismenstrukturen unterschiedlich ist, kann mit 30-40 %iger Phosphorsäure eine selektive Ätzung des Schmelzes unter Ausbildung eines mikroretentiven Ätzmusters erreicht werden [38, 167, 232]. Die Konzentration von 30-40 % der Phosphorsäure hat sich am günstigsten erwiesen. Sie erzeugt das effektivste Ätzmuster, das gebildete Präzipitat (Monokalziumphosphat-Monohydrat) lässt sich gut durch Wasserspray entfernen. [92, 256, 266]. Höhere Konzentrationen über dem Schwellenwert von 40 % führen durch eine verminderte Kalziumauflösung zu schwächeren Ätzmustern mit resultierenden geringeren Haftwerten [190]. Konzentrationen unter 27 % führen zur Bildung des schwer löslichen Dikalziumphosphatdihydrats, welches bei unvollständiger Entfernung nach der Ätzung die adhäsiven Mechanismen an der Schmelzoberfläche beeinträchtigt [42]. Die meisten Hersteller verwenden für ihre Produkte 37 %iges Phosphorsäuregel.

Nach dem Ätzen sind drei typische Grundmuster im Schmelz zu erkennen [229, 255]:

Bei Ätztyp 1 kommt es vornehmlich zum Herauslösen der Prismenkerne, während die Prismenperipherie meist intakt bleibt. Dieser Typ ist am häufigsten. Bei Ätztyp 2 ist der Vorgang genau der umgekehrte; die Prismenperipherie wird aufgelöst unter Strukturbeibehaltung der Prismenkerne.

Das Ätzmuster vom Typ 3 ist das am wenigsten strukturierte, es gibt keinen eindeutigen Rückschluss auf die Prismenmorphologie.

Bei einer Schmelzätzung für 60 Sekunden mit 37 %iger Phosphorsäure wird an der Schmelzoberfläche eine dünne Schicht von circa 10 µm abgetragen und eine poröse Schicht in der Tiefe von 25-50 µm erzielt, mit einer gleichzeitigen erheblichen Vergrößerung der Haftfläche und der Oberflächenenergie [25, 38, 87, 96, 97, 154, 229, 230, 233, 266]. In diese Mikroporositäten des Schmelzes kann ein dünnfließender, ungefüllter Kunststoff als Versieglervorstrich (=Bonding) penetrieren [33, 41]. So wird der Verbund aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte (so genannte „tags“) mit dem eigentlichen Füllungskomposit über eine gute Verzahnung gefördert [154, 167, 266]. Diese Kombination aus Schmelzätzung und Versieglervorstrich verbessert deutlich die marginale Adaptation und setzt damit das Randspaltrisiko deutlich herab [5, 13, 19, 34, 59, 167, 211, 275].

Für die Dauer der Ätzung wurden 60 Sekunden Einwirkzeit mit 30-40 %iger Phosphorsäure lange als optimal angesehen [266]. Studien bewiesen aber, dass kürzere Ätzzeiten von 10-20 Sekunden die gleichen Oberflächenveränderungen der Schmelzmorphologie bewirken, wie eine Einwirkzeit von 60 Sekunden [10, 37, 84, 206, 269]. Auch die erzielten Haftwerte und Randdichtigkeiten ergaben bei In-vitro-Experimenten für eine 15 sekündige Ätzzeit im Vergleich keine signifikanten Unterschiede [10, 88, 89, 95].

Voraussetzung für den Erfolg der Schmelz-Ätz-Technik ist das Vorhandensein von ausreichendem und gesundem Schmelz [40, 60, 167, 191]. Um diese Technik mit anschließender Füllungstherapie vertreten zu können, wurden früher mindestens 1-2 mm an allen Kavitätenrändern gefordert [191].

Entscheidend für die Art und Tiefe des erzeugten Ätzmusters ist neben der Schmelzqualität und dem Schmelzangebot auch die Richtung, in der die Schmelzprismen angeschnitten und geätzt werden. Während in der Längsrichtung angeschnittene Schmelzprismen eine schlechtere Voraussetzung

zur Erzielung eines mikroretentiven Ätzmusters und damit eine geringere Retention für das Komposit aufweisen, kommt es bei quer zu ihrer Längsachse getroffenen Schmelzprismen zu einem hochwertigerem Ergebnis dadurch, dass die Phosphorsäure bevorzugt die Prismenkerne herauslöst [45, 99, 128, 252]. Bei Milchzähnen und im zervikalen Bereich bleibender Zähne besteht die Schmelzoberfläche hauptsächlich aus aprismatischem Schmelz. Aufgrund seiner dichten Mineralisation ist dieser weniger säurelöslich, bei Ätzung kommt es lediglich zu einem Substanzverlust, mit Bildung eines weniger retentiven Ätzmusters [252]. Um trotzdem einen Verbund zu erzielen, versucht man diese Nachteile durch eine Verlängerung der Ätzzeit oder Abschleifen der oberflächlichen Schmelzschichten auszugleichen [154]. Auch bei fluorotischem oder fluoridreichem Schmelz ist die Wirkung der Ätzung durch seine erhöhte Säureresistenz eingeschränkt [116, 154].

2.4.3 Dentinadhäsion

2.4.3.1 Aufbau des Dentins

Dentin ist im Gegensatz zu Schmelz ein lebendes, weniger stark mineralisiertes Gewebe. Nach SCHROEDER besteht Dentin zu 45 Vol % aus mineralisierter Hartsubstanz, zu 30 Vol % aus organischer Matrix und zu 25 Vol % aus Wasser [252]. Den größten Anteil der organischen Substanz bilden Kollagen und kollagenartige Verbindungen. Der Mineralanteil besteht, ebenso wie der des Zahnschmelzes, vorwiegend aus Phosphat und Kalzium in Form von Hydroxylapatitkristallen. Anders als beim Schmelz liegen jedoch diese Kristalle nicht in geordneter Form vor, sondern sind zufällig in der organischen Matrix des Dentins verteilt [116, 252]. Strukturmerkmale des Dentins sind die Odontoblasten, deren Fortsätze sich in das tubuläre Labyrinth erstrecken, mit der Pulpa kommunizieren und Dentin lebenslang nachbilden können, die

Dentinkanälchen mit dem periodontoblastischen Raum, die, gefüllt mit Liquor, das Dentin von der Pulpaperipherie bis zur Schmelz-Dentin-Grenze divergierend durchziehen, das peritubuläre Dentin, das intertubuläre Dentin und das Manteldentin [252].

Die Dichte der Dentintubuli nimmt von pulpanah mit ca. 64000 Kanälchen/mm zur Schmelz-Dentin-Grenze im koronalen Dentin hin ab, mit ca. 16000 Kanälchen/mm [198, 252].

2.4.4 Probleme der Dentinadhäsion

Während die Säure-Ätz-Technik bei schmelzbegrenzten Kavitäten mittlerweile einen zuverlässigen Bestandteil der restaurativen Zahnheilkunde darstellt, zeigt sich die Dentinhaftung bis heute als komplizierter und problembehafteter. Zurückzuführen ist dies auf die komplexe Histologie und die unterschiedliche Beschaffenheit des Dentins [266].

Erst in den letzten Jahren haben sich Dentinhaftvermittlungssysteme neuer Generation mit zunehmend verbesserten Eigenschaften behaupten können [261] und die Indikation zahnfarbener adhäsiver Restaurationen auf dentinbegrenzte Kavitäten erweitert [106, 151].

Zusätzlich zu den morphologischen Aspekten wird die Dentinhaftung auch durch die Präparation selber beeinflusst. Bei der Bearbeitung des Dentins mit rotierenden Instrumenten entsteht auf der Oberfläche eine Schmierschicht (=smear layer) von ca. 1-5 μm Dicke aus Kollagen- und Hydroxylapatittrümmern, Dentinliquor und zerstörten Odontoblastenfortsätzen, welche die angeschnittenen Dentintubuli verschließt [25, 65, 79, 136, 212, 266]. Positiv ist zunächst, dass durch den Verschluss der Dentinkanälchen das Ausströmen von Dentinliquor verhindert und der Eintritt von Bakterien verzögert wird [105, 136, 209]. Gleichzeitig kann aber die Schmierschicht die

Adaptation und Haftung von Füllungsmaterial und Dentinadhäsiv verschlechtern [105, 266] und auch selbst Bakterien enthalten, die überleben, sich an der Restauration vermehren und Sekundärkaries bilden [105, 178, 266].

Ein Ätzen mit Phosphorsäure führt zum Entfernen des Smearlayers und damit zur Öffnung der Dentinkanälchen mit steigender Dentinpermeabilität und Liquorausstrom [116, 209]. Hinzu kommt, dass eine mikromechanische Haftung wie bei der Schmelz-Ätz-Technik zwischen dem feuchten Dentin und dem hydrophoben Kompositmaterial viel schwieriger zu etablieren ist und es daher beim Auspolymerisieren oft zu Randspalten kommen kann [116].

Die Lösung der geschilderten Probleme, sowie die Art und Weise der Behandlung der Schmierschicht stellt bei dem Versuch Komposit mit Dentin dauerhaft und adäquat zu verbinden eine zentrale Rolle dar.

2.4.4.1 Haftmechanismen der Dentinadhäsive

Als Haftmechanismen der Dentinadhäsive wurde früher sowohl mikromechanische Verankerung als auch auf chemische Bindungen postuliert [24, 178, 266]. Die chemische Bindung hat aber allenfalls eine geringe Bedeutung.

Die mikromechanische Verankerung entsteht durch eine Verklettung bzw. Verzahnung nach Herauslösen der anorganischen Anteile. Die Orientierung der Dentintubuli spielt für die Dentinhaftung nur eine untergeordnete Rolle [76].

2.5 Komposit in Klasse-II-Kavitäten

2.5.1 Komposit im Seitenzahnbereich bzw. als Amalgamersatz

Forciert durch die insbesondere von Massenmedien entfachten Diskussionen über den Werkstoff Amalgam und die damit entstandene Verunsicherung der Bevölkerung ist die Frage, inwieweit Komposite als Amalgamersatz Anwendung finden können, hochaktuell.

Neben dem Frontzahnbereich kommen Komposite heute routinemäßig im Seitenzahnbereich als prophylaktische und erweiterte Fissurenversiegelung zur Anwendung. Diese Füllungen sind okklusal begrenzt und weisen im Regelfall keine Antagonistenkontakte auf [146, 179, 183, 193, 211].

Etliche Studien haben die Reduktion okklusaler Karies durch lege artis gelegte Versiegelungen in diesem Bereich bewiesen [130, 131, 196, 258].

In Klasse-II-Kavitäten wären plastische Kompositfüllungen im Vergleich zu zahnfarbenen Einlagefüllungen wie Kompositinlays oder Keramikinlays jeglicher Art, welche ebenfalls mit Adhäsivtechnik eingegliedert werden, eine preiswertere und annehmbare Amalgamalternative. Jedoch ist diese Indikation zumindest für große Kavitäten teilweise noch umstritten [44, 147, 168, 275].

Um auch im okklusionstragenden Bereich Anwendung zu finden, müssen folgende Anforderungen nach ROULET [235] Berücksichtigung finden:

- Dauerhafte Randdichtigkeit und gute marginale Adaptation
- Abnutzungs- bzw. Verschleißverhalten wie Amalgam oder Schmelz
- Radioopazität (höher als Schmelz)
- Definierte Langlebigkeit
- Dimensionsstabilität unter bei okklusaler Belastung auftretenden Kräften
- Einfache Handhabung
- Schnelle, einfache und exakte Ausarbeitung unter Schonung der Zahnschmelz
- Ästhetik (Farbanpassung und Transluzenz)

2.5.2 Randschluss

Das Hauptproblem von Kompositen in Klasse-II-Kavitäten ist nach wie vor die marginale Integrität, mit einer potentiell resultierenden Penetration von Mikroorganismen und / oder Farbstoffen („microleakage“) [40, 54, 179, 275]. In einen Mikrosplatt durch Kapillarkräfte unterstützt [34] eingedrungene Bakterien führen aufgrund ihrer Säureproduktion zur Bildung von Füllungsrand- und Sekundärkaries, Parodontalerkrankungen, postoperative Hypersensibilitäten und Pulpairritationen durch Toxinbildung [17, 40, 44, 235, 254]. Bereits eine Spaltbreite von 2 µm ist ausreichend für ein Eindringen von Bakterien und Ablagerung eines Bakterienfilms [33]. Randspalten beruhen, abgesehen von Verarbeitungsfehlern wie unzureichendes Ätzen oder „bonden“, meist auf dem Schrumpfverhalten der Komposite. Selbst moderne Kompositmaterialien weisen in der Regel noch eine Polymerisationsschrumpfung von 2-3 % auf [85, 148, 149, 176]. Dies führt zu Spannungsentwicklungen an der Schnittstelle Zahn - Komposit und kann in einem Versagen der Verbindungsstelle resultieren [134, 275]. Die Schrumpfung kann außer zu Randspalten auch zu einer Lockerung der Schmelzprismen im marginalen Bereich führen. Hierdurch kann sich selbst nach längerer Liegezeit der Füllung eine insuffiziente Randsituation einstellen [214]. Die Schmelz-Ätz-Technik stellt eine gute Möglichkeit dar, den Verbund Zahn - Komposit initial zu verbessern.

2.5.3 Schichttechniken

Eine Möglichkeit die Polymerisationsschrumpfung von Kompositfüllungen zu minimieren, liegt in der schichtweisen Applikation einzelner Kompositinkremente, die separat lichtgehärtet werden [40, 54, 60, 113, 148]. Überlegung hierbei ist, durch Verringerung des Kompositvolumens pro Härtungsvorgang das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung einzuschränken.

Die Verbindung der einzelnen Elemente ist durch eine „Sauerstoffinhibitionsschicht“ gewährleistet [243]. Die Techniken reichen vom einfachen Übereinanderschichten bis hin zu komplexeren Vorgehensweisen [64, 113, 148, 271].

Die verschiedenen Schichttechniken bieten neben der Reduzierung und Steuerung der Polymerisationsschrumpfung auch eine Optimierung des Polymerisationsgrades. Weitere Vorteile sind die Möglichkeit einer besseren Farbgestaltung und ein Vermeiden von Hohlräumeinschlüssen [26].

2.6 Methoden zur Randanalyse

Den Nachweis bzw. die Wahrscheinlichkeit und das Ausmaß eines Randspaltes versuchten bereits unzählige Autoren durch verschiedene Verfahren zu erbringen.

1. Bakterienpenetration

Die Randspaltanalyse mit Hilfe von Bakterienpenetration wurde erstmals von Fraser im Jahre 1929 entwickelt und wird bis heute in weiteren modifizierten Untersuchungen angewandt [134, 141, 268]. Bei dieser rein quantitativen Untersuchung müssen die Spalten jedoch eine Größe von bis zu 2 μm aufweisen, um Diffusion und Etablierung von Bakterien zuzulassen [134, 141]. Kleinere Spalten, durch welche das Eindringen von Bakterientoxinen und anderen den Zahn schädigenden Substanzen trotzdem möglich ist, können mit dieser Methode nicht nachgewiesen werden. Aus diesem Grund werden trotz des klinischen Bezuges andere Methoden empfohlen [134, 268].

2. Luftdruck

Bereits 1912 kam Luftdruck zum Nachweis von Randundichtigkeiten bei der Untersuchung von Amalgamfüllungen in Stahlformen durch Harper zum Einsatz [268].

Jedoch erst ab Anfang der fünfziger Jahre fand diese Methode Anwendung an menschlichen Zähnen für Randspaltanalysen bei Acrylat- und Amalgamfüllungen [268].

Hierzu wurde Luft durch das foramen apicale unter Druck eingepresst und die ausströmende Luftmenge gemessen. Die Lokalisation der Undichtigkeit, wie auch der Ausschluss der Diffusion durch andere anatomische Strukturen können hierbei jedoch nicht erfasst werden.

Aufgrund der ungenügenden Qualifizierbarkeit und dem gänzlich fehlendem klinischen Bezug ist diese Methode nicht zu empfehlen.

3. Elektrochemische Leitfähigkeit

Von dem System der elektrochemischen Analyse endodontischer Füllungen abgeleitet, wird der Grad der elektrischen Leitfähigkeit des Zahninneren gegenüber einem äußeren Medium bestimmt [268].

Diese Methode lässt jedoch keine Untersuchung von metallischen Restaurationen und keine eindeutige marginale Lokalisation zu.

4. Neutronenaktivierungsanalyse

Mangan als Marker diffundiert bei dieser Methode in die Randspalten und die davon ausgehende Strahlung wird anschließend unter Neutronenbeschuss in einem nuklearen Reaktor gemessen. Eine rein quantitative Aussage ohne Berücksichtigung der Lokalisation ist bei diesem technisch sehr aufwendigen Verfahren das Ergebnis [268]. Der Vorteil dieses Nachweisverfahrens liegt darin, dass man die Zähne in vivo markieren und in vitro auswerten kann. Der direkte Vergleich beider Verfahren ist dadurch möglich.

5. Rasterelektronenmikroskop (REM)

Durch die Anwendung eines REMs wird die zweidimensionale hochauflösende Abbildung der Randstruktur an der Oberfläche unter mikrometergenauer Vergrößerung möglich. Die Auswertung erfolgt mit Hilfe von Replika. So können die einzelnen Originalproben geschont werden und stehen für gegebenenfalls nachfolgende Untersuchungen zur Verfügung. Die Auswertung

erfolgt qualitativ wie quantitativ und in der Auflösungsgenauigkeit ist das Rasterelektronenmikroskop anderen Verfahren überlegen.

6. Farbstoffpenetration

Die Farbstoffpenetration ist eine der geläufigsten Techniken und wird von einer Vielzahl von Untersuchern angewendet [125]. Die Methode ermöglicht eine große Sensibilität gegenüber minimalen Randundichtigkeiten, erlaubt die Anfertigung von Schnitten und damit die Erfassung an verschiedenen tiefen Messpunkten (von der Oberfläche) sowie eine kontrastreiche Darstellung ohne zusätzlich nötige chemische Reaktionen oder Bestrahlung. Nachteil bei der Anfertigung von Schnitten ist, dass eine Erfassung des gesamten Füllungsrandes nicht möglich ist [80].

Mehrere Farbstoffe stehen in verschiedenen Konzentrationen zur Auswahl:

Am häufigsten benutzt:

- Methylen Blau
- Fuchsin

ferner:

- Silbernitrat AgNO_3
- Erythrosin
- Fluorescein
- Kresyl Blau
- Toluidin Blau
- PBS Trypan Blau
- Eosin

Durch die Wahl der unterschiedlichen Farbstoffe können sich jedoch Schwierigkeiten bei dem Vergleich der Ergebnisse einzelner Arbeiten zueinander ergeben.

7. Isotopentechnik

Die Anwendung von Radioisotopen wurde als Verbesserung der Farbstoffpenetration angesehen, da sie infolge ihrer Teilchengröße, die rund ein Drittel von herkömmlichen Farbstoffmolekülen beträgt, auch in kleinste Randspalten diffundiert.

Der Nachweis der Radioisotope erfolgt mit Autoradiographie [200]. Diese sehr techniksensitive und schwer quantifizierbare Methode bringt jedoch mehrere Probleme mit sich (subjektive Bewertung des Penetrationsgrades, Winkel des auftreffenden Röntgenstrahles und den damit verbundenen entsprechenden Abbildungsvariationen, Wahl der Isotopen und der korrelierenden Energie, Dauer der Exposition, Abstand von der Strahlenquelle mit der entsprechenden Auflösung) [268].

3 Fragestellung

Ziel der folgenden Untersuchungen war es, durch eine In-vitro-Studie die Randqualität neuer Materialgruppen, nämlich hochvisköser „stopfbarer Komposite“ sowie Ormocere in schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung zu bestimmen.

Die Studie erfolgte mit der Methodik der quantitativen Randanalyse in unterschiedlichen morphologischen Bereichen nach künstlicher Alterung durch Thermowechselbelastung und Kausimulation. Ebenso wurde an den Probezähnen eine Farbstoffpenetration durchgeführt, deren Auswertung mittels eines Auflichtmikroskopes (40-fache Vergrößerung) durchgeführt wurde.

Als Referenzgruppe diente das langjährig erfolgreich auf dem Markt befindliche Hybridkomposit Tetric Ceram (Vivadent).

Folgende Punkte sollten im Einzelnen hierbei Beachtung finden:

- Welcher Unterschied besteht in der Randqualität bei dentinbegrenzten gegenüber schmelzbegrenzten Füllungsändern?
- Wie wirkt sich die Wahl unterschiedlicher Füllungsmaterialien auf die marginale Integrität aus?
- Wie sind die Handlingeigenschaften der neuen Stoffklasse und können sie als Amalgamersatz eingesetzt werden?

4 Material und Methode

4.1 Übersicht über die Methodik

- In-vitro-Untersuchung mit extrahierten Molaren
- Präparation
 - Ein approximaler Kavitätenrand im Schmelz
 - Ein approximaler Kavitätenrand im Dentin
- Legen der Füllung
- 48 Stunden Wasserlagerung
- Thermische Wechselbelastung
- Mechanische Wechselbelastung
- Replikaherstellung
- Quantitative Randanalyse im REM
- Statistische Auswertung
- Farbstoffpenetration
- Anfertigung Sägeschnitte
- Auswertung Farbstoffpenetration

4.2 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

64, annähernd gleich große, menschliche Molaren der zweiten Dentition dienten für diese Untersuchung als Material. Die Zähne wurden nach Extraktion maximal sechs Wochen in Ringerlösung, angereichert mit Natriumazid, gelagert.

Es wurden folgende Auswahlkriterien für die Zähne getroffen:

- Kein oder nur sehr geringer Kariesbefall
- Keine vorhandenen Füllungen
- (fast) vollständig abgeschlossenes Wurzelwachstum
- möglichst keine oder nur geringe Beschädigung durch Extraktionsinstrumente

Kleinere kariöse Läsionen wurden nur in Kauf genommen sofern sie in die nachfolgende Kavitätenpräparation miteinbezogen und damit entfernt werden konnten. Die Zähne wurden gründlich mit frisch geschliffenen Küretten von anhaftenden Geweberesten, Zahnstein und Konkrementen befreit und gereinigt. Es erfolgte eine willkürliche Verteilung der Zähne auf acht Versuchsgruppen zu je acht Proben. Durch die Lagerung in Ringerlösung zwischen allen Arbeitsschritten wurde versucht, ein Austrocknen zu verhindern. Durch die Zugabe von Natriumazid sollte eine gewisse Desinfektion erfolgen.

4.3 Herstellung der Klasse-II-Kavitäten

4.3.1 Präparation der Kavitäten

Die Präparation erfolgt unter direkter Sicht, um eine möglichst standardisierte Kavitätengröße zu erzielen. Die MOD-Kavitäten (Black-Klasse-II) mit leicht divergierenden Wänden (Öffnungswinkel 10-12°) wurden mit einem Mikromotor unter Verwendung eines KaVo-Rotring-Winkelstückes bei hoher Drehzahl unter maximaler Wasserkühlung präpariert. Für die Grobpräparation der Umrissform wurde ein zylindrischer Diamantschleifkörper mit 80 µm Korngröße und abgerundeter Stirnseite, um abgerundete Innenkanten zu erhalten, verwendet.

Die Kavitätenwände lagen parallel zur Zahnachse. Die Präparationsgrenze des mesio-approximalen Kastens war schmelzbegrenzt und lag 1-1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze. Die Präparationsgrenze des disto-approximalen Kastens war dentinbegrenzt und lag 1-1,5 mm zervikal der Schmelz- Zement-Grenze.

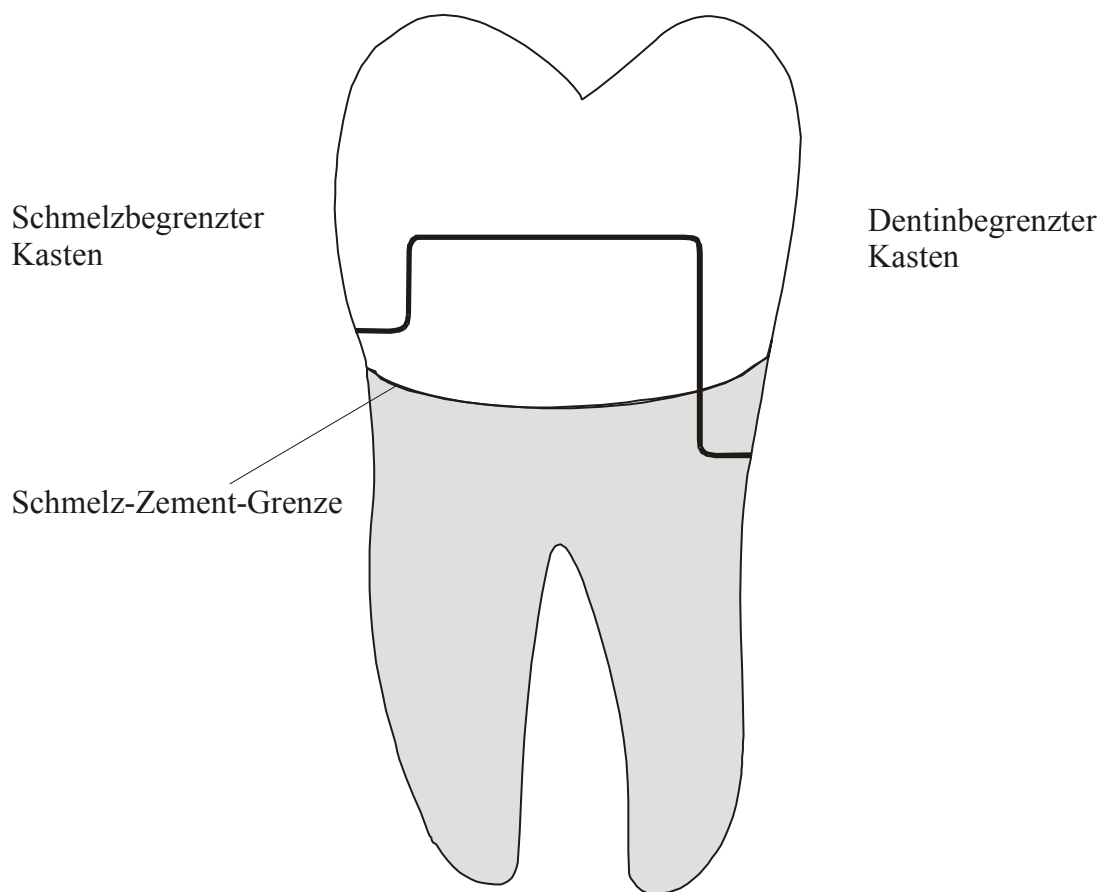


Abb. 4:
Schematische Darstellung der approximalen Kästen in mesio-distaler Richtung



Abb. 5:
Fotographische Darstellung der Kavitätenpräparation.

Die Isthmustiefe betrug 3 mm, die Isthmusbreite 3 mm, die approximale Breite 5 mm und die Kastenbreite Richtung Pulpa 1-1,5 mm. Die Kavität wurde mit einem leicht konischen Finierdiamanten mit abgerundeter Spitze und einer Korngröße von 25 μm nachbearbeitet und geglättet, um die desintegrierte Oberfläche zu entfernen. Die Kavitätenränder wurden nicht angeschrägt (butt-joint), lediglich lose Schmelzprismen wurden beseitigt.

Abschließend erfolgten nach einer Reinigung mit dem Druckluft-Wasser-Spray die Trocknung der Kavitäten und eine visuelle Kontrolle der Präparationen und deren Rändern auf Imperfektionen. Ließen sich solche nachweisen, wurden diese entsprechend nachpräpariert.

4.3.2 Haftvermittlung

Auf das Legen einer Unterfüllung zum Schutz der Pulpa und des pulpanahen Dentins wurde in allen acht Versuchsgruppen verzichtet. Vor dem Anätzen der Zähne erfolgte nochmals eine gründliche Reinigung der Kavitäten mit Wasserspray, die mit Druckluft beendet wurde.

Die gesamten Kavitäten wurden im Sinne des „total-etch“-Konzeptes (Ausnahme: Etch & Prime 3.0: „self-etch“-Prinzip) für 20 Sekunden mit 36 %igem Phosphorsäuregel angeätzt, wobei auch minimal über den Präparationsrand hinaus Ätzel auf die benachbarte Zahnhartsubstanz aufgetragen wurde. Anschließend wurden die Kavitäten mit dem Druckluft-Wasser-Spray 20 Sekunden lang gründlich abgespült und folgend mit dem Luftbläser getrocknet, wobei eine Übertrocknung des freiliegenden Dentins vermieden wurde. Da der gesamte Dentinanteil der Kavitäten angeätzt wurde, kam es zu einer vollständigen Auflösung und Entfernung des smearlayers.

Daraufhin wurde auf den Schmelz sowie auf das Dentin nach dem „total-bond“-Prinzip das jeweilige Dentinhaftvermittlersystem (Tabelle 1) aufgetragen.

Die Verarbeitung aller Materialien erfolgte nach Herstellerangaben.

Es wurde jeweils darauf geachtet, dass das Dentin nicht übertrocknet wurde und das Bonding in ausreichender Menge die Kavität benetzte. Auf die vorgeschriebenen Einwirkzeiten wurde genau geachtet, bevor das Lösungsmittel vorsichtig verblasen wurde. Nach der Lichthärtung erfolgte eine nochmalige Kontrolle auf eine vollständige Benetzung des Bondings („Glanz“). Falls dies nicht der Fall war, wurde punktuell nochmals durch erneutes Auftragen des Bondings nachgebessert.

4.3.3 Applikation des Kompositmaterials

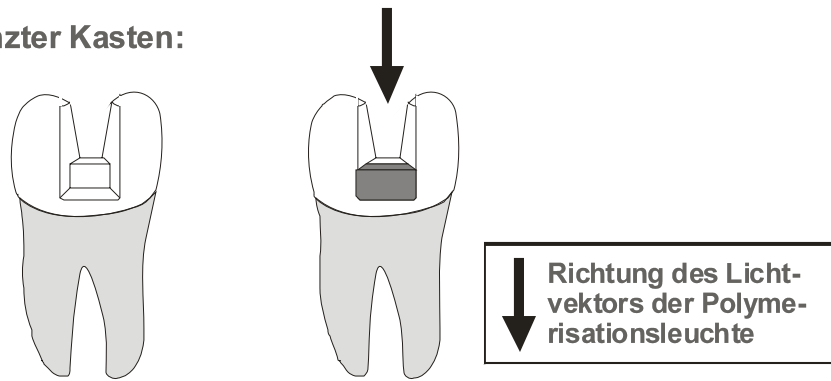
Alle Zähne wurden mit den in Tabelle 1 dargestellten Materialien restauriert.

Komposit	Adhäsiv	Konditionierung	Art des Komposits	Hersteller	Code
Tetric Ceram	Syntac classic	total-etch	Hybridkomposit	Vivadent	TC
Admira	Admira Bond	total-etch	Ormocer	Voco	AD
Definite	Etch & Prime 3.0	self-etch	Ormocer	Degussa	DE
Solitaire	Solid Bond	total-etch	Stopfbares Komposit	Heraeus	SO
Solitaire 2	Gluma Comfort Bond	total-etch	Stopfbares Komposit	Heraeus	SO2
Surefil	Prime & Bond NT	total-etch	Stopfbares Komposit	Dentsply	SU
Prodigy Condesable	Optibond Solo	total-etch	Stopfbares Komposit	Kerr	PC
Alert + Flow-it	Bond 1	total-etch	Stopfbares Komposit	Jeneric/ Pentron	AF

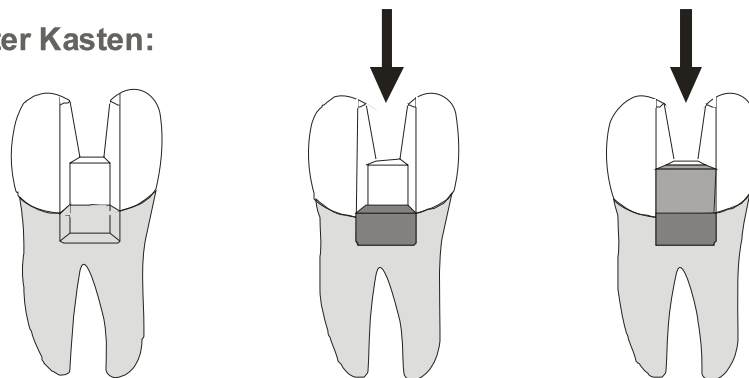
Tab. 1:
Experimentelle Gruppen und verwendete Materialien

Das Füllen der Kavitäten erfolgte schichtweise mittels der Inkrementtechnik. Die Materialien wurden im Schmelz in insgesamt 4, im Dentin in insgesamt 5 Inkrementen eingebracht und mit einem Heidemannspatel und Stopfinstrumenten sorgfältig an die Kavitätenwände adaptiert (Abb. 6).

Schmelzbegrenzter Kasten:



Dentinbegrenzter Kasten:



Kavitätenisthmus:

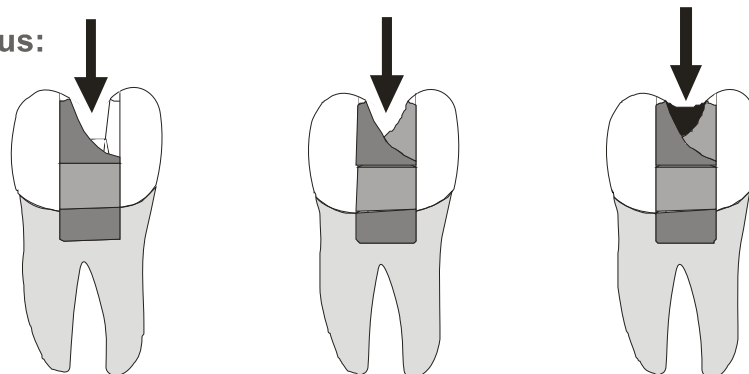


Abb. 6:

Schematische Darstellung der Schichttechnik in den einzelnen Kavitätenabschnitten

Jede Portion Komposit wurde sofort separat für 40 Sekunden mit der Polymerisationslampe Elipar Highlight (ESPE) im Standardmodus gehärtet.

Die schmelzbegrenzte proximale Extension wurde mit einem Inkrement vom Kastenboden bis auf Höhe des Isthmusbodens gefüllt. Der dentinbegrenzte proximale Kasten wurde mit zwei annähernd gleich großen Inkrementen, die

horizontal übereinander geschichtet wurden, ebenfalls bis auf die Höhe des Isthmusbodens gefüllt. Der Kavitätenisthmus und der obere Anteil der beiden approximalen Extensionen, von der Höhe des Isthmusbodens bis zur endgültigen Füllungshöhe auf Okklusalebene, wurden mit insgesamt drei weiteren Inkrementen gefüllt. Die Ausrichtung dieser drei Inkremente erfolgte derart, dass die erste Kunststoffportion von der Grenzfläche Isthmusboden / Kavitätenwand (in mesio-distaler Richtung) schräg zur okklusalen Begrenzung der gegenüberliegenden Wand hochgezogen wurde. Das nächste Inkrement wurde von der Mitte der Schrägfläche der vorherigen Portion in gegensätzlicher Schräge hoch zur okklusalen Begrenzung der kontralateralen Kavitätenwand eingebracht. Das letzte Inkrement füllte nun die noch verbleibende, offene Struktur bis zur Okklusalebene des Zahnes, mit gleichzeitiger Modellation der Kaufläche.

Die Lichtquelle wurde während der Härtung der Inkremente im zervikalen Teil der approximalen Extension so orientiert, dass der Lichtvektor senkrecht auf die Okklusionsfläche des Zahnes stand. Die Härtung der folgenden Inkremente im Kavitätenisthmus erfolgte nach dem gleichen Prinzip.

Diese Beleuchtungsvariante wurde gewählt, um ein „worst-case“-Szenario zu schaffen, da seitlich reflektierende Lichtkeile [109] in der Praxis selten verwendet werden und somit das Kompositmaterial im Approximalbereich, welcher der Polymerisationslampe schlecht zugänglich ist, von okklusal gehärtet wird.

4.4 Ausarbeitung und Politur

Nach Abschluss der Polymerisation erfolgte zuerst die grobe Ausarbeitung der Füllungen, mit einem flammenförmigen Finierdiamanten der Korngröße 40 µm, unter maximaler Wasserkühlung mit einem KaVo-Rotring-Winkelstück unter mitteltouriger Drehzahl.

Die Politur erfolgte mit flexiblen, mit Aluminiumoxid beschichteten Papier-Soft-Lex™ Scheibchen ansteigender Körnung (M, F und SF) unter Wasserkühlung mit einem KaVo-Grünring-Winkelstück. Auf Sicht und tastend mit einer Doppelendsonde wurden alle Ränder auf mögliche Überschüsse kontrolliert und gegebenenfalls nachpoliert.

Wie in vivo erfolgte die Ausarbeitung und die Politur unter größtmöglicher Schonung der der Restauration benachbarten Zahnhartsubstanz.

Abschließend wurden mit einem spitzen Diamanten unter Wasserkühlung die einzelnen Zähne auf beiden Seiten innerhalb ihres Füllungsbereiches fortlaufend mit Nummern versehen, um mögliche Verwechslungen auszuschließen. Zusätzlich wurden Markierungskerben jeweils am Übergang von der Okklusalfäche zur mesial-approximalen bzw. zur distal-approximalen Extension angebracht. Diese Maßnahme sollte sicherstellen, die drei Flächen der MOD-Kavität (schmelzbegrenzter Kasten, Okklusalfäche, dentinbegrenzter Kasten) klinisch, wie später, nach Anfertigung der Replika, im Rasterelektronenmikroskop reproduzierbar voneinander zu trennen.

4.5 Feuchtigkeitslagerung

Die Molaren wurden nach Ausarbeitung und Politur der gelegten Füllungen für 48 Stunden bei Raumtemperatur in Ringerlösung gelagert.

So wurde versucht, die hygroskopische Expansion der Kompositmaterialien zu berücksichtigen.

4.6 Thermische Wechselbelastung

Nach der Replikaherstellung wurden die restaurierten Molaren im Thermocycling-Gerät einer thermischen Wechselbelastung mit 2000 Zyklen zwischen 5° bzw. 55° Grad Celsius temperierten Wasserbädern ausgesetzt. Die Tropfzeit zwischen den beiden Bädern betrug fünf Sekunden.



Abb. 7:
Thermowechselbad Haake W 15, Fa. Willytec München

4.7 Mechanische Wechselbelastung

Zur Vorbereitung für die mechanische Wechselbelastung durch Kausimulation wurden die Zähne auf speziell dafür vorgesehenen Probenträgern mit einem lichthärtendem Kunststoff fixiert. Alle approximalen Zahnflächen standen hierbei senkrecht zur Tischebene und zueinander parallel.

Zur Simulation klinischer Verhältnisse wurden alle Proben einer mechanischen Wechselbelastung im Wasserbad gleich bleibender Temperatur (Zimmertemperatur) im computergesteuerten Münchner Kausimulator (Fa. Willytec) unterzogen.



Abb. 8:
Kausimulator Münchner Modell, Fa. Willytec, München

In den jeweils einen Zahn fassenden Prüfkammern des Kausimulators wurden die Proben okklusal mit einer vertikal einwirkenden Kraft von 50 Newton belastet, deren Einwirkzeit jeweils 0,5 Sekunden andauerte. Insgesamt wurden 50.000 Zyklen der vertikalen Belastung durchlaufen.

Als Antagonisten zur Krafteinleitung dienten geometrisch definierte, kugelförmige Degussit-Körper, mit einem Durchmesser von 3 mm. Diese wurden ausgewählt, da sie hinsichtlich ihrer Härte und Abrasionsbeständigkeit vergleichbar mit nativem Zahnschmelz sind.

Die Probenzähne wurden in den Prüfkammern des Kausimulators derart montiert, dass eine stabile okklusale-vertikale Krafteinleitung durch die Degussit-Antagonisten möglich war.

Alle Versuchszähne waren auf einem Hartgummisockel gelagert, um leichte Ausgleichsbewegungen, bedingt durch die eingeleitete okklusale Kraft, zu erlauben.

4.8 Replikaherstellung nach Belastung

Um zwischenzeitlich entstandene Verunreinigungen zu entfernen, wurden die Zähne gründlich mit einer weichen Zahnbürste und unter fließendem Wasser gereinigt.

Nach gründlicher Trocknung mit dem Luftbläser wurde je eine Abformung von der schmelzbegrenzten wie der dentinbegrenzten Approximalfläche genommen. Hierzu diente das (dünnfließende, additionsvernetzende) Abformmaterial IMPREGUM® im Kartuschensystem zur hochpräzisen Wiedergabe der Zahn- und Füllungsoberfläche.

Um Lufteinschlüsse zu vermeiden, wurde eine kleine Portion des Abformmaterials direkt auf die gereinigte, abzuformende Fläche aufgebracht und mit dem Luftbläser verblasen.

Anschließend wurde der Zahn mit der jeweiligen Fläche leicht in die sich in einem runden Metallzylinder befindliche Abformmasse eingedrückt.

Die so gewonnenen Abdrücke wurden nach 24-stündiger Lagerung, um die Rückstellkräfte des Abformmaterials maximal zu berücksichtigen, mit dem

Modellepoxidharz EPOXY DIE ® ausgegossen. Nach einer Aushärtungszeit von 24 Stunden konnten die Epoxidharz-Replika aus der Abformung entnommen und auf Probenhaltern für das Rasterelektronenmikroskop mit einer leitfähigen Paste (LEIT-C-PLAST®) fixiert werden.

In der Sputteranlage SEM Autocoating Unit E520 wurden die Replika anschließend unter Vakuum bei einer Stromstärke von 10 mA für fünf Minuten mit einer Goldbeschichtung von 20 nm überzogen.



Abb. 9:
Sputteranlage, SEM Autocoating Unit E5200, Polaron Equipment Ltd. - Quorum Technologies, Newhaven, England.

4.9 Quantitative Randanalyse

Die vorbereiteten Replika wurden nach der Belastung in einem Leitz AMR 1200 Rasterelektronenmikroskop (REM) entsprechend den Kriterien der quantitativen Randanalyse vermessen.

Es wurden ausschließlich die approximalen Randanteile gewertet.

Um einen reproduzierbaren Anfangs- und Endpunkt festzulegen, wurden bereits vorher im Bereich der Randleiste mit einem Diamantschleifkörper Markierungskerben angelegt (siehe 4.4).

Im schmelzbegrenzten Kasten wurde kontinuierlich vom Anfangs- zum Endpunkt gemessen, während im dentinbegrenzten Kasten zwischen schmelzbegrenztem und dentinbegrenztem Anteil differenziert wurde.

Die Analyse unter dem Rasterelektronenmikroskop wurde bei 200-facher Vergrößerung durchgeführt. Zur Hilfe gezogen wurden hierbei ein PC und die speziell für dieses Messverfahren konzipierte Software Quanti-Gap®.

Ein mit einer Framegrabber-Karte ausgestatteter Computer ist bei diesem Verfahren mit dem REM über dessen Videoausgang verbunden. Jedes Einzelbild, welches auf dem Bildschirm des REMs dargestellt wird, kann durch einen vom Quanti-Gap® initialisierten Digitalisierungsprozess auf den Monitor des PC übertragen und dort messtechnisch weiterverarbeitet werden. Als Serie von Einzelbildern wird der gesamte Rand der Füllung auf den PC-Monitor übertragen, und über den in der Computersoftware enthaltenen Längenmodus durch den Durchführenden metrisch vermessen (Abb. 10). Die im REM eingestellte Vergrößerung wurde hierbei berücksichtigt.

Dem dargestellten Abschnitt des Füllungsrandes werden im Zuge der Längenvermessung bestimmte Qualitätskriterien zugeordnet, welche an jeder beliebigen Stelle des Randes verändert werden können. Um eine unnötige doppelte Vermessung zu umgehen, wird mit einer Linie von dem Durchführenden jedes dargestellte Randsegment nachgezogen.

Gleichzeitig werden die Längen sämtlicher Einzelbewertungen von Quanti-Gap® aufsummiert und in einer festgelegten Datei gespeichert.

Das nötige Trennen der verschiedenen Zahnhartsubstanzabschnitte (Schmelz versus Dentin) im Verlauf des Füllungsrandes konnte ebenfalls durch das Programm ermöglicht werden.

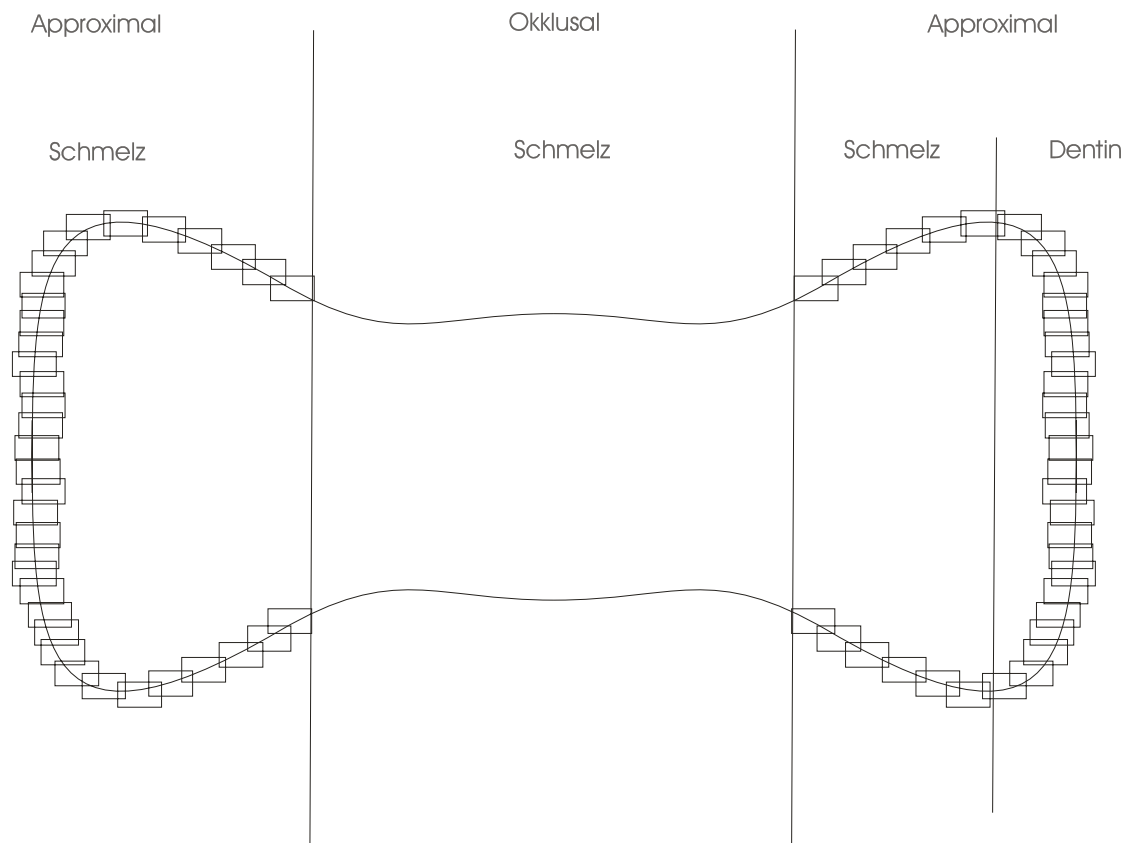


Abb. 10:
Schematische, abschnittsweise Bildverarbeitung im REM

Folgende Qualitätskriterien wurden zur Randbeurteilung gewählt:

- A Perfekter Rand
- B Randspalt ($>1 \mu\text{m}$)
- C Quellung des Adhäsiv
- D Nicht beurteilbar (z.B. Artefakt, Überschuss, Blase)

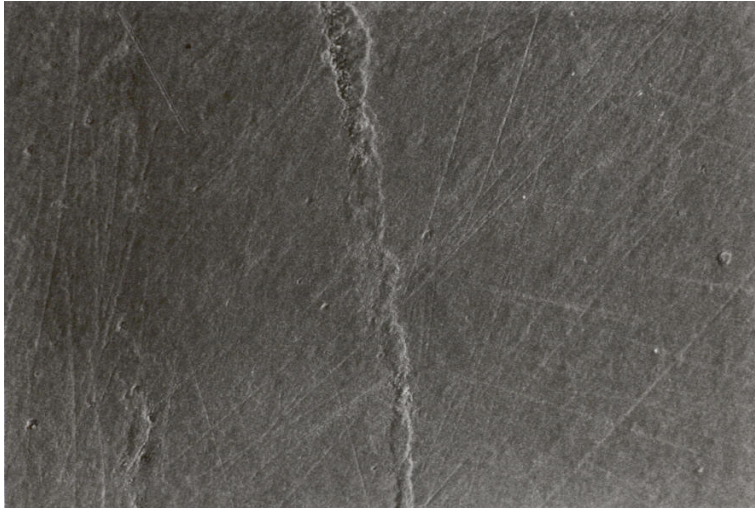


Abb. 11: Beispiel für „Perfekter Rand“, 15kV 200x

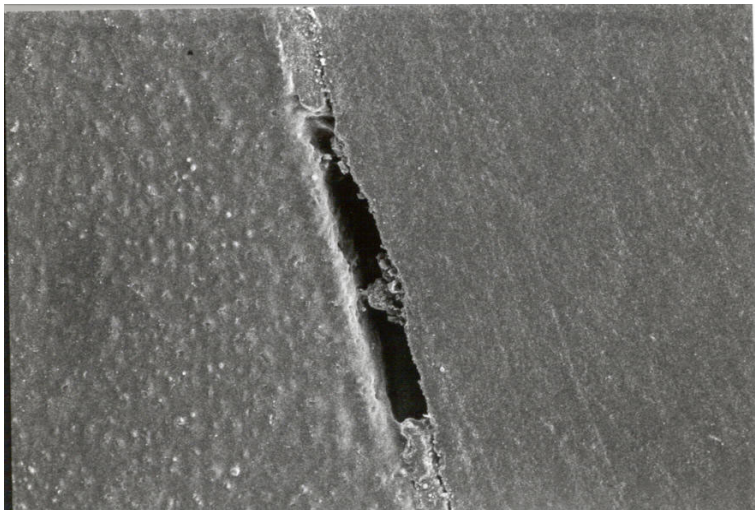


Abb. 12: Beispiel für einen Randspalt, 15 kV 200x

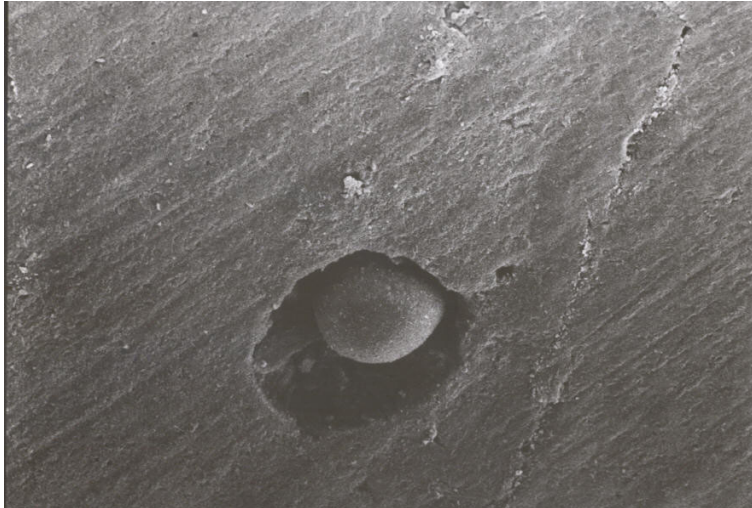


Abb. 13: Beispiel für einen Artefakt (Blase), 15kV 480x



Abb. 14: Beispiel für eine Quellung, 15kV 200x

4.10 Farbstoffpenetration

Nach der quantitativen Randanalyse wurde eine Farbstoffpenetration an den Probezähnen durchgeführt.

Um eine unbeabsichtigte Diffusion des Farbstoffes durch benachbarte Strukturen bzw. durch das foramen apicale zu vermeiden, wurden die Apices mit Komposit verschlossen und die Zähne bis auf ca. 1 mm Entfernung zu der Füllung mit mehreren Schichten Nagellack versiegelt.



Abb. 15:
Mit Lack versiegelter Zahn

Nach dem Trocknen des Nagellackes wurden die Proben zur Immersion für 24 Stunden bei 37° umgekehrt hängend bis zum cervicalen Rand der Füllung in die Farbstofflösung getaucht.

Als Farbstoff diente hier 5 %ige wässrige Methylenblau-Lösung.

Nach Beendigung der Immersionszeit wurde die Farbstofflösung Richtung koronal abgespült, um zusätzlich einem Eindringen der Farbe durch das foramen apicale vorzubeugen.

Die so behandelten Zähne wurden anschließend in das transparente Kaltpolymerisat Technovit 4004® (Kulzer, Wehrheim) eingebettet. Als Form für die Einbettung diente eine quaderförmige Hohlform aus Silikon. Um eine einheitliche Orientierung der Zähne im Raum zu gewährleisten, wurden einige Proben mit der Okklusalfäche am Boden der Form mit einem zähplastischem Silikon (Optosil, Kulzer, Wehrheim) fixiert.

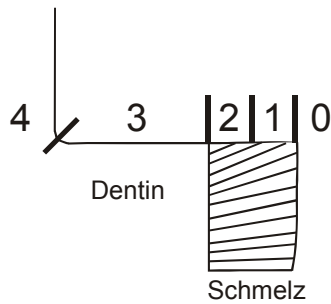
Anschließend wurden die Zähne komplett mit dem Polymerisat eingegossen und bei Raumtemperatur auspolymerisiert. Durch die Transparenz war eine gute Sichtbarkeit der Füllung durch den Kunststoff hindurch gewährleistet, was für eine genaue Justierung der Probe beim Schneidevorgang notwendig war.

Pro Zahn wurden durch zwei Sägeschnitte in mesio-distaler Richtung entlang der Zahnlängsachse mit einer wassergekühlten Diamantsäge (Vari Cut Saw VC-50, Fa. Leco, USA; Sägeblattstärke: 0,4 mm) drei Fragmente hergestellt.

So lagen zur Auswertung jeweils vier Messpunkte im dentin- als auch im schmelzbegrenzten approximalen Kasten vor.

Die Beurteilung erfolgte in einem Auflichtmikroskop (Zeiss Stemi SV 11, Fa. Zeiss) bei 40-facher Vergrößerung entsprechend der in Abbildung 16 dargestellten ordinalen Bewertungsskala, getrennt für Schmelz und Dentin.

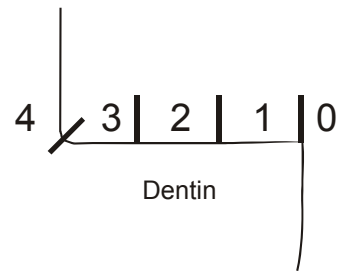
Auswertungsschema Farbpenetration für schmelzbegrenzte Klasse-II-Restaurationen



Ordinale Skala:

- 0 = keine Farbpenetration
- 1 = Farbpenetration bis maximal zu 1/2 der Distanz zur Schmelz-Dentin-Grenze
- 2 = Farbpenetration > 1/2 der Distanz und bis zur Schmelz-Dentin-Grenze
- 3 = Farbpenetration erstreckt sich über die Schmelz-Dentin-Grenze bis hin zur axialen Pulpawand
- 4 = Farbpenetration mit Beteiligung der axialen Pulpawand

Auswertungsschema Farbpenetration für dentinbegrenzte Klasse-II-Restaurationen



Ordinale Skala:

- 0 = keine Farbpenetration
- 1 = Farbpenetration bis maximal zu 1/3 der Distanz zur axialen Pulpawand
- 2 = Farbpenetration > 1/3 bis maximal 2/3 der Distanz zur axialen Pulpawand
- 3 = Farbpenetration > 2/3 der Distanz zur axialen Pulpawand bis hin zur axialen Pulpawand
- 4 = Farbpenetration mit Beteiligung der axialen Pulpawand

Abb. 16:

Bewertungskriterien für die Farbstoffpenetration (ordinale Daten) [126]

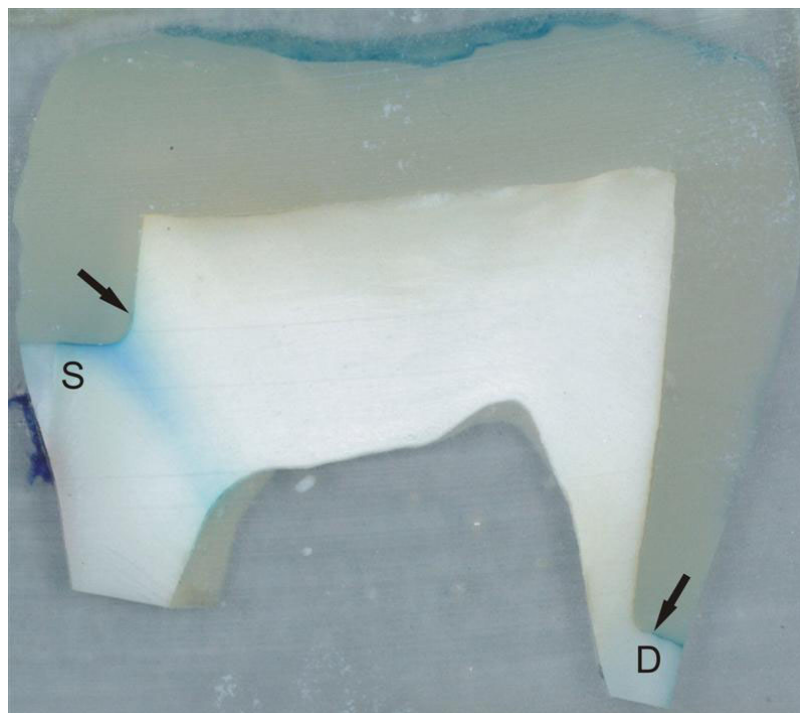


Abb. 17:

Beispiel für Bewertungskriterium 4 im Schmelz (S) sowie Bewertungskriterium 3 im Dentin (D)

5 Ergebnisse

5.1 Statistisches Verfahren

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten wurde auf einem Personal Computer mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS for Windows 10.0 (SPSS Inc. Chicago, Il, USA) vorgenommen.

Bei der explorativen Datenanalyse ergaben die statistischen Tests auf Normalverteilung (Shapiro-Wilks-Test) und Varianzhomogenität (Levene-Test) nicht für alle Stichproben eine Normalverteilung der Werte bzw. Homogenität der Varianzen. Aus diesem Grund wurden Unterschiedshypothesen mit verteilungsfreien Prüfverfahren getestet. Zur Überprüfung der Nullhypothese bei zwei unabhängigen Stichproben wurde der Mann-Whitney-U-Test und bei n unabhängigen Stichproben der Kruskal-Wallis-H-Test eingesetzt. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ gewählt.

Ein signifikanter F-Wert des Kruskal-Wallis-H-Tests besagt aber nur, dass bei der gegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit mindestens zwei der untersuchten n Stichproben signifikant unterschiedlich sind. Um herauszufinden, welche Stichproben signifikant voneinander abweichen, benötigt man multiple Stichprobenvergleiche. Werden jedoch viele paarweise Vergleiche durchgeführt, die sich auf dieselben Stichproben beziehen, so erhöht sich die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten statistisch signifikanter Unterschiede. Je mehr Vergleiche angestellt werden, desto wahrscheinlicher wird es, dass sich ein oder mehrere Stichprobenpaare als statistisch unterschiedlich darstellen, obwohl die Nullhypothese gültig ist. Eine Korrektur des Alpha-Niveaus nach der Anzahl der durchzuführenden Vergleiche schützt davor, zu viele Differenzen als signifikant anzusehen. Je mehr Vergleiche durchgeführt werden, desto größer muss der Unterschied zwischen zwei Stichproben sein, um als signifikant erfasst zu werden. Gruppenspezifische Unterschiede mehrerer Gruppen im paarweisen

Vergleich wurden deshalb mit dem Mann-Whitney-U-Test mit Adjustierung des Alpha-Niveaus berechnet [124]:

$$\alpha^* (k) = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$$

α = Alpha-Niveau vor Adjustierung (= 0,05)

α^* = Alpha-Niveau nach Adjustierung

k = Anzahl der paarweisen Vergleiche

5.2 Auswertung Rasterelektronenmikroskop

Die Ergebnisse der Randanalyse im REM sind getrennt für schmelz- und dentinbegrenzte Randsegmente in den Tabellen 2 und 3 aufgelistet. Die Daten der Randanalyse zeigten nicht für alle Gruppen Normalverteilung bzw. Homogenität der Varianzen. Statistische Analysen wurden deshalb mit den nicht-parametrischen Testverfahren nach Kruskal-Wallis-H-Test und Mann-Whitney (U-Test) mit der vorher beschriebenen Adjustierung des Alpha-Niveaus für multiple paarweise Post-hoc-Gruppenvergleiche analysiert. Das Beurteilungskriterium "Artefakt" ist ein Resultat von Füllungsüberschüssen bzw. von Fehlern bei der Ausarbeitung und Politur der Füllungen oder bei der Herstellung der Replika. Es trat bei der Randanalyse nur zu einem sehr geringen Prozentsatz (< 5%) auf und wurde daher nicht weiter berücksichtigt. Statistische Unterschiede zwischen den Schmelzrändern und den dentinlimitierten Rändern innerhalb einer experimentellen Gruppe wurden mit dem Mann-Whitney-U-Test bestimmt.

Adhäsive Verbindung zwischen Komposit und Schmelz (Tab. 2):

Gruppe	Randqualität		
	Perfekter Rand	Randspalt	Quellung
H -Test	p = 0,001	p = 0,001	p = 0,058
Tetric Ceram	72,2 (8,2) ^{b,c}	25,8 (9,9) ^{b,c}	0,0 (0,0) ^a
Admira	93,1 (7,5) ^d	5,5 (7,5) ^a	0,0 (0,0) ^a
Definite	53,6 (15,7) ^{a,b}	43,9 (16,8) ^{c,d}	1,0 (2,1) ^a
Solitaire	47,4 (10,0) ^a	45,2 (7,9) ^{c,d}	3,1 (2,8) ^a
Solitaire 2	71,6 (8,0) ^{b,c}	26,5 (8,3) ^{b,c}	0,5 (1,4) ^a
Surefil	85,6 (13,5) ^{c,d}	12,1 (13,29) ^{a,b}	0,2 (0,5) ^a
Prodigy			
Condensable	80,2 (6,3) ^{c,d}	18,0 (4,4) ^{a,b}	0,0 (0,0) ^a
Alert + Flow- it	49,9 (22,2) ^a	46,3 (21,5) ^d	3,0 (4,7) ^a

Tab. 2:

Randqualität des adhäsiven Verbundes zwischen Komposit und Schmelz, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts.

Superskripte kennzeichnen statistisch homogene Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.

Die marginale Adaptation der Restaurationen zum Zahnschmelz wies nach künstlicher Alterung signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Gruppen auf.

Bei den stopfbaren Kompositen wiesen Alert + Flow it (AF) und Solitaire (SO) den geringsten Anteil an perfekten Rändern und die meisten Randspalten auf.

Das Ormocer Admira (AD) wies signifikant weniger Randspalten und mehr perfekte Ränder auf, als das zweite Ormocer Definite mit dem selbstätzenden Adhäsiv Etch & Prime 3.0.

Adhäsive Verbindung zwischen Komposit und Dentin (Tab.3):

Gruppe	Randqualität		
	Perfekter Rand	Randspalt	Quellung
H -Test	p = 0,001	p = 0,001	p = 0,058
Tetric Ceram	39,1 (11,4) ^a	61,0 (11,4) ^c	0,0 (0,0) ^a
Admira	87,5 (9,6) ^d	12,1 (9,6) ^a	0,0 (0,0) ^a
Definite	49,2 (22,2) ^{a,b}	49,7 (20,6) ^{b,c}	1,1 (3,1) ^a
Solitaire	31,4 (15,3) ^a	66,6 (13,6) ^c	1,6 (3,6) ^a
Solitaire 2	59,7 (21,6) ^{b,c}	35,5 (18,9) ^{a,b}	4,7 (13,4) ^a
Surefil	84,2 (12,0) ^{c,d}	14,8 (11,8) ^a	0,0 (0,0) ^a
Prodigy			
Condensable	76,8 (22,2) ^{c,d}	23,2 (22,2) ^a	0,0 (0,0) ^a
Alert + Flow- it	43,3 (13,8) ^{a,b}	56,6 (16,1) ^{b,c}	1,4 (4,0) ^a

Tab. 3:

Randqualität des adhäsiven Verbundes zwischen Komposit und Dentin, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts.

Superskripte kennzeichnen statistisch homogene Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.

Die marginale Adaptation der Restaurationen zum Dentin wies auch hier nach künstlicher Alterung signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Gruppen auf.

Surefil (SU), Prodigy Condensable (PC) und das Ormocer Admira (AD) wiesen den höchsten Anteil an perfekten Rändern und die wenigsten Randspalten bei den stopfbaren Kompositen auf.

DasOrmocer Admira (AD) wies signifikant weniger Randspalten und mehr perfekte Ränder auf als das zweiteOrmocer Definite (DE) mit dem selbststützenden Adhäsiv Etch &Prime 3.0.

Beim Vergleich der Adhäsion der Materialien zum Dentin mit der Adaptation zum Schmelz innerhalb der einzelnen experimentellen Gruppen zeigten sich für Tetric Ceram (TC) und Solitaire (SO) jeweils signifikant weniger Anteile an perfekten Randabschnitten und mehr Randspalten im Dentin im Vergleich zu den schmelzbegrenzten Kavitätenarealen ($p < 0,05$). Für alle anderen Gruppen konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

5.3 Auswertung Farbstoffpenetration

Die Ergebnisse der Farbstoffpenetrationsanalyse sind getrennt für schmelz- und dentinbegrenzte Randabschnitte in den Tabellen 4 bis 7 aufgelistet. Die ordinalen Daten wurden mit den nicht-parametrischen Testverfahren nach Kruskal-Wallis-H-Test und Mann-Whitney-U-Test analysiert.

	Bewertung	TC	AD	DE	SO	SO2	SU	PC	AF
Schmelz	0	13	18	7	6	19	26	14	11
	1	16	5	1	3	7	2	7	6
	2	1	1	4	7	6		2	4
	3			4	10			6	3
	4			10	4			1	1

Tab. 4:

Ergebnisse der Farbpenetration im Schmelz.

Die Ergebnisse sind als absolute Häufigkeiten der einzelnen Ereignisse angegeben. Unterschiede in der Summe der einzelnen Häufigkeiten pro Gruppe und Zahnhartsubstanz sind darauf zurückzuführen, dass aufgrund der Schnittführung nicht immer alle Schnitte ausgewertet werden konnten.

Schmelz	TC	AD	DE	SO	SO2	SU	PC	AF
TC								
AD	signif.							
DE	signif.	signif.						
SO	signif.	signif.						
SO2	n.s.	n.s.	signif.	signif.				
SU	signif.	n.s.	signif.	signif.	signif.			
PC	n.s.	signif.	signif.	signif.	n.s.	signif.		
AF	n.s.	signif.	signif.	signif.	n.s.	signif.	n.s.	

Tab. 5:

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten.

Ergebnisse der multiplen paarweise Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test mit adjustiertem Alpha-Niveau.

(signif. = statistisch signifikant, n.s. = nicht signifikant)

Die statistische Analyse der Farbpenetration im Schmelzkasten mit dem Kruskal-Wallis-H-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen ($p = 0,001$).

Die Reihenfolge der mittleren Ränge aus dem H-Test war:

Surefil (63,25) < Admira (79,13) < Solitaire 2 (96,95) < Tetric Ceram (104,32) < Prodigy Condesable (117,48) < Alert (118,72) < Solitaire (160,90) < Definite (161,67)

	Bewertung	TC	AD	DE	SO	SO2	SU	PC	AF
Dentin	0	8	1			14	10	1	7
	1	13	13	3	2	11	18	15	5
	2	5	4	7	15	3	2	6	5
	3	4	2	8	9	3	1	4	11
	4		5	11	4			3	3

Tab. 6:

Ergebnisse der Farbpenetration im Dentin.

Die Ergebnisse sind als absolute Häufigkeiten der einzelnen Ereignisse angegeben. Unterschiede in der Summe der einzelnen Häufigkeiten pro Gruppe und Zahnhartsubstanz sind darauf zurückzuführen, dass aufgrund der Schnittführung nicht immer alle Schnitte ausgewertet werden konnten.

Dentin	TC	AD	DE	SO	SO2	SU	PC	AF
TC								
AD	signif.							
DE	signif.	signif.						
SO	signif.	signif.	n.s.					
SO2	n.s.	signif.	signif.	signif.				
SU	n.s.	signif.	signif.	signif.	n.s.			
PC	signif.	n.s.	signif.	signif.	signif.	signif.		
AF	signif.	n.s.	signif.	n.s.	signif.	signif.	n.s.	

Tab. 7:

Dentinbegrenzter approximaler Kasten.

Ergebnisse der multiplen paarweise Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test mit adjustiertem Alpha-Niveau.

(signif. = statistisch signifikant, n.s. = nicht signifikant)

Die statistische Analyse der Farbpenetration im Dentinkasten mit dem Kruskal-Wallis-H-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen ($p = 0,013$).

Die Reihenfolge der mittleren Ränge aus dem H-Test war:

Surefil (69,56) < Solitaire2 (70,77) < Tetric Ceram (90,35) < Prodigy Condensable (122,14) < Admira (126,28) < Alert (130,15) < Solitaire (164,58) < Definite (180,48)

Der Vergleich zwischen schmelz- und dentinbegrenzten Anteilen für die Farbstoffpenetration mit dem Mann-Whitney-U-Test innerhalb der einzelnen Testgruppen zeigte für Admira, Surefil, Prodigy Condensable, Alert und Tetric Ceram signifikant weniger Undichtigkeiten im Schmelz im Vergleich zum Dentin ($p < 0,05$).

6 Diskussion

6.1 Fragestellung

Volumenänderungen von Kompositmaterialien können durch Polymerisationsschrumpfung, unterschiedliches thermisches Expansionsverhalten und hygroskopische Absorption hervorgerufen werden. An den adhäsiven Verbundflächen können dadurch entstehende Spannungen zu einem Ablösen des Komposits von den Kavitätänden führen [225]. Sekundärkaries und / oder Pulpenirritation können die Folge sein. Da unbekannt ist, ab welcher Breite des Randspaltes klinisch Probleme wie Sekundärkaries auftreten, ist für den Erfolg einer Kompositrestauration ein dichter, langlebiger Randschluss zu fordern.

6.2 Material und Methode

6.2.1 In-vitro-Untersuchung

In-vitro-Studien zum Randschlussverhalten eines neuen Komposits sind sinnvoll und können zu einem gewissen Grad Aufschluss über seine Eignung als definitives, klinisch anwendbares Füllungsmaterial geben. Die Resultate sind jedoch nie unmittelbar auf die klinische Situation übertragbar, da die komplexe und vielschichtige Belastungssituation der Mundhöhle im Labor nicht umfassend nachgebildet werden kann. Sie ermöglichen nur eine relative Einschätzung [109].

Nichtsdestotrotz wurde darauf geachtet, die klinische Situation weitgehend zu imitieren.

6.2.2 Auswahl der Zähne und Gruppengröße

Es wurden extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition gewählt und besonders auf Integrität und Kariesfreiheit geachtet. Die Kariesfreiheit mag an dieser Stelle aber auch als kritisch angemerkt werden, da dies klinisch selten nachzuvollziehen und die Haftung mittels neuer Adhäsivtechnik auch abhängig von der mikroskopischen Struktur des zu restaurierenden Zahnes ist. Um jedoch Vergleiche zu anderen Studien ziehen zu können, wurde der Faktor der kariös veränderten Zahnschubstanz durch die Auswahl der Probezähne ausgeschlossen.

Auch das „Alter“ der Zähne war nicht bekannt. So könnten auch altersbedingte Vorgänge zu Strukturänderungen der Testzähne geführt haben. Durch die randomisierte Aufteilung kann aber von einer gemischten Zusammensetzung aller Gruppen ausgegangen werden. Zusätzlich konnte bereits gezeigt werden, dass sich das Alter der Zähne nicht signifikant auf die Qualität der Restaurationsränder auswirkt [197]. Auch die Zeit der Lagerung der Zähne nach der Extraktion, sowie die Art und Temperatur der verwendeten Aufbewahrungsflüssigkeiten scheinen keinen signifikanten Einfluss zu nehmen [125].

Die Gruppengröße von acht Zähnen mag zwar relativ wenig erscheinen, jedoch die hohe Standardisierung des Versuchs, die genaue Untersuchung im REM bei 200-facher Vergrößerung, die große Anzahl der Messpunkte sowie die unterschiedlichen Auswertungsarten rechtfertigen diese Probenanzahl.

6.2.3 Kavitätenpräparation

Für Kompositfüllungen wird eine adhäsive Präparationsform empfohlen [171, 172]. Die Kavitäten können aufgrund der Anwendung der Adhäsivtechnik unter maximaler Zahnhartsubstanzschonung präpariert werden [38, 54, 128, 167, 171]. Auf eine makromechanische Retentions- und Widerstandsform kann verzichtet werden [38, 87]. Daher wurden in der vorliegenden Studie leicht konische MOD-Inlaykavitäten präpariert, da sich diese Präparationsform relativ einfach standardisieren lässt. Unter klinischen Bedingungen kann eine idealtypische, minimalinvasive Adhäsivpräparation oft nicht umgesetzt werden, da die Ausdehnung der kariösen Läsionen oder der Ersatz von Amalgamfüllungen gerade im Seitenzahnbereich eine Versorgung von größeren Klasse-II-Kavitäten nötig macht [34]. Daher galt das besondere Interesse dem Verhalten der neuen Kompositgruppen unter diesen Bedingungen.

Von vielen Autoren wird zur Haftoptimierung durch quer angeschnittene Schmelzprismen eine Anshrägung der Kavitätenränder empfohlen [128, 168]. Gerade im approximalen Bereich ist es jedoch nur mit großem Aufwand in der Klinik zu verwirklichen, eine kontrollierte Anshrägung zu erzielen. In einer Studie konnte gezeigt werden, dass sich durch das Weglassen der Anshrägung bei der vergleichbaren Präparations- und Vorgehensweise von Adhäsivinlays die Randqualität nicht verschlechterte [120]. Dies kann zwar nicht auf direkte Füllungen übertragen werden; da aber in den Praxen meist keine proximale Anshrägung durchgeführt wird, wurde auch in dieser Studie auf eine Anshrägung verzichtet. Im Zweifelsfalle sollte der „worst case“ simuliert werden.

6.2.4 Fülltechnik und Polymerisation

Die Zähne der vorliegenden Studie wurden im Schichtverfahren gefüllt. Dieses Mehrschichtverfahren stellt eine weit verbreitete Methode zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung und Verbesserung der marginalen Integrität dar [176]. Eine schichtweise Applikation garantiert die vollständige Aushärtung der einzelnen Segmente [271]. Von der von einigen Herstellern der zu untersuchenden Komposite empfohlenen Möglichkeit der sogenannten „bulk“-Fülltechnik (=Auffüllung der gesamten Kavität mit einer einzigen Portion) wurde Abstand genommen. In dieser Studie vorausgegangenen Untersuchungen zeigte sich nämlich, dass die gemessenen Werte für die Polymerisations-Durchhärtetiefe (ISO 4049:2000) nicht uneingeschränkt für eine solche Verarbeitungstechnik sprechen [1, 68]. Auch sollte die Kompositfarbe nicht außer Acht gelassen werden, da dunkle, opake Farben eine deutlich geringere Polymerisationstiefe aufweisen als helle und transparente.

Früher dachte man, dass die mit der Polymerisation verbundene Schrumpfung einen Vektor in Richtung der Lichtquelle aufweist [128]. Daher wird immer noch oft die Verwendung von lichtleitenden Interdentalkeilen und lichtdurchlässigen Matrizenbändern empfohlen [148, 177, 275]. Jedoch lieferte diese Technik nicht immer die besseren Ergebnisse [100]. Neuere Erkenntnisse weisen hingegen darauf hin, dass die Schrumpfungsvektoren lichthärtender Komposite mehr durch die Kavitätengeometrie und den C-Faktor (=Configuration factor = Verhältnis gebundener zu freier Kompositoberfläche) beeinflusst werden [277]. Außerdem werden in der Praxis die Leuchtkeile aus Kostengründen nur selten eingesetzt. Eine Applikation mit Stahlmatritze und Holzkeil stellt eine Vereinfachung dar. Somit kann das Komposit, wie auch in dieser Studie, nur von okklusal gehärtet werden.

Neben materialabhängigen Faktoren ist auch die Wellenlänge des Lichtes, die Bestrahlungsintensität und die Einwirkungsdauer für die Durchhärtungstiefe lichthärtender Komposite von Bedeutung [156, 295]. Eine Bestrahlungsdauer

von 20-40 Sekunden mit einer über ausreichende Intensität im aktivierenden Wellenlängenbereich verfügenden Polymerisationslampe ist daher für einen guten Polymerisationsgrad obligat [7, 35, 115, 167, 169, 180). Bezüglich der Polymerisationsdauer sollte man sich an die vorgegebenen Zeiten halten, da eine Verkürzung der Polymerisationszeit zu schlechteren mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Komposits führt. Weiterhin könnten bei unzureichender Polymerisation wesentlich mehr unvernetzte Monomere aus dem Matrixverbund diffundieren, was weder toxikologisch noch allergologisch wünschenswert ist [35, 133, 185]. Eine Verlängerung der Polymerisationszeit wiederum führt zwar zu einer vermehrten Monomerkonversion und in gewissem Grade zu einer steigenden Härte (vor allem in tieferen Schichten), jedoch auch zu einer stärkeren Polymerisationsschrumpfung mit den sich dadurch ergebenden Nachteilen wie Randspalten etc. [13, 295].

6.2.5 Ausarbeitung und Politur

Da sich an jeder Kompositoberfläche, welche dem Luftsauerstoff ausgesetzt ist, eine Sauerstoffinhibitionsschicht (25-100 µm dicke Zone geringerer Härte mit erhöhtem Restdoppelbindungsgehalt) bildet, welche schlechtere physikalische Eigenschaften und eine erhöhte Tendenz zur Farbstoffaufnahme aufweist, muss versucht werden, diese durch Ausarbeitung und Politur zu beseitigen [14, 228].

Die Entfernung eventueller Überschüsse, die grobe Ausarbeitung und die grobe Politur erfolgten unter direkter Sicht mit einem Finierdiamanten unter Wasserkühlung. Anschließend folgte die Feinpolitur mit Hilfe flexibler, aluminiumoxidbeschichteter, in der Körnung ansteigender Scheibchen. Durch diese Vorgehensweise kann ein gleichmäßiges Abtragen von Füllkörpern und organischer Matrix gewährleistet werden. Eine effektive Oberflächenglättung wird dadurch erzielt, welche den ästhetischen Wert steigert und gleichzeitig die

Anlagerung von Plaque erschwert [39, 249, 275]. So kann die Bildung von Sekundärkaries und parodontalen Entzündungen vermieden bzw. reduziert werden [39]. Die marginale Integrität wird bei Ausarbeitung und Politur nicht gefährdet [167, 249].

Eine solche in vitro vorgenommene Nachbearbeitung und Politur der Proben, vor allem der approximalen Füllungsanteile, lässt sich nicht ohne Abstriche auf die klinische Situation übertragen (teilweise keine direkte Sichtkontrolle möglich, Behinderung durch Approximalkontakt bzw. Nachbarzähne, Beachtung der gingivalen Verhältnisse).

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand jedoch nicht darin, die Qualität von Finier- und Polierverfahren unter simulierten klinischen Bedingungen zu untersuchen. Vielmehr galt es, das Potenzial verschiedener Komposite mit den dazugehörigen Dentinhaftvermittlern im Hinblick auf die Erzielung einer belastungsstabilen marginalen Adaptation im approximalen Bereich von Klasse-II-Kavitäten zu evaluieren.

6.2.6 Feuchtigkeitslagerung

Die Probenzähne wurden 48 Stunden bei Raumtemperatur in Ringerlösung gelagert.

Der durch die Polymerisationsschrumpfung bedingte Volumenverlust des Komposits kann durch hygroskopische Expansion teilweise kompensiert werden [71, 111, 142, 281] und eine Reduktion des internen Stresses bewirken.

6.2.7 Thermische Wechselbelastung

Durch die Zufuhr von heißen und kalten Speisen und Getränken sind die Zähne in der Mundhöhle permanenten Temperaturschwankungen ausgesetzt. Da sich

Füllungsmaterialien und Zähne in ihren thermischen Expansionskoeffizienten α unterscheiden, bedingt dies ein unterschiedliches Ausdehnungsverhalten, was zu Spannungsentwicklungen, vor allem am Übergang vom Komposit zum Zahn, führt. In Abhängigkeit von der Qualität des adhäsiven Verbunds zwischen Zahn und Komposit und der Stärke der auftretenden Spannungen können so Schmelzfrakturen, Füllungsfrakturen oder Randspalten entstehen [12, 118, 133]. Um die Proben in vitro vergleichbaren Belastungen wie sie in vivo vorherrschen auszusetzen, wurden sie, wie in der Literatur empfohlen, über 2000 Zyklen hinweg einer Temperaturdifferenz von 50°C, durch jeweils 30-sekündige Verweildauer in 55°C warmen bzw. 5°C kalten Wasser ausgesetzt [26, 46, 158]. Die thermische Wechselbelastung ist im Gegensatz zur alleinigen Wasserlagerung als realistische Beurteilungsmethode anerkannt und für Langzeitprognosen eine wichtige Voraussetzung [32, 46, 148, 175, 240]. Nach ROULET [238, 240] sollte der Einfluss des Temperaturwechselbades jedoch trotzdem nicht überbewertet werden. Eine Prognose des klinischen Verhaltens von Seitenzahnkompositen sei nur bedingt möglich und In-vivo-Studien unverzichtbar.

6.2.8 Mechanische Wechselbelastung

Da die einwirkende Kaubelastung in vivo für die Langlebigkeit einer Restauration eine große Rolle spielt, ist es unvermeidlich, auch in einer In-vitro-Studie auf diese Art der Belastung einzugehen [260]. So kann eine axiale Last zu einer Kavitätendeformation von 0,1-1,0 $\mu\text{m}/\text{kg}$ führen und diese Formveränderung kann das Ablösen des Komposits von der Zahnhartsubstanz bewirken [135, 221, 222]. Zu einer möglichst realitätsnahen Situation der Kaubelastung werden computergesteuerte Kausimulatoren in In-vitro-Studien eingesetzt [150, 158]. In dem in dieser Studie verwendeten Kausimulator

(Münchener Modell) wurden die einzelnen Proben in acht voneinander unabhängigen Prüfkammern über eine Metallhalterung auf Hartgummisockeln gelagert. Diese Puffer bewirken eine Dämpfung der antagonistischen Kraft sowie eine geringe laterale Abgleitbewegung, welche der ligamentären Aufhängung der Zähne im natürlichen Zahnhalteapparat entsprechen soll [150, 158]. Als standardisierte Antagonisten wurden Degussit-Kugeln mit einem Durchmesser von 3 mm verwendet, welche hinsichtlich ihrer Härte und Abrasionsbeständigkeit mit dem natürlichen Zahnschmelz vergleichbar sind [283]. Die während der Nahrungszerkleinerung auftretenden physiologischen Kaukräfte liegen zwischen 20 und 530 Newton [150, 240]. In Untersuchungen konnten die auf einen einzelnen Zahn einwirkenden Kaukräfte auf 50 Newton gemittelt werden [150]. Dieser Wert wurde für diese Studie übernommen und eine Zyklenzahl von 50.000 festgelegt.

6.2.9 Replikatechnik, Randanalyse und Farbstoffpenetration

Generell kann man zur Beurteilung der Randqualität von dentalen Restaurationen zwischen funktionellen und oberflächenmorphologischen Tests unterscheiden. Im Gegensatz zu funktionellen Tests führen morphologische Tests nicht zu einer Zerstörung der Proben. Daher sind sie nicht nur für Untersuchungen *in vitro* geeignet, sondern auch für *In-vivo*-Untersuchungen und im Rahmen von Verlaufsstudien.

Zur Beurteilung der Randqualität adhäsiver Restaurationen hat sich als morphologische Testmethode die Replikatechnik mit anschließender Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop bewährt [26, 41, 82, 106, 128]. Da keine Zerstörung der Proben stattfindet, können dieselben Proben weiteren Untersuchungen unterzogen und in verschiedenen Zustandsänderungen

betrachtet werden. Auch die Bildung derjenigen Artefakte, welche durch eine Trocknung der Proben entstehen können, wird so vermieden.

Die genaue Abformung der Füllungsflächen und -ränder wurde mit einer hochpräzisen Polyetherabformmasse (Impregum Penta, Polyetherabformmasse, 3M ESPE AG, Seefeld) durchgeführt. Die hohe Zeichengenauigkeit und das gute Anfließverhalten sowohl der Abformmasse wie auch des benutzten Epoxidharzes (EPOXY-DIE®, Epoxidharz, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) für die Replikaherstellung gewährleisteten eine detailgenaue Kopie der Probenzähne [26, 94, 240, 282].

Die Replika wurden bei 200-facher Vergrößerung im Rasterelektronenmikroskop ausgewertet. Die visuelle Abtastung des kompletten Füllungsrandes und die Unterteilung in kleinste Segmente mit einer Vielzahl an Messpunkten macht die quantitative Beurteilung auch bei relativ kleinen Gruppengrößen möglich [26, 236]. Zahlreiche Studien beweisen, dass so auch bei geringeren Probenzahlen genaue Aussagen möglich sind [44, 171, 176, 240]. Nach einer prozentualen Berechnung des Anteils jeder festgelegten Randqualität vom gesamten Füllungsrand wurden die ermittelten Werte anschließend statistisch weiterverarbeitet.

Da aber mit der Auswertung am REM nur oberflächliche Randspalten detektiert werden können, ohne weitere Information über deren Tiefenausdehnung, wurde zusätzlich eine Farbstoffpenetration durchgeführt, welche Informationen über die Tiefenausdehnung existenter Spalten an den untersuchten Stellen liefert.

Die Farbstoffpenetration ist auch alleine ein gängiges Verfahren zur Untersuchung von Randspalten [125]. Die Auswahl des Farbstoffes beeinflusst hierbei nicht die Ergebnisse [125]. In vielen Untersuchungen wird oft nur ein Sägeschnitt in der Mitte der Restauration angefertigt [125]. Um die Zahl der Messpunkte zu erhöhen und so eine umfassendere Beurteilung der Randintegrität an mehreren Stellen zu erhalten, wurden die Zähne in drei Fragmente zerschnitten, was folglich zu vier Messpunkten führte. Eine

Auswertung wurde nicht nur bezüglich der potentiellen Existenz eines Randspaltes vorgenommen, sondern auch die Eindringtiefe des Farbstoffes wurde berücksichtigt, was für eine Beurteilung eines adhäsiven Füllungsmaterials durchaus von großer Bedeutung ist [80].

Es muss jedoch auch berücksichtigt werden, dass einige Haftvermittler eine deutliche Hydrophilie aufweisen. Eine Reaktion des Farbstoffes mit diesen Haftvermittlern ist so durchaus denkbar und möglich. Auch vergleichbare Untersuchungen wiesen bereits auf diese Problematik hin [8]. Durch Untersuchungen der letzten Zeit wurde zudem ein Effekt beobachtet, welcher als „nanoleakage“ bezeichnet wurde [245]. Dieser Begriff wurde eingeführt, um eine bestimmte Form von "Undichtigkeiten" am Restaurationsrand zu kennzeichnen. Es konnte gezeigt werden, dass selbst bei intakten Randverhältnissen oder einer nur sehr geringen Randspaltbildung eine Penetration von oralen und pulpalen Flüssigkeiten bzw. im In-vitro-Versuch von Farbstoffen, in den Verbund Zahn – Komposit möglich ist [245]. Dieses Phänomen ist unter anderem abhängig von der Art des verwendeten Adhäsivs und von Parametern der Applikationstechnik (Ätzdauer, Dentinfeuchtigkeit). Das Ausmaß dieser "Undichtigkeit" ist gegenüber einer Randspaltbildung sehr viel geringer und manifestiert sich hauptsächlich innerhalb der Hybridschicht. Die Langzeitstabilität eines adhäsiven Verbundes kann durch diesen Effekt aufgrund hydrolytischer Prozesse beeinträchtigt werden.

Eine Beurteilung der gesamten Randverhältnisse nur durch die Farbstoffpenetration ist aufgrund der geringen Zahl der Messpunkte nur eingeschränkt möglich. Faktoren wie Lufteinschlüsse oder Imperfektionen im Füllungsrandbereich können zu einer schlechten Bewertung des Materials führen. Der Forderung einiger Autoren, den gesamten Randbereich zu analysieren, wurde hier durch die zusätzliche REM-Untersuchung nachgegangen [80].

6.2.10 Verarbeitung von stopfbaren Kompositen und ORMOCEREN

Alle getesteten Komposite bedürfen einer adhäsiven Verankerung durch ein Bondingsystem, das je nach der Formulierung mehr oder weniger techniksensitiv ist. Daher ist für die klinische Anwendung sicherlich Kofferdam anzuraten, um eine Kontamination des vorbehandelten Schmelzes und Dentins, welche sich negativ bezüglich der Haftkraft auswirken könnte, auszuschließen.

Die einzelnen Produkte werden in verschiedenen Applikationsformen angeboten, wobei die Formen von Surefil und Alert in Verbindung mit der Blisterverpackung und der Anwendung einer Amalgampistole am meisten an die traditionelle Amalgamverarbeitungstechnik erinnern sollen.

Die hohe Viskosität der stopfbaren Komposite bringt eine erschwerte und aufwendigere Adaptation des Materials an die Kavitätenwände mit sich, welche durch die Anwendung eines fließfähigen (flowable) Komposites verbessert werden könnte.

Die okklusale Anatomie der Füllungen kann wegen der guten Standfestigkeit und der reduzierten Klebrigkeit dieser Materialien gut ausgeformt werden. Die Möglichkeit, die Anatomie der Okklusalfäche zu schnitzen, wie es der Praktiker vom Amalgam gewöhnt ist, darf man allerdings auch von dieser Materialklasse nicht erwarten.

Zur Ausarbeitung muss gesagt werden, dass die Polierbarkeit einiger stopfbarer Komposite auf Grund des teilweise gesteigerten Anteils an größeren Füllungspartikeln weniger gut ausgeprägt ist.

Auch ist zu kritisieren, dass einige der Materialien nicht das breite Spektrum an Zahnfarben aufweisen. Obwohl nur im Seitenzahnbereich empfohlen und damit nicht direkt sichtbar, sollte ein moderner Füllstoff den wachsenden ästhetischen Ansprüchen der Patienten Genüge leisten.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

6.3.1 Lokalisation des Füllungsrandes

Entscheidenden Einfluss auf die marginale Adaptation hatte die Lage des Füllungsrandes im Zahn.

Die Auswertung mit dem Rasterelektronenmikroskop und der Software „Quanti-Gap®“, sowie die Auswertung der Farbstoffpenetration ermöglichte eine getrennte Bewertung einzelner Randabschnitte [240]. Hiermit konnte ein typisches Verteilungsmuster der Beurteilungskriterien sowohl in den schmelz- als auch in den dentinbegrenzten Kavitätenarealen nachgewiesen werden.

Begrenzt wurde die Füllungsrandanalyse auf den approximalen Bereich, da die belastungsinduzierte marginale Desintegration von Klasse-II-Kompositfüllungen bevorzugt am approximalen Rand auftritt [29, 90]. Vor allem bei der Applikation von Kompositfüllungen in dentinbegrenzten, approximalen Kavitäten erweist sich der randdichte Verbund zwischen Komposit und Dentin als problematisch [47, 49, 90, 108].

In den schmelzbegrenzten Abschnitten waren nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung mehr Anteile an perfektem Rand zu beobachten, als entlang der Randabschnitte im Dentin. Umgekehrt traten im Schmelz weniger Randspalten auf als im Dentin. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen mit den stopfbaren Kompositen und Ormoceren bestätigen die Erkenntnisse anderer Untersuchungen mit traditionellen Kompositen, die ebenfalls zeigen, dass die marginale Adaptation im Dentin nach wie vor problembehaftet ist [55, 57, 60, 77], während im Schmelz dichtere Ränder erzielbar sind [159, 253]. Die Verwendung von modernsten Dentinadhäsiven führt zwar zu einer Verbesserung der Randqualität im Dentin, trotzdem ist sie der marginalen Adaptation im normal strukturierten Schmelz unterlegen [253] und komplett randspaltfreie Restaurationen sind bis dato nicht möglich [267].

Einen wesentlichen Einfluss auf die Randqualität von Kompositfüllungen nimmt auch der Abstand der Präparationsgrenze zur Schmelz-Zement-Grenze [253]. Für einen dichten Randschluss ist ein ausreichender Abstand zu dieser Grenze und hiermit ein breiteres Schmelzangebot erforderlich. Kavitäten mit tiefen Kästen sind somit als problematisch anzusehen [57, 60]. Schon früher konnte gezeigt werden, dass bei Füllungsändern nahe bzw. unter der Schmelz-Zement-Grenze die Tendenz zur Spaltbildung wesentlich höher ist [56, 104, 187]. In einer Studie von SCHUCKAR und GEURTSSEN [253] zeigte sich die geringste Farbstoffpenetration und somit die beste Randedichtigkeit bei einem Verlauf des approximozervikalen Kavitätenrandes 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze. Direkt an der Schmelz-Zement-Grenze bzw. angrenzend kam es wiederum verstärkt zur Randspaltbildung.

6.3.2 Möglicher Einfluss der verwendeten Dentinadhäsive

Auch wenn die Untersuchung einzelner Dentinadhäsive nicht das Ziel der hier durchgeführten Studie war, sondern das Testen kompletter Restaurationssysteme, soll zur Interpretation der Ergebnisse kurz darauf eingegangen werden.

In dieser Untersuchung wurden alle Komposite, mit einer Ausnahme, im bewährten „total-etch“-Verfahren verarbeitet. Die Ausnahme bildete das Ormocer Definite, welches mit Etch & Prime 3.0 das einzige „self-etch“-Dentinhaftvermittler-System lieferte und entsprechend den Herstelleranweisungen Anwendung fand.

Die Gründe für die hier, wie auch in anderen rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen [78] gefundenen, vergleichsweise schlechten Ergebnisse von Definite insgesamt und im direkten Vergleich zu dem zweiten Ormocer Admira sind gegebenenfalls hier zu suchen. In einer Haftfestigkeitsstudie zeigte Etch &

Prime 3.0 eine deutlich verringerte Zugfestigkeit ($1,2 \text{ MPa} \pm 1,2 \text{ MPa}$ an trockenem Dentin; $1,11 \text{ MPa} \pm 0,82 \text{ MPa}$ an perfundierten Proben) im Vergleich zu anderen Dentinhaftvermittlern [86]. Die in diesem Fall beobachtete unvollständige Entfernung der Schmierschicht durch das enthaltene Pyrophosphat und die damit verbundene geringere Ausbildung einer Hybridschicht könnte eine Erklärung für diesen Sachverhalt sein [66, 76, 86].

Auch die Ergebnisse im Schmelz sind wahrscheinlich auf das „self-etch“-Haftvermittler-System zurückzuführen sein, da bei anderen Studien ähnliche „self-etch“ Systeme auch niedrigere Haftwerte im Vergleich zu „total-etch“-Referenzgruppen zeigten [210]. Generell werden das Adhäsionspotential von selbstätzenden Adhäsivsystemen und die Dauerhaftigkeit des Verbundes am Schmelz noch kontrovers diskutiert. Nur wenige Daten aus klinischen längerfristigen Studien sind bisher vorhanden [188]. Die bisherigen Ergebnisse stützen sich weitgehend nur auf In-vitro-Studien. Auch in klinischen Studien entsprach dasOrmocer Definite nicht in allen Bereichen den Erwartungen [74, 186].

6.3.3 Füllungsmaterial

Die Ergebnisse für dasOrmocer Definite wurden bereits im vorangegangenen Kapitel diskutiert. Des Weiteren soll nun auf dasOrmocer Admira eingegangen werden.

Admira, in Kombination mit dem darauf abgestimmten Dentinhaftvermittler Admira Bond, welcher speziell entwickelte Adhäsiv-Ormocere enthält, lieferte im Vergleich zu dem zweiten untersuchten Ormocer die deutlich besseren Ergebnisse, sowohl in der REM-Analyse als auch in der Auswertung der Farbstoffpenetration. Dies bestätigte die gleich guten Resultate einer anderen Studie, welche Admira einem Feinhybridkomposit gegenüberstellte [104].

Maßgebend hierfür ist gegebenenfalls die optimale Abstimmung von Füllungsmaterial und Haftvermittler. Auch könnte es an der geringen Polymerisationschrumpfung liegen, die laut Herstellerangaben bei 1,97 Vol. % und damit unter der von kommerziellen Kompositen liegt. Ergänzende Daten hierzu wurden jedoch bisher noch nicht publiziert. Insgesamt zeigt Admira, dass auch mit Ormoceren eine gute Randqualität von Klasse-II-Füllungen erreicht werden kann.

Bei den stopfbaren Kompositen lieferte Solitaire in Kombination mit Solid Bond bei fast allen Auswertungen die am wenigsten zufrieden stellenden Ergebnisse. Dieses Resultat steht im Einklang mit vergleichbaren In-vitro-Studien, die das Randschlussverhalten dieses Materials untersuchten [102, 109]. Die beobachteten Spaltbildungen beruhten zum einen in Dehiszenzen im Kontaktbereich Zahn - Füllung und zum anderen in Rissen, die wenige Mikrometer vom Kavitätenrand entfernt im Füllungsmaterial verliefen. Die Rissbildung innerhalb der Füllung kann unter Umständen auf unzureichende mechanische Eigenschaften des Werkstoffes zurückzuführen sein, welcher vergleichsweise geringere mechanische Daten (Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Elastizitätsmodul) als andere Komposite oder Ormocere aufweist [165, 189].

Die Weiterentwicklung von Solitaire zu Solitaire 2, mit dem Haftvermittler Gluma Comfort Bond zeigte in dieser Untersuchung die signifikant besseren Ergebnisse, welche sich sicherlich auf die konsequente Verbesserung der Materialeigenschaften zurückführen lässt. Sowohl die Art und die Kombination der organischen Monomere als auch die Füllstoffzusammensetzung wurden hier abgeändert.

Das stopfbare Komposit Alert (**A**malgam **L**ike **E**sthetic **R**estorative **T**reatment) ist aufgrund seiner mikrofilamentöser Glasfasern hochviskös. Ähnlich wie Amalgam wird dieses Komposit in Einzeldosis-Blisterverpackungen angeboten

und auch Amalgampistolen zur Aufnahme und Applikation dieses Komposits haben sich als nützlich erwiesen. Hiermit kommt Alert der „traditionellen“ Amalgamverarbeitungstechnik am nächsten.

Wegen der hohen Viskosität, welche nicht unbedingt ein ideales Anfließverhalten an die Kavitätenwände und in spitze Winkel der Präparation unterstützt, kam zusätzlich nach Herstellerempfehlungen ein niedrigvisköses, fließfähiges Komposit, Flow it, zum Einsatz. Dieses sollte die Applikations- und Benetzungsfähigkeit des Komposits verbessern und gleichzeitig aufgrund des geringeren Elastizitätsmoduls als „stress breaker“ unter der sehr viel steiferen Schicht des stopfbaren Komposits wirken. „Fließfähige“ Komposite besitzen jedoch eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und auch die Bruch-, Biege-, Druck-, und Verschleißfestigkeit ist im Vergleich zu konventionellen Kompositen deutlich vermindert [16]. Unter Umständen sind hier die Gründe für die unbefriedigenden Ergebnisse in Schmelz und Dentin zu suchen. Ob es nun an den mechanischen Eigenschaften vom stopfbaren Komposit Alert, dem fließfähigem Komposit Flow-it und dem zugehörigen Dentinhaftvermittler oder dem Zusammenspiel der einzelnen Komponenten liegt, bleibt noch zu klären. Insgesamt muss konstatiert werden, dass das komplette Restaurationssystem in der aktuellen Zusammenstellung für einen Einsatz im kaulasttragenden Seitenzahnbereich als wenig geeignet erscheint. Als Hinweis für die klinische Anwendung wäre noch die oft schwierigere und weniger kontrollierbare Handhabung der fließfähigen Komposite aufgrund ihrer geringen Viskosität zu erwähnen.

Die Ergebnisse, die Prodigy Condensable in Kombination mit Optibond Solo erzielte, sind auf die geringe Schrumpfung beim Polymerisieren (1,8 Vol%) des Materials und die hohe Haftfestigkeit von Optibond Solo zurückzuführen [267].

Das Material Surefil mit dem Dentinhaftvermittler Prime & Bond NT erzielte in dieser Studie die besten Ergebnisse. Das Material besitzt drei Fraktionen von

Füllkörpern unterschiedlicher Größe (Midifüller, Minifüller, Mikrofüller), wodurch eine hohe Dichte an Füllkörpern mit einem optimierten Raum zwischen den Partikeln erreicht wird [162]. Dies zeichnet das Material mit sehr guten mechanischen Eigenschaften aus und selbst in klinischen Studien hat sich Surefil bereits bewährt [213].

6.3.4 Vergleich: Rasterelektronenmikroskop und Farbstoffpenetration

Ränge	Randspalt Schmelz	Randspalt Dentin	Farbstoffpenetratio n Schmelz Reihenfolge mittl. Ränge	Farbstoffpenetratio n Dentin Reihenfolge mittl. Ränge
1	AD	AD	SU	SU
2	SU	SU	AD	SO2
3	PC	PC	SO2	TC
4	TC	SO2	TC	PC
5	SO2	DE	PC	AD
6	DE	AF	AF	AF
7	SO	TC	SO	SO
8	AF	SO	DE	DE

Tab. 8:
Korrelation REM zu Farbstoffanalyse

Der Vergleich zwischen REM und Farbstoffanalyse (Tab.8) zeigte Korrelationen in den Ergebnissen der Materialien.

Bei den Ormoceren wies Admira sowohl in der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung als auch in der Auswertung der Farbstoffpenetration die deutlich besseren Werte gegenüber Definite auf.

Auch bei den stopfbaren Kompositen ließen sich Übereinstimmungen in der Reihenfolge (ranking) zeigen.

Surefil erwies sich in allen untersuchten Abschnitten als insgesamt bestes Material.

7 Schlussfolgerung

Aus den Ergebnissen der vorliegenden In-vitro-Studie lassen sich folgende Schlussfolgerungen hinsichtlich der marginalen Adaptation von Klasse-II-Restaurationen mit stopfbaren Kompositen bzw.Ormoceren zum Schmelz und Dentin ableiten:

1. Insgesamt stellt die Gruppe der stopfbaren Komposite eine sehr inhomogene Werkstoffklasse mit unterschiedlichen Ergebnissen dar. Einzelne Vertreter unterscheiden sich signifikant im adhäsiven Verbund.

Zurückzuführen ist dies möglicherweise auf die unterschiedlichen werkstoffkundlichen Zusammensetzungen (verschiedene Füllkörperarten und Füllkörpermenge, was sich auf E-Modul und Volumenschrumpfung auswirkt), das Zusammenspiel Dentinadhäsiv-Komposit („self-etch“ oder „total-etch“ Technik, speziell aufeinander abgestimmte Systeme z. B. Adhäsiv-Ormocere bei Admira) und die Lokalisation des Füllungsrandes in Schmelz oder Dentin (signifikant bei dem Komposit Solitaire, mit weniger Anteilen an perfekten Randabschnitten und mehr Randspalten im Dentin im Vergleich zu den schmelzbegrenzten Kavitätenarealen $p < 0,05$).

Das Ormocer Definite muss aufgrund seiner nicht zufrieden stellenden Ergebnisse, sowohl in der REM-Untersuchung als auch in der Farbstoffpenetration, verbessert werden, während das Ormocer Admira eine vielversprechende Qualität lieferte.

Bei den stopfbaren Kompositen kann man in vitro mit Surefil eine gute, belastungsstabile marginale Adaptation in Klasse-II-Kavitäten erzielen.

2. Auch hinsichtlich der Handlingeigenschaften und der Anzahl der notwendigen Applikationsschritte gibt es erhebliche Unterschiede.

Aussagen der Hersteller und die These, dass stopfbare Komposite ein Ersatzmaterial für Amalgam im kaulasttragenden Seitenzahnbereich (Klasse II) darstellen, müssen relativiert werden, wenn auch einzelne Verarbeitungsschritte an die Amalgamtechnik erinnern. Besser ist es, sie als positive Bereicherung den Amalgamalternativen einzuordnen.

Vor einer generellen Empfehlung des klinischen Einsatzes der untersuchten Materialien müssen noch weitere Aspekte, insbesondere die klinische Langzeitstabilität und mögliche Hydrolyseanfälligkeit des erzielten Komposit-Dentinverbundes, abgeklärt werden.

8 Zusammenfassung

Zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien werden vom Patienten in zunehmendem Maße gewünscht. Auch die durch die Medien entfachten Diskussionen bezüglich postulierter Nebenwirkungen des Werkstoffes Amalgam ließen diesen Wunsch wachsen.

Die Materialgruppe der stopfbaren Komposite und Ormocere wird als Amalgam-Ersatz im Seitenzahnbereich angesehen und soll eventuell Zahnärzten den Umstieg von der Amalgam- in die Kompositentechnologie zu erleichtern. Eine amalgamähnliche Verarbeitungstechnik wird postuliert, ebenso wie eine leichtere Gestaltung des Approximalkontaktes und generell eine leichtere Modellierbarkeit. Auch die werkstoffkundlichen Eigenschaften sollten verbessert worden sein.

Da zu den wichtigsten Zielen in der Füllungstherapie der bakteriendichte Kavitätenverschluss zur Vermeidung von Pulpairritationen und Sekundärkaries gehört, war es Aufgabe der folgenden Untersuchungen, durch eine In-vitro-Studie die Randqualität stopfbarer Komposite und Ormocere, in schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung zu bestimmen. Zur Kontrolle wurde eine Referenz-Gruppe mit einem langjährig erfolgreich auf dem Markt befindlichen Hybridkomposit untersucht.

In 64 kariesfreie Molaren wurden standardisierte Klasse-II-Kavitäten präpariert, mit je einer approximalen Extension im Schmelz (1-1,5 mm koronal der Schmelz-Zement Grenze) und einer approximalen Extension im Dentin (1-1,5 mm unterhalb der Schmelz-Zement Grenze).

Nach einer randomisierten Verteilung der Zähne auf acht Gruppen erfolgte eine Versorgung der Kavitäten, unter Beachtung der Herstellerangaben, mit den zu untersuchenden Materialien. Nach 48-stündiger Wasserlagerung erfolgte eine

Thermowechselbelastung der Proben (5°/55°). Anschließend folgte die mechanische Belastung im Münchner Kausimulator (50 N, 50000 Zyklen, Last in Fossa, 3 mm Degussit-Antagonisten). Nach Replikaanfertigung wurden diese im REM bei 200-facher Vergrößerung entsprechend den Kriterien der qualitativen und quantitativen Randanalyse ausgewertet. Für eine zusätzlich durchgeführte Farbstoffpenetration (Methylenblau 5 %, 37 °C, 24 h) wurden Sägeschnitte in mesio-distaler Richtung angefertigt (3 Fragmente pro Füllung => je 4 Meßpunkte in Schmelz und Dentin) und im Auflichtmikroskop (40-fache Vergrößerung) ausgewertet. Die Statistik wurde mit dem Kruskal-Wallis-H-Test bzw. die post hoc multiplen Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test (adjust. Alpha-Niveau) angefertigt.

Die statistischen Analysen ergaben insgesamt unterschiedliche Ergebnisse sowohl im Schmelz als auch im Dentin für die REM-Analyse wie für die Farbstoffpenetration.

In der REM Analyse erreichten Surefil und Admira die besten Ergebnisse im Schmelz wie im Dentin. Surefil zeigte mit 85,6 % perfektem Rand und 12,1 % Randspalt im Schmelz, wie 84,2 % perfektem Rand und 14,8 % Randspalt im Dentin die besten Ergebnisse, gefolgt von Admira mit 93,1 % perfektem Rand und 5,5 % Randspalt im Schmelz, wie 87,5 % perfektem Rand und 12,1 % Randspalt im Dentin. Solitaire und Definite ergaben weniger gute Ergebnisse in der REM Auswertung. Für Solitaire waren dies 47,4 % perfekter Rand und 45,2 % Randspalt im Schmelz sowie 31,4 % perfekter Rand und 66,6 % Randspalt im Dentin bei der REM-Analyse und für Definite waren dies 53,6 % perfekter Rand und 43,9 % Randspalt im Schmelz und 49,2 % perfekter Rand und 49,7 % Randspalt im Dentin.

Hinsichtlich der Farbstoffpenetration zeigte Surefil 26-mal das Bewertungskriterium 0 im Schmelz und 10-mal das Bewertungskriterium 0 im Dentin. Solitaire zeigte 6-mal das Bewertungskriterium 0 im Schmelz und keinmal das Bewertungskriterium 0 im Dentin. Definite zeigte 7-mal das Bewertungskriterium 0 im Schmelz und keinmal das Bewertungskriterium 0 im Dentin.

Im Vergleich REM zu Farbstoffpenetration zeigten sich deutliche Korrelationen. vor allem für die Materialien Surefil und Solitaire.

Eine generelle Empfehlung kann für die stopfbaren Komposite und Ormocere ohne In-vivo-Untersuchungen im Seitenzahnbereich nicht ausgesprochen werden. Die These der Anwendung dieser Komposite als Amalgamersatz muss relativiert werden. Besser wäre zu sagen, dass die stopfbaren Komposite / Ormocere eine Materialgruppe mit interessanten Perspektiven als Amalgam-Alternative darstellen, deren momentaner Entwicklungsstand jedoch noch verbessert werden kann und sich in klinischen Langzeitstudien behaupten muss.

9 Literaturverzeichnis

- 1 Albrecht A, Ilie N, Manhart J, Hickel R: Sind „stopfbare Komposite“ die bessere Alternative im kaulasttragenden Seitenzahnbereich? Beitrag zum Dentsply Förderpreis anlässlich der BZÄK / DGZMK, Frankfurt Nov. 2000
- 2 Amberg-Schwab S, Hoffmann M, Bader H: Barrierschichten für Verpackungsmaterialien. Barrierschichten aus anorganisch-organischen Hybridpolymeren. Kunststoffe 1996; 86: 660
- 3 Amberg-Schwab S, Hoffmann M: Anorganisch - organische Hybridpolymere mit Barrierefunktion gegenüber Wasserdampf, Sauerstoff und Aromastoffen. Fraunhofer-Institut für Silikatforschung (ISC) – Tätigkeitsbericht 1995; 50
- 4 Ameye C, Lambrechts P, Vanherle G: Conventional and microfilled composite resins. Part I: Color stability and marginal adaptation. J Prosthet Dent 1993; 21: 158-162
- 5 Amsberry W, von Fraunhofer JA, Hoots J, Rodgers H: Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems. J Prosthet Dent 1984; 52: 647-653
- 6 Asche W: Organisch modifizierte Keramik bringt neue Anwendungen. Chemische Rundschau 1987; 40: 4
- 7 Asmussen E: Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisaten. Dtsch Zahnärztl Z 1984; 39: 968-969
- 8 Attin T, Vataschki M, Kielbassa AM, Prinz H, Hellwig E: Randqualität von lighthärtenden Glasionomern und Dyract® in keilförmigen Defekten, Klasse I und Klasse V – Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 17-22
- 9 Balkenhol M: Neue Wege für zahnfarbene Seitenzahnversorgungen. Sonderdruck aus Wehrmedizin und Wehrpharmazie 1997; 3
- 10 Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE: Effects of enamel etching time on bond strength and morphology. J Clin Orthod 1985; 19: 36-38

- 11 Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R: Silikophosphat- und Glasionomerezemente - eine Amalgamalternative? Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 339-341
- 12 Bauer JG, Henson JL: Microleakage of direct filling materials in class V restorations using thermal cycling. Quintess Int 1985; 11: 765-769
- 13 Bausch JR, De Lange C, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ: Clinical significance of polymerisation shrinkage of composite resins. J Prosthet Dent 1982; 48: 59-67
- 14 Bausch JR, De Lange C, Davidson CL: The influence of temperature on some physical properties of dental composites. J Oral Rehabil 1981; 8: 309-317
- 15 Bayne SC, Taylor DF: Dental materials. In: Heymann HO, Sturdevant CM, eds. Art and science of operative dentistry. 3rd Ed. St. Luis: CV Mosby, 1995; 255-257
- 16 Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr., Stamatiades P: A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 1998; 129: 567-577
- 17 Beer R: Haftvermittler und Kompositfüllungen. Dental Magazin 1992; 3: 35-40
- 18 Beetke E, Gatzer M, Ritter G: Zum Stellenwert von Amalgamfüllungen und Inlay bei der Therapie von Hartsubstanzdefekten im Seitenzahnbereich. Dtsch Stomatol 1990 ; 40: 454-457
- 19 Ben Amar A, Metzger Z, Gontar G: Cavity design for class II composite restorations. J Prosthet Dent 1987; 58: 5-8
- 20 Bergmann M: Side effects of amalgam and its alternatives: local, systemic and environmental. Int Dent 1990; 40: 4-10
- 21 Bergmann P: Die okklusale Kompositfüllung. Zahnmed Diss, Berlin 1990
- 22 Bisinger P: Der Einfluss der "Zirkulärhärtungstechnik" und Argon-Laser-Polymerisation auf das Randverhalten von grossen Klasse-II-Kompositfüllungen in vitro. Zahnmed Diss, Berlin 1992

- 23 Bleiholder RF, Pijawka JP, Jurecic A: Filler / binder interaction in dental composites. *J Dent Res* 1974; 53: 151
- 24 Blunck U, Haller B: Klassifikation von Bondingsystemen. Quintessenz 1999; 50: 1021-1033
- 25 Blunck U: Dentinhaftmittel-Übersicht und Auswahlkriterien. *DAZ-forum* 1996; 53: 39-50
- 26 Blunck U: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43: 939-943
- 27 Boer WM: Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. *Quintessenz* 1998; 49: 871-881
- 28 Böhme A, Jost-Brinkmann PG: In-vitro-Untersuchung zur Scherfestigkeit von Keramikbrackets auf Metallen und Keramik. *Kieferorthopädie* 2001; 3: 255-266
- 29 Bott B, Hannig M: Optimizing Class II composite resin restorations by the use of ceramic inserts. *J Esthet Dent* 1995; 7: 110
- 30 Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB: Effect of light intensity and configuration factor on polymerization stress. *J Dent Res* 1996; 75: 294
- 31 Bowen RL: Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidylmethacrylate. US Patent 3066112 (1962)
- 32 Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1983; 106: 475-477
- 33 Brännström M, Mattsson B, Torstenson B: Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. *J Dent* 1991; 19: 71-79
- 34 Brännström M, Torstenson B, Nordenvall KJ: The initial gap around large composite restorations in vivo: The effect of etching enamel walls. *J Dent Res* 1984; 63: 681-684

- 35 Breeding LC, Dixon DL, Caughman WF: The curing potential of light-activated composite resin luting agents. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 512-518
- 36 Brown LJ: Dental amalgam. *J Am Dent Assoc* 1991; 122: 73-77
- 37 Buchalla W, Attin T, Hellwig E: Einfluß der Schmelzätztechnik auf die Haftung von Kompomer-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 7: 463-466
- 38 Buonocore MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853
- 39 Chen RCS, Chan DCN, Chan KC: A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 292-297
- 40 Cheung GS: Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 286-288
- 41 Cheung GSP: A scanning electron microscopic investigation on the acid-etched cervical margin of class II cavities. *Quintess Int* 1990; 21: 299-302
- 42 Chow LC, Brown WE: Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *J Dent Res* 1973; 52: 1158
- 43 Chung KH: The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 1990; 69: 852-856
- 44 Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J: Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintess Int* 1990; 21: 663-669
- 45 Crawford PJM, Whittaker DK, Owen GM: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J Oral Rehabil* 1987; 14: 283-289
- 46 Crim GA, Swartz ML, Phillips RW: Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 50-53
- 47 da Cunha Mello FS, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL: Sealing ability of eight resin bonding systems in a Class II restoration after mechanical fatiguing. *Dent Mater* 1997; 13: 372

- 48 Danesh G, Davids H, Kaup M, Dammaschke T, Reinhardt KJ, Ott K: Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 3: 161-165
- 49 Davidson CL, Abdalla AI: Effect of thermal and mechanical load cycling on the marginal integrity of Class II resin composite restorations. Am J Dent 1993; 6: 39
- 50 Davidson CL, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent. 1997 Nov; 25 (6): 435-440
- 51 Davidson CL: Posterior composites: criteria for assessment. Introduction. Quintess Int 1987; 18: 515
- 52 Davis EL, Laura JC, Joynt RB, Wieczkowski G: Determination of demand for posterior resin restorations. J Prosthet Dent 1988; 59: 242
- 53 De Lange C, Bausch JR, Davidson CL: The curing pattern of photo-initiated dental composites. J Oral Rehabil 1980; 7: 369-377
- 54 Dietschi D, Holz J: Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990; 100: 1332-1335
- 55 Dietschi D, Magne P, Holz J: An in vitro study of parameters related to marginal and internal seal of bonded restorations. Quintess Int 1993; 24: 281-291
- 56 Dietschi D, Scampa U, Campanile G, Holz J: Marginal adaptation and seal of direct and indirect class II composite resin restorations: An in- vitro evaluation. Quintess Int 1995; 26: 127-138
- 57 Dietschi D, Siebenthal G, Neveu-Rosenstand, Holz J: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: An in vitro evaluation. Quintess Int 1995; 26: 717-727

- 58 Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP: Relationship among visible light source composite resin polymerisation shrinkage and hygroscopic expansion. *Quintess Int* 1990; 21: 883-886
- 59 Douvitsas G: Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 475-479
- 60 Eakle WS, Ito RK: Effekt of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintess Int* 1990; 21: 369-374
- 61 Eakle WS: Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. *J Dent Res* 1986; 65: 149-153
- 62 Eames WB, Strain JD, Weitman RT, Williams AK: Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restorations. *J Am Dent Assoc* 1974; 89: 1111-1117
- 63 Ebeleseder KA, Städtler P, Glockner K, Schaup B: Externe Wurzelresorptionen nach Zahnluxation und Draht-Komposit-Schienung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997; 11: 22-27
- 64 Eick JD, Welch FH: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintess Int* 1986; 17: 103-111
- 65 Erickson RL: Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. *Phillip J* 1994; 11: 149-158
- 66 Erickson RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent Suppl* 1992; 81
- 67 Ericson D, Derand T: Reduction of cervical gaps in class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1991; 65: 33-37
- 68 Ernst CP, Heimeier I, Stender E, Willershausen B: Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000; 2: 139-144
- 69 Ernst CP, Schauer F, Willershausen B, Hickel R: Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I). *Acta Med Dent Helv* 1996; 1: 58-62

- 70 Estafan D, Schulman A, Calamia J: Clinical effectiveness of a class V flowable composite resin system. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 20: 11-15
- 71 Feilzer AJ, DeGee AJ, Davidson CL: Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990; 69: 36-39
- 72 Ferracane JL: Current Trends in Dental Composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995; 6: 302
- 73 Ferrazini G: Systematische Fissurenversiegelung der ersten bleibenden Molaren. *Acta Med Dent Helv* 1996; 1: 13-16
- 74 Flessa HP, Manhart J, Chen HY, Mueller W, Hickel R: In vivo marginal assessment of Definite ormocer- restorations in posterior teeth. *J Dent Res* 81, Spec Iss A, 2002;
- 75 Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N, Petschelt A: Fließfähige Komposits (Flowables). *Quintessenz* 1999; 50: 1145-1154
- 76 Frankenberger R: Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002; 3: 154-171
- 77 Friedrichs C, Hannig M: Vergleichende In- vivo / In- vitro Untersuchung zur initialen Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. 13. Jahrestagung DGZ, Saarbrücken 1999
- 78 Fritz UB, Finger WJ: Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent* 1999; 12 (6): 277-282
- 79 Fröhlich M, Schneider H, Merte K: Oberflächeninteraktionen von Dentin und Adhäsiv. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996; 51: 173-176
- 80 Gale MS, Darvell BW, Cheung GS: Three – dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent* 1994; 22: 370-375
- 81 Gale MS, Darvell BW, Cheung GS: Three-dimensional reconstruction of microleakage pattern using a sequential grinding technique. *J Dent* 1994; 22: 370-375

- 82 Gängler P, Hoyer I, Krehan F, Niemalla S, Weinert W: Biologic testing and clinical trial of a visible light-curing composite resin restorative material. *Quintess Int* 1990; 21: 833-842
- 83 Gängler P, Hoyer I, Krehan F, Weinert W: Biologic testing and clinical trial of a visible light-curing composite resin restorative material. *Quintess Int* 1990; 21: 833-842
- 84 Garcia-Godoy F, Gwinnett AJ: Effect of etching times and mechanical pre-treatment on the enamel of primary teeth: An SEM study. *Am J Dent* 1991; 4: 115-118
- 85 Gente M, Sommer AP: Verringerung der linearen Schrumpfung lighthärtbarer Komposite durch selektive Bestrahlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 11: 729-731
- 86 Gerhardt CR, Salhab J, Schaller HG: Die Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler auf trockenem und perfundiertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 467-471
- 87 Geurtsen W: *Klinik der Kompositfüllung*. München, Hanser Verlag 1989
- 88 Gilpatrick RO, Ross JA, Simonsen RJ: Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintess Int* 1991; 22: 47-49
- 89 Glasspoole EA, Erickson RL: Effect of etching and rinsing times on composite to enamel bond strength. *J Dent Res* 1986; 65: 285, Abstr No 1046
- 90 Glockner K, Reich ME, Kos S, Keil C, Ebeleseder K, Städtler P: Randadaptation von verschiedenen zahnfarbenen Klasse-II-Restaurationen. Eine in-vitro-Studie mit 10 verschiedenen Materialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 53: 775
- 91 Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC: Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 174
- 92 Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC: A optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 48-51

- 93 Greiwe K, Schottner G: ORMOCERE: Eine neue Werkstoffklasse. FhG-Berichte 1990; 2: 64
- 94 Grundy JR: An intra-oral replica technique for use with scanning electron microscope. Br Dent J 1971; 130: 113-117
- 95 Gwinnett AJ, Garcia-Godoy F: Effect of etching time and etching concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. Am J Dent 1992; 5: 237-239
- 96 Gwinnett AJ: Bonding of restorative resins to enamel. Int Dent J 1988; 48: 48-51
- 97 Gwinnett AJ: Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Arch Oral Biol 1971; 16: 731-738
- 98 Haas KH: Abteilung Ormocere. ISC – Tätigkeitsbericht 1995; 45
- 99 Haller B, Bischoff H: Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik. Quintessenz Berlin 1993;
- 100 Haller B, Günther J: Randqualität von Klasse-II-Kompomerfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 5: 330-336
- 101 Haller B, Posorsky A, Klaiber B: Höckerstabilisierung mit zahnfarbenen Adhäsivinlays in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 8: 515-519
- 102 Haller B, Schuster P: Marginal adaptation to dentin of a condensable polyglass-based composite. J Dent Res 1998; 77, 1244, Abstr. No 301
- 103 Haller B, Schuster P: Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 5: 331-335
- 104 Haller B, Schuster P: Randqualität eines Ormocers (Admira) und eines Feinhybridkomposits (Arabesk Top) in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 5: 331-335
- 105 Haller B: Aktueller Stand der Komposit – Dentinhaftung. Zahnärztl Mitteilungen 1992; 86-97

- 106 Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 750-759
- 107 Hannig M: Das Randschlußverhalten von Kompositinlays aus SR-Isosit. In-vivo-Resultate nach sieben Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 10: 595-597
- 108 Hannig M, Bott B, Möller O: Das Randschlussverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 828
- 109 Hannig M, Bott B: Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 134-138
- 110 Hannig M: Klinische Erfahrungen bei der Füllungstherapie mit Kompositinlays. Zahnärztl Praxis 1991; 162-165
- 111 Hansen EK, Asmussen E: Marginal adaptation of posterior resins: Effect of dentin-bonding agent and hygroscopic expansion. Dent Mater 1989; 5: 122-126
- 112 Hashinger DT, Fairhurst CW: Thermal expansion and filler content of composite resins. J Prosthet Dent 1984; 52: 506-510
- 113 Hassan K, Mante F, List G, Dhuru V: A modified incremental filling technique for class II composite restorations. J Prosthet Dent 1987; 58: 153-156
- 114 Hellwig E, Klimek J, Achenbach K: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Kompositfüllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 270-273
- 115 Hellwig E, Klimek J, Achenbach K: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit- Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 270-273
- 116 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Schwarzenberg, 1995
- 117 Hembree JH, Taylor T: In vitro marginal leakage of composite resin restorations using a combination of conventional and microfilled resins. Quintess Int 1985; 12: 813-815

- 118 Hembree JH, Taylor TJ: Marginal leakage of visible light-cured composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 790-793
- 119 Hembree JH: Microleakage of microfilled composite resin restorations with different cavosurface designs. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 653-656
- 120 Hickel R, Eberhard H, Kunzelmann KH, Petschelt A: Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschragung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 47: 185-188
- 121 Hickel R, Klaiber B: Alternativen zum Amalgam. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 3: 144-148
- 122 Hickel R: Der kariöse Zahnhals. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 10: 654-658
- 123 Hildebrand HC, Schriever A, Heidemann D: Randverhalten von zervikalen Füllungen mit Ketac fil® und Dyract® an Permanentes und Decidui In – vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50: 787-789
- 124 Hiller KA, Christgau M, Bader N, Schmalz G: Statistical treatment of GTR Data. *J Dent Res* 1996; 75: 209
- 125 Hilton TJ: Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. OSAF Dental Investigation Service 1998; *Trans Aca Dent Mater* 21-71
- 126 Hilton J, Ferracane JL: Cavity preparation factors and microleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent* 1998; 11: 123-130
- 127 Hugo B, Hofmann N, Klaiber B, Suki K, Stassinakis A: Randqualität von kleinen und großen Klasse-II-Kompositfüllungen bei unterschiedlichen Kavitätenrandwinkel und unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. 13. Jahrestagung DGZ, Saarbrücken 1999
- 128 Hugo B, Lussi A, Hotz P: Die Präparation der Schmelzrandanschragung bei approximalen Kavitäten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; 102: 1181-1188

- 129 Imai Y, Kadoma Y, Kojima K, Akimoto T, Ikakura K, Ohta T: Importance of polymerization initiator systems and interfacial initiation of polymerization in adhesive bonding of resin to dentin. *J Dent Res* 1991; 70: 1088-1091
- 130 Irmisch B: Kariesprophylaxe mittels Fissurenversiegelung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992; 11: 790-793
- 131 Ismail AI, Gagnon P: A longitudinal evaluation of fissure sealants applied in dental practices. *J Dent Res* 1995; 74: 1583-1590
- 132 Jahn KR: Zahnärztliches Amalgam- ein Füllungsmaterial mit Zukunft? *Dtsch Stomatol* 1990; 40: 409-411
- 133 Janda R: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). *Quintessenz* 1988; 39: 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398
- 134 Jensen ME, Chan DCN: Polymerization shrinkage and microleakage. Posterior composite resin dental restorative materials. Minnesota Mining Co. 1985; 243-262
- 135 Jörgensen KD, Matono R, Shimokobe H: Deformation of cavities and resin fillings in loaded teeth. *Scan J Dent Res* 1976; 84: 46-50
- 136 Kakaboura A.: Smear layer on prepared dentin. *Odontostomatol. Proodos* 1989; 43 (3): 211-223
- 137 Kanca III J: Maximizing the cure of posterior light-activated resins. *Quintess Int* 1986; 17: 25-27
- 138 Karrer M: Ethik und Ästhetik- Perspektiven für die Zahnmedizin. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 7: 424-437
- 139 Kelsey WP, Latta MA, Barkmeier WW: Physical properties of high density composite restorative materials. *J Dent Res* 1999; 78: 207
- 140 Kelsey WP, Latta MA, Shaddy RS, Stanislav CM: Physical properties of three packable resin-composite restorative materials. *Oper Dent* 2000; 25: 331-335

- 141 Klimm W, Buchmann G, Dorniok R, Pöschmann M, Koch R: Mikrobielle Randbesiedelung bei Klasse V Restaurationen in-vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 90-95
- 142 Koike T, Hasegawa T, Manabe A, Itoh K, Wakumoto S: Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites. Dent Mater 1990; 6: 178-180
- 143 Kollmannsperger P, Venz S: Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungsstoffen. Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 934-938
- 144 Körber K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie, Stuttgart, Thieme Verlag, 1982.
- 145 Krämer N, Kunzelmann KH, Mumesohn M, Pelka M, Hickel R: Langzeiterfahrungen mit einem mikrogefüllten Komposit als Inlaysystem: Ergebnisse nach 6 Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 1996; 6: 342-344
- 146 Krejci I, Gougoulakis A, Besek M, Lutz F: Zahnfarbene Seitenzahnrestorationen – Klinik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991; 101: 1302-1312
- 147 Krejci I, Krejci D, Lutz F: P-30: In-vivo-Untersuchung eines Seitenzahnkomposits während 2,5 Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 72: 773-778
- 148 Krejci I, Lutz F, Lüscher B, Maffioli E: Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile. Swiss Dent 1986; 7: 47-52
- 149 Krejci I, Lutz F, Oldenburg TR: Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnkompositfüllungen – eine neue Fülltechnik. Swiss Dent 1986; 7: 21-28
- 150 Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990; 100: 953-960

- 151 Krejci I, Schüpbach P, Lutz F: Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und selektives Bonding und Dentinversiegelung. DFZ 1994; 34-48
- 152 Krejci I, Sparr D, Lutz F: Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Komposit-Kunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen. Quintess 1987; 1217-1230
- 153 Kron J, Amberg-Schwab S, Schottner G: Functional coatings on glass using ORMOCER-Systems. J Sol-Gel Sci Tech 1994; 2: 189
- 154 Kullman W: Atlas der Zahnerhaltung, München, Hanser Verlag, 1990
- 155 Kullmann W: Die Oberflächenbeschaffenheit sog. Hybrid-Komposite. Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40: 915-921
- 156 Kullmann W: Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten. Zahnärztl Welt 1987; 44: 711-713
- 157 Kullmann W: Hybrid- und Mikropartikel- Komposit im klinischen Vergleich. Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40: 910-914
- 158 Kunzelmann KH: Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Med Habil 1996; München
- 159 Lambrechts P, Wollems G, van Meerbeek B, Perdigão J, Vanherle G: Amalgam replacement: Can direct resin composite restorations handle the problem? In: Degrange M, Roulet JF (eds.): Minimally invasive restorations with bonding. Quintessence, Chicago, 1997; 51-59
- 160 Laurisch L: Prävention der Fissurenkaries. Ein Konzept für die zahnärztliche Praxis. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 1: 31-32
- 161 Lehnhart M, Staehle HJ: Kunststoff-Füllmaterialien und Amalgame: Zur Frage potentialer Risiken systemischer und lokaler Nebenwirkungen. Zahnärztl Mitteilungen 1994; 84: 38-47
- 162 Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ Jr.: Packable composites: overview and technical considerations. J Esthet Dent 1999; 11: 234-249

- 163 Leinfelder KF: Composite resin systems for posterior restorations. *Caulk Restorative Supplement* 1993, Apr: 23-27
- 164 Linden JJ, Swift EJ, Boyer DB, Davis BK: Photo-activation of resin cements through porcelain veneers. *J Dent Res* 1991; 70: 154-157
- 165 Lohbauer U, Schoch M, Frankenberger R, Braem MJA, Krämer N: Flexural strength characterization of resin composites by Weibull analysis. *J dent Res* 1999, 78 (Spec Iss), Abstr No 805
- 166 Lopes GC, Baratieri LN, de Andrada MA, Vieira LC: Dental adhesion: present state of the art and future perspectives. *Quintess Int* 2002 Mar; 33(3): 213-24
- 167 Lösche GM, Blunck U: Die Schmelz-Ätz-Technik. *Zahnärztl Welt* 1988; 97: 838-841
- 168 Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet JF: Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten; *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 1: 26-30
- 169 Lösche GM: Color measurement for comparison of campherchinon conversion rate. *J Dent Res* 1990; 69: 232
- 170 Lovell LG, Newman SM, Bowman CN: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 1999; 78: 1469-1476.
- 171 Luescher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR: Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. *J Prosthet Dent* 1977; 37: 300-309
- 172 Luescher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR: Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1978; 39: 409-413
- 173 Lussi A: Toxikologie der Amalgame. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1987; 979: 1271-1279

- 174 Luthardt R, Stöbel M, Hinz M, Vollandt R, Lenz E: Klinische Studie zur Qualität und Verarbeitung temporärer Kronen- und Brückenkunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 9: 633-638
- 175 Lutz F, Cochran MA, Mörmann W: Adhäsive Restauration- Flop oder Hit? Schweiz Monatsschr Zahnmed 1984, 94: 1124-1131
- 176 Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR: Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations: a new restorative technique. Quintess Int 1986; 17: 777-784
- 177 Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR: Improved proximal margin adaptation of class II composite restorations by use of light reflekting wedges. Quintess Int 1986; 17: 659-664
- 178 Lutz F, Krejci I, Schupbach P: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993; 103: 537-549
- 179 Lutz F, Mörmann W, Krejci I: Seitenzahnkomposite – Ja, Nein oder Jein? Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40: 892-896
- 180 Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T: Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1983; 93: 914-929
- 181 Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. J Dent Res 1984; 63: 914-920
- 182 Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50: 480-488
- 183 Lutz F: Ein Fachmann für die Zahnerhaltung: Felix Lutz (Interview). Phillip J 1990; 6: 280-285
- 184 Mac Gregor KM, Cobb DS, Vargas M: Physical properties of condensable versus conventional composites. J Dent Res 1999; 78: 157
- 185 Mackert JR: Dental amalgam and mercury. J American Dent Assoc 1991; 122: 662-65

- 186 Manhart J, Chen HY, Spoerlein F, Hickel R: 2-Year Clinical Evaluation of Definite Ormocer-Restorations in Posterior Teeth. *J Dent Res* 2002;81: Spec Iss A
- 187 Manhart J, Hollwich B, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R: Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 54: 89
- 188 Manhart J: Selbstkonditionierende Adhäsivsysteme. *BZB* 2002; 7/8: 22-24
- 189 Manhart J: Stopfbare Komposite- Die Alternative für den Seitenzahnbereich? *Zahnarzt Wirtschaft – Praxis* 2000; 8: 127-129
- 190 Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC: Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 495-498
- 191 Mayer R: Ästhetisch-adhäsive Füllungstherapie im Seitenzahngebiet - eine Illusion? *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 468-470
- 192 Mazer RM, Beadreau RB, Leinfelder KF: Mechanism responsible for marginal degradation of microfilled composite resins. *J Dent Res* 1990; 69: 309
- 193 Mc Lean JW: Limitation of posterior composite resins and extending their use with glass ionomer cements. *Quintess Int* 1987; 18: 517-529
- 194 Meier C, Lutz F: Komposits kontra Amalgam: vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo: 1-Jahres-Resultate. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1979; 89: 203-212
- 195 Merte K, Hirsch E, Krause M: In-vitro und In-vivo Untersuchungen von GIZ- und Sandwichfüllungen bei kombinierten Klasse-V-Läsionen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1997;1: 28-32
- 196 Merte K, Rößler C, Arnold A, Wirth-Flynn M: Kariesrisiko und Fissurenversiegelung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 9: 649-652
- 197 Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ: Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 1993; 6: 72-76
- 198 Mjör IA, Nordahl I: The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *J Dent Res* 1996; 75: 346

- 199 Mjör IA: Direct posterior filling materials. In: Vanherle G, Degrange M, Willems G: State of the art on direct posterior filling materials and dentine bonding. Van der Poorten n.v., Leuven 1993
- 200 Mohandas U, Reddy VV: In-vitro evaluation of micromarginal leakage of three filling systems-an autoradiographic analysis using radio isotope S35 as a tracer. J Indian Soc Pedod Prev Dent 1993; 11: 4
- 201 Nass R, Arpac E, Glaubitt W, Schmidt H: Modelling of ormocer coatings by processing. J Non-Cryst Sol 1990; 121: 370
- 202 Newman SM: Amalgam alternatives: What can compete? J Americ Dent Assoc 1991; 122: 67-71
- 203 Noak MJ: Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 295-299
- 204 Noak MJ: Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 919-922
- 205 Nolden R: Kompositfüllungen im Seitenzahn? Zahnärztl Mitteilungen 1989; 79: 926-928
- 206 Nordenvall KJ, Brännstöm M, Malmgren O: Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching. Am J Orthod 1980; 78: 99-108
- 207 Osborne JW, Norman RD, Gale EN: A 12-year clinical evaluation of two composite resins. Quintess Int 1990; 21: 111-114
- 208 Ott KHR: Amalgam als Füllungsmaterial- der aktuelle Stand der Wissenschaft. Dtsch Stomatol 1990; 40: 404-408
- 209 Pashley DH, Michelich V, Kehl T: Dentin permeability: effects of smear layer removal. J Prosthet Dent 1981; 46 (5): 531-537

- 210 Pashley DH, Tay FH: Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001; 17 (5): 430-444
- 211 Penning C, Amerongen JPv: Microleakage of extended and nonextended class I composite resin and sealant restorations. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 131-134
- 212 Perdigão J, Lopes M: Dentin bonding- Questions for the new millennium. *J Adhesive Dent* 1999; 1: 191-209
- 213 Perry RD, Kugel G, Leinfelder K: One- year clinical evaluation of SureFil packable composite. *Compendium* 1999; 120: 544-553
- 214 Petschelt A: Säureätztechnik bei konventionell präparierten Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37: 169-172
- 215 Pieper K, Meyer G, Marienhagen B, Motsch A: Eine Langzeitstudie an Amalgam- und Kunststoff- Füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 222-225
- 216 Pilz M, McCarthy B: A comparative Study of ormocer and Paraloid B72 for conservation of outdoor glazed ceramics. *Proceedings 4th Conference of the European Ceramic Society* 1995; 14, 29
- 217 Pilz M, Römich H: A new conservation treatment for outdoor bronze sculptures based on ormocer. *International Conference on Metals Conservation, Semur, France, 25. -28. September 1995*
- 218 Pilz M, Römich H: Protective coatings based on ormocer. *Proceedings of IIC Nordic group – Danish section, XIII. Congress: Surface Treatments: Cleaning, Stabilization and coatings, Copenhagen, 7. – 11. September 1994*, 193
- 219 Popall M, Kappel J, Schulz J, Wolter H: Ormocers, inorganic-organic polymer materials for applications in micro systems technology. *Proceedings 4th International Conference on Micro Electro, Opto, Mechanical Systems and Components, Berlin 1994*; 271

- 220 Popall M, Schulz J: Inorganic-organic copolymers – ormocers – new materials for microelectronic applications. *ELMAT Materials in Micro Electronics* 1991; 1
- 221 Qvist V: The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations in vivo. *J Dent Res* 1983; 62: 904-906
- 222 Raadal M: Microleakage around preventive composite fillings in loaded teeth. *Scand J Dent Res* 1979; 87: 390-394
- 223 Rammelsberg P, Abu Elyan M, Erdelt K: In-vitro-Untersuchung von adhäsiv verankerten Aufbaufüllungen unter überkronten Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 10: 589-593
- 224 Reed B, Dickens B, Dickens S, Parry E: Volumetric contraction measured by a computer-controlled mercury dilatometer. *J Dent Res* 1996; 75: 290
- 225 Reeves GW, Fitchi JG, Hembree JH, Puckett AD: Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 1995; 20: 230-235
- 226 Reinhardt KJ, Vahl J: Zur Frage der Aushärtung photopolymerisierbarer Komposite in Unterschnitten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1981; 36: 946-948
- 227 Reinhardt KJ: Der Einfluss der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 132-134
- 228 Reinhardt KJ: Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991; 46: 204-208
- 229 Retief DH: Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent* 1992; 17 (Suppl 5): 44-49
- 230 Roeters J, de Kloet H: Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit. Quintessenz, Berlin 1992
- 231 Römich H, Pilz M: Ormocer- Schutzbeschichtung für Bronzeskulpturen. *ISC – Tätigkeitsbericht* 1995; 22
- 232 Roulet JF Herder S: Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. *Zahnärztl Mitteilungen* 1989; 79: 908-913

- 233 Roulet JF, Blunck U: Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. *Neue Gruppe* 1996; 9: 10-13
- 234 Roulet JF, Hirt T, Lutz F: Surface roughness and marginal behaviour of experimental and commercial composites: an in vitro study. *J Oral Rehabil* 1984; 11: 499-509
- 235 Roulet JF, Noak MJ: Criteria for substituting amalgam with composite resins. *Int Dent J* 1991; 41: 195-205
- 236 Roulet JF, Reich T, Blunck U, Noak MJ: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 1989; 3: 147-159
- 237 Roulet JF, Roulet-Mehrens TK: The surface roughness of restorative materials and dental tissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes. *J Periodont* 1982; 53: 257-266
- 238 Roulet JF: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintess Int* 1987; 18: 543-552
- 239 Roulet JF: Adhesive techniques: The standard for the restoration of anterior teeth. In: Degrange M, Roulet JF (eds.): *Minimally invasive restorations with bonding*. Quintessence, Chicago 1997; 51-59
- 240 Roulet JF: *Degradation of dental Polymers*, Basel, Karger Verlag, 1987
- 241 Roulet JF: Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. *Der freie Zahnarzt* 1982; 26/6: 79-90
- 242 Roulet JF: Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 859-866
- 243 Rueggeberg FA, Margeson DH: The effect of oxygen inhibition on an unfilled / filled composite system. *J Dent Res* 1990; 69: 1652-1658
- 244 Samet N: Restoring aesthetics and function of posterior teeth using direct composite restoration. *Refuat Hapeh Vehashinayim* 2001; 18 (3-4): 40-6,110
- 245 Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH: Nanoleakage, Leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995; 20: 18-25

- 246 Schiele R: Die Amalgamfüllung- Verträglichkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 515-518
- 247 Schmidt H, Kasemann R, Burkhart T, Wagner G, Arpac E, Geiter E: Inorganic-organic hybrid coatings for metal and glass surfaces. Conference: Hybrid Organic-Inorganic Composites, San Diego, CA, USA, 13-17 March 1994; 331
- 248 Schmidt H, Popall M: Inorganic-organic composites (ormocers) for optical application. Proceedings – The International Society for optical engineering 1990; 249
- 249 Schmidt O, Krejci I, Lutz F: Ausarbeitung von adhäsiven zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991; 101: 177-184
- 250 Schneider PE: Seitenzahn-Restauration mit Composite - 4-jährige Erfahrungen aus der Praxis. Phillip J 1990; 6: 264-273
- 251 Schoch M, Krämer N, Frankenberger R, Petschelt A: Fissurenversiegelung mit einem fließfähigen Komposit. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 459-462
- 252 Schroeder HE: Orale Strukturbiologie, Stuttgart, Thieme Verlag, 1992
- 253 Schuckar M, Geurtsen W: Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 164-166
- 254 Schwickerath H: Werkstoffe in der Zahnheilkunde, Berlin, Quintessenz Verlag, 1977
- 255 Silverstone LM, Saxon CA, Dogon IL, Fejerskov O: Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 1975; 9: 373-387
- 256 Silverstone LM: Fissure sealants: Laboratory studies. Caries Res 1974; 8: 2-26
- 257 Simons K, Wolfart S, Kern M: Klinische (Kurzzeit-) Erfahrungen mit Kompositstumpfaufbauten. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 11: 715-717

- 258 Simonsen RJ: Conservation of tooth structure in restorative dentistry. Quintess Int 1985; 16: 15-24
- 259 Söderholm KJ, Schmidseder J: Komposits – Materialkunde. In: Schmidseder J: Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlant der Zahnmedizin, Band 15. Thieme 1998
- 260 Söderholm KJM: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD 156 task group on test methods for adhesion of restorative materials. Dent Mater 1991; 7: 74-83
- 261 Staehle HJ, Hickel R: Komposite im Seitenzahnbereich. Zahnärztl Mitteilungen 1998; 88: 1080
- 262 Staehle HJ: Die Versorgung der Dentinwunde. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 670
- 263 Staehle HJ: Minimally invasive restorative treatment. J Adhesive Dent 1999; 1: 267-284
- 264 Sturdevant JR, Bayne SC, Wilder AD, Heymann HO, Lisk M, Foster E: 3-year clinical study of a failed condensable posterior composite. J Dent Res 1993; 72 (Spec Issue): 380 (Abstr)
- 265 Sutalo J: Kompozitni materijali u estetskoj stomatologiji. [Composite materials in aesthetic dentistry] Lijec-Vjesn. 1991 May-Jun; 113(5-6): 187-90
- 266 Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. Quintess Int 1995; 26: 95-110
- 267 Szep S, Kessler B, May A, Langner N, Gerhart T, Schriever A, Becker J, Heidemann D: Haftkraft und Randschlussverhalten moderner Dentinhaftvermittler bei simuliertem Liquordruck in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 9: 532-538
- 268 Taylor MJ, Lynch E: Microleakage. J Dent 1992; 20: 3-10
- 269 Thosar NR, Damle SG: Etching of young permanent teeth with acid gel - a comparison between the effect of 15 seconds & 60 seconds of etching. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 1997 Mar; 15(1): 20-4.

- 270 Tjan AHL, Bergh BH, Lider C: Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 62-66
- 271 Tjan AHL, Bergh BH, Lidner C: Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 62-66
- 272 Van Dijken JWV, Wing KR, Ruyter IE: An evaluation of the radiopacity of composite restorative materials used in class I and class II cavities. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 401
- 273 Van Meerbeck B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Dentinhaftung. Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994; 49: 977-984
- 274 Van Meerbeck B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20
- 275 Vanherle G, Lambrechts P, Braem M: Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 664-668
- 276 Venhoven BJ: Dental resin composites- curing and contraction. Bio-Rad 1996 Veenendaal
- 277 Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH: Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998; 77: 1435-1445
- 278 Viohl J, Derman K, Quast D, Venz S: Die Chemie zahnärztlicher Füllungsstoffe, München, Hanser Verlag, 1986
- 279 Viohl J: Komposite im Seitenzahnbereich aus werkstoffkundlicher Sicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 1984; 39: 342-348
- 280 Viohl J: Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37: 194-196
- 281 Viohl J: Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff – Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1974; 29: 442-449

- 282 Vossen ME, Letzel H, Stadhouders AM, Hertel R, Henriks FHJ: A rapid scanning electron microscopic replication technique for clinical studies of dental restorations. *Dent mater* 1985; 1: 158-163
- 283 Wassel RW, Waals AWG, Mc Cabe JF: A two body frictional wear test. Poster IADR, Acapulco, 1991
- 284 Watts D. C.: Radiopacity vs. Composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 1987; 15: 38-43
- 285 Wechselwirkung mit Unterfüllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989; 44: 165-168
- 286 Williams KR, Edmundson JT, Rees JS: Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mater* 1987; 3: 200
- 287 Wilson MA, Wilson NHF, Smith GA: A clinical trial of a visible light-cured posterior composite resin restorative: two-year results. *Quintess Int* 1986; 17: 151-155
- 288 Wilson NHF, Smith GA, Wilson MA: A clinical trial of a visible light-cured posterior composite resin restorative: three-year results. *Quintess Int* 1986; 17: 643-652
- 289 Wilson NHF, Wilson MA, Smith GA: A clinical trial of a new visible light-cured posterior composite restorative - initial findings and one-year results. *Quintess Int* 1985; 16: 281-290
- 290 Wilson NHF, Wilson MA, Wastell DG, Smith GA: A clinical trial of a visible light-cured posterior composite resin restorative: five-year results. *Quintess Int* 1988; 19: 675-681
- 291 Wolter H, Schmidt H: Isolationsschichten auf der Grundlage organisch modifizierter Keramiken und deren Applikationen. *DVS Berichte* 1990; 129: 80
- 292 Wolter H, Storch W, Ott H: Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic / organic copolymers (ORMOCERs). *Proc Int Symp Macromolecules* 1994; 503

- 293 Wolter H, Storch W, Ott H: New inorganic / organic copolymers (ORMOCERs) for dental applications. Proc Mater Res Soc Symp 346 1994; 143
- 294 Wolter H, Storch W: The influence of molecular structure on the properties of inorganic-organic copolymers. Polymer Adv Tech 1993
- 295 Yearn JA: Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 1985; 35: 218-225
- 296 Yettram AL, Wright KW, Pickard HM: Finite element stress analysis of the crown of normal and restored teeth. J Dent Res 1976; 55: 1004

10 Materialliste

- Elipar Highlight, Polymerisationslampe, ESPE, Seefeld
- Impregum Penta, Polyetherabformmasse, 3M ESPE AG, Seefeld
- Pentamix, Anmischgerät, 3M ESPE AG, Seefeld
- Sof-Lex™ Pop-On™ (M, F, SF), Polierscheibchen, 3M ESPE AG, Seefeld
- Frialit-Degussitkugeln Ø 3 mm, Ceram Tec, Marktredwitz
- Thermowechselbad Haake W15, Fa. Willy Tec, München
- Kausimulator Münchner Modell, Fa. Willy Tec, München
- LEIT-C-PLAST®, Karbonkleber Plastic Conductive Carbon Cement, Neubauer Chemikalien, Münster
- EPOXY–DIE®, Epoxidharz, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
- Optosil, Kulzer, Wehrheim
- SEM Autocoating Unit E5200, Sputteranlage, Polaron Equipment Ltd. - Quorum Technologies, Newhaven, England.
- Leitz AMR 1200, Rasterelektronenmikroskop, Leitz, Wetzlar
- Technovit 4004 Kaltpolymerisat für Schliffeinbettung, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Wehrheim/Ts.
- Diamantsäge Vari Cut Saw VC-50, Fa. Leco, USA; Sägeblattdicke: 0,4 mm
- STEMI SV 11, Lichtmikroskop, Zeiss, Oberkochen
- Software für Quantitative Randanalyse: „Quanti–Gap®“, Stefan Küppers, Erlangen
- Software für Statistik: SPSS 10.0 for Windows, SPSS Inc. Chicago, IL, USA
- Farbstoff Methylenblau 5 %, Merck KGaA, Darmstadt

Hersteller	Produktname	Art	Art. No.	Chargennummer	Verfallsdatum
VOCO	Admira® (A3)	Lichthärtendes Füllungsmaterial auf Ormocer Basis	2420	94512	01. 08 2001
VOCO	Admira® Bond	Einkomponenten Dentin-Schmelzbond auf Ormocer Basis	2432	93672	01. 04 2001
VOCO	Vococid	Ätzelgel	1063	94639	01. 11 2001
HERAEUS	Solitaire® (A3)	Lichthärtendes fluoridfreisetzendes radioopakes Polyglas® für Zahnfüllungen		26	31. 12 2000
HERAEUS	Solid bond P	Lichtempfindlicher Dentin-Haftvermittler		33	31. 12 1999
HERAEUS	Solid bond S	Lichthärtender Haftvermittler, fluorid-freisetzend		28	31. 12 2000
HERAEUS	Esticid®-20 FG	Gel zum Konditionieren von Schmelz und Dentin		86809	30. 06 2000
DEGUSSA	Definite omc (A3)	Organisch modifizierte Ceramic		216	30. 06 2001
DEGUSSA	Etch & Prime 3.0® Universal	Lichthärtender Dentin-undSchmelzhaftvermittler		069811	31. 12 2000
DEGUSSA	Etch & Prime 3.0® Catalyst	Lichthärtender Dentin-undSchmelzhaftvermittler		079812	31. 12 2000
DENTSPLY DeTrey	Surefil TM (A)	High Density Posterior Restorative		981013 / 981026	01. 10 2001
DENTSPLY DeTrey	Prime & Bond® NT	Nano-Technology Dental Adhesive		9809000166	01. 08 2000
DENTSPLY DeTrey	Conditioner 36	Etching Gel		9810000930	01. 10 2003
KERR®	Prodigy TM Condensable (A3)	Unidose TM	29353	812698	01. 12 2001
KERR®	OptiBond Solo TM	Unidose Kit		804803	01. 10 1999
KERR®	Kerr® Gel Etchant			805348	01. 10 2000
JENERIC® \ PENTRON®	Alert TM (A2)	Amalgam like esthetic restorative treatment TM		840971	28. 04 2000
JENERIC® \ PENTRON®	Flow - it ! TM (A3)	Light cure flowable composite		14914	24. 03 2001
JENERIC® \ PENTRON®	Bond 1®	Primer \ Adhesive		18769	20. 04 2001
JENERIC® \ PENTRON®	Etching Gel	37% Phosphoric acid		17541	20. 04 2001
HERAEUS KULZER	Solitaire 2®	Dental restorative material, light curing		010221	01. 07 2001
HERAEUS KULZER	Gluma One Bond plus			VP 010499 Mo	?
KULZER	Esticid® -20 FG	Gel zum Konditionieren von Schmelz und Dentin		086809	30. 06 2000
VIVADENT	Tetric® Ceram (A3)	Lichthärtender zahnärztlicher Füllungskunststoff ; Cavifill		B09212	01. 04 2003
VIVADENT	Syntac® Primer	Primer		B12259	01. 09 2001
VIVADENT	Syntac® Adhesive	Adhesive		B15411	01. 10 2001
VIVADENT	Heliobond	Lichthärtender Haftvermittler		A22270	01. 10 2003
KULZER	Esticid® -20 FG	Gel zum Konditionieren von Schmelz und Dentin		086809	30. 06 2000

11 Danksagung

Besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglicht hat.

Bei Herrn Dr. J. Manhart möchte ich mich herzlich für die Themenstellung und umfassende Betreuung dieser Dissertation bedanken.

Herrn Dipl.-Ing. T. Obermeier danke ich für die Beratung und Betreuung am Rasterelektronenmikroskop.

Herrn Dr. H.-P. Flessa danke ich sehr für seine Unterstützung und die Hilfe bei allen PC-Problemen.

Schließlich möchte ich mich bei meinen Eltern und Großeltern herzlich bedanken, dass sie mir dieses Studium und meinen bisherigen Werdegang durch großzügige Unterstützung ermöglicht haben.

12 Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name: Angela Albrecht
Geburtsdatum: 05.11.1974
Geburtsort: München
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Dr. rer. nat. Dr. rer. nat. habil. Gerd J. Albrecht
und Erika Albrecht

Schulbildung

1981-85 Volksschule Gauting (Kreis Starnberg)
1985-94 Otto - von - Taube Gymnasium Gauting
Juli 94 Abitur

Hochschulausbildung

Nov. 1994 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Okt. 1995 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
Okt. 1998 Zahnärztliche Vorprüfung
Juli 2001 Zahnärztliche Prüfung - Staatsexamen (Approbation)

Berufstätigkeit

Seit Oktober 2001

Assistenz Zahnärztin an der Poliklinik für
Zahnerhaltung und Parodontologie
(Direktor: Prof. Dr. R. Hickel)