

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

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
und des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Dr. A. Neff

- ABTEILUNG FÜR ZAHNERHALTUNG -

Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

**Retrospektive Studie zur klinischen Überlebenszeit
von Kompositfüllungen der Klasse I und II hinsichtlich der Verwendung
von keramischen Inserts**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Alexandra Bieck

aus Lüneburg

Marburg/Lahn 2010

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am: 16.05.2011.

Gedruckt mit der freundlichen Genehmigung des Fachbereiches.

Dekan: Prof. Dr. M. Rothmund

Referent: Prof. Dr. R. Stoll

Koreferent: Prof. Dr. M. Gente

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	5
2 Literaturübersicht	7
2.1 Kompositmaterialien.....	7
2.1.1 Inhaltsstoffe: Chemischer Aufbau und Funktion	7
2.1.1.1 Organische Phase (Matrix)	7
2.1.1.2 Anorganische Phase	9
2.1.1.3 Verbundphase	13
2.1.1.4 Initiatorsysteme	14
2.1.1.5 Zusätzliche Additiva	17
2.2 Grundlagen der Haftung an Schmelz und Dentin	19
2.2.1 Die Schmelz-Ätz-Technik	19
2.2.2 Die Dentin-Adhäsiv-Technik	22
2.3 Polymerisation.....	25
2.3.1 Definition	25
2.3.2 Reaktionsabfolge (molekular).....	26
2.4 Polymerisationsschrumpfung	26
2.5 Konversionsgrad	29
2.6 Hygroskopische Expansion	30
2.7 Verfahren zur Reduktion von Polymerisationsspannungen.....	30
2.7.1 Kavitätengestaltung (C-Faktor).....	31
2.7.2 Materialspezifische Parameter (Füllkörpergehalt und E-Modul).....	32
2.7.3 Verarbeitungstechniken.....	32
2.7.3.1 Art der Applikation (Inkrementeschichttechnik).....	32
2.7.3.2 Art der Polymerisation.....	33
2.7.3.3 Verwendung von lichtleitenden Keilchen	33
2.7.3.4 Verwendung von Keramikinserts	34
2.8 Konfektionierte keramische Inserts	35

3 Zielsetzung und Arbeitshypothesen	40
4 Materialien und Methoden	41
4.1 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs.....	41
4.2 Auswahl des Patientenkollektivs	42
4.2.1 Untersuchungsgruppe	42
4.2.2 Vergleichsgruppe	42
4.3 Definition von Erfolg und Misserfolg	43
4.4 Datenerhebung.....	44
4.4.1 Erste Datenerhebung: Allgemeine anamnestische Daten.....	44
4.4.2 Zweite Datenerhebung: Spezielle Daten zur Kontrolluntersuchung	44
4.5 Berechnung des Gesamtbeobachtungszeitraumes.....	46
4.6 Statistische Auswertung	46
5 Ergebnisse	47
5.1 Vorbemerkung.....	47
5.2 Deskriptive Statistik	47
5.2.1 Demografische Merkmale des Patientenkollektivs.....	47
5.2.1.1 Untersuchungsgruppe.....	47
5.2.1.2 Vergleichsgruppe	50
5.2.2 Gesamtkollektiv untersuchter Restaurationen	52
5.2.2.1 Untersuchungsgruppe.....	52
5.2.2.2 Vergleichsgruppe	55
5.2.3 Gesamtbeobachtungszeitraum.....	57
5.2.3.1 Untersuchungsgruppe.....	57
5.2.3.2 Vergleichsgruppe	58
5.3 Analytische Statistik	59
5.3.1 Berücksichtigung des Faktors „Füllungsmaterial“	59
5.3.1.1 Untersuchungsgruppe.....	59
5.3.1.2 Vergleichsgruppe	61

5.3.2 Berücksichtigung des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“	62
5.3.2.1 Untersuchungsgruppe	62
5.3.2.2 Vergleichsgruppe	64
5.3.3 Berücksichtigung des Faktors „Sensibilität“	65
5.3.3.1 Untersuchungsgruppe	65
5.3.3.2 Vergleichsgruppe	66
5.3.4 Berücksichtigung des Faktors „Behandler“	67
5.3.4.1 Untersuchungsgruppe	67
5.3.4.2 Vergleichsgruppe	68
5.3.5 Berücksichtigung des Faktors „Alter des Patienten“	69
5.3.5.1 Untersuchungsgruppe	69
5.3.5.2 Vergleichsgruppe	70
5.4 Direkter Vergleich der csp der beiden untersuchten Gruppen.....	71
5.5 Hypothesenprüfung	72
5.5.1 Erste Hypothese.....	72
5.5.2 Zweite Hypothese	72
5.5.3 Dritte Hypothese	73
6 Diskussion.....	74
6.1 Vorbemerkung.....	74
6.2 Diskussion zur Patientenauswahl und Methodik	74
6.2.1 Patientenkollektiv	74
6.2.2 Füllungskollektiv.....	75
6.2.3 Definition von Erfolg und Misserfolg	76
6.2.4 Beobachtungszeitraum.....	77
6.2.5 Statistische Auswertung	77
6.3 Diskussion zur analytischen Statistik	78
6.3.1 Bewertung der Ergebnisse unter dem Aspekt unterschiedlicher Füllungsmaterialien	78

6.3.1.1 Bewertung der Ergebnisse der untersuchten Inserts unter dem Aspekt verschiedener Keramikmaterialien	79
6.3.1.2 Bewertung der Ergebnisse der untersuchten Inserts unter dem Aspekt der Formkörpergeometrie	81
6.3.1.3 Abschließende Beurteilung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Füllungsmaterial“	82
6.3.2 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“	83
6.3.3 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Sensibilität“	84
6.3.4 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Behandler“	86
6.3.5 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Alter des Patienten“	86
7 Klinische Schlussfolgerung.....	89
8 Zusammenfassungen	90
8.1 Zusammenfassung (vierseitig)	90
8.1.1 Einleitung und Ziel der Studie.....	90
8.1.2 Materialien und Methoden	91
8.1.3 Ergebnisse	92
8.1.4 Diskussion und klinische Schlussfolgerung	93
8.2 Zusammenfassung (einseitig)	94
8.3 Zusammenfassung (einseitig, englisch)	95
9 Literaturverzeichnis.....	96
10 Danksagung	109
11 Curriculum vitae.....	110
12 Verzeichnis der akademischen Lehrer.....	111
13 Ehrenwörtliche Erklärung	112

1 Einleitung

Dank der Entwicklung der Adhäsivtechnik konnte dem Wunsch der Patienten nach einer ästhetisch anspruchsvollen Versorgung durch zahnfarbene Füllungsmaterialien nachgekommen werden. Über eine direkte mikromechanische Verankerung an Schmelz und Dentin bietet die adhäsive Versorgung mit Kompositmaterialien die Möglichkeit eines minimalinvasiven bzw. substanzschonenden Vorgehens. Angefangen bei Fissurenversiegelungen und der Befestigung von Dentalkeramiken am Zahn bis hin zu restaurativen Versorgungen von Frontzahnkavitäten ermöglicht der adhäsive Verbund zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz ein breites Anwendungsspektrum. Durch eine stetige Weiterentwicklung konnten mechanische Eigenschaften wie Verschleiß- und Druckfestigkeit verbessert werden, um den Indikationsbereich auch auf okklusionstragende Seitenzahnbereiche auszudehnen. Besonders hier ergeben sich jedoch angesichts größerer Kavitäten materialbedingte Einschränkungen für den Einsatz dieser Materialien. Polymerisationsschrumpfung und unterschiedliche thermische Expansionskoeffizienten verursachen in Abhängigkeit vom eingebrachten Kompositvolumen Spannungen im Material, die als Zugkräfte auf die Verbundfläche zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz übertragen werden und der adhäsiven Verankerung entgegenwirken. Hierdurch werden die Entstehung von Randspalten und Sekundärkaries, dem sogenannten „Mikroleakage“ sowie postoperativen Sensibilitäten in Abhängigkeit vom Gesamtvolumenanteil des Materials begünstigt. So zeigt sich bei der Anwendung von laborgefertigten Keramikrestorationen ein besseres Randverhalten als bei konventionellen Kompositfüllungen. Durch eine konisch-kastenförmige Präparation und eine anschließend indirekt hergestellte keramische Einlagefüllung, die adhäsiv in der Kavität verankert wird, kann das Volumen vom verwendeten Komposit minimiert werden. Entsprechend werden auch die abziehenden Kräfte reduziert, die die Integrität des Randschlusses beeinträchtigen können. So bieten Keramikinlays mit einer hohen Langlebigkeit und einer ausgezeichneten Ästhetik eine hochwertige Versorgungsmöglichkeit, die jedoch aufgrund der zeit- und folglich kostenintensiven Herstellung und Verarbeitung ihren Preis hat und somit nur einem begrenzten Patientenkreis vorbehalten bleibt.

Auf der Suche nach einer kostengünstigen Möglichkeit, Patienten eine ästhetische und langfristig hochwertige Versorgung zu bieten, wurden für die Anwendung von Komposit unterschiedliche Konzepte entwickelt. Durch die Anwendung der Inkrementschichttechnik als auch durch den Einsatz von konfektionierten keramischen Makrofüllkörpern soll die unerwünschte Polymerisationsschrumpfung und deren Folgen minimiert werden. Die Inkrement- bzw. Mehrschichttechnik ist eine weit verbreitete Methode zur Reduktion von Schrumpfkraften und ermöglicht eine Verbesserung der marginalen Integrität von Kompositfüllungen. Bei den sogenannten Insertrestorationen werden keramische Makrofüllkörper in das noch nicht ausgehärtete Kompositmaterial eingebracht, um dessen Gesamtvolumen und die damit verbundene Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren und so die Haltbarkeit der Restauration zu verlängern. Mit einem Angebot an verschiedenen Größen und Formen sind mehrere konfektionierte Systeme erhältlich und ermöglichen einen vielseitigen und kostengünstigen Einsatz.

Nachdem bereits eine Vielzahl von *in-vitro* und *in-vivo* Studien eine Verbesserung der Materialeigenschaften von Komposit durch den Einsatz von keramischen Makrofüllkörpern aufzeigen konnten, soll die aktuelle Studie Ergebnisse zum klinischen Langzeitverhalten von Insertrestorationen liefern. Hierbei soll der Vergleich zur klinisch etablierten Methode der Inkrementschichttechnik aufzeigen, inwieweit sich durch die Verwendung von Inserts eine Verbesserung der klinischen Haltbarkeit von Kompositfüllungen gegenüber dieser bewährten Verarbeitungstechnik erzielen lässt.

2 Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

Dentale Kompositmaterialien sind zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach dem Einbringen in die Kavität chemisch oder durch Energiezufuhr aushärten [Hellwig et al. 2003]. Ihr Grundgerüst besteht aus einer organischen Matrix, in die anorganische Füllpartikel eingelagert sind. Der Verbund zwischen beiden Komponenten wird durch eine Silan-Beschichtung der Füllkörper ermöglicht, die als Haftvermittler fungiert und eine direkte chemische Bindung zwischen diesen beiden Phasen ermöglicht. Der Zusatz von Initiatoren, Akzeleratoren und Inhibitoren bzw. Stabilisatoren dient der Steuerung der Polymerisationsreaktion. Farbstoffe und Pigmente werden zwecks Farbgebung beigelegt, um eine möglichst naturgetreue und ästhetisch ansprechende Restauration zu ermöglichen [Lutz et al. 1983, Janda 1988].

2.1.1 Inhaltsstoffe: Chemischer Aufbau und Funktion

2.1.1.1 Organische Phase (Matrix)

Die organische Phase besteht überwiegend aus Monomeren und Comonomeren, die als Ester der Methacrylsäure mit hochwertigen Alkoholen bis zu drei endständige Doppelbindungen aufweisen (Mono-, Di- und Trimethacrylate) [Kullmann 1990].

Man unterscheidet dabei aromatische, alizyklische und aliphatische Dimethacrylate (DMA). Das bekannteste aromatische DMA ist das Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat (Bis-GMA), das nach seinem Entwickler auch als „Bowen-Monomer“ bezeichnet wird. Es setzt sich zusammen aus den Ausgangsstoffen Bisphenol A und Glycidylmethacrylat (GMA) (Abb. 2.1). Neben einem Methacrylatrest (Doppelbindung) enthält GMA eine Epoxidgruppe (zyklischer Ether), in der Sauerstoff in einem Dreiering vorliegt. Diese funktionelle Gruppe zeigt infolge der Ringspannung auch bei niedrigen Temperaturen eine relativ hohe Reaktivität. So kann unter Öffnung dieses Dreierings im Zuge einer Additionsreaktion die Verbindung zur OH-Gruppen des Bisphenols hergestellt werden [Bowen 1979, Kullmann 1990, Peutzfeld 1997, Marxkors und Meiners 2001].

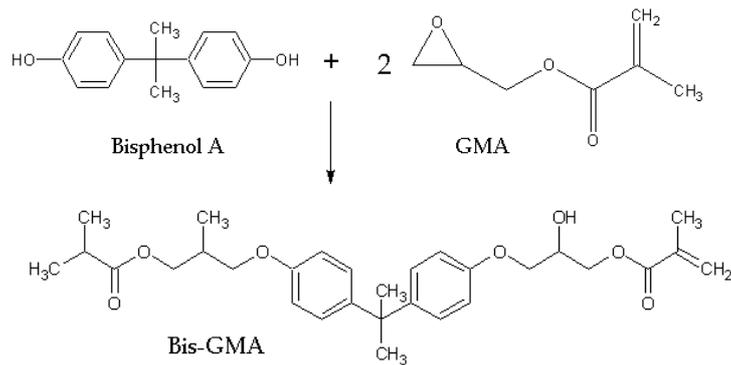
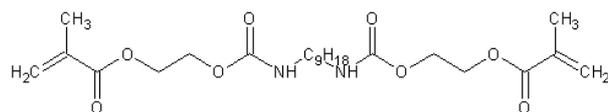
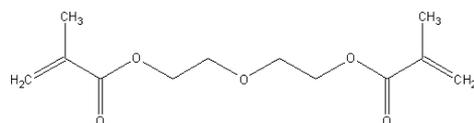


Abb. 2.1: Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat (Bis-GMA) mit den Ausgangsstoffen Bisphenol A und Glycidylmethacrylat (GMA) (Peutzfeld 1997)

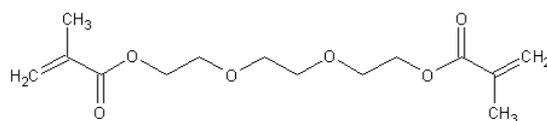
Die ursprünglich verwendeten aromatischen DMA wiesen infolge ihrer Molekülgröße eine erhöhte Viskosität auf. Aus diesem Grund besteht ein Großteil der mittlerweile erhältlichen Komposite aus Copolymerisaten dieser Monomertypen. Die Kombination unterschiedlicher Monomere soll eine geeignete Fließfähigkeit des Materials ermöglichen. Verwendung finden hier mitunter die Matrixmonomere Urethandimethacrylat (UDMA) als auch Comonomere wie Diethylenglycoldimethacrylat (DEG-DMA) und Triethylenglycoldimethacrylat (TEG-DMA) (Abb. 2.2) [Kullmann 1990]. Ihre allgemeine Formel ist in Abbildung 2.3 beschrieben.



Urethandimethacrylat (UDMA)



Diethylenglycoldimethacrylat (DEG-DMA)



Triethylenglycoldimethacrylat (TEG-DMA)

Abbildung 2.2: Strukturformeln der Matrixmonomere UDMA, DEG-DMA und TEG-DMA (Kullmann 1990)

Die funktionelle Gruppe X ist für die mechanischen Eigenschaften, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität, die Wasseraufnahme und zahlreiche andere Werkstoffeigenschaften verantwortlich [Janda 1988, Kullmann 1990, Hellwig et al. 2003].

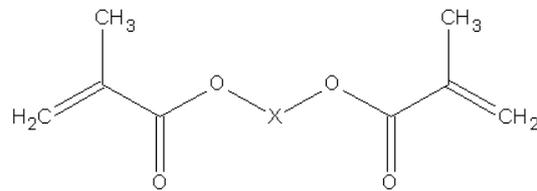


Abb. 2.3: Allgemeine Formel des Monomers (Janda 1988)

2.1.1.2 Anorganische Phase

Dieser auch als disperse Phase bezeichnete Anteil wird gebildet aus Füllkörpern unterschiedlicher Partikelgröße, Oberflächenbeschaffenheit und chemischer Zusammensetzung. Die Füllpartikel haben einen erheblichen Einfluss auf die Werkstoffeigenschaften von Kompositmaterialien. Bedingt durch die begrenzte Anzahl der verwendeten Monomere unterscheiden sich die Eigenschaften der verschiedenen organischen Matrices untereinander nur minimal [Janda 1988]. So erlauben die verschiedenen anorganischen Füllpartikel eine Klassifikation der unterschiedlichen Kompositmaterialien, die ursprünglich von Lutz et al. formuliert wurde (Abb. 2.4) [Lutz et al. 1983]. Es werden in Abhängigkeit von der Zusammensetzung und den verwendeten Füllkörpern (Makrofüller, Mikrofüller und Mikrofüller-Komplexe) vier verschiedene Typen von Kompositmaterialien unterschieden:

Konventionelle Komposite (Makrofüller), Homogene Mikrofüllerkomposite (Mikrofüller), Inhomogene Mikrofüllerkomposite (Mikrofüller und Mikrofüller-Komplexe) und Hybrid-Komposite (Makro- und Mikrofüller).

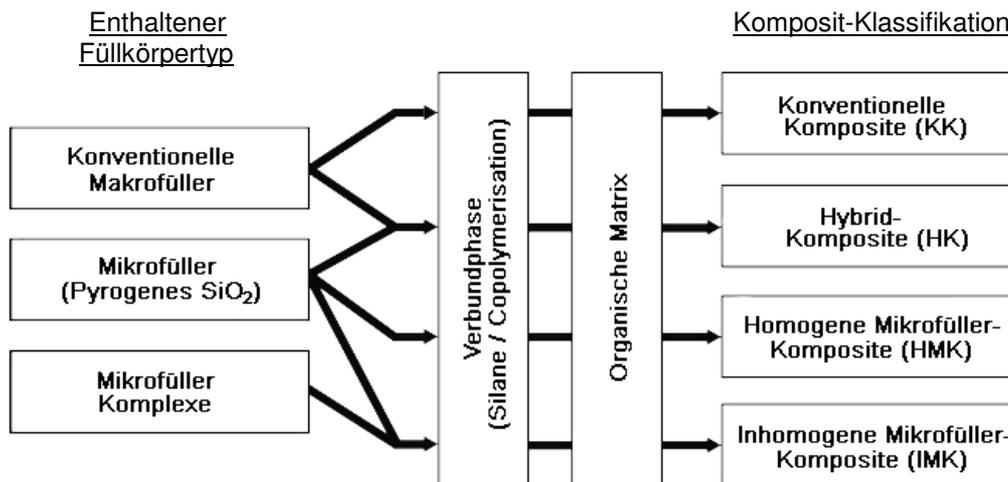


Abb. 2.4: Klassifikation von Kompositmaterialien, basierend auf den enthaltenen Füllkörpertypen. Die beiden mittleren Balken geben die Konstruktionselemente der einzelnen Komposit-Typen wieder (Lutz et al. 1983)

Konventionelle Komposite

Konventionelle Komposite enthalten rein anorganische Makrofüllkörper. Bezüglich der Größenordnung werden hierbei drei Gruppen unterschieden: Makropartikel ($>10\ \mu\text{m}$), Midipartikel ($1-10\ \mu\text{m}$) und Minipartikel ($0,1-1\ \mu\text{m}$). Der Füllstoffgehalt liegt bei ca. 70-85 Gewichtsprozent (Gew%). Diese auch als Minifüller bezeichneten splitterförmigen Füllpartikel werden durch Mahl- und Brechvorgänge aus kristallinem Siliziumdioxid (Quarz), speziellen Gläsern (Barium-, Strontiumglas) oder durch Zugabe entsprechender Oxide aus variierten Aluminiumsilikatgläsern gewonnen

[Kullmann 1990]. Trotz guter physikalischer Eigenschaften zeigen konventionelle Komposite der ersten Generation zahlreiche Nachteile auf. So sind die Makrofüller deutlich größer als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes ($0,38-0,78\ \mu\text{m}$), wodurch die einzelnen Partikel des Kompositmaterials für das menschliche Auge sichtbar sind und das Material inhomogen erscheinen lassen. Der Härteunterschied zwischen Matrix und Füllstoffen sowie die Hydrolyse der Verbundschicht (Silanschicht) führen zum Herausbrechen der anorganischen Füllkörper. Die Oberfläche ist rasch nach der Politur wieder rau und zudem auch schlecht polierbar, was Verfärbungen und Plaqueakkumulationen begünstigt. Zusätzlich ist die Abrasionsstabilität des Materials deutlich verschlechtert, da nach dem Verlust der Füllpartikel die Oberflächenhärte des Kompositmaterials durch die freiliegende weiche Kunststoffmatrix deutlich herabgesetzt wird.

Jüngere Generationen von makrogefüllten Kompositen enthalten abgerundete, weiche Füllpartikel mit einer deutlich besseren Größenverteilung. Dies ermöglicht einen höheren Gehalt an Füllkörpern und folglich eine wesentliche Verbesserung der genannten Materialeigenschaften [Lutz et al. 1983, Janda 1988, Hellwig et al. 2003].

Mikrogefüllte Komposite

Mikrogefüllte Komposite enthalten als Füllstoffe hochdisperse Kieselsäure-Partikel (Siliziumdioxid, Aerosil, pyrogenes SiO_2) der Größenordnung 0,005-0,05 μm .

Diese werden mittels Hydrolyse von Siliziumtetrachlorid in einer Knallgasflamme bei ca. 900°C hergestellt [Kullmann 1990, Marxkors & Meiners 2001, Hellwig et al. 2003].

Mikrogefüllte Komposite werden in homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite unterteilt.

Homogene Mikrofüllerkomposite (HMK) bestehen aus aerosilhaltigen Matrixmonomeren (Diacrylate). Das Material erscheint sehr homogen aufgrund der geringen Füllpartikelgröße. Die hochglanzpolierte Oberfläche des Materials weist auch im Zuge von chemischen oder mechanischen Abnutzungsprozessen keine Rauigkeiten auf, da entstehende Oberflächendefekte vom menschlichen Auge (kritische Grenze 0,8 μm) nicht wahrgenommen werden können. Zudem zeigt dieses Kompositmaterial ein deutlich besseres Verschleißverhalten, da die kleinen Mikropartikel nur wenig Angriffsfläche für Füllpartikel herauslösende Abnutzungsprozesse bieten.

Aufgrund ihrer großen spezifischen Oberfläche (50-400 m^2/g) erhöhen die Füllpartikel bei der Zugabe zur organischen Matrix schon in einer geringen Menge die Viskosität des Komposits deutlich. Um das Gesamtvolumen an anorganischen Partikeln von mikrogefüllten Kompositen zu steigern, ohne dabei die Viskosität deutlich zu erhöhen, wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite (IMK) entwickelt, die neben dem Diacrylat (aerosilhaltiges Monomer) sogenannte Mikrofüller-Agglomerate mit hohem Aerosilanteil enthalten. Diese bestehen aus einem splitterförmigen vorpolymerisierten Granulat, das durch Mahlvorgänge aus mikrogefülltem Komposit hergestellt wird.

Es werden drei Unterklassen unterschieden: IMK mit kugelförmigen oder splitterförmigen Vorpolymerisaten sowie IMK mit Mikrofüller-Agglomeraten.

Wie die homogenen Mikrofüllerkomposite zeigen auch die inhomogenen Mikrofüllerkomposite eine gute Abrasionsbeständigkeit und einen dauerhaften Oberflächenglanz sowie eine ausgezeichnete Ästhetik und eine sehr gute Polierbarkeit.

Infolge der großen spezifischen Oberfläche der enthaltenen Füllkörper und der daraus resultierenden Viskositätssteigerung ist der Füllkörperanteil bei mikrogefüllten Kompositen deutlich geringer (45-75 Gew%) als bei konventionellen Kompositen. Hierdurch ergeben sich für die Mikrofüllerkomposite vergleichsweise hohe Werte für die Polymerisationsschrumpfung und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten. Zudem weisen mikrogefüllte Komposite geringere Werte hinsichtlich der Biegefestigkeit, des E-Moduls und der Vickers-Härte auf als konventionelle Komposite. Das sehr homogene Material weist jedoch im Vergleich eine deutlich bessere Druckfestigkeit auf [Lutz et al. 1983, Janda 1988, Marxkors & Meiners 2001, Hellwig et al. 2003].

Hybrid-Komposite

Durch die Einbindung von Mikrofüllern in die organische Matrix konventioneller Komposite können die Verschleißunterschiede zwischen den anorganischen Makrofüllern und den ungefüllten Matrixpolymeren reduziert werden. So enthalten Hybridkomposite überwiegend die in konventionellen Kompositen enthaltenen anorganischen Makrofüllkörper (85-90 Gew%) sowie pyrogenes SiO₂ (10-15 Gew%). Auf diese Weise lässt sich der Füllstoffgehalt im Vergleich zu konventionellen Kompositen deutlich steigern, wodurch neben der Verschleißfestigkeit auch andere physikalische Eigenschaften wesentlich verbessert und die entstehenden Polymerisationsschrumpfkraften verringert werden können. Moderne Hybridkomposite weisen bei einer Makrofüllkörpergröße von 0,8-1 µm (Fein-Hybride) eine sehr gute Polierbarkeit und Oberflächenbeständigkeit auf. Zudem zeigen sie eine verbesserte Verschleißfestigkeit mit insgesamt besseren mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu mikrogefüllten Materialien [Lutz et al. 1983, Kullmann 1990, Marxkors & Meiners 2001, Hellwig et al. 2003].

2.1.1.3 Verbundphase

Um die anorganischen Füllkörper möglichst stabil in die organische Matrix einzubinden, werden diese im Vorfeld mit organischen Siliziumverbindungen (Silane), meist 3-Methacryloyloxy-propyl-trimethoxisilan (MPTMS) beschichtet (Silanisierung) (Abb. 2.5).

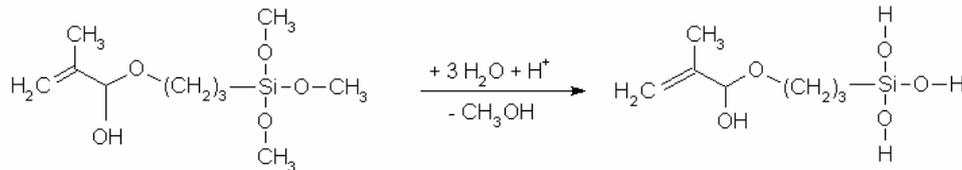


Abb. 2.5: 3-Methacryloyloxy-propyl-trimethoxisilan (MPTMS) [Janda 1988]

Die Silanmoleküle besitzen zum einen eine Methoxylgruppe, die in Gegenwart von Feuchtigkeit mit dem Silizium der anorganischen Füllkörper unter Bildung von Si-O-Brücken reagiert (Abb. 2.6). Zum anderen ermöglicht eine zweite funktionelle Gruppe (Methacrylatgruppe) über reaktive Doppelbindungen die kovalente Einbindung des Silans in den Polymerisationsprozess der Matrixmonomere [Bowen 1979, Janda 1988, Kullmann 1990, Marxkors & Meiners 2001, Hellwig et al. 2003].

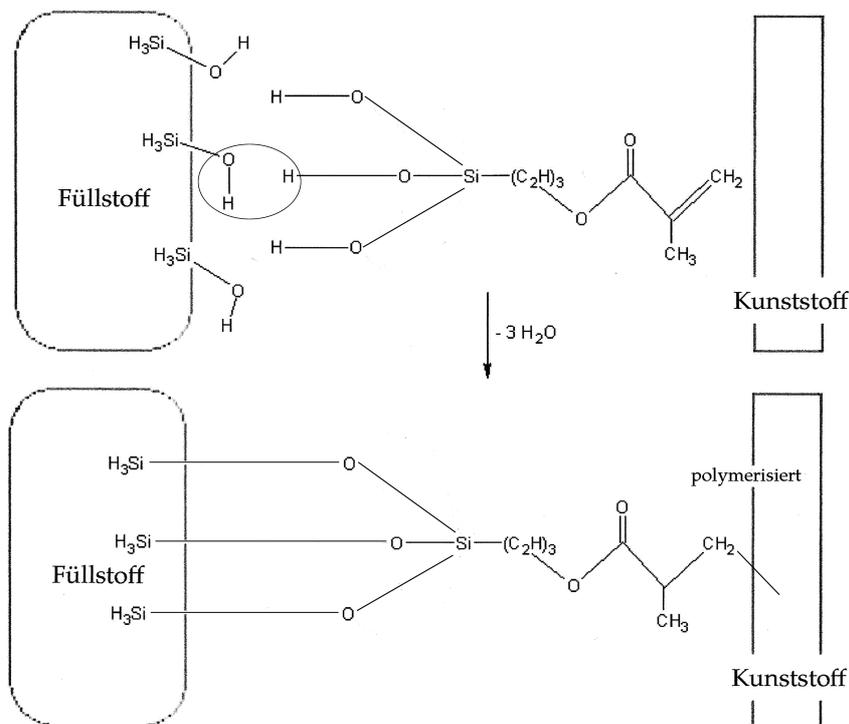


Abb. 2.6: Chemischer Ablauf der Silanisierung [Janda 1988]

Chemisch induzierte Polymerisation

Autopolymerisierende Systeme enthalten meist Dibenzoylperoxid als Startermolekül (Initiator). Mit einer relativ instabilen zentralen Sauerstoffverbindung kann dieses Molekül leicht mittels Hitze, Licht und bestimmten chemischen Verbindungen zu zwei kleineren reaktionsfreudigen Molekülen gespalten werden (Abb. 2.8).

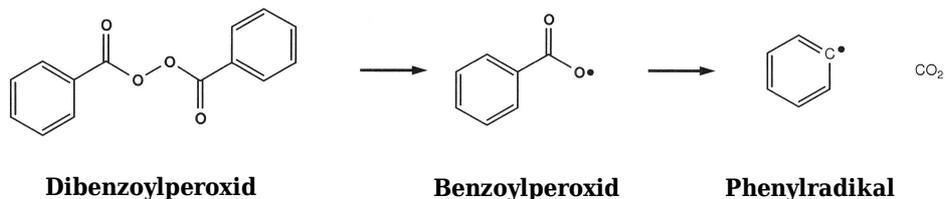


Abb. 2.8: Chemischer Initiator: Dibenzoylperoxid und Radikalbildung (Kullmann 1990)

Als Polymerisationsakzeleratoren werden tertiäre aromatische Amine, z.B. N,N-Bis-(2-hydroxyethyl)-p-toluidine (DHEPT) eingesetzt, um auch bei Körpertemperatur die schnelle Aushärtung des Kompositmaterials zu gewährleisten (Abb. 2.9). Diese Initiatoren fungieren beim Anmischen als Reduktionsmittel und spalten die zentrale Bindung zwischen den beiden Sauerstoffatomen des Dibenzoylperoxids auf, um so den Zerfall des Moleküls und die Entstehung freier Radikale zu beschleunigen [Bowen 1979]. Chemisch härtende Komposite bestehen aus einem Zweikomponentensystem, in dem Initiator und Akzelerator in Pastenform getrennt voneinander gelagert werden können [Kullmann 1990, Hellwig et al. 2003].

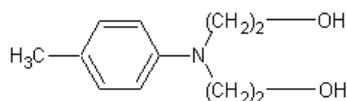
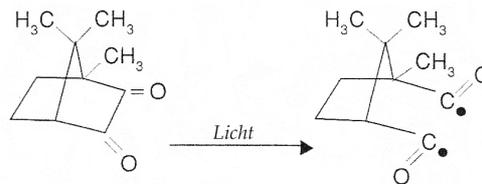


Abb. 2.9: Chemischer Akzelerator: N,N-Bis-(2-hydroxyethyl)-p-toluidin (DHEPT) (Kullmann 1990)

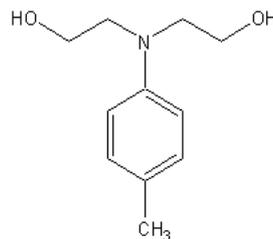
Lichtinduzierte Polymerisation

Hinsichtlich der lichtinduzierten Polymerisation wurden ursprünglich Systeme verwendet, die auf UV-Strahlung (UV-A im Wellenlängenbereich von 320-400 nm) ansprechen. Diese wiesen jedoch zahlreiche Nachteile auf, weshalb man mittlerweile zu anderen Kompositen übergegangen ist, die bei Bestrahlung mit sichtbarem Licht aushärten. Dieses besteht aus kurzwelliger Strahlung (Halogenlicht) und liegt im Wellenlängenbereich von 400-700 nm.

Dem Monomer sind spezielle Photoinitiatoren beigemischt, z.B. ein Diketon zusammen mit einem tertiären Amin (z.B. Kampferchinon und N,N-Dimethylaminoethylmethacrylat) für sichtbares Halogenlicht (Abb. 2.10) oder Benzoin-methylether für eine Initiation durch UV-Strahlen (Abb. 2.11). Durch die physikalische Aktivierung werden die Photoinitiatoren in Startradikale aufgespalten [Bowen 1979, Marxkors & Meiners 2001].

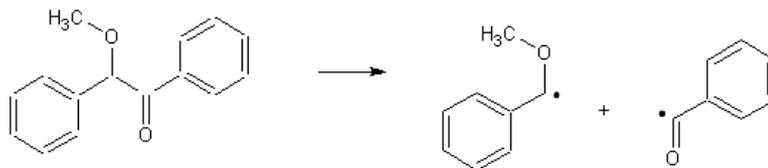


Kampferchinon und Radikalbildung unter Lichteinfluss



N,N-Dimethylaminoethyl-methacrylat (DHPT)

Abb. 2.10: Photoinitiatoren Halogenlicht [Kullmann 1990]



Benzoin-methylether und Spaltung in Radikale

Abbildung 2.11: Photoinitiator UV-Strahlung [Bowen 1979]

Lichthärtende Komposite bestehen aus einem Einkomponentensystem und müssen nicht angemischt werden, wodurch sie gegenüber den Autopolymerisaten einen geringeren Gehalt an Porositäten aufweisen. Dem Behandler bleibt theoretisch für die Verarbeitung lichthärtender Materialien ausreichend Zeit bis zum Beginn der Aushärtung mittels UV- oder Halogenlicht, wobei diese Materialien jedoch anderen Lichtquellen gegenüber nicht völlig unempfindlich sind [Marxkors & Meiners 2001].

Dualhärtende Systeme

Neben rein chemischen und lighthärtenden Systemen gibt es zudem Komposite, die eine Initiatorkombination enthalten. Diese bestehen meist aus einem Zwei-Pasten-System, das nach dem Anmischen innerhalb einer bestimmten Zeitspanne im Sinne der Autopolymerisation aushärtet. Zusätzlich können die oberflächlichen Schichten direkt nach dem Anmischen und Applizieren mittels Licht bestrahlt und so ausgehärtet werden. Besonders beim Zementieren transluzenter Keramikinlays kann so die in dünnen Schichten nur langsam und unvollständig ablaufende Autopolymerisation durch Lichtbestrahlung beschleunigt und ergänzt werden. Zudem ermöglicht es in den kritischen Randbereichen von Kronen und Inlays eine schnelle Polymerisation des Kompositzements, wodurch die Bildung von Randspalten minimiert werden kann.

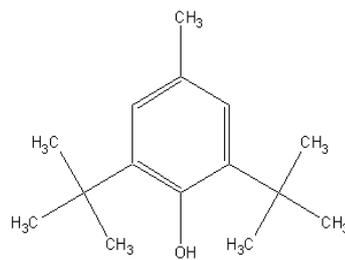
Die restlichen, dem Licht unzugänglichen Bereiche, z.B. unterhalb von Metallkronen und Keramikinlays härten durch Autopolymerisation aus. Im Vergleich zu konventionellen Zementen besitzen Kompositkleber den wesentlichen Vorteil, dass sowohl geätzte Schmelzflächen als auch konditionierte Metall- oder Keramikoberflächen als Haftuntergrund dienen können. So kann durch die Verklebung von Zahnhartsubstanz und Restauration ein spaltfreier und dichter Verbund erreicht werden [Janda 1988, Marxkors & Meiners 2001].

2.1.1.5 Zusätzliche Additiva

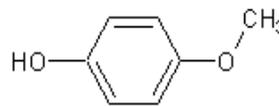
Stabilisatoren (Inhibitoren)

Um während der Lagerung eine spontane Reaktion der DMA Monomere zu verhindern, werden sterisch gehinderte Phenole wie Butyl-hydroxy-toluol (BHT) oder Hydrochinonmethylether (HQME) beigemischt (Abb. 2.12). Im Zusammenspiel mit atmosphärischem Sauerstoff fangen diese spontan entstehende freie Radikale ab, indem sie phenolischen Sauerstoff auf die vorzeitig freigesetzten Oxid- oder Peroxid-Radikale (R-O oder R-O-O) übertragen. Durch die Reaktion mit vorzeitig entstehenden Radikalen verhindern Inhibitoren eine ungewollte Polymerisation, wodurch die Lagerfähigkeit der Kompositmaterialien erhöht wird. Zudem wird im Falle der Autopolymerisation die Polymerisationsreaktion durch den Inhibitor zugunsten der Verarbeitungszeit verzögert.

Die verwendeten Inhibitoren bieten schon bei einer sehr geringen Konzentration eine sehr hohe Wirksamkeit. Bei autopolymerisierenden Systemen bedingen die phenolhaltigen Inhibitoren im Zuge des Anmischvorganges eine anfangs etwas verzögert ablaufende Polymerisation („Induktionszeitraum“), die dem Anwender eine gewisse Verarbeitungszeit gewährt, um das Material in die Kavität einzubringen [Bowen 1979, Janda 1988, Kullmann 1990].



Butyl-Hydroxy-Toluol (BHT)



Hydrochinonmonomethylether (HQME)

Abb. 2.12: Chemische Inhibitoren: Butyl-hydroxy-toluol (BHT) und Hydrochinonmonomethylether (HQME) (Janda 1988)

Pigmente

Für eine möglichst natürliche Farbgebung werden den Kompositmaterialien anorganische Metalloxide (ZrO_2 , TiO_2 , Cr_2O , Fe_2O_3) und organische Pigmente bis zu einem Anteil von einem Masseprozent beigelegt. Mit dem Ziel einer dauerhaft sehr guten Ästhetik müssen diese auch unter der Einwirkung von Licht, Wärme, chemischen Stoffen (Oxidations- und Reduktionsmitteln) und unterschiedlichen Lösungsmitteln (Wasser, schwachen Säure, Fette) langfristig stabil bleiben [Janda 1988, Kullmann 1990].

2.2 Grundlagen der Haftung an Schmelz und Dentin

Im Zuge des Polymerisationvorganges kommt es bei den derzeit verfügbaren Kompositmaterialien immer zu einem Volumenschwund. Die dabei entstehenden Abzugskräfte im Randbereich der Restauration wirken dem Verbund zur Zahnhartsubstanz entgegen und führen zur Bildung von Randspalten [Jørgensen et al. 1975, Brännström et al. 1984, Eick & Welch 1986]. Zudem weisen moderne Füllungskunststoffe in ihren mechanischen und physikalischen Eigenschaften noch immer Unterschiede zur Zahnhartsubstanz auf. Hierdurch entstehen besonders im Randbereich der Kompositfüllung Belastungsspitzen, die die marginale Integrität der Kompositfüllung zusätzlich gefährden [Krejci et al. 1993]. Die Bildung von Randspalten führt zum sogenannten „Mikroleakage“. Hierbei treten bereits ab einer Breite von 2 µm Speichel und darin enthaltene Mikroorganismen in den Spalt ein, wodurch es zur Entstehung von Verfärbungen, Sekundärkaries und postoperativen Sensibilitäten kommen kann [Brännström et al. 1984, Eick & Welch 1986, Brännström et al. 1991, Buchmann et al. 1992, Kleverlaan & Feilzer 2005]. Die adhäsive Verarbeitung von Kompositwerkstoffen unter Anwendung der Schmelz- und Dentinkonditionierung soll einen dauerhaft speicheldichten Verbund zwischen dem Füllungsmaterial und der Zahnhartsubstanz gewährleisten.

2.2.1 Die Schmelz-Ätz-Technik

Die Schmelz-Ätz-Technik ermöglicht über eine mikromechanische Verankerung des Füllungskunststoffes einen dauerhaft stabilen marginalen Verbund zum Zahnschmelz und reduziert somit das Risiko für die Entstehung von Mikroleakage [Retief 1973, Cheung 1990]. Dabei bewirkt die chemische Behandlung des Zahnschmelzes durch Säuren eine Veränderung der Schmelzoberfläche [Gwinnett & Matsui 1967, Buonocore et al. 1968, Retief 1973]. Dieses Konzept wurde erstmals 1955 von Buonocore vorgestellt, der eine signifikant verbesserte Adhäsion von acrylhaltigen Füllungsmaterialien am Schmelz nach der Vorbehandlung mit 85%iger Orthophosphorsäure (H_3PO_4) nachweisen konnte [Buonocore 1955].

Infolge der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der einzelnen Hydroxylapatitkristalle innerhalb der Schmelzprismen bewirkt die Säure auf der Oberfläche des Schmelzes die Ausbildung eines mikroretentiven Ätzmusters, das eine mechanische Verankerung des Füllungskomposits ermöglicht [Lösche & Blunck 1988, Blunck 1999]. Dabei zeigt Phosphorsäure im Konzentrationsbereich zwischen 30-40% die besten Ergebnisse hinsichtlich des erzielten Ätzmusters [Silverstone 1974, Gottlieb et al. 1982, Manson-Rahentulla et al. 1984]. Niedrigere Konzentrationen bedingen die Bildung von schwer löslichem Dikalziumphosphatdihydrat $[\text{CaH}(\text{PO}_4) \times 2\text{H}_2\text{O}]$ auf der Schmelzoberfläche. Höhere Säurekonzentrationen zeigen infolge einer deutlich geringeren Auflösung von Kalzium ein schwächeres Ätzmuster und liefern signifikant schlechtere Werte hinsichtlich der Haftkraft. Zudem kommt es hierbei zur schnellen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen, welche sich in das mikroretentive Relief einlagern und somit die Konditionierung der Schmelzoberfläche behindern.

Die bei der Ätzung im Bereich zwischen 30-40% gebildeten Ablagerungen von Monokalziumphosphatmonohydrat $[\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \times \text{H}_2\text{O}]$ sind hingegen leicht löslich und können mit Wasser von der Oberfläche abgespült werden [Chow & Brown 1973, Gottlieb et al. 1982, Hellwig et al. 2003]. Grundsätzlich können an der Schmelzoberfläche drei Typen von Ätzmustern unterschieden werden. Unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) zeigt sich beim Typ 1 vornehmlich ein Herauslösen des Schmelzprismenkerns, wobei die Peripherie relativ intakt bleibt; es entsteht eine honigwabenartige Struktur. Typ 2 beschreibt den umgekehrten Fall; der Prismenkern bleibt erhalten und die Peripherie wird herausgelöst, so dass diese Oberflächenanteile pflastersteinähnlich erscheinen. Beim Ätztyp 3 handelt es sich um einen wenig organisierten Mischtyp, bei dem nur der oberflächliche Anteil vom Schmelz freigelegt wird, ohne die darunterliegenden Schmelzprismen zu tangieren. Das entstehende Ätzmuster steht nicht im Zusammenhang mit der eigentlichen Prismenmorphologie [Gwinnett 1971, Silverstone 1974, Silverstone & Dogon 1975, Hellwig et al. 2003].

Die Ätzung mit 37%iger Phosphorsäure für 60 Sekunden bewirkt einen vollständigen Verlust der oberflächlichen Schmelzschicht von 10 μm Dicke. Insgesamt reichen die histologischen Veränderungen in Form von Porositäten bis in eine Tiefe von 50 μm [Silverstone 1974, Manson-Rahentulla et al. 1984, Kullmann 1990].

Die oberflächliche Schicht von 10 µm geht durch die Säurebehandlung unwiederbringlich verloren, wohingegen die ursprüngliche Struktur der darunterliegenden porösen Schicht durch Remineralisationsvorgänge wiederhergestellt werden kann [Wei 1970, Lee et al. 1972, Kullmann 1990]. Neben einer signifikanten Vergrößerung der Oberfläche wird die Reaktionsfähigkeit der Oberfläche erhöht, so dass die konditionierte und getrocknete Schmelzoberfläche eine deutlich verbesserte Benetzbarkeit aufweist [Buonocore 1955, Gwinnett & Buonocore 1965, Buonocore et al. 1968, Retief 1973, Silverstone 1974]. Wird nun auf diese Oberfläche ein niedrigvisköses Monomergemisch (Haftvermittler, Adhäsiv, „Bonding Agent“) aufgetragen, so penetriert dieses über Kapillarkräfte in die Tiefe der entstandenen Mikroporositäten und Spalten dieser Schicht. Mit der anschließenden Polymerisation des Monomers erfolgt eine innige Verzahnung zum Schmelz, die durch rheologische und geometrische Effekte etabliert wird; die dabei entstehenden filamentartigen Polymerzotten („tags“) sind bis in eine Tiefe von 100 µm (Ø Wert 50 µm) nachweisbar [Gwinnett & Buonocore 1965, Gwinnett & Matsui 1967, Silverstone 1974, Kullmann 1990]. Der resultierende mikromechanische Verbund zwischen Polymer und Schmelz ist mit mehr als 20 MPa ausreichend, um den durch die Polymerisationsschrumpfung entstehenden Abzugskräften standzuhalten [Schneider et al. 1980, Prevost et al. 1982, Davidson et al. 1984, Lambrechts et al. 1987, Hannig et al. 1994, Swift et al. 1995]. Um über die Schmelz-Ätz-Technik einen adäquaten und stabilen Verbund zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz erzielen zu können, muss der Schmelz in einer ausreichenden Qualität und Quantität vorliegen [Eakle & Ito 1990]. So sind Bereiche aprismatischen Schmelzes, wie sie bei bleibenden Zähnen zervikal nahe der Schmelz-Zement-Grenze sowie in Fissuren und bei Milchzähnen zu finden sind, als qualitativ schlechter zu bewerten. Aufgrund von veränderten Löslichkeitseigenschaften lässt sich in diesen Bereichen kein ideales Ätzmuster erzielen [Gwinnett & Matsui 1967, Silverstone & Dogon 1975, Schroeder 1992, Hellwig et al. 2003]. Ebenso verhält es sich mit fluorotischem bzw. fluoridreichem Zahnschmelz, bei dessen Konditionierung sich infolge der erhöhten Säureresistenz nur eine verminderte Ätzwirkung erzielen lässt. In den oben genannten Bereichen kommt es im Zuge des Ätzworganges vornehmlich zu einem Substanzverlust; das erzielte Ätzmuster ist nicht als ideal anzusehen und nur wenig retentiv [Gwinnett 1973, Kullmann 1990, Hellwig et al. 2003].

Neben der Schmelzkonditionierung mit Phosphorsäure ermöglicht auch eine zusätzliche Ansträgung der Randbereiche schmelzbegrenzter Kavitäten von 0,5-1 mm (mit Ausnahme okklusaler und zervikaler Bereiche) eine deutliche Verbesserung des Randschlusses. Die Schmelzprismen werden somit diagonal zu ihrem axialen Verlauf angeschnitten, wobei die Ätzwirkung wesentlich effektiver ist als bei einem longitudinalen Anschnitt der Prismen. Zusätzlich wird durch die Ansträgung die retentive Verbundfläche zwischen Füllmaterial und Schmelz vergrößert [Lösche & Blunck 1988, Cheung 1990]. Um den Verbund zwischen Füllungsmaterial und Schmelz nicht zu kompromittieren, ist eine Verunreinigung der konditionierten Schmelzoberfläche mit Speichel, Sekret, Blut oder Kompressorenöl zu vermeiden [Stoll et al. 1999].

2.2.2 Die Dentin-Adhäsiv-Technik

Die Dentin-Adhäsiv-Technik wurde mit dem Ziel entwickelt, einen adäquaten und dauerhaften Verbund zwischen der hydrophilen Dentinoberfläche und dem hydrophoben Kompositmaterial zu etablieren [Blunck 1999, Hellwig et al. 2003]. Während sich die Schmelz-Ätz-Technik mittlerweile als zuverlässiger Bestandteil der modernen restaurativen Zahnheilkunde zur Versorgung schmelzbegrenzter Kavitäten etabliert hat, ist der Aufbau eines dauerhaften adhäsiven Verbundes zum Dentin aufgrund seiner wesentlich komplexeren Histologie und seines heterogenen Aufbaus als deutlich komplizierter zu bewerten [Eick et al. 1993, Pashley et al. 1994, Swift et al. 1995, Frankenberger 2002]. In der Zusammensetzung unterscheidet sich das Dentin mit einem Anteil von 45 Volumenprozent (Vol%) an anorganischem Hydroxylapatit, 30 Vol% an organischen Strukturen wie Kollagen oder kollagenartigen Strukturen und 25 Vol% Wasser deutlich vom Schmelz, der mit 86 Vol% größtenteils aus anorganischen Strukturen besteht. Dabei liegen die Hydroxylapatitkristalle beim Dentin nicht in geordneten Strukturen vor. Sie sind vielmehr zufällig verteilt im Kollagengeflecht der organischen Matrix zu finden. Histologisch zeichnet sich das Dentin durch eine tubuläre Mikrostruktur aus.

Über zahlreiche Odontoblastenfortsätze, die die Zahnhartsubstanz in den fluidgefüllten Dentintubuli bis zur Schmelz-Zement-Grenze durchziehen, steht die beschliffene Oberfläche in direkter Kommunikation mit der Zahnpulpa, weshalb man im funktionellen Sinn auch von der Pulpa-Dentin-Einheit (Endometrium) spricht. [Schroeder 1992, Pashley et al. 1994, Hellwig et al. 2003]. Neben den morphologischen Aspekten ergeben sich zudem beim Dentin weitere Schwierigkeiten beim mechanischen Bearbeiten der Zahnhartsubstanz durch die Ausbildung der sogenannten Schmierschicht (englisch „smear layer“) auf der beschliffenen Oberfläche. Die Schmierschicht besteht aus einem Gemisch zermahlener Dentinreste wie Kollagen, Dentinliquor und Hydroxylapatit-Trümmern sowie Bakterien und Wasser, das nicht ohne weiteres durch Wasserspray oder Wattepellets entfernt werden kann. Die Schichtdicke von 0,5-5,0 µm variiert mit der jeweiligen Substratzusammensetzung des Dentins und den verwendeten Schleifinstrumenten [Eick et al. 1970, Gwinnett 1984, Swift et al. 1995, Frankenberger 2002, Hellwig et al. 2003]. Die Schmierschicht fungiert als Diffusionsbarriere, indem sie die Dentintubuli verschließt. Hierdurch wird der Ausstrom von Dentinliquor unterbunden und ein Eindringen von Bakterien sowie eine Irritation der Pulpa-Dentin-Einheit durch aufgetragene Adhäsive verhindert. Im Bestreben um einen stabilen Verbund zum Dentin ist die Vorbehandlung der Schmierschicht unumgänglich, da sie im unbehandelten Zustand die Dentinoberfläche isoliert und den direkten Kontakt zum Füllungsmaterial verhindert, der notwendig ist für die Adaptation und Haftung. Zudem können sich die enthaltenen Bakterien im belassenen „smear layer“ vermehren und zur Bildung von Sekundärkaries beitragen [Pashley et al. 1981, Brännström et al. 1984, Swift et al. 1995, Kullmann 1990, Hellwig et al. 2003]. Wird die Schmierschicht durch Ätzung mit starken mineralischen Säuren entfernt, führt dies zur Eröffnung der Tubuli und einer erhöhten Dentinpermeabilität. Zusätzlich besteht neben der Austrocknung des Dentins und einer Irritation von Dentin und Pulpa die Möglichkeit der Entstehung von Hypersensibilitäten durch die Inhaltsstoffe des anschließend aufgetragenen Adhäsivs [Pashley et al. 1981, Brännström et al. 1984, Swift et al. 1995].

Über die mikromechanische Verankerung an der Dentinoberfläche sollen moderne Dentinadhäsiva die Ausbildung eines festen Verbundes zwischen Kunststoff und Dentin ermöglichen [Edler et al. 1991]. Bei der Anwendung von Adhäsivsystemen wird die Dentinoberfläche vor der Applikation des eigentlichen Adhäsivs mit einem hydrophilen Primer konditioniert, um die Benetzbarkeit des freigelegten Kollagenetzwerkes zu verbessern. Das anschließend aufgetragene Adhäsiv ermöglicht eine Verklebung mit dem Kollagenfließ über die Ausbildung einer Hybridschicht. Das Adhäsiv dringt zudem in die freigelegten Tubuli ein und ermöglicht dort über Ausbildung sogenannter „tags“ eine mikromechanische Verzahnung zur Zahnhartsubstanz [Van Meerbeek et al. 1992, Pashley et al. 1994, Swift et al. 1995, Blunck 1999]. Die Orientierung der Dentintubuli spielt dabei für die Haftung am Dentin nur eine untergeordnete Rolle [Frankenberger 2002]. Um den Verbund zum kompakten Dentin unterhalb der Schmierschicht herstellen zu können, wurden für die Behandlung der Schmierschicht unterschiedliche Ansätze entwickelt. So wird die Schmierschicht entweder erhalten und mit Kunststoff imprägniert oder mit Hilfe von Säuren und sauren Lösungen modifiziert beziehungsweise vollständig entfernt (Abb. 2.13) [Van Meerbeek et al. 1992].

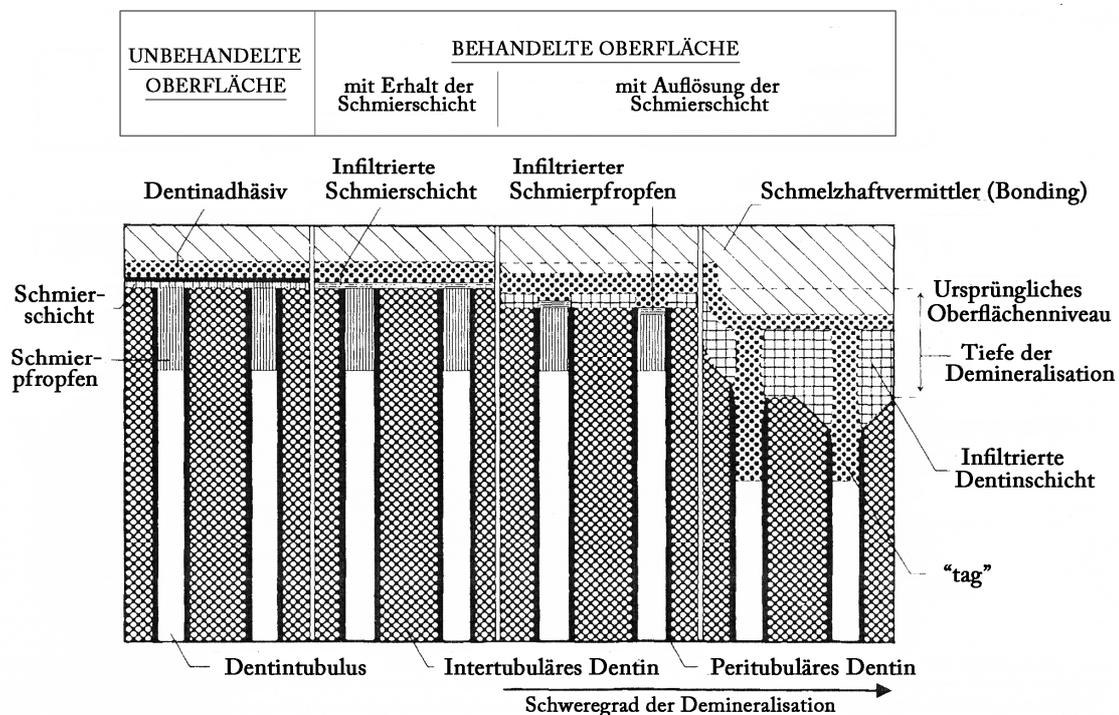


Abb. 2.13: Schematische Darstellung der Hybridschicht (Van Meerbeek et al. 1992)

Zum Erhalt der Schmierschicht versucht man diese durch die Infiltration und die anschließende Polymerisation von hydrophilen Monomeren zu stabilisieren („Entanglement“). Die Eigenfestigkeit der mit Kunststoff imprägnierten Schicht, die nur an der Basis mit dem Dentin verbunden ist, stellt hierbei einen limitierenden Faktor für die Haftfestigkeit dar. Die erzielten Haftwerte sind nur unzureichend und werden durch hydrolytische Zersetzungsprozesse langfristig zusätzlich herabgesetzt [Van Meerbeek et al. 1992, Pashley et al. 1994, Blunck 1999, Frankenberger 2002]. Unter der Modifikation der Schmierschicht versteht man deren Auflösung mit anschließender Ausfällung der Schmierschichtbestandteile und deren Inkorporation in die Verbundschicht. Hierbei ermöglicht die Verwendung von demineralisierenden Zusätzen dem applizierten hydrophilen Monomer die Infiltration des oberflächlich freigelegten Kollagens und die Imprägnierung der Schmierpfropfen in den Tubuli [Van Meerbeek et al. 1992, Blunck 1999]. Durch die Konditionierung mit Säuren oder chelathaltigen Lösungen kann die Schmierschicht vollständig entfernt werden, wobei es zu einer Eröffnung der Dentintubuli kommt. Die Dentinoberfläche wird bis in eine Tiefe von 10 µm demineralisiert und das Kollagennetzwerk bis zu 30 µm freigelegt. Der aufgetragene Primer durchzieht das Kollagennetzwerk und ermöglicht über die Ausbildung einer Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagen die mikromechanische Verankerung des Komposits am Dentin. Zudem kann Monomer in die offenen Dentintubuli eindringen, um hier durch die Polymerisation zu sogenannten „tags“ für zusätzlichen Halt zu sorgen. Das anschließend applizierte Adhäsiv ermöglicht durch die enthaltenen amphiphilen Mono- und Dimethylacrylate schließlich den Verbund zwischen der hydrophilen Hybridschicht und dem hydrophoben Füllungskomposit [Van Meerbeek et al. 1992, Blunck 1999, Hellwig et al. 2003].

2.3 Polymerisation

2.3.1 Definition

Bei der radikalischen Polymerisation werden reaktionsfähige Monomere unter Aufspaltung von Doppelbindungen zu einem Makromolekül (Polymer) der gleichen chemischen Zusammensetzung verknüpft.

Bei diesem Vorgang kommt es nicht zur Abspaltung von Nebenprodukten; die prozentuale Zusammensetzung von Ausgangs- und Endprodukt ist identisch [Kullmann 1990, Marxkors & Meiners 2001].

2.3.2 Reaktionsabfolge (molekular)

Im Zuge der Startreaktion spaltet ein reaktives Startradikal die Doppelbindung eines Monomermoleküls auf und erzeugt ein wachstumsfähiges Primärradikal mit einem aktiven Zentrum. In der Wachstumsphase können nun durch die Übertragung des freien Elektrons weitere Monomermoleküle angelagert werden. Gestoppt wird die radikalische Kettenreaktion durch die Rekombination, die Reaktion zweier aktiver Zentren miteinander sowie durch die Disproportionierung, der Bildung einer neuen Doppelbindung innerhalb eines Moleküls (Abb. 2.14) [Kullmann 1990].

2.4 Polymerisationsschrumpfung

Aufgrund ihres Gehaltes an polymerisierbaren Monomeren unterliegen Kompositmaterialien während der Polymerisation einer Volumenschrumpfung.

So kommt es infolge der Vernetzung der Monomere zum Polymernetzwerk zu einer Verdichtung des Materials, wobei sich die Abstände der einzelnen Monomermoleküle verringern. Vor der Polymerisationsreaktion beträgt der intermolekulare Abstand der kleinen Monomermoleküle ca. 4\AA (Van der Waals-Abstand). Durch den Aufbau von kovalenten Atombindungen reduziert sich dieser auf einen Abstand von ca. $1,9\text{\AA}$.

Hieraus resultiert ein Volumenschwund, der für jede neue geschlossene Bindung $\pi \times 2,1\text{\AA}$ beträgt, was für sich genommen nur ein sehr geringer Wert ist, jedoch durch die große Anzahl an neu geschlossenen kovalenten Bindungen (10^{23} Moleküle pro Mol Monomer) zu einer nicht unerheblichen Schrumpfung des Materials während der Polymerisation führt (siehe Abb. 2.14: Wachstumsreaktion) [Roulet 1987, Peutzfeld 1997].

Im weiteren Verlauf der Polymerisation werden die Polymerketten infolge des rasch ansteigenden Vernetzungsgrades zunehmend länger und unbeweglicher. So kann der Volumenschwund infolge der zunehmenden Polymerisation nur bis zu einem bestimmten Zeitpunkt der Reaktion durch nachfließendes Material („Flow“) kompensiert werden. Nach diesem sogenannten „Gelpunkt“ bedingt die Kontraktion des Materials die Entstehung von Spannungen im Material, die als Zugkräfte auf die Verbundfläche zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz übertragen werden. Im Post-Gel-Zustand bzw. in der elastischen Phase besitzt das Kompositmaterial schließlich nur noch eine geringe Plastizität und ein hohes Elastizitätsmodul [Davidson & De Gee 1984]. Übertreffen die bei der Aushärtung entstehenden Schrumpfkraften den adhäsiven Verbund zur Zahnhartsubstanz, so begünstigt dies die Entstehung von Randspalten und einem sogenannten „Mikroleakage“, die in marginalen Verfärbungen, postoperativen Sensibilitäten, bakterieller Penetration und Sekundärkaries resultieren können [Jörgenson et al. 1975, Brännström et al. 1984, Eick & Welch 1986, Buchmann et al. 1992]. Hält der adhäsive Verbund zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz den abziehenden Kräften stand, bleibt eine Randspaltenbildung aus. Die entstehenden Schrumpfkraften werden auf die umgebende Zahnhartsubstanz und das Füllungsmaterial übertragen. Sind die entstehenden Kräfte größer als der Verbund innerhalb des Füllungswerkstoffs bzw. der Zahnhartsubstanz, kann es zur Entstehung von Porositäten und Mikrorissen im Füllungsmaterial sowie zur Verformung bis hin zur Fraktur der Zahnhartsubstanz kommen. In den meisten Fällen bedingt jedoch die elastische Verformung der beteiligten Strukturen die Reduktion der auftretenden Zugspannungen auf ein Level, das unterhalb der adhäsiven und kohäsiven Verbundkräfte liegt, so dass es nicht zu den oben genannten strukturellen Schäden kommt. Durch diese elastische Verformung von Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz kommt es zur Entwicklung interner Spannungen, die neben der funktionellen Kaubelastung („functional load“, „occlusal load“) eine zusätzliche und dauerhafte Belastung der Gewebe („residual stress“) bewirken [Jörgenson et al. 1975, Davidson & De Gee 1984, Davidson et al. 1984, Eick & Welch 1986, Pearson & Hegarty 1987, Feilzer et al. 1990b, Suliman et al. 1994, Versluis et al. 1996, Meredith & Setchell 1997, Davidson & Feilzer 1997, Braga & Ferracane 2002]. Im Vergleich zu einer Restauration, die nicht unter Spannung steht, bedingt die elastische Deformation der beteiligten Strukturen ein größeres Risiko für einen Misserfolg der Füllung [Davidson & Feilzer 1997].

2.5 Konversionsgrad

Es besteht ein direkter Zusammenhang zwischen dem Ausmaß an entstehenden Kontraktionskräften sowie der Rate und dem Grad an umgesetzten Monomeren [Venhoven et al. 1993]. Der Konversionsgrad dient hierbei als Maß für die Vollständigkeit des Polymerisationsvorganges und beschreibt den prozentualen Anteil der während der Polymerisationsreaktion umgesetzten Monomere. Ein geringer Grad an Konversion bedingt eine geringe Polymerisationskontraktion. Jedoch hat ein verminderter Umsatz an Monomeren negative Auswirkungen auf die Härte, die Zug- und Druckfestigkeit und Abrasionsstabilität sowie die Wasserlöslichkeit des Materials. Entsprechend ist ein hoher Konversionsgrad für das Abschneiden des Materials in Hinblick auf die mechanischen und toxikologischen Eigenschaften entscheidend [Ferracane & Greener 1986, Roulet 1987, Cadenaro et al 2005]. Die Konversionsrate liegt bei handelsüblich verwendeten Monomeren im Bereich von 46-78% [Ferracane & Greener 1986, Kalicipar et al. 1991, Imazato et al. 2001]. Im Zuge der unvollständig ablaufenden Konversion des Kompositmaterials verbleiben 22-54% an freien, nicht umgesetzten Monomerverbindungen im Material. Aufgrund ihrer geringen Molekülgröße können diese über Diffusion in das angrenzende Dentin- und Pulpengewebe eindringen und dort zu toxischen Gewebereaktionen führen [Stanley et al. 1975, Geurtsen 1998a, Geurtsen 1998b]. Über den Speichel können die freiwerdenden Monomere bzw. Comonomere in oxidierte Form als Formaldehyd mit der umgebenden Mundschleimhaut in Kontakt treten und durch die Aufnahme in den Magen-Darm-Trakt zusätzlich systemische Auswirkungen auf den Organismus haben. Hierbei sind die freigesetzten Mengen an Restmonomeren bzw. Formaldehyd zu gering, um Vergiftungserscheinungen hervorzurufen, können jedoch durch ihr allergologisches Potential zu Sensibilisierungen führen [Tanaka et al. 1991, Greim et al. 1995, Spahl et al. 1998, Pelka et al. 1999, Cadenaro et al. 2005]. Neben den oben genannten toxikologischen Aspekten wirkt sich ein geringer Konversionsgrad ferner auch nachteilig auf die mechanischen Eigenschaften des Materials aus. Die verbleibenden funktionellen Monomergruppen dienen als Weichmacher, indem sie den chemischen Verbund zwischen Füllkörpern und Matrix einschränken und die Permeabilität des Materials erhöhen.

Hierdurch wird die hydrolytische Stabilität des Materials deutlich herabgesetzt und ein Aufquellen des Materials durch eindringendes Wasser begünstigt (Hygroskopische Expansion) [Ferracane & Greener 1986, Cadenaro et al. 2005].

2.6 Hygroskopische Expansion

Wassermolekülen ist es aufgrund ihrer geringen Größe möglich, in das Polymernetzwerk hineinzudiffundieren, um sich dort anzulagern und Wasserstoffbrückenbindungen auszubilden. Als Folge werden die intermolekularen Abstände vergrößert und das Füllmaterial expandiert (Quell-Effekt) [Söderholm 1983, Söderholm et al. 1984, Feilzer et al. 1989, Feilzer et al. 1990a]. Das Ausmaß der Wasseraufnahme ist abhängig vom Monomersystem, der Art und dem Gehalt an Füllkörpern, der Füllkörper-Matrix-Verbundschicht sowie dem Gesamtvolumen und der Konfiguration der Kavität beziehungsweise der Zugänglichkeit zum Wasser [Calais & Söderholm 1988, Feilzer et al. 1989, Feilzer et al. 1990a]. Durch diesen Vorgang können die Folgen der internen Spannungsentwicklung zum Teil kompensiert werden [Bowen et al. 1982]. Im Gegensatz zur relativ schnell ablaufenden Polymerisationsschrumpfung, die zum größten Teil in den ersten 30 Minuten abläuft, findet die Relaxation des Kompositmaterials durch Wasseraufnahme (Hygroskopische Expansion) deutlich später und nur sehr langsam statt; dieser Vorgang kann einige Tage bis Wochen benötigen [Bandyopadhyay 1982, Feilzer et al. 1990a, Davidson & Feilzer 1997]. Durch die Wasseraufnahme werden zudem auch die mechanischen Materialeigenschaften beeinflusst. Das Wasser bewirkt die Korrosion des Füllkörper-Matrix-Verbundes und erhöht die Chancen der hydrolytischen Degradation der Hybridschicht [Cadenaro et al. 2005].

2.7 Verfahren zur Reduktion von Polymerisationsspannungen

Das Ausmaß der Schrumpfungsspannungen ist von unterschiedlichen Faktoren abhängig. Entscheidend sind hierbei unter anderem die Kavitätengestaltung, die Verarbeitungstechnik sowie verschiedene materialspezifische Parameter [Araujo et al. 2006].

Da die Polymerisationsschrumpfung eine deutliche Einschränkung für die Prognose von Kompositrestaurationen darstellt, werden unterschiedliche Ansätze verfolgt, die auftretenden Spannungen und die sich daraus ergebenden unerwünschten Folgen auf ein Minimum zu reduzieren.

2.7.1 Kavitätengestaltung (C-FAKTOR)

Das Ausmaß an entstehenden Polymerisationsspannungen kann über die Kavitätengeometrie beeinflusst werden. Der C-Faktor beschreibt hierbei das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen einer Kavität (Abb. 2.15).

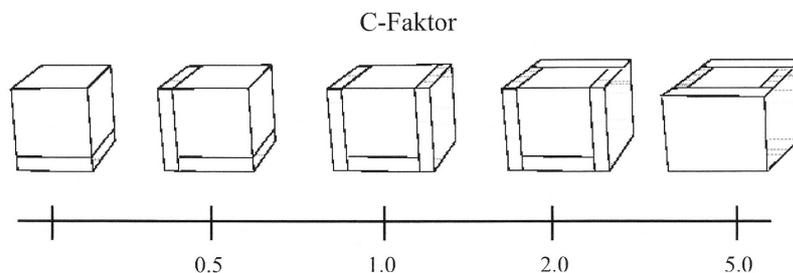


Abb. 2.15: Schematische Darstellung verschiedener C-Faktoren (Feilzer et al. 1987)

Ein hoher Anteil an gebundenen Oberflächen und ein entsprechend großer C-Faktor behindert den Schrumpfungsausgleich durch nachfließendes Material („Flow“) und erhöht das Risiko des Adhäsionsverlustes und der Randspaltenbildung [Davidson & De Gee 1984, Feilzer et al. 1987, Kinomoto et al. 1999]. So wird ein möglichst kleines Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Oberflächen angestrebt. Auf diese Art kann das Füllungsmaterial in Richtung der adhäsiv befestigten Flächen kontrahieren: es schrumpft bei der Polymerisation auf die plane Zahnhartsubstanzoberfläche auf, wobei insgesamt deutlich geringere Kontraktionsspannungen entstehen. Mit steigendem C-Faktor nehmen die entstehenden Schrumpfungsspannungen zu. So steigt mit dem Anteil an gebundenen Oberflächen und einem entsprechend hohen C-Faktor die Gefahr eines schrumpfungsbedingten Adhäsionsverlustes [Feilzer et al. 1987, Lambrechts et al. 1987].

2.7.2 Materialspezifische Parameter (Füllkörpergehalt und E-Modul)

Die Polymerisationsschrumpfung ist direkt abhängig vom Volumenanteil der späteren Polymermatrix beziehungsweise dem Gehalt an polymerisierbaren Monomeren, die sich zur späteren Matrix vernetzen. Dabei nimmt das Ausmaß der Kontraktion mit steigender Kettenlänge des Monomers ab, da zur Bildung einer bestimmten Polymerkettenlänge weniger Monomermoleküle notwendig sind als beim Einsatz kurzkettiger Monomere. Je mehr reaktionsfähige Monomermoleküle zu Polymerketten reagieren, desto größer sind auch die dabei auftretenden Schrumpfkraften. Entsprechend kann durch einen hohen Volumenanteil an Füllkörpern das Ausmaß der Schrumpfung reduziert werden [Janda 1988, Roulet 1987, Braga & Ferracane 2002]. Zusätzlich bedingt die Volumensubstitution durch keramische Füllkörper eine Erhöhung des E-Moduls. Dieser „versteifende Effekt“ wirkt sich positiv auf die mechanischen Materialeigenschaften aus, hat jedoch auch zur Folge, dass die Kontraktionsspannungen im Material proportional zum Füllkörpergehalt zunehmen [Lambrechts et al. 1987, Condon & Ferracane 2000, Kleverlaan & Feilzer 2005].

2.7.3 Verarbeitungstechniken

2.7.3.1 Art der Applikation (Inkrementeschichttechnik)

Nachteile der konventionellen Füllung sind eine begrenzte Durchhärtungstiefe sowie die bei der Polymerisation auftretenden Schrumpfungen mit nachfolgender Randspaltenbildung. Durch die Anwendung der Inkrementeschichttechnik in Kombination mit der Schmelzätztechnik sollen diese bei der Verarbeitung von lighthärtenden Materialien auftreten Nachteile auf ein Minimum reduziert werden. So erlaubt die Applikation des Kompositmaterials in mehreren Schichten die Reduktion des Kompositvolumens pro Härtungsvorgang und ermöglicht so eine Verminderung der auftretenden Polymerisationskräfte. Durch eine entsprechende Modellation der einzelnen Inkremente kann zudem der C-Faktor der Füllung bei diesem Vorgehen relativ klein gehalten werden. So können auftretende Schrumpfungsspannungen wesentlich besser durch nachfließendes Material („Flow“) kompensiert werden.

Da die Polymerisationswerte bei Lichthärtung von der Oberfläche zur Tiefe hin abnehmen, sollte die eingebrachte Schichtdicke nicht mehr als 2 mm betragen, um eine ausreichende Durchhärtungstiefe zu erzielen. Der hierdurch erzielte Polymerisationsgrad ist deutlich höher als beim einzeitigen Vorgehen („bulk-fill“-Technik) [Bowen et al. 1982, Lambrechts et al. 1987, Segura & Donley 1993, Hellwig et al. 1991, Kinomoto et al. 1999]. Dies hat einen wesentlichen Einfluß auf die mechanischen Eigenschaften des Materials. Zudem ist die Biokompatibilität als deutlich besser zu bewerten, da sich der Gehalt an löslichen Restmonomeren mit steigender Konversion verringert [Ferracane & Greener 1986, Roulet 1987, Cadenaro et al 2005]. Die Schichtung mehrerer unterschiedlich eingefärbter Kompositmassen ermöglicht zudem eine natürliche Farbgestaltung von Frontzahnfüllungen [Lenhard 2004].

2.7.3.2 Art der Polymerisation

Wie bereits beschrieben beeinflusst die Rate an umgesetzten Monomeren die mechanischen Eigenschaften des Kompositmaterials sowie das Ausmaß der auftretenden Polymerisationsschrumpfung. Wird die anfängliche Polymerisationsrate durch die Lichthärtung mit niedrigen Lichtintensitäten möglichst klein gehalten, kann das Erreichen des Gelpunktes herausgezögert werden. Durch eine verlängerte Prä-Gel-Phase wird entsprechend auch die Zeitspanne vergrößert, in der die entstehenden Spannungen durch nachfließendes Material („Flow“) ausgeglichen werden können. Um eine ausreichende Konversion und gute mechanische Eigenschaften des Kompositmaterials zu gewährleisten, muss bei einer niedrigen Lichtintensität die Bestrahlungszeit entsprechend verlängert werden [Davidson & De Gee 1984, Feilzer et al. 1995, Cadenaro et al. 2005, Lu et al. 2005].

2.7.3.3 Verwendung von lichtleitenden Keilchen

Ein weiterer Ansatz, die Folgen der Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren, ist die Verwendung von lichtleitenden Kunststoffkeilchen. Durch den zerviko-gingivalen Sitz des Keilchens kann das Material zum Licht hin bzw. in Richtung des zervikalen Randes hin schrumpfen. Die lichtreflektierenden Zentren der Keilchen strahlt 90% des einfallenden Lichtes zur Spitze des Keilchens hin und von dort aus nach lateral und approximal.

Die Vektoren der Schrumpfung verlaufen parallel zum zervikalen Kavitätenrand und sind im Vergleich zur konventionellen Klasse II-Restauration nicht vom Zervikalrand weg gerichtet. Auf diese Art schrumpft das Kompositmaterial in Richtung des gingivo-approximalen Winkels. Diese Technik zielt darauf ab, die marginale Adaptation am zervikalen Rand zu verbessern [Lutz et al. 1986a, Lutz et al. 1986b, Lösche et al. 1993b, Lösche et al. 1994].

2.7.3.4 Verwendung von Keramikinserts

Eine Verbesserung der marginalen Adaptation soll mithilfe der standardisierten Anwendung von lichtleitenden Glaskeramikinsets erreicht werden. Durch die Integration von konfektionierten Inserts lässt sich das für die Schrumpfung und die thermischen Volumenänderungen relevante Kompositvolumen um bis zu 50-75% reduzieren [Bowen et al. 1991, George & Richards 1993, Rada 1993, George et al. 1995]. Die Polymerisationskräfte verringern sich hierbei linear zum zunehmenden Volumenprozent des Keramikanteils [Bowen et al. 1991, Donly et al. 1989, Tani et al. 1993]. Durch die Auswahl eines möglichst passgenauen Keramikformkörpers kann der Kompositfügespalt entsprechend klein gehalten werden [Stachniss & Pust 1996]. Zudem besitzt die eingebrachte Keramik die Eigenschaft, das bei der Polymerisation einstrahlende Licht zu streuen und bis in die Bereiche der zervikalen Stufe zu leiten [Lösche et al. 1993a, Lösche 1996]. Kunzelmann et al. konnten nachweisen, dass durch ein eingebrachtes Keramikinsert die beim Kaudruck auftretenden Kräfte gleichmäßig über eine größere Fläche verteilt werden. Dies vermeidet die Entstehung von Kraftspitzen. Die Einbringung der Keramik erhöht das E-Modul der Restauration und verbessert durch die Versteifung des Materials die Frakturresistenz und Verwindungsstabilität der Kompositfüllung. Somit kann das Risiko für einen Füllungsverlust im Seitenzahnggebiet vermindert werden [Donly et al 1989, Stachniss & Pust 1996, Bharadwaj et al. 2002, Görücü 2003]. Einige Studien konnten für Insertfüllungen nach Wasserlagerung und thermomechanischer Belastung einen stabileren Randschluss nachweisen und hierdurch entsprechend bessere Werte hinsichtlich der marginalen Adaptation im Vergleich zu Kompositfüllungen erzielen.

Neben der Reduktion der Polymerisationsschrumpfung durch Volumensubstitution des eingebrachten Kompositmaterials ist dies auf den deutlich geringeren thermischen Expansionskoeffizienten der Keramik zurückzuführen, der dem vom Zahnschmelz recht nahe kommt [Bowen 1987, Bott & Hannig 1994, Stachniss & Pust 1996, Moazzami & Alaghehmand 2007]. So zeigte Lösche für Präparationsränder im zervikalen Bereich bei einer nur geringen verbleibenden Restschmelzdicke ein signifikant verbessertes Randverhalten durch eingebrachte Inserts [Lösche 1996]. Gleichzeitig lässt sich die Gestaltung des approximalen Kontaktbereiches durch die Verwendung eines keramischen Formkörpers verbessern, indem dieser während der Polymerisation an den Nachbarzahn gepresst wird [Eberhard et al. 1996, Ödman et al. 1998, El-Badrawy et al. 2003].

2.8 Konfektionierte keramische Inserts

Es sind verschiedene Insertsysteme verfügbar, die sich hinsichtlich der verwendeten Keramik und der Primärpassung der verwendeten Keramikfüllkörper unterscheiden lassen. Angeboten werden unter anderem Insertsysteme aus Feldspatkeramik, Beta Quarz-Glaskeramik Inserts sowie Formkörper aus Empress-Keramik. Über die Anwendung formkongruenter Präparationsinstrumente ermöglichen einige Systeme eine sehr gute Primärpassung des anschließend eingebrachten Formkörpers sowie eine sehr gute Reproduzierbarkeit der Präparationsform. Auf diese Art kann die für die Schrumpfung und thermische Volumenänderung relevante Menge an Komposit auf ein Minimum reduziert werden (Cerafil [Komet & Gebrüder Brasseler], SonicSys approx [Vivadent]). Andere Systeme arbeiten ohne Primärpassung. Über die Auswahl und Eingliederung eines möglichst passgenauen Formkörpers aus einem breiten Sortiment an keramischen Inserts soll das verbleibende Kompositfügevolumen möglichst klein gehalten werden (SDS-Inserts, Schuhmacher Dental Systems). Bei allen Systemen werden die keramischen Inserts vom Hersteller mit einer bereits geätzten und silanisierten Oberfläche geliefert. Die SDS-Inserts sind zusätzlich mit einer Bonding-Schicht versehen. In der vorliegenden Studie wurden drei unterschiedliche Insertsysteme untersucht, die im Folgenden dargestellt werden sollen.

Cerafil-Inserts

Cerafil-Inserts (Komet/Brasseler) bestehen aus einer leucitverstärkten Glaskeramik (Empress), die hinsichtlich der Härte und des Abrasionsverhaltens schmelzähnliche Werte sowie eine gute Polierbarkeit aufweist. Das System bietet konfektionierte, kegelstumpfförmige Keramikinserts unterschiedlicher Größe an. Durch die Anwendung formgleicher Präparations- und Finierdiamanten kann die Breite der Kompositfuge zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz bis auf einen Wert reduziert werden, der dem von laborgefertigten Keramikinlays relativ nahe kommt

($58 \pm 22 \mu\text{m}$ für Klasse I-Restaurationen) (Abb. 2.16 und 2.17).



Abb. 2.16: Cerafil Präparations- und Finierdiamanten

Durch die Kombination unterschiedlich geformter Keramikinserts können auch größere und unterschiedlich geformte Kavitäten versorgt werden [Stachniss & Pust 1996, Federlin et al. 2000].



Abb. 2.17: Klinische Anwendung eines Cerafil-Inserts

SonicSys-Inserts

SonicSys-Inserts (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) werden aus einer leucitverstärkten Glaskeramik (Empress) hergestellt. Der Einsatz formkongruenter Ultraschall-Finieransätze (SonicSys approx, SonicFlex) ermöglicht eine reproduzierbare, minimalinvasive Präparation der Kavitätenränder bei einer relativ hohen Passgenauigkeit des anschließend eingebrachten keramischen Formkörpers (Abb. 2.18).



Abb. 2.18: Sonicsys approx – Finieransätze

Hierbei liegt der Fokus vor allem auf der Gestaltung des approximalen Bereiches. Die eigentliche Kavität wird mit konventionellen rotierenden Instrumenten präpariert, um anschließend im approximalen Bereich mithilfe eines diamantierten, hochfrequent oszillierenden Ultraschallansatzes der gewünschten Größe finiert zu werden. Diese Ultraschallansätze werden in drei unterschiedlichen Größen jeweils für mesiale und distale Kavitäten angeboten. Die Ansätze besitzen eine diamantierte Seite, mit der der approximale Zugang zur Kavität erweitert und der zervikale Rand der Kavität im 45° Winkel angeschrägt werden kann. Die dem Nachbarzahn zugewandte Seite des Instrumentes ist unbelegt und glatt, wodurch ein unnötiger Substanzabtrag in diesem Bereich vermieden wird. So dient die undiamantierte Rückfläche zur abgestützten Führung am Nachbarzahn, ohne diesen zu beschädigen (Abb. 2.19) [Hugo 1999, Federlin et al. 2000].

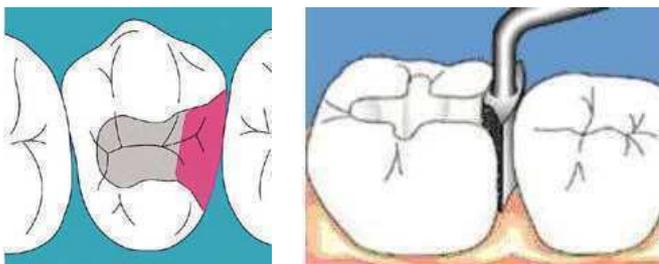


Abb. 2.19:
Standardisierte
Sekundärpräparation des
approximalen Kastens mittels
Sonicsys – Finieransatzes (Kavo)

SDS-Inserts

SDS-Inserts (Schumacher Dental Systems, Rendsburg, Deutschland) werden aus einer speziellen Feldspatkeramik (Vision) hergestellt (Abb. 2.20). Diese bietet hinsichtlich der Biegefestigkeit bis zu 10-20% bessere Werte als die noch bis 1996 für dieses System verwendete Vita N-Keramik (VITA, Bad Säcklingen, Deutschland).



Abb. 2.20: Klinische Anwendung eines SDS-Inserts

Die hohe Transparenz und glasige Transluzenz der Feldspatkeramik begünstigt die farbliche Adaptation des keramischen Inserts an das umgebende Kompositmaterial (Chamäleoneffekt). Die Kavitätenpräparation erfolgt bei diesem System mittels konventioneller Präparationsdiamanten (keine Primärpassung) (Abb. 2.21).

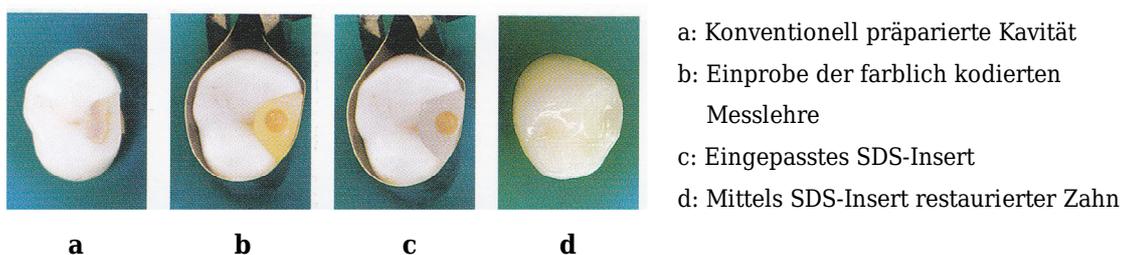


Abb. 2.21: Darstellung der Arbeitsschritte für die Einbringung eines SDS-Inserts (Schumacher Dental Systems GmbH, Rendsburg)

Ein breites Angebot an Formen und Größen erlaubt eine individuelle Kombination der keramischen Formkörper im Sinne eines Baukastensystems und soll so unabhängig von der Kavitätenkonfiguration eine Reduktion des Volumens des eingebrachten Komposits auf ein Minimum ermöglichen (Abb. 2.21 und 2.22).

Durch die Anwendung farblich kodierter Einprobierhilfen wird die Anpassung der einzelnen Inserts an die Kavität erleichtert und so das Risiko einer Kontamination der vorbehandelten Oberfläche reduziert (Abb. 2.21 und 2.22) [Stachniss & Pust 1996, Federlin et al. 2000].

Typ	A Inlay	A Meßlehre	Typ	K Inlay	K Meßlehre
	in Seitenansicht			in Seitenansicht	
Größe	in okklusaler Ansicht		Größe	in okklusaler Ansicht	
A 0 (sehr klein)			K 1 (sehr klein)		
A 1 (klein)			K 2 (klein)		
A 2 (mittel)			K 3 (mittel)		
A 3 (groß)			K 4 (groß)		
A 4 (sehr groß)			K 5 (sehr groß)		
für Zahn	PM/M		für Zahn	PM/M	

Abb. 2.22: Farblich kodiertes Sortiment von SDS-Inserts (Schuhmacher Dental Systems GmbH, Rendsburg)

3 Zielsetzung und Arbeitshypothesen

Das Ziel dieser Studie war es, das klinische Langzeitverhalten von drei unterschiedlichen Insertsyste men (SDS, Cerafil und Sonicsys) hinsichtlich der Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten zu untersuchen.

Zu diesem Zweck wurden alle in den Jahren von 1998 bis 2003 in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg gelegten Insertfüllungen retrospektiv untersucht und die zugehörigen Patientenakten und Befunde im Zeitraum von 2005 und 2007 gesichtet.

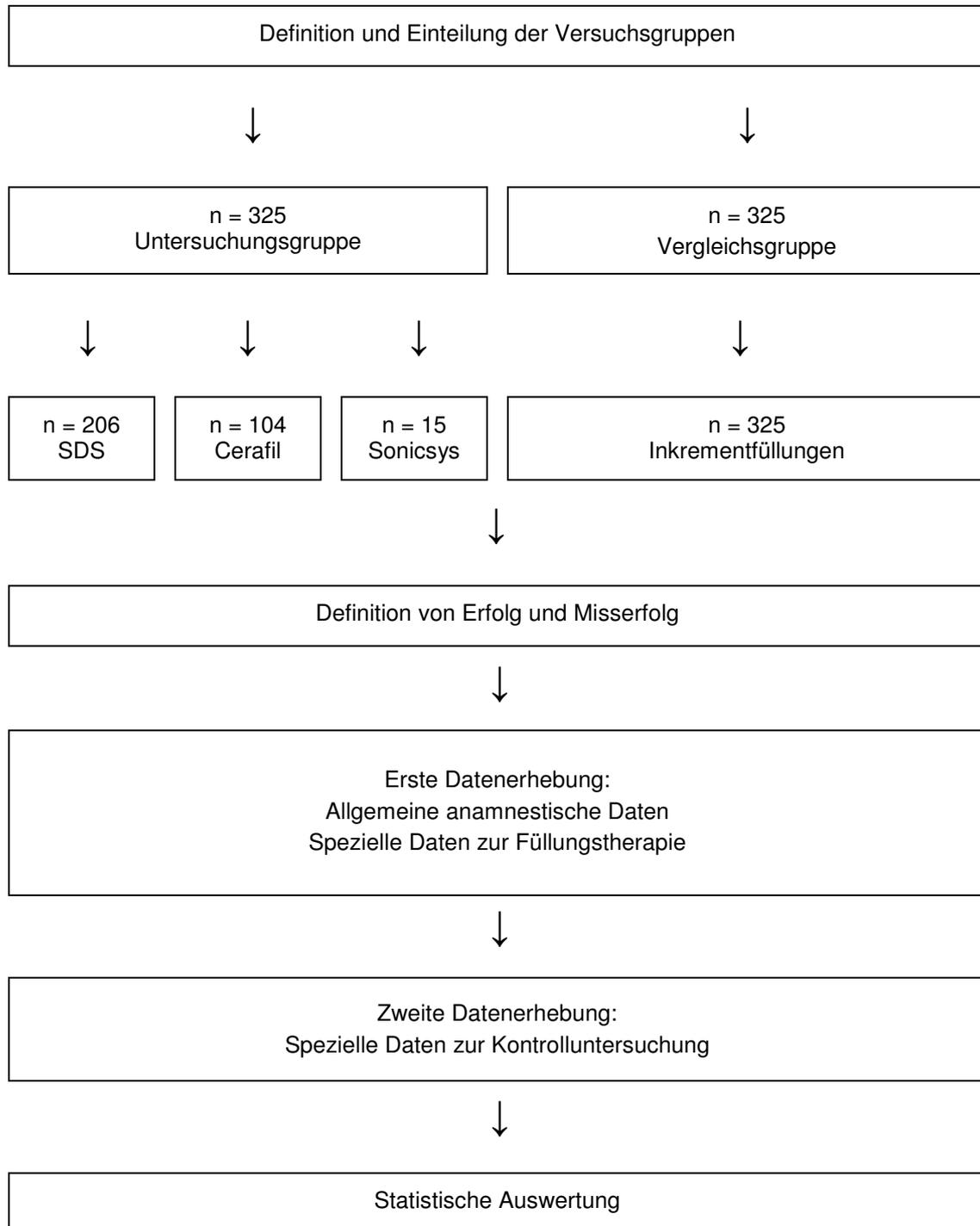
Als Hypothesen sollen die folgenden Aussagen mittels geeigneter statistischer Methoden überprüft werden:

- 1. Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, unterscheidet sich nicht von dem klinischen Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die in der Inkrementeschichttechnik gelegt wurden.*
- 2. Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, ist unabhängig von der Zusammensetzung der Keramik des eingebrachten Inserts.*
- 3. Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, ist unabhängig von der Präparationsart und Primärpassung des eingebrachten Keramikinserts.*

Als Vergleichsgruppe dienten Inkrementfüllungen aus Komposit, die im Zeitraum von 1998 bis 2003 in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg gelegt wurden.

4 Materialien und Methoden

4.1 Schematische Darstellung des Versuchsablaufs



4.2 Auswahl des Patientenkollektivs

4.2.1 Untersuchungsgruppe

Alle in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg im Zeitraum von 1998 bis 2003 gelegten Insertfüllungen wurden durch die Leitstelle der Abteilung in einer Patientenliste festgehalten und bilden die Grundlage dieser retrospektiven Untersuchung.

In dieser Zeit wurden insgesamt 325 Kompositfüllungen unter Verwendung der drei Insertsysteme SDS, Cerafil und Sonicsys bei 222 Patienten gelegt. Die zugehörigen Patientenakten und Befunde wurden im Zeitraum von 2005 bis 2007 gesichtet.

4.2.2 Vergleichsgruppe

Als Vergleichsgruppe wurden mittels Inkrementtechnik gelegte Kompositfüllungen aus den Jahren 1998 bis 2003 herangezogen. Diese wurden von der Abrechnungsstelle anhand ihrer Abrechnungspositionen „Füllung aus plastischem Füllungsmaterial“ aufgelistet.

Da die Kontrollgruppe möglichst der Untersuchungsgruppe entsprechen sollte, wurde sie entsprechend der folgenden Regeln modelliert:

Für jede Füllung aus der Untersuchungsgruppe wurde eine Kompositfüllung gesucht, die möglichst mit gleichen Flächen, am gleichen Zahn und bei einem möglichst gleichaltrigen Patienten angefertigt wurde. War eine entsprechende Füllung nicht aufzufinden, so wurden diese Kriterien in umgekehrter Reihenfolge gelockert; es wurde zunächst nach einem Patienten aus einer ähnlichen Altersgruppe gesucht, anschließend nach einem Zahn aus der gleichen Zahngruppe (z.B. Prämolare Oberkiefer) und schließlich nach einer Füllung mit ähnlichen Flächen.

Für 262 Zähne aus der Untersuchungsgruppe konnte ein passendes Gegenstück gefunden werden, welches alle Bedingungen erfüllte. Lediglich bei den restlichen 63 Füllungen mussten die Auswahlkriterien gelockert werden.

4.3 Definition von Erfolg und Misserfolg

Vor Untersuchungsbeginn wurden die Kriterien für Erfolg und Misserfolg festgelegt. Wurde die jeweilige Füllung innerhalb des Beobachtungszeitraumes durch den Zahnarzt ausgetauscht, der Zahn zur Aufnahme einer Krone oder eines Inlays präpariert oder extrahiert, so wurde dies als Misserfolg gewertet und das Datum entsprechend erfasst. Trat dies bis zum letzten Kontrolltermin nicht ein, so wurde die Restauration als intakt und somit als Erfolg gewertet. Wurde eine Füllung revidiert und noch innerhalb des Untersuchungszeitraumes erneut eingebracht, so wurde die neue Füllung als eigenständiger Fall in die Studie aufgenommen. Nicht auffindbare Akten von aufgelisteten Patienten wurden nicht in die Studie mit einbezogen.

Zensus (Erfolg):

Der Zahn einschließlich der Füllung befindet sich in situ

Verlust (Misserfolg):

Die Füllung wurde revidiert, der Zahn zur Aufnahme einer Krone oder eines Inlays präpariert oder extrahiert

4.4 Datenerhebung

4.4.1 Erste Datenerhebung: Allgemeine anamnestische Daten

Alle Patientenakten (n= 403) wurden gesichtet und sowohl die allgemeinen Patientendaten (Aktenzeichen, Name, Vorname, Geburtsdatum, Geschlecht) als auch die speziellen Daten bezüglich der Füllungstherapie (Material, Zahn, Füllungsflächen, Sensibilität, Datum der Füllungstherapie, Behandler) für die anschließende statistische Auswertung festgehalten (Tabelle 4.1).

4.4.2 Zweite Datenerhebung: Spezielle Daten zur Kontrolluntersuchung

Für die Kontrolluntersuchung wurden die Patienten angeschrieben und zur jährlichen Kontrolluntersuchung gebeten. Bei den Patienten, die nicht mehr im Einzugsgebiet der Zahnklinik Marburg wohnhaft waren, wurde eine schriftliche Einwilligung eingeholt und die Befunddaten vom Hausarzt angefordert. Den Befundunterlagen wurde der aktuelle Status (Zensus, Verlust) und das Datum der letzten Kontrolluntersuchung entnommen (Tabelle 4.1).

<u>Allgemeine anamnestische Daten</u>		
1.	Aktenzeichen	
2.	Name	
3.	Vorname	
4.	Geburtsdatum	Datum
5.	Geschlecht	(männlich/weiblich)
<u>Spezielle Daten zur Füllungstherapie</u>		
6.	Material	Composit, SDS, Cerafil, Sonicsys
7.	Zahn	
8.	Füllungsflächen	m, o, d, l, v
9.	Sensibilität	sensitiv, desensitiv
10.	Datum der Füllungstherapie	Datum
11.	Behandler	Student, Zahnarzt
<u>Spezielle Daten zur Kontrolluntersuchung</u>		
12.	Status	Zensus, Ereignis
13.	Datum der Kontrolluntersuchung	Datum

Tabelle 4.1: Datenblatt zur ersten und zweiten Datenerhebung

4.5 Berechnung des Gesamtbeobachtungszeitraumes

Der Zeitraum von der Erstellung der Füllung bis zum aktuellsten Erscheinen der Füllung in einem Befund (Zensus) oder bis zum Verlust (Ereignis) wurde als beobachtete Lebensdauer erfasst.

Der Beobachtungszeitraum, der sich insgesamt für die jeweilige Füllung ergab, wurde retrospektiv durch das zeitliche Intervall zwischen dem Datum der Füllungstherapie und dem letzten Kontrolltermin festgelegt. Im Falle eines Misserfolges wurde das Datum, an dem die Füllung per definitionem als Verlust verzeichnet wurde, als letzter Tag des Beobachtungszeitraumes gewertet.

4.6 Statistische Auswertung

Alle Daten wurden in einer Tabelle des Programms SPSS 15.0 [SPSS Inc., USA, Chicago/IL] erfasst und nach abgeschlossener Datensammlung und Konsistenzprüfung anonymisiert. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte nach der Methode nach Kaplan und Meier [Kaplan & Meier 1958]. Hierbei wurde die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit (csp) als eine Funktion in Abhängigkeit von der Zeit berechnet. Csp-Werte und Standardfehler wurden dabei für jeden Verlust, der auftrat, neu berechnet. Die Anwendung von SPSS ermöglichte eine deskriptive Darstellung der Daten durch Tabellen und Grafiken. Bei der Darstellung der Daten wurden für die quantitativen Messwerte folgende statistischen Kennzahlen berechnet:

n (Anzahl Füllungen), Mittelwert, Standardabweichung.

Der Log-Rank-Test wurde für Gruppenvergleiche mit einem Signifikanzniveau von $p=0,05$ angewendet.

5 Ergebnisse

5.1 Vorbemerkung

Zuerst wurde das Patientenkollektiv aufgeteilt nach Geschlecht und Alter betrachtet. Danach wurde das Gesamtkollektiv der untersuchten Restaurationen getrennt nach Materialien und hinsichtlich unterschiedlicher Faktoren analysiert (Anzahl an Füllungsflächen, Sensibilität, Behandler, Alter des Patienten). Es wurden entsprechend die mittlere Lebensdauer und die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit (csp) berechnet und auf Signifikanz überprüft. Abschließend wurde ein direkter Vergleich gezogen zwischen Untersuchungs- und Vergleichsgruppe hinsichtlich der errechneten csp der verschiedenen untersuchten Faktoren.

5.2 Deskriptive Statistik

5.2.1 Demographische Merkmale des Patientenkollektivs

5.2.1.1 Untersuchungsgruppe

Im Zeitraum von 1998 bis 2003 wurden in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg insgesamt 222 Patienten mit einer Kompositfüllung unter Verwendung eines Inserts versorgt. Die Nachuntersuchung der gelegten Insertrestaurationen konnte bei 40% der Patienten (n= 89) nicht durchgeführt werden (Beobachtungszeitraum der Füllung beträgt 0 Monate). Die Gesamtzahl der auswertbaren Patienten lag bei n= 133.

Geschlechterverteilung

Die Verteilung von männlichen und weiblichen Patienten war ausgewogen (Abb. 5.1). Mit einem Anteil von 51,4% (n= 114) überwog der Anteil weiblicher Patienten leicht gegenüber dem der männlichen Patienten mit 48,6% (n= 108).

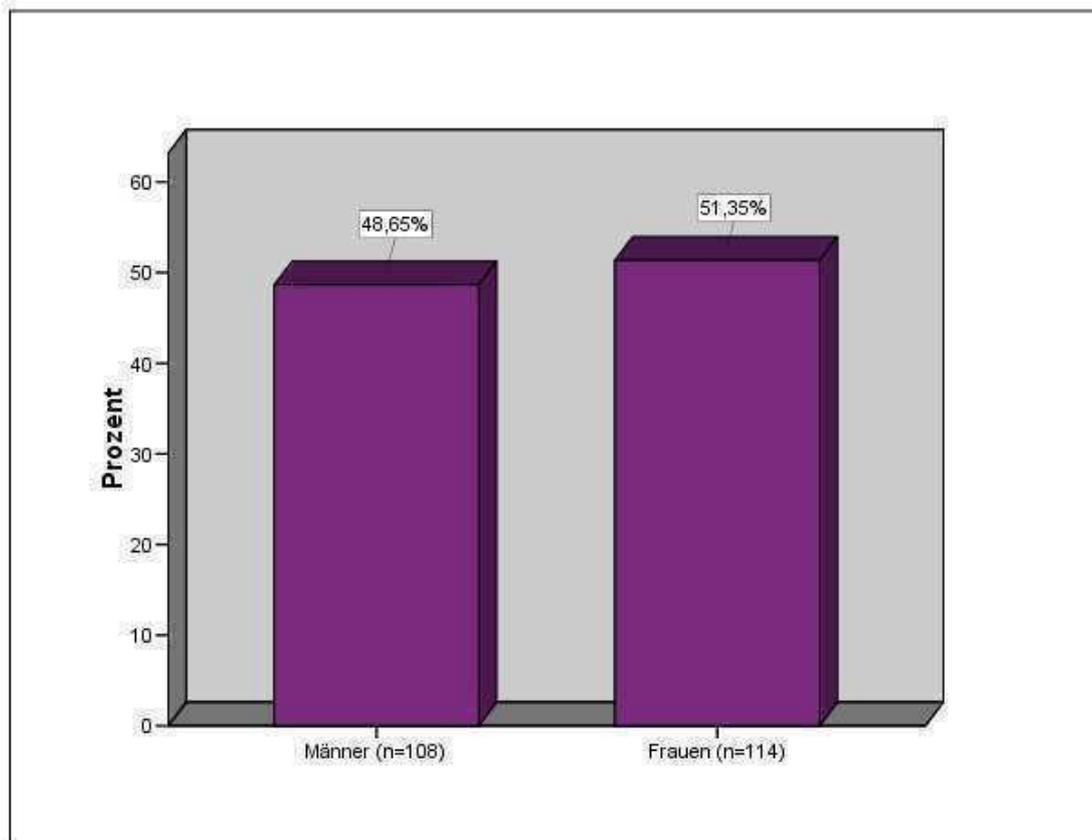


Abbildung 5.1: Darstellung der Geschlechterverteilung der Patienten der Untersuchungsgruppe durch ein Säulendiagramm. Auf der Abszisse ist die Unterteilung in zwei Gruppen (Männer und Frauen) und auf der Ordinate die Häufigkeit (%) innerhalb der jeweiligen Gruppe zu sehen.

Altersverteilung

Das Alter der untersuchten Patienten lag zwischen 13 und 84 Jahren. Eine

Verdeutlichung der Altersstruktur zeigt das Diagramm in Abbildung 5.2.

Der Altersmedian aller Patienten lag bei 34,8 Jahren. Die männlichen Patienten hatten einen Altersmedian von 33,4 Jahren (20-67 Jahre), die weiblichen einen von 36,2 Jahren (13-84 Jahre). Den größten Anteil nahmen die Patienten zwischen 20 und 29 Jahren ein mit fast der Hälfte aller untersuchten Patienten (47,3%).

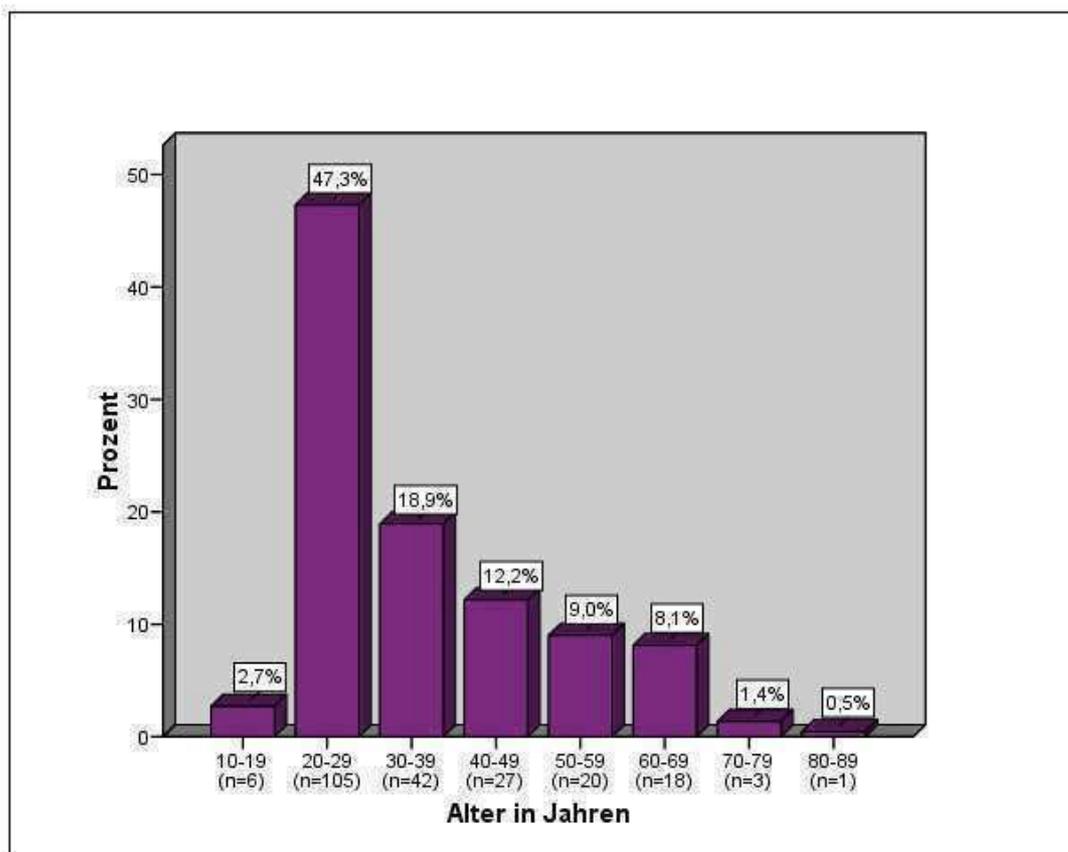


Abbildung 5.2: Säulendiagramm zur Darstellung der Altersverteilung der Patienten der Untersuchungsgruppe. Die Abszisse kennzeichnet das Alter der Patienten eingeteilt nach Jahrzehnten. Die Ordinate verdeutlicht die Häufigkeit der jeweiligen Altersgruppe in Prozent.

5.2.1.2 Vergleichsgruppe

Die Vergleichsgruppe setzte sich zusammen aus 181 Patienten, die im Untersuchungszeitraum eine Kompositfüllung in Inkrementschichttechnik erhalten haben. Die Nachuntersuchung der Kompositfüllungen war bei 33,2% (n= 60) der Patienten nicht möglich. Die Anzahl der auswertbaren Patienten lag bei n= 121 (66,9%).

Geschlechterverteilung

Die Geschlechterverteilung war bei den untersuchten Kompositfüllungen ausgeglichen (Abb. 5.3). Der Anteil männlicher Patienten betrug mit n= 91 50,3%. Der Anteil der Frauen lag mit n= 90 bei 49,7%.

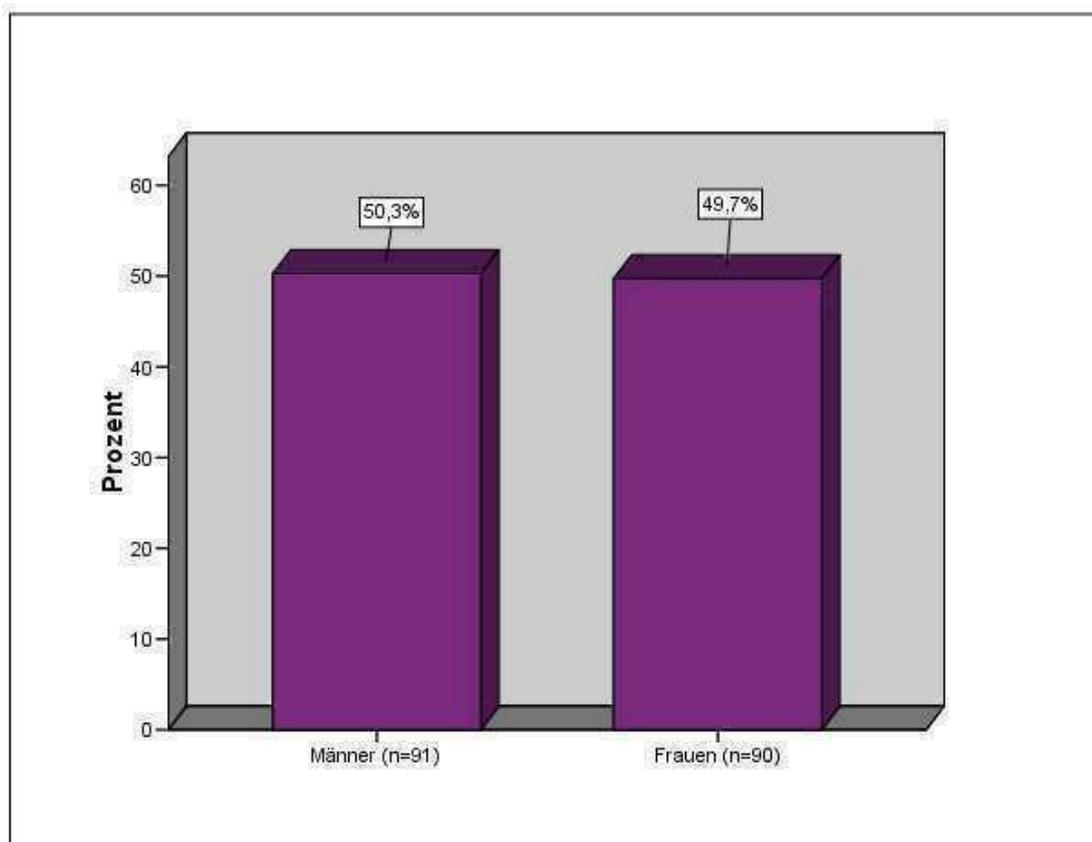


Abbildung 5.3: Säulendiagramm zur Darstellung der Geschlechterverteilung der Patienten der Vergleichsgruppe. Auf der Abszisse ist die Unterteilung in zwei Gruppen (Männer und Frauen) und auf der Ordinate die Häufigkeit (%) innerhalb der jeweiligen Gruppe zu sehen.

Altersverteilung

Das Alter der Patienten lag zwischen 11 und 84 Jahren. Eine Verdeutlichung der Altersstruktur zeigt das Diagramm in Abbildung 5.4. Der Altersmedian aller Patienten lag bei 32,8 Jahren. Die männlichen Patienten hatten einen Altersmedian von 36,5 Jahren (13-84 Jahre), die weiblichen einen von 29,1 Jahren (11-68 Jahre). Über die Hälfte aller untersuchten Patienten (50,3%) der Vergleichsgruppe war zwischen 20 und 29 Jahre alt.

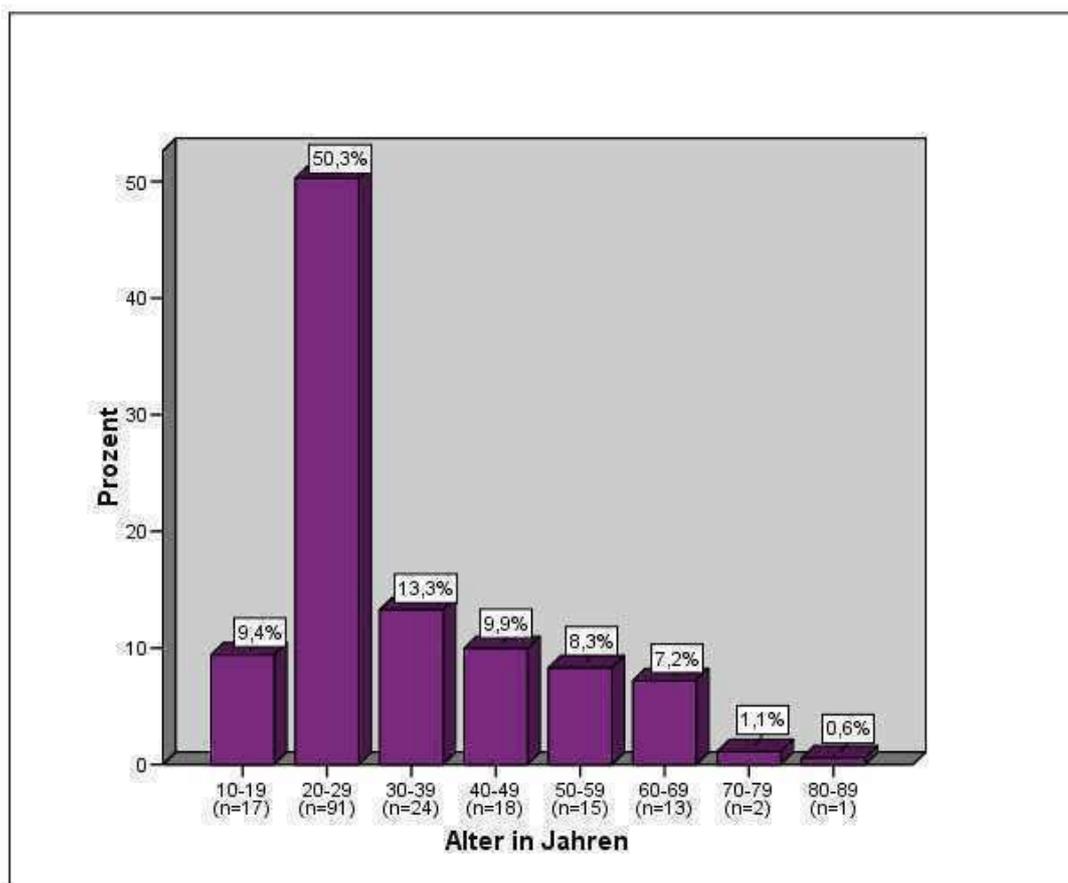


Abbildung 5.4: Säulendiagramm zur Darstellung der Altersverteilung der Patienten der Vergleichsgruppe. Die Abszisse kennzeichnet das Alter der Patienten eingeteilt nach Jahrzehnten, die Ordinate gibt den Anteil der jeweiligen Altersgruppe am Gesamtkollektiv in Prozent wieder.

5.2.2 Gesamtkollektiv untersuchter Restaurationen

5.2.2.1 Untersuchungsgruppe

Die Unterteilung der verschiedenen Insertsysteme erfolgt in Abbildung 5.5.

Den größten Anteil der untersuchten Insertrestaurationen mit $n=206$ (63,4%)

Restaurationen stellt die Gruppe der SDS-Inserts dar, gefolgt von 104 (32%) Cerafil-

Inserts. In 15 (4,6%) Fällen erfolgte die Versorgung mit einem Sonicsys-Insert.

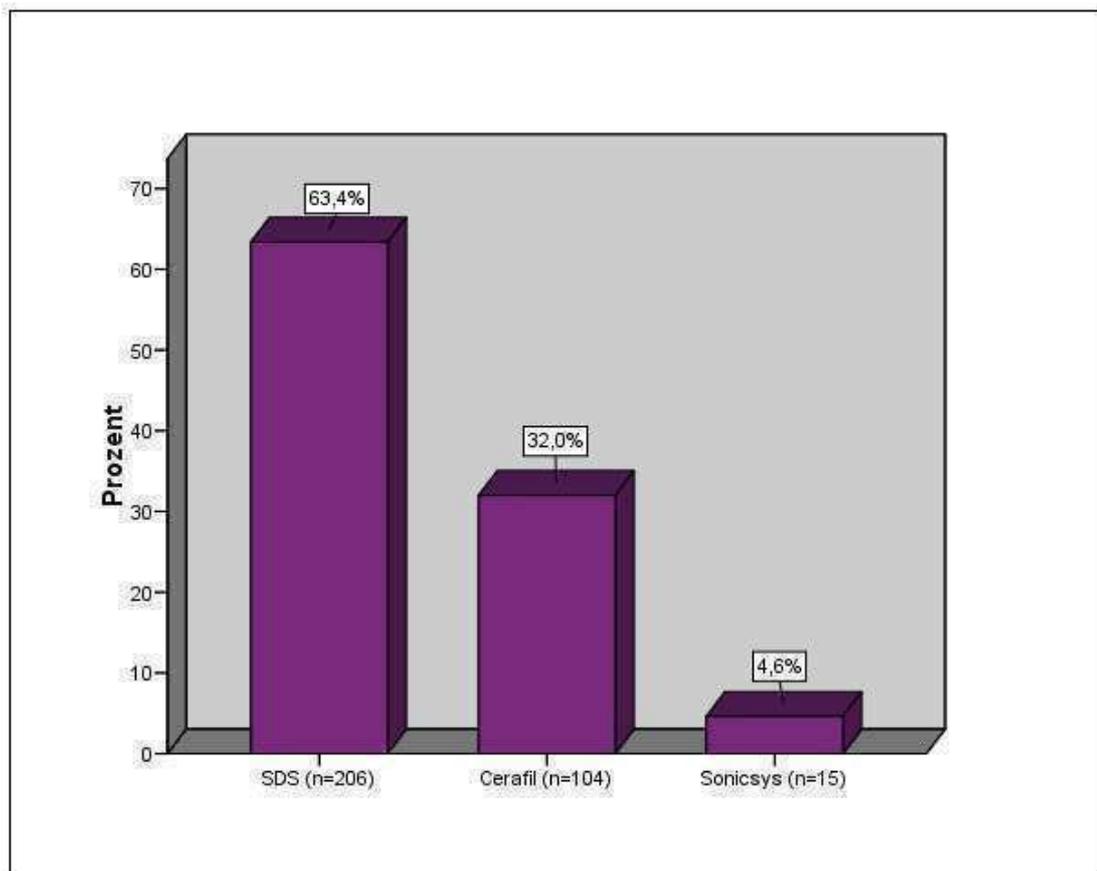


Abbildung 5.5: Säulendiagramm zur Veranschaulichung der Häufigkeitsverteilung innerhalb der Untersuchungsgruppe in Hinblick auf die verschiedenen Insertsysteme. Auf der Abszisse sind die unterschiedlichen Insertsysteme aufgeführt, auf der Ordinate ist der prozentuale Anteil der einzelnen Gruppen dargestellt.

Die Verteilung der Insertrestorationen auf Ober- und Unterkiefer war ausgeglichen. Der Anteil von Füllungen im Oberkiefer betrug 52,6% (n= 171), der Anteil im Unterkiefer lag mit 154 Füllungen bei 47,4%. Die Verteilung der Insertrestorationen in Abhängigkeit von den versorgten Zähnen verdeutlicht die Tabelle 5.1.

N= 171 (52,6%)	2	18	35	18	14	0	0	0	0	0	0	17	18	27	21	1
Zahn	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
Zahn	48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
N= 154 (47,4%)	3	18	27	16	9	0	0	0	0	0	0	14	16	24	21	6

Tabelle 5.1: Verteilung der Insertfüllungen in Abhängigkeit von den versorgten Zähne

Hinsichtlich der Anzahl der Füllungsflächen ergab sich für die Untersuchungsgruppe die folgende Verteilung:

Mit n= 157 (48,3%) nahmen die zweiflächigen Füllungen den größten Anteil ein, gefolgt von einflächigen Füllungen mit n= 140 (43,1%). Insgesamt wurden nur 23 (7,1%) dreiflächige und 5 (1,5%) vierflächige Insertrestorationen gelegt.

Tabelle 5.2 gibt eine Übersicht über die Verteilung der Insertfüllungen hinsichtlich der Anzahl an Füllungsflächen im Kollektiv aufgeteilt nach dem jeweiligen System.

Füllungsmaterial	Anzahl der Füllungsflächen	Anzahl der Füllungen
Inserts	1	140 (43,1%)
	2	157 (48,3%)
	3	23 (7,1%)
	4	5 (1,5%)
SDS	1	51 (15,7%)
	2	127 (39,1%)
	3	23 (7,1%)
	4	5 (1,5%)
Cerafil	1	89 (27,4%)
	2	15 (4,6%)
	3	0 (0,0%)
	4	0 (0,0%)
Sonicsys	1	0 (0,0%)
	2	15 (4,6%)
	3	0 (0,0%)
	4	0 (0,0%)

Tabelle 5.2: Häufigkeitsverteilung der Insertrestorationen in Abhängigkeit von der Anzahl der Füllungsflächen

Altersverteilung Untersuchungsgruppe

Für die anschließende statistische Auswertung wurden die untersuchten Restaurationen in Abhängigkeit vom Alter der Patienten in drei unterschiedliche Gruppen eingeteilt.

Gruppe 1 umfasst alle Patienten bis einschließlich 30 Jahren, Gruppe 3 alle Patienten ab 60 Jahren und Gruppe 2 alle restlichen Patienten.

Die Unterteilung der Insertrestaurationen in Abhängigkeit vom Patientenalter nach den oben genannten Kriterien ist in Abbildung 5.6 veranschaulicht. Den größten Anteil bildete die Gruppe 1 mit $n=165$ (50,8%) Insertfüllungen, gefolgt von Gruppe 2 mit $n=124$ (38,2%) und Gruppe 3 mit $n=36$ (11,1%) Restaurationen.

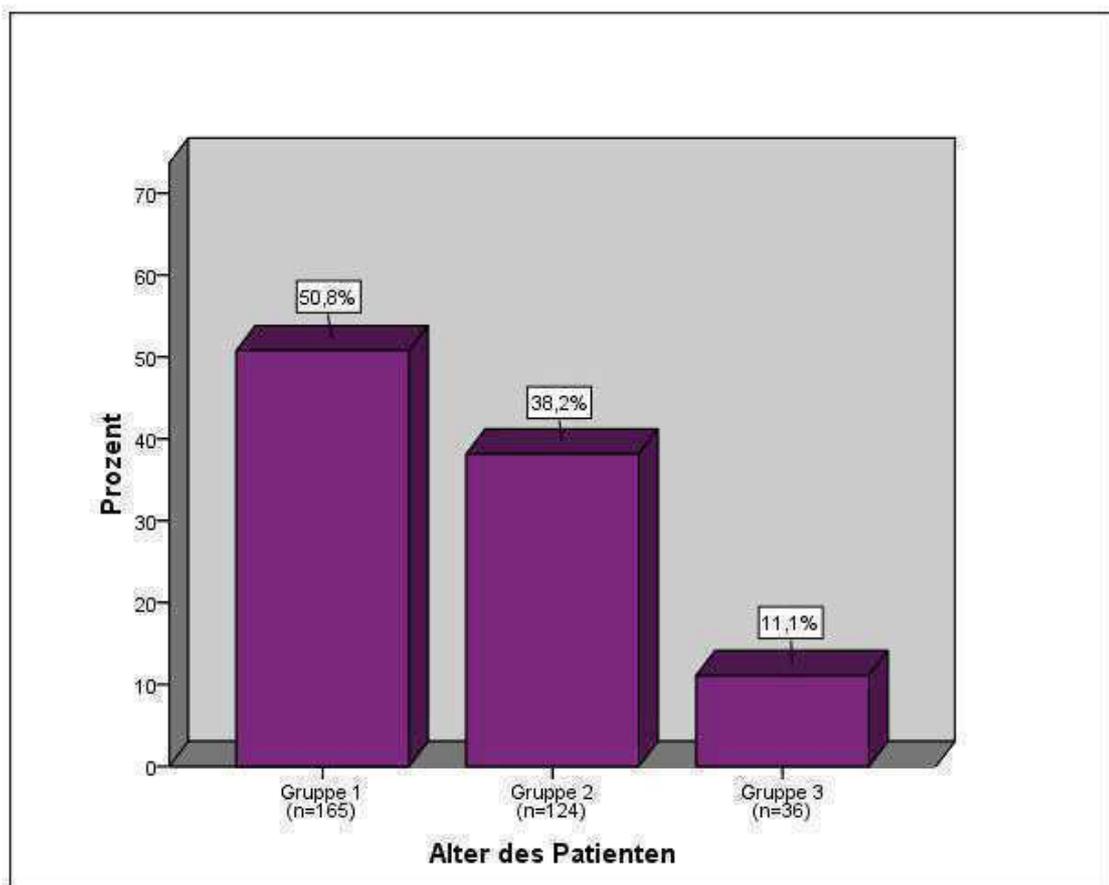


Abbildung 5.6: Säulendiagramm zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der untersuchten Insertrestaurationen in Abhängigkeit vom Alter der Patienten. Die Einteilung in die einzelnen Altersgruppen erfolgte hierbei nach den oben genannten Kriterien. Auf der Abszisse sind die verschiedenen Gruppen aufgeführt, auf der Ordinate die Häufigkeitsverteilung der jeweiligen Gruppe in Prozent.

5.2.2.2 Vergleichsgruppe

Die Verteilung der Kompositfüllungen auf Ober- und Unterkiefer war relativ ausgeglichen. Der Anteil von 179 (55,1%) Füllungen im Oberkiefer überwog leicht im Vergleich zum Unterkiefer mit 146 (44,9%) Füllungen. Die Verteilung der Kompositrestaurationen in Abhängigkeit von den versorgten Zähnen wird in Tabelle 5.3 aufgezeigt.

N= 179 (55,1%)	4	23	36	13	20	0	0	0	0	0	0	20	10	24	26	3
Zahn	18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
Zahn	48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38
N= 146 (44,9%)	6	17	16	14	13	0	0	0	0	0	0	14	12	31	21	2

Tabelle 5.3: Verteilung der Kompositfüllungen in Abhängigkeit von den versorgten Zähne

Hinsichtlich der Anzahl an Füllungsflächen ergab sich für die Untersuchungsgruppe die folgende Verteilung:

Den größten Anteil nahmen die einflächigen Füllungen mit n= 161 (49,5%) ein, gefolgt von zweiflächigen Füllungen mit n= 136 (41,9%). Insgesamt wurden nur 25 (7,7%) dreiflächige und 3 (0,9%) vierflächige Insertrestaurationen gelegt.

Tabelle 5.4 verdeutlicht die Verteilung der Kompositfüllungen nach der Anzahl der Füllungsflächen.

Füllungsmaterial	Anzahl der Füllungsflächen	Anzahl der Füllungen
Komposit	1	161 (49,5 %)
	2	136 (41,9 %)
	3	25 (7,7%)
	4	3 (0,9%)

Tabelle 5.4: Häufigkeitsverteilung der Kompositfüllungen in Abhängigkeit von der Anzahl der Füllungsflächen

Altersverteilung Vergleichsgruppe

Die Einteilung der Kompositfüllungen nach dem Alter der Patienten nach den oben genannten Kriterien ist in Abbildung 5.7 dargestellt. Gruppe 1 bildete mit $n=216$ (66,5%) Kompositfüllungen den größten Anteil, gefolgt von Gruppe 2 mit $n=86$ (26,5%) und Gruppe 3 mit $n=23$ (7,1%) Füllungen.

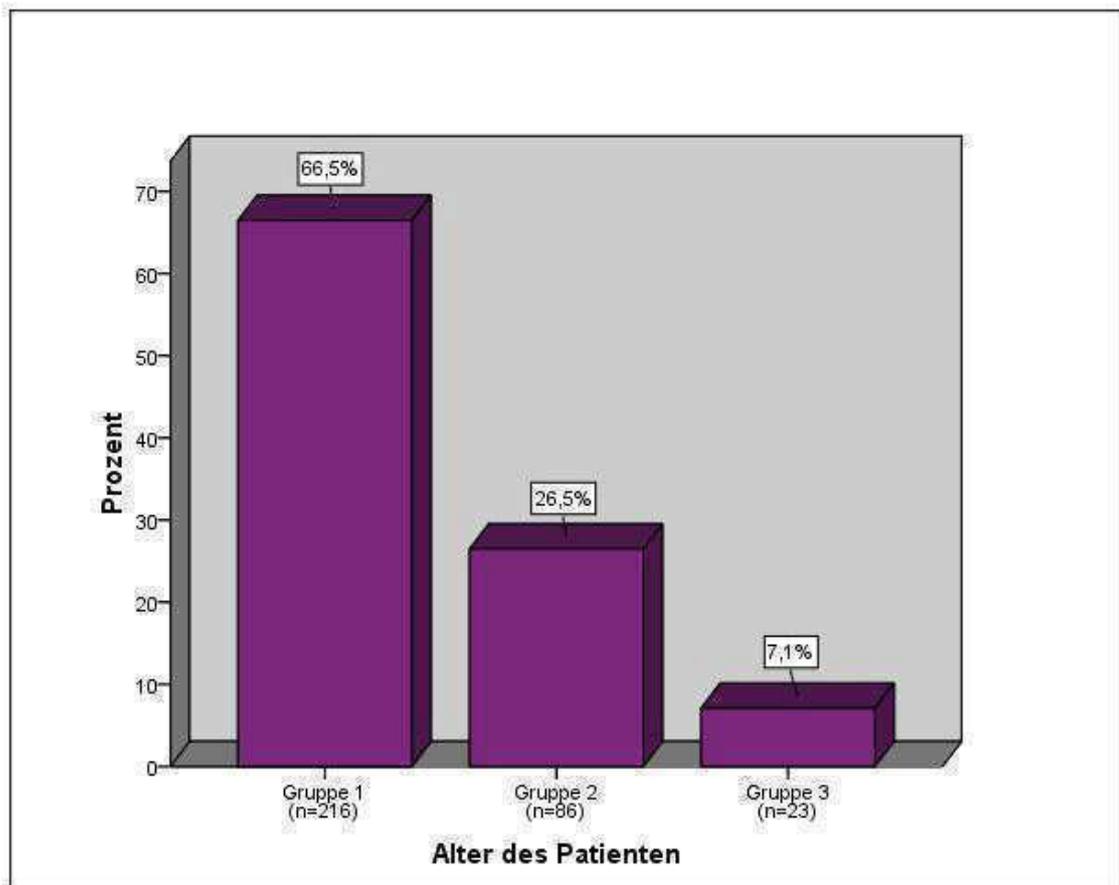


Abbildung 5.7: Säulendiagramm zur Veranschaulichung der Verteilung der untersuchten Kompositfüllungen in Abhängigkeit vom Patientenalter. Die Einteilung in die einzelnen Altersgruppen erfolgte hierbei nach den oben genannten Kriterien. Die Abszisse zeigt die verschiedenen Gruppen, die Ordinate die Anzahl innerhalb der jeweiligen Gruppe in Prozent.

5.2.3 Gesamtbeobachtungszeitraum

5.2.3.1 Untersuchungsgruppe

Der maximale Zeitraum, den eine Insertfüllung nachverfolgt werden konnte, betrug 126 Monate bei einer mittleren Beobachtungszeit von 91,718 ($\pm 4,064$) Monaten.

120 Restaurationen konnten nicht nachkontrolliert werden

(Beobachtungszeit 0 Monate).

Die Anzahl der auswertbaren Insertrestaurationen lag bei $n = 205$ (Abb. 5.8).

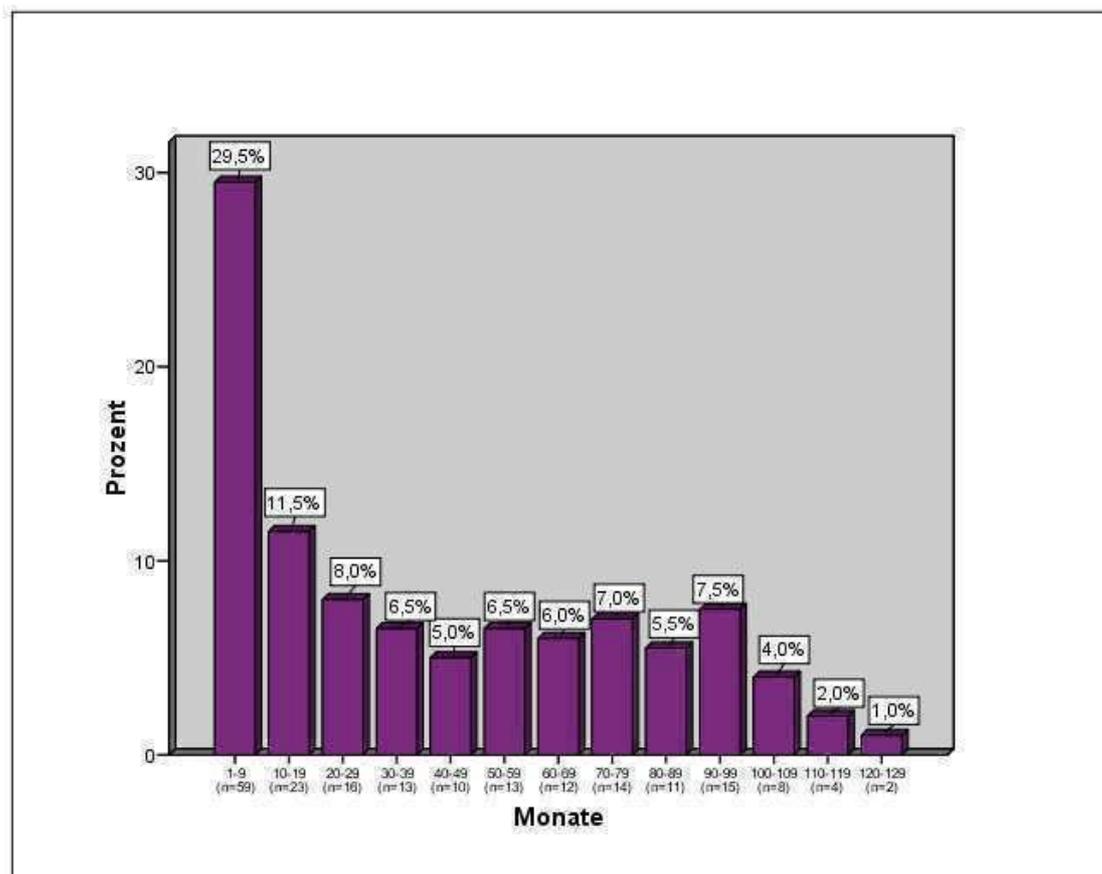


Abbildung 5.8: Säulendiagramm zur Veranschaulichung der Beobachtungszeit der untersuchten Insertrestaurationen. Die Abszisse gibt die Beobachtungszeit in Monaten wieder, die Einteilung erfolgte hierbei in 10-Monats-Schritten.

Die Ordinate verdeutlicht die Häufigkeitsverteilung der jeweiligen Gruppe in Prozent.

5.2.3.2 Vergleichsgruppe

Der längste Beobachtungszeitraum für die untersuchten Kompositfüllungen betrug 132 Monate. Es ergab sich ein mittlerer Beobachtungszeitraum von 98,566 ($\pm 3,962$) Monaten. Im Rahmen der Nachkontrolle konnten 108 Restaurationen nicht erfasst werden (Beobachtungszeit 0 Monate). Die Zahl der auswertbaren Kompositrestaurationen lag bei $n=217$ (Abb. 5.9).

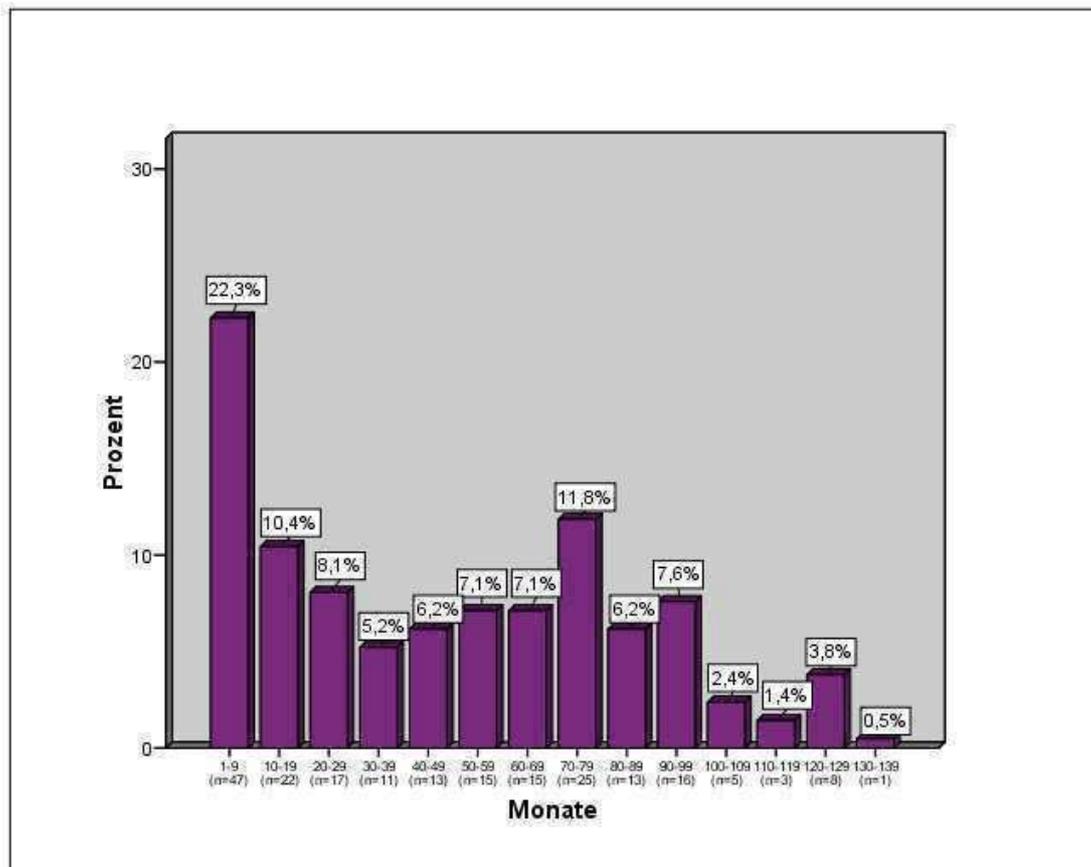


Abbildung 5.9: Säulendiagramm zur Darstellung der Beobachtungszeit der untersuchten Kompositfüllungen. Die Abszisse zeigt die Beobachtungszeit in Monaten, die Einteilung erfolgte hierbei in 10-Monats-Schritten. Die Ordinate verdeutlicht die Häufigkeit der jeweiligen Gruppe in Prozent.

5.3 Analytische Statistik

5.3.1 Berücksichtigung des Faktors „Füllungsmaterial“

5.3.1.1 Untersuchungsgruppe

Insgesamt wurden 44 (13,5%) Verluste registriert, der letzte Verlust nach 117 Monaten. Zu diesem Zeitpunkt waren noch 161 (49,5%) Restaurationen *in situ*, wodurch sich eine csp von 0,325 ($\pm 0,144$) und eine mittlere Überlebenszeit von 91,718 ($\pm 4,064$) Monaten für die untersuchten Insetrestaurationen ergibt (Abb. 5.10). Insgesamt 120 (36,9%) Füllungen konnten nicht nachuntersucht werden (Beobachtungszeit 0 Monate).

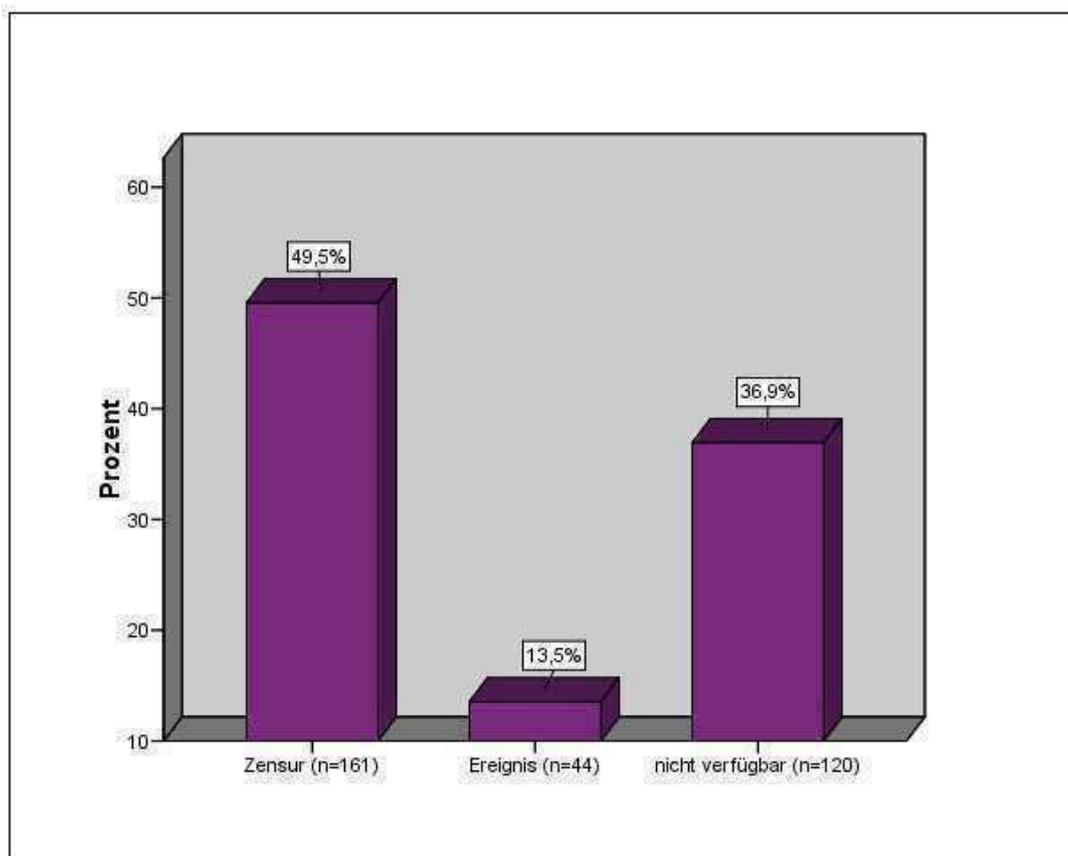


Abbildung 5.10: Balkendiagramm zur Darstellung von Ereignis und Zensur der untersuchten Füllungen sowie dem Anteil an nicht verfügbaren Insetrestaurationen innerhalb der Untersuchungsgruppe. Auf der Abszisse sind die unterschiedlichen Gruppen verzeichnet, die Ordinate zeigt die prozentuale Häufigkeitsverteilung der unterschiedlichen Gruppen auf.

Mit dem letzten Verlust nach 98 Monaten zeigten die Cerafil-Inserts eine csp von 0,648 ($\pm 0,140$) und eine mittlere Lebensdauer von 93,256 ($\pm 5,388$) Monaten. Für SDS-Inserts zeigte sich eine csp von 0,278 ($\pm 0,132$) und eine mittlere Lebensdauer von 87,631 ($\pm 4,832$) Monaten mit dem letzten Verlust nach 117 Monaten. Die Untersuchung zeigte eine csp von 1 (± 0) für die Sonicsys-Inserts mit keinem einzigen Verlust innerhalb des Untersuchungszeitraumes. Die längste Beobachtungsdauer betrug hierbei 64 Monate (Abb. 5.11).

Trotz der scheinbar hohen Verlustraten in den Gruppen der SDS-Inserts mit 35 (10,8%) Verlusten und Cerafil-Inserts mit 9 (2,8%) Verlusten im Vergleich mit der Gruppe der Sonicsys-Inserts mit 0 Verlusten ergab sich zwischen den drei Gruppen kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit ($p= 0,278$).

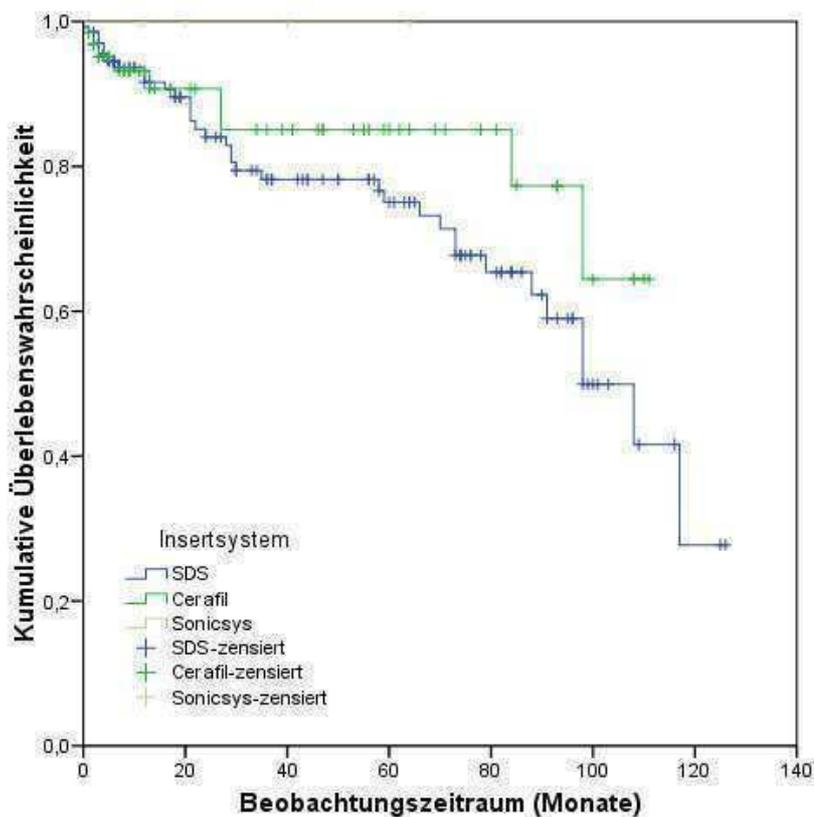


Abbildung 5.11: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zum Überleben aller Restaurationen der Untersuchungsgruppe aufgeteilt nach den verschiedenen Insertsystemen. Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p= 0,278$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten aufgezeigt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.1.2 Vergleichsgruppe

Für die untersuchten Kompositfüllungen zeigten sich 50 (15,4%) Verluste nach spätestens 129 Monaten. Zu diesem Zeitpunkt waren noch 167 (51,4%) Restaurationen *in situ*, wodurch sich eine csp von 0,435 ($\pm 0,180$) und eine mittlere Lebensdauer von 98,566 ($\pm 3,962$) Monaten ergab.

Die Nachuntersuchung konnte bei 108 (33,2%) Füllungen nicht durchgeführt werden (Beobachtungszeitraum 0 Monate) (Abb. 5.12).

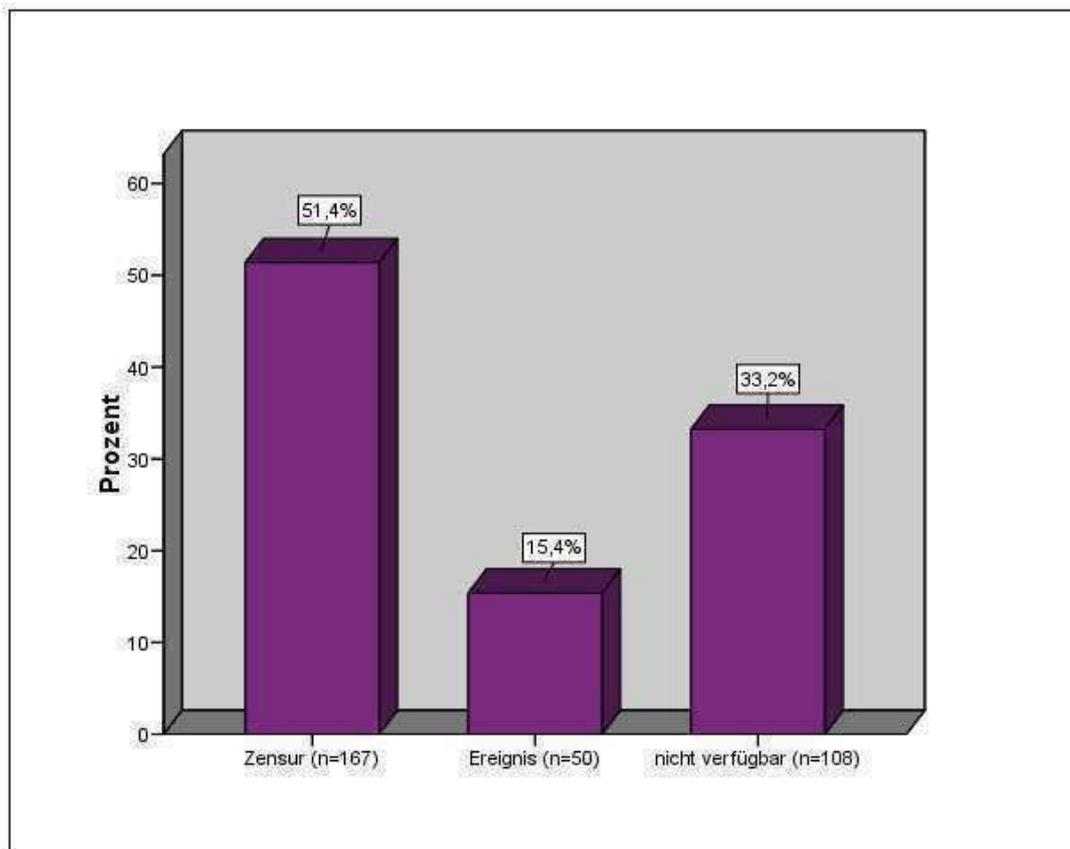


Abbildung 5.12: Balkendiagramm zur Darstellung von Ereignis und Zensur der untersuchten Füllungen sowie dem Anteil an nicht verfügbaren Kompositrestaurationen innerhalb der Kontrollgruppe. Die Abszisse zeigt die unterschiedlichen Gruppen, die Ordinate die Häufigkeitsverteilung der unterschiedlichen Gruppen in Prozent.

Der Vergleich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten der Untersuchungsgruppe (Insertrestaurationen) und der Vergleichsgruppe (Inkrementfüllungen) zeigte keinen signifikanten Unterschied (Log-Rank Test $p=0,792$) (Abb. 5.13).

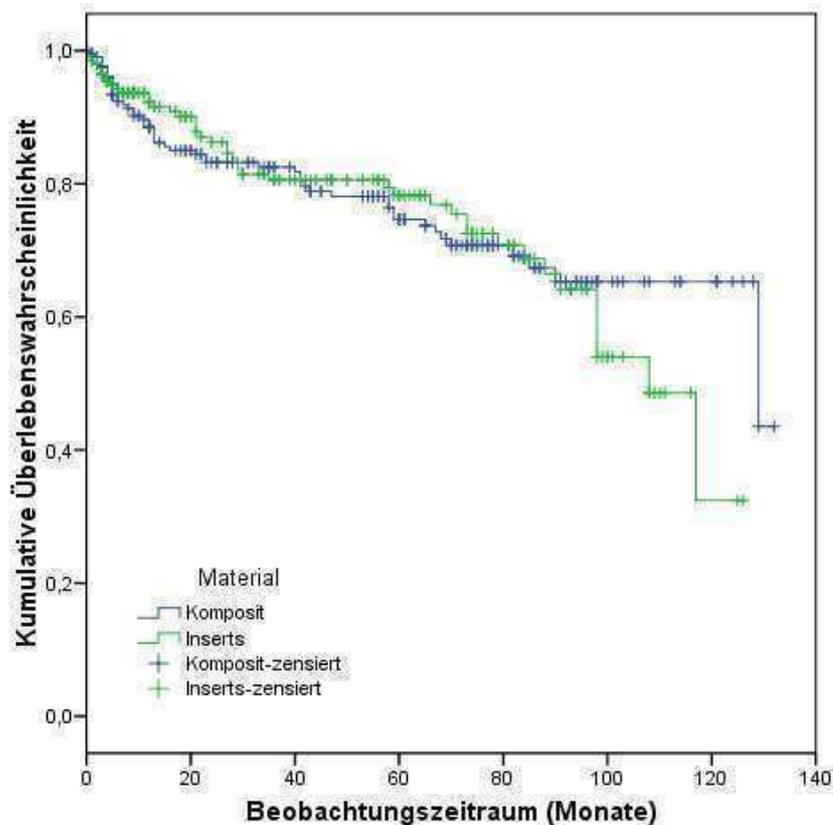


Abbildung 5.13: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Veranschaulichung der Überlebensrate von Insertrestaurationen und Kompositfüllungen im Vergleich. Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,792$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten aufgeführt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.2 Berücksichtigung des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“

5.3.2.1 Untersuchungsgruppe

Hinsichtlich der unterschiedlichen Flächenanzahl ergaben sich für die kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten folgende Werte:

Für einflächige Füllungen ergab sich eine csp von $0,472 (\pm 0,143)$ mit dem letzten Verlust nach 108 Monaten. Für zweiflächige Füllungen ergab der letzte Verlust nach spätestens 117 Monaten eine csp von $0,277 (\pm 0,201)$, für dreiflächige mit dem letzten Verlust nach 91 Monaten eine csp von $0,237 (\pm 0,198)$ und für vierflächige Restaurationen mit dem spätesten Verlust nach 1 Monat eine csp von $0,800 (\pm 0,179)$. Es ergaben sich hierbei keine signifikanten Abweichungen zwischen den einzelnen Gruppen (Log-Rank-Test $p= 0,374$) (Abb. 5.14).

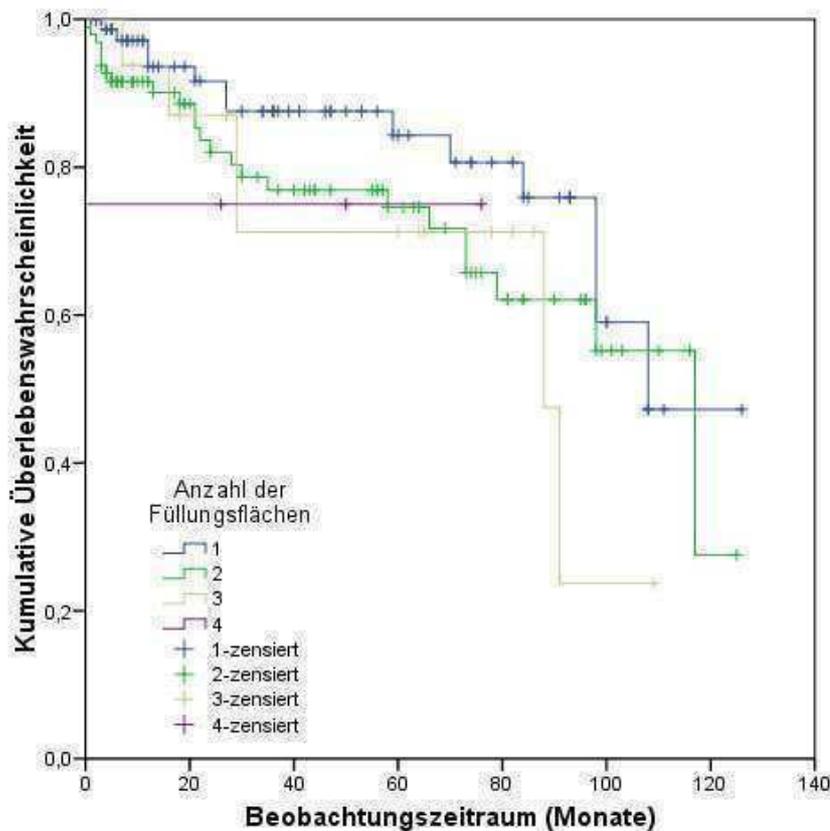


Abbildung 5.14: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zum Vergleich der Überlebensrate von Insertrestaurationen in Abhängigkeit von der Anzahl der Füllungsflächen. Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p= 0,374$). Die Abszisse zeigt die Beobachtungszeit in Monaten, die Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.2.2 Vergleichsgruppe

In Hinblick auf die Anzahl der Füllungsflächen ergaben sich bezüglich der csp folgende Werte: Für einflächige Füllungen zeigte sich eine csp von $0,672 (\pm 0,074)$ mit dem letzten Verlust nach 85 Monaten. Für zweiflächige Füllungen ergab sich eine csp von $0,466 (\pm 0,195)$ mit dem letzten Verlust nach spätestens 129 Monaten, für dreiflächige mit dem letzten Verlust nach 82 Monaten eine csp von $0,371 (\pm 0,152)$ und für vierflächige Restaurationen mit dem spätesten Verlust nach 5 Monaten eine csp von $0,500 (\pm 0,354)$. Im statistischen Vergleich zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen ein- und dreiflächigen Füllungen (Log-Rank-Test $p=0,028$) (Abb. 5.15).

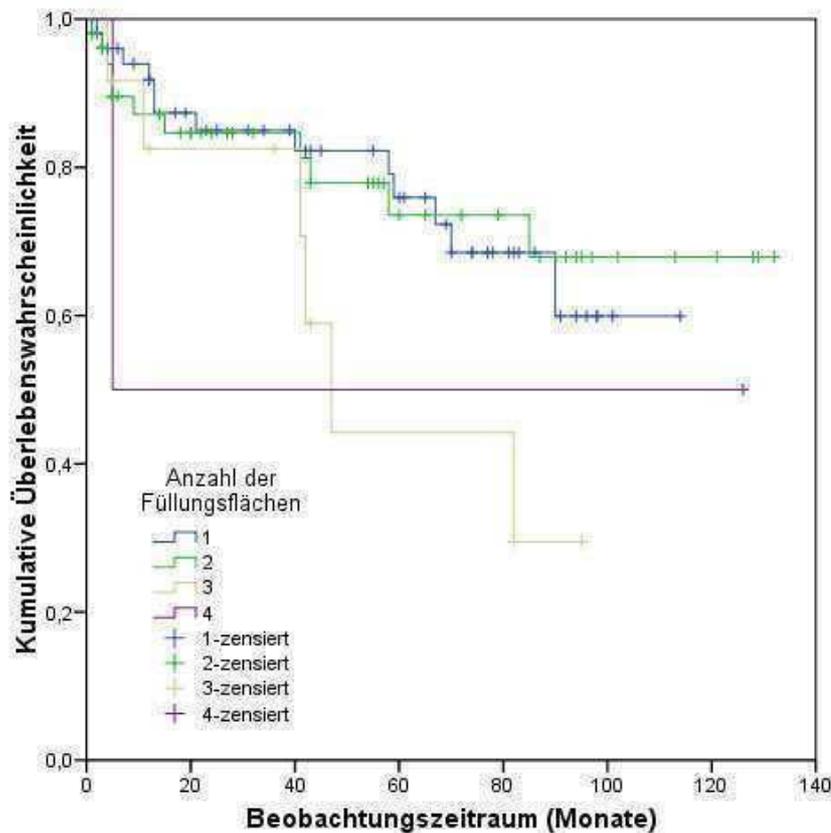


Abbildung 5.15: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Überlebensrate der Kompositfüllungen, differenziert nach der Anzahl der Füllungsflächen. Die Kurven zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen ein- und dreiflächigen Füllungen ($p=0,028$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten verzeichnet, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.3 Berücksichtigung des Faktors „Sensibilität“

5.3.3.1 Untersuchungsgruppe

Von den untersuchten Zähnen haben 258 (79%) sensibel und 24 (7%) desensibel auf Kälte reagiert. 43 (13%) Zähne wurden nicht anästhesiert und blieben ohne Angaben bezüglich der Vitalität. Die Untersuchung ergab in der Gruppe der sensiblen Zähne eine kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit von 0,378 ($\pm 0,164$) mit dem spätesten Verlust nach 117 Monaten sowie für die Gruppe der desensiblen Zähne eine kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit von 0,000 ($\pm 0,000$) mit dem letzten Verlust nach 98 Monaten. Der Unterschied zwischen den beiden Gruppen ist hierbei hoch-signifikant ($p= 0,001$) (Abb. 5.16).

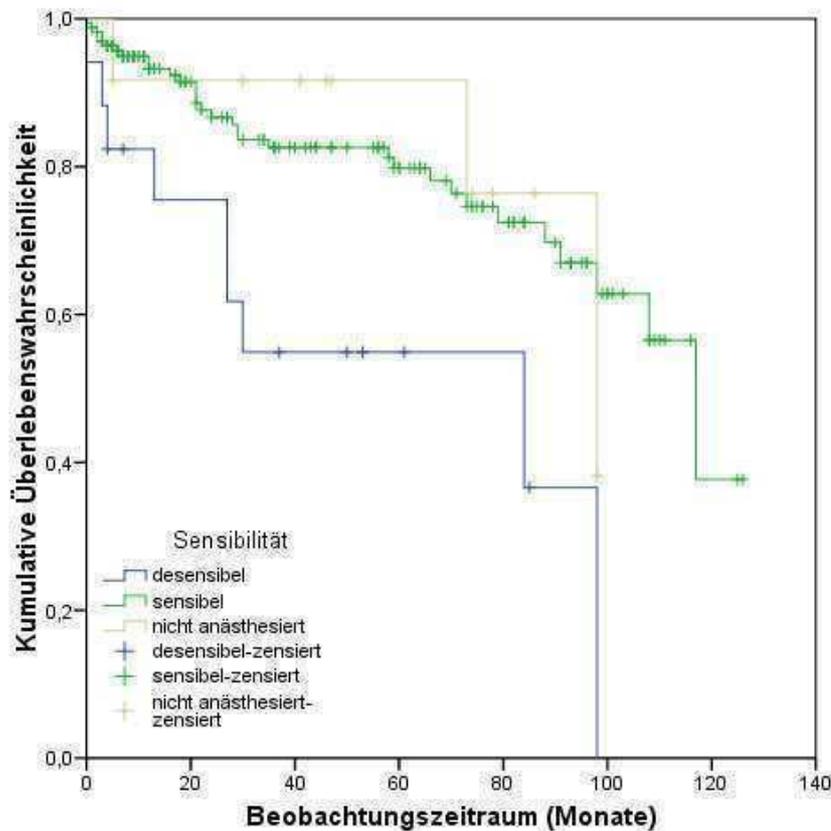


Abbildung 5.16: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zum Vergleich der Überlebensrate von Insertrestaurationen in Abhängigkeit von der Sensibilität der versorgten Zähne. Die Kurven zeigen einen hoch-signifikanten Unterschied auf ($p= 0,001$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten dargestellt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.3.2 Vergleichsgruppe

Insgesamt 203 (63%) der untersuchten Zähne reagierten sensibel auf Kälte, wobei 22 (7%) Zähne desensibel auf Kälte reagierten. 100 (31%) Zähne wurden nicht anästhesiert und blieben ohne Angaben hinsichtlich der Vitalität. Der letzte Verlust nach 129 Monaten ergab für die untersuchten sensiblen Zähne eine kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit von $0,429 (\pm 0,178)$. Die desensiblen Zähne zeigten mit dem spätesten Verlust nach 90 Monaten eine kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit von $0,325 (\pm 0,175)$. Der Log-Rank-Test ergab keinen signifikanten Unterschied ($p=0,541$). Der Vergleich der csp innerhalb der Vergleichsgruppe, aufgeteilt nach sensiblen und desensiblen Zähnen ist in Abbildung 5.17 aufgezeigt.

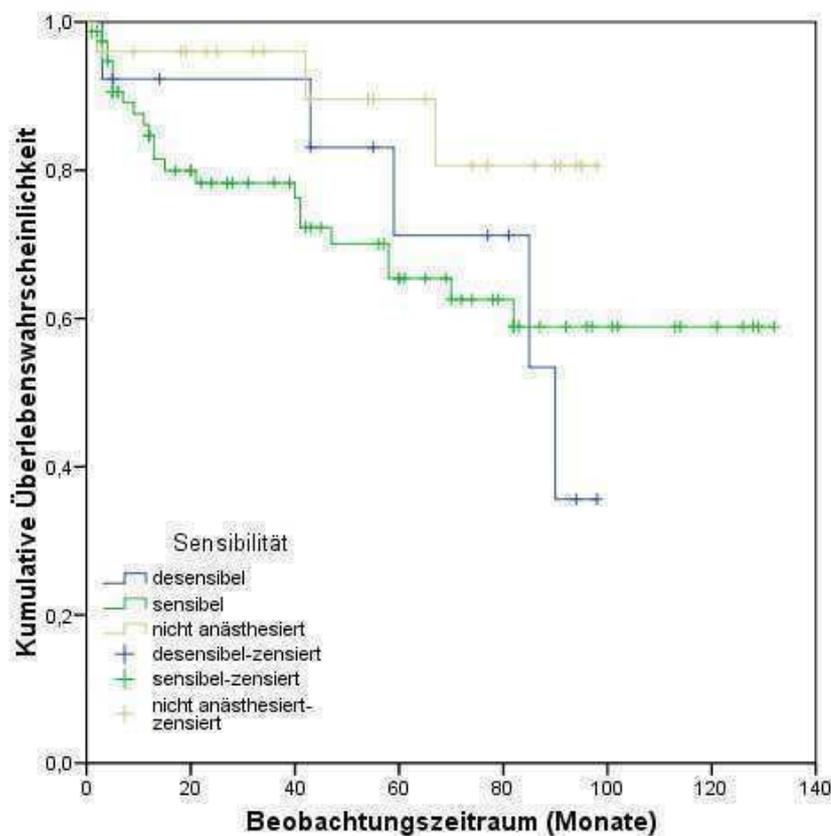


Abbildung 5.17: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Überlebensrate von Kompositfüllungen in Abhängigkeit von der Sensibilität der versorgten Zähne. Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,541$). Die Abszisse zeigt die Beobachtungszeit in Monaten, die Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.4 Berücksichtigung des Faktors „Behandler“

5.3.4.1 Untersuchungsgruppe

301 (93%) der untersuchten Insertrestaurationen wurden von Studenten gelegt und 24 (7%) von approbierten Zahnärzten. Für die von Studenten versorgten Zähne ergab sich eine csp von 0,524 ($\pm 0,089$) mit dem spätesten Verlust nach 108 Monaten. Bei der Gruppe der von Zahnärzten versorgten Zähne dieser Versorgungsart ergab sich eine csp von 0,000 ($\pm 0,000$) mit dem letzten Verlust nach 117 Monaten. Hierbei traten keine signifikanten Abweichungen auf ($p= 0,708$). Abbildung 5.18 zeigt die Überlebensfunktion der Insertrestaurationen aufgeteilt nach den Behandlern.

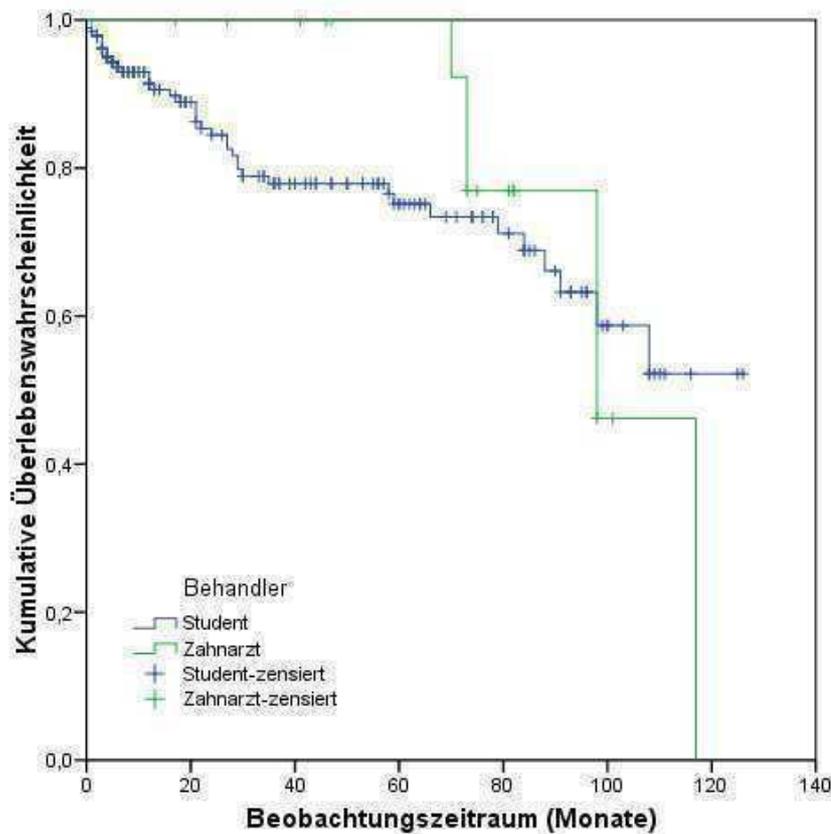


Abbildung 5.18: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Darstellung der Überlebensrate von Insertrestaurationen in Abhängigkeit vom Behandler.

Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p= 0,708$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten aufgeführt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.4.2 Vergleichsgruppe

Der Anteil der von qualifizierten Zahnärzten gelegten Kompositfüllungen lag mit 133 bei 41%. Die restlichen 192 (59%) Füllungen wurden von Studenten gelegt.

Bei der Gruppe der von Zahnärzten versorgten Zähne dieser Versorgungsart ergab sich eine csp von 0,408 ($\pm 0,174$) mit einem letzten Verlust nach 129 Monaten. Für die von Studenten versorgten Zähne ergab sich eine csp von 0,682 ($\pm 0,056$) mit dem spätesten Verlust nach 85 Monaten. Hierbei traten keine signifikanten Abweichungen im Log-Rank-Test auf ($p=0,747$). Abbildung 5.19 zeigt die Überlebensfunktion der Kompositfüllungen aufgeteilt nach den Behandlern.

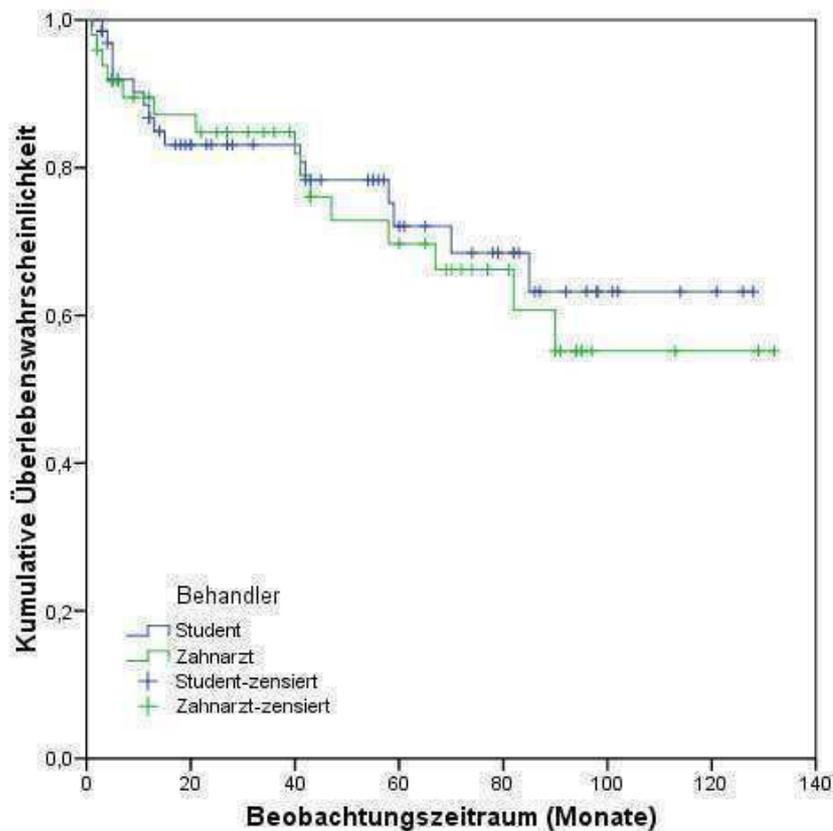


Abbildung 5.19: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zum Vergleich der Überlebensrate von Kompositrestaurationen in Abhängigkeit von der Sensibilität der versorgten Zähne. Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,747$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten dargestellt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.5 Berücksichtigung des Faktors „Alter des Patienten“

5.3.5.1 Untersuchungsgruppe

Hinsichtlich der Überlebenswahrscheinlichkeit ergaben sich für Gruppe 1 nach 117 Monaten eine csp von 0,477 ($\pm 0,215$), für Gruppe 2 eine csp von 0,431 ($\pm 0,109$) nach spätestens 98 Monaten und für Gruppe 3 eine csp von 0,322 ($\pm 0,152$) nach maximal 108 Monaten. Es zeigte sich im Vergleich ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe 1 und der Gruppe 3 ($p=0,018$). Die Überlebensfunktionen der Insertrestorationen in Abhängigkeit von der Altersgruppe sind in Abbildung 5.20 aufgezeigt.

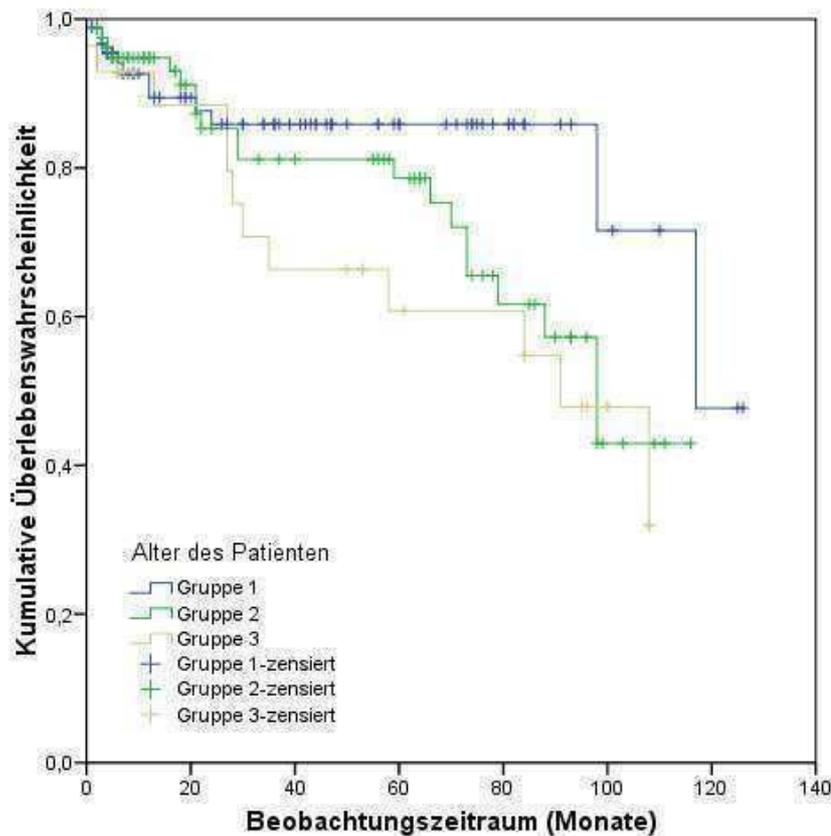


Abbildung 5.20: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Überlebensrate von Insertrestorationen in Abhängigkeit vom Alter der Patienten. Die Gruppeneinteilung erfolgte nach den oben genannten Kriterien. Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Kurve der Gruppe 1 und der Kurve der Gruppe 3 ($p=0,018$).

Die Abszisse zeigt die Beobachtungszeit in Monaten, die Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.3.5.2 Vergleichsgruppe

Für Gruppe 1 ergab sich nach 129 Monaten eine csp von 0,475 ($\pm 0,197$), für Gruppe 2 nach 90 Monaten eine csp von 0,580 ($\pm 0,088$) und für Gruppe 3 nach 59 Monaten eine csp von 0,640 ($\pm 0,131$).

Der statistische Vergleich zeigte keinen signifikanten Unterschied ($p=0,822$).

Abbildung 5.21 zeigt den Vergleich der Kompositfüllungen aufgeteilt nach den Altersgruppen.

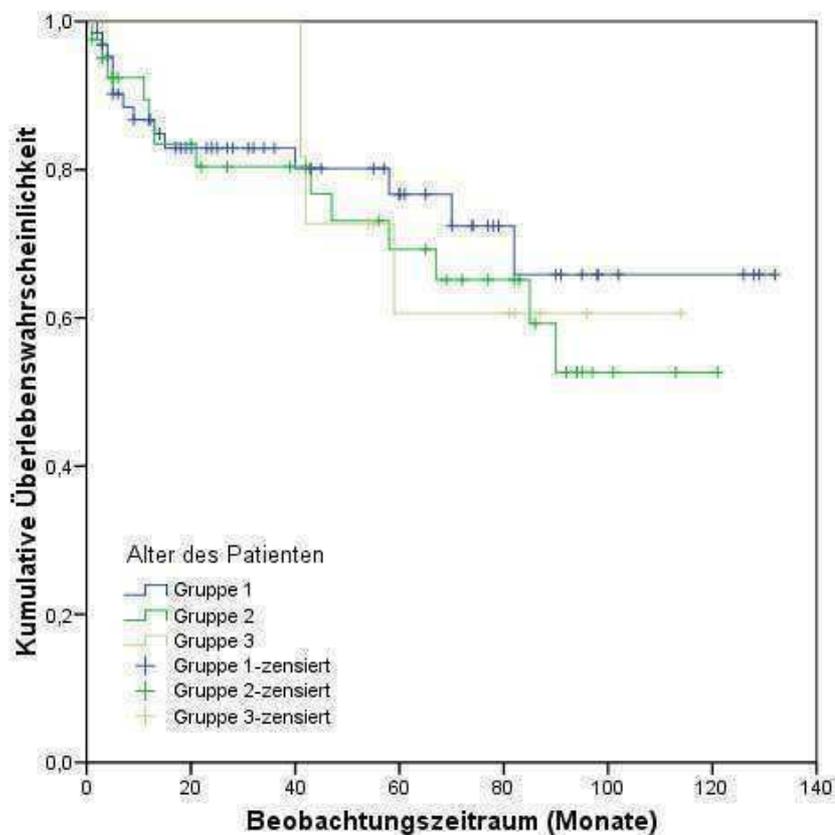


Abbildung 5.21: Verlaufskurve nach Kaplan-Meier zur Veranschaulichung der Überlebensrate von Kompositfüllungen in Abhängigkeit vom Patientenalter.

Die Gruppeneinteilung erfolgte nach den oben genannten Kriterien. Es zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Kurven ($p=0,822$). Auf der Abszisse ist die Beobachtungszeit in Monaten aufgeführt, auf der Ordinate die kumulative Wahrscheinlichkeit, verlustfrei zu bleiben.

5.4 Direkter Vergleich der csp der beiden untersuchten Gruppen

Der direkte Vergleich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten von Insert- und Inkrementfüllungen ergab in keinem der betrachteten Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$) (Tabelle 5.5).

Untersucher Faktor	Unterteilung	Inserts csp (Std.abw.)	Inkremete csp (Std.abw.)	Signifikanz
Anzahl der Füllungsflächen	1-flächig	0,472 (0,143)	0,672 (0,074)	0,604
	2-flächig	0,277 (0,201)	0,466 (0,195)	0,322
	3-flächig	0,237 (0,198)	0,371 (0,152)	0,495
	4-flächig	0,800 (0,179)	0,500 (0,354)	0,806
Sensibilität	sensibel	0,378 (0,164)	0,429 (0,178)	0,340
	desensibel	0,000 (0,000)	0,325 (0,175)	0,209
Behandler	Student	0,524 (0,089)	0,682 (0,056)	0,739
	Zahnarzt	0,000 (0,000)	0,408 (0,174)	0,727
Alter des Patienten	Gruppe 1	0,477 (0,215)	0,475 (0,197)	0,360
	Gruppe 2	0,431 (0,109)	0,580 (0,088)	0,923
	Gruppe 3	0,322 (0,152)	0,640 (0,131)	0,211

Tabelle 5.5: Direkter Vergleich der csp von Untersuchungs- und Vergleichsgruppe, aufgeteilt nach den verschiedenen Faktoren

5.5 Hypothesenprüfung

Die in Kapitel 3 formulierten Ausgangshypothesen können anhand der ermittelten Ergebnisse verifiziert werden.

5.5.1 Erste Hypothese:

„Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, unterscheidet sich nicht von dem klinischen Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die in der Inkrementeschichttechnik gelegt wurden.“

Der Vergleich der untersuchten Insertrestaurationen und Inkrementfüllungen konnte hinsichtlich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen aufzeigen (Log-Rank-Test $p=0,792$). Die Arbeitshypothese konnte durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden.

5.5.2 Zweite Hypothese

„Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, ist unabhängig von der Zusammensetzung der Keramik des eingebrachten Inserts.“

Der Vergleich von Keramikinserts aus Empress (Sonicsys und Cerafil) und Inserts aus Feldspatkeramik (SDS Inserts) zeigte in Hinblick auf die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit keinen signifikanten Unterschied auf (Log-Rank-Test $p=0,138$).

Die Arbeitshypothese konnte durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden.

5.5.3 Dritte Hypothese

„Das klinische Langzeitverhalten von Kompositfüllungen, die unter Verwendung eines keramischen Formkörpers gelegt wurden, ist unabhängig von der Präparationsart und Primärpassung des eingebrachten Keramikinserts.“

Alle drei untersuchten Insertsysteme unterscheiden sich hinsichtlich der Präparationsart sowie der Primärpassung des verwendeten Inserts. Der Vergleich der drei Insertsysteme untereinander konnte in keinem Fall einen signifikanten Unterschied hinsichtlich der errechneten kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten aufzeigen (Log-Rank-Test $p= 0,278$).

Die Arbeitshypothese konnte durch die vorliegenden Ergebnisse bestätigt werden.

6 Diskussion

6.1 Vorbemerkung

Das Ziel der vorliegenden *in-vivo* Studie war die Untersuchung des klinischen Langzeitverhaltens von drei unterschiedlichen Insertsyste men. Durch den Vergleich mit Inkrementfüllungen sollen Rückschlüsse auf die Eignung des untersuchten Verfahrens gezogen werden, die Haltbarkeit von Kompositfüllungen durch die Verwendung von keramischen Makrofüllkörpern im klinischen Alltag zu verbessern. Es wurde für beide Gruppen die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit errechnet und auf Signifikanz überprüft. Dabei wurden unterschiedliche Parameter betrachtet, die einen Einfluss auf die Haltbarkeit der Füllungen gehabt haben können. Abschließend wurde ein direkter Vergleich der ermittelten csp beider Gruppen aufgestellt. Zunächst sollen Füllungs- und Patientengut sowie die Methode der statistischen Auswertung kritisch betrachtet werden. Die Frage, inwieweit sich die Langzeitprognose von Kompositfüllungen durch die Verwendung von keramischen Inserts verbessern lässt, soll mithilfe der vorliegenden Ergebnisse beantwortet werden. Hierbei sollen die ermittelten kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten der untersuchten Restaurationsmaterialien mit den Ergebnissen früherer Studien verglichen werden. Zudem soll erörtert werden, inwieweit die Anzahl der Füllungsflächen, die Sensibilität, der Behandler sowie das Alter des Patienten einen Einfluss auf die klinische Haltbarkeit von Insertrestorationen haben.

6.2 Diskussion zur Patientenauswahl und Methodik

6.2.1 Patientenkollektiv

Für das untersuchte Patientenkollektiv ergab sich sowohl für die Untersuchungsgruppe (w: 51,4%, m: 49,6%) als auch für die Vergleichsgruppe (w: 50,3%, m: 49,7%) eine relativ ausgeglichene Geschlechterverteilung (Abb. 5.1 und 5.3). Beide Gruppen zeigten hinsichtlich der Altersverteilung einen großen Anteil an relativ jungen Patienten.

So lag der Anteil von Patienten im Alter zwischen 20 und 29 in beiden Gruppen bei circa der Hälfte aller untersuchten Patienten (Inserts 47,4%, Inkremente 50,3%) (Abb. 5.2 und 5.4). Nach der Einteilung in drei Altersgruppen im Sinne der festgelegten Kriterien wird dieser Aspekt noch deutlicher (Abb. 5.6 und 5.7). Der Anteil in Gruppe 1 (≤ 30 Jahre) lag bei über der Hälfte aller untersuchten Restaurationen (Inserts 50,8% mit $n= 165$, Inkremente 66,5% mit $n= 216$). Gruppe 3 (≥ 60 Jahre) hingegen nahm nur noch ungefähr ein Zehntel aller untersuchten Füllungen ein (Inserts 11,1% mit $n= 36$, Inkremente 7,1% mit $n= 23$). Bei der Auswertung der Untersuchungsergebnisse zum klinischen Langzeitverhalten stellt die geringe Varianz innerhalb der Altersverteilung einen limitierenden Faktor dar.

6.2.2 Füllungskollektiv

Insgesamt wurden in der vorliegenden Studie 325 Insertfüllungen verfolgt. Die Anzahl von untersuchten Restaurationen in vergleichbaren *in-vivo* Studien reichte von 7 bis 528 [Lutz & Leuthard 1978, Flessa et al. 1999]. In der aktuellen Studie waren die Anteile der einzelnen Insertsysteme am Gesamtkollektiv der Untersuchungsgruppe relativ ungleich verteilt (Abb. 5.5). Die SDS-Inserts bildeten den größten Anteil mit 63,4% ($n= 206$). Ungefähr ein Drittel der Untersuchungsgruppe bildeten Cerafil-Inserts mit 32% ($n= 104$). Sonicsys-Inserts bildeten mit 4,6% ($n= 15$) nur einen relativ kleinen Anteil. Die Ergebnisse zum Langzeitverhalten der einzelnen Insertsysteme sollten aufgrund der zum Teil nur geringen Fallzahl der untersuchten Systeme mit Einschränkungen betrachtet werden. In beiden Gruppen war die Verteilung der Restaurationen auf Ober- und Unterkiefer sowie auf die verschiedenen Quadranten relativ ausgeglichen (Tabelle 5.1 und 5.3). Kleinere (ein- bis zweiflächige) Füllungen bildeten mit einem Anteil von jeweils 91,4% den Großteil des Untersuchungsgutes beider Gruppen. Nur weniger als ein Zehntel des gesamten Untersuchungsgutes umfasste größere Füllungen mit mehr als zwei Flächen (Tabelle 5.2 und 5.4). Die Ergebnisse zum Langzeitverhalten der Restaurationen in Hinblick auf den Faktor „Anzahl an Füllungsflächen“ sollten aufgrund der zum Teil nur geringen Fallzahl der einzelnen Gruppen mit Einschränkungen betrachtet werden.

6.2.3 Definition von Erfolg und Misserfolg

Der Erfolg einer Restauration wurde festgelegt als eine zum Zeitpunkt der letzten Untersuchung noch *in situ* befindlichen Restauration. Jeder Verlust einer Füllung wurde in der aktuellen Studie unabhängig von der Ursache als Misserfolg gewertet. Es fand diesbezüglich keine Differenzierung statt, wobei auch bei einer völlig intakten Füllung parodontale Probleme oder Traumata zu einem Verlust des Zahnes und somit auch der Füllung geführt haben könnten. Dies könnte einen negativen Einfluss auf die Ergebnisse der Untersuchung gehabt haben. Anhand verschiedener Untersuchungsmethoden (visuelle Kontrolle, Sondierung, REM) erfolgte in vorangegangenen klinischen Studien eine kalibrierte Beurteilung durch eine begrenzte Zahl von Behandlern und eine Einteilung anhand verschiedener Kriterien [Lutz & Leuthard 1978, Lösche 1996, Ödman et al. 1998, Ödman 2002, Sjögren et al. 2000, Hugo et al. 2001, Millar & Robinson 2006]. Im Gegensatz zu vorangegangenen *in-vivo* Studien fand in der aktuellen Studie keine kalibrierte klinische Untersuchung statt. Die Bewertung von unterschiedlichen Kriterien (z.B. marginaler Randschluss, Verfärbung, Kariesbefall, etc.) als Ursache für einen Austausch der betreffenden Restauration oblag dem Ermessen des behandelnden Zahnarztes und kann somit nicht als einheitlich angesehen werden.

Jedoch besitzen die in den oben genannten Studien angewandten Kriterien nur eine begrenzte Aussagefähigkeit, da in den meisten Fällen die Kontrolle nicht durch den gleichen Behandler durchgeführt wurde wie die Füllungstherapie. Demnach kann keine verlässliche Aussage getroffen werden, ob ein überstehender Füllungsrand oder ein Unterschuss nicht schon zu Beginn bei der jeweiligen Füllung vorlag oder erst im Laufe der Zeit entstanden ist.

Die Einteilung in Erfolg und Misserfolg orientierte sich ausschließlich an den in Tabelle 4.1 aufgeführten Daten, die den untersuchten Patientenakten entnommen wurden. So ergibt sich durch das retrospektive Design der aktuellen Studie eine vergleichsweise grobe Klassifizierung, wobei Kriterien wie Randschluss und Verfärbungen nicht in die Wertung mit eingeflossen sind. Folglich ist eine Aussage über Ursachen eines Misserfolges anhand der vorliegenden Studienergebnisse nur bedingt möglich, jedoch kann durch die gewonnenen Ergebnisse eine Aussage getroffen werden, ob sich ein Verfahren klinisch bewährt oder nicht [Hugo et al. 2001].

6.2.4 Beobachtungszeitraum

In der vorliegenden Studie lag die Anzahl an auswertbaren Insertrestorationen bei $n= 205$. Insgesamt 120 (37%) Füllungen konnten nicht nachuntersucht werden (Beobachtungszeit 0 Monate). Klinische Studien zeigen oft initial eine sehr gute Recall-Rate, die jedoch im weiteren Verlauf der Studie stetig abnimmt. So ergab sich auch für unsere Studie infolge einer großen Anzahl von Probanden und eines langen Beobachtungszeitraumes eine relativ hohe Rate an nicht nachkontrollierten Restaurationen, wobei retrospektive Studien mit vergleichbarem Design diesbezüglich ähnliche Werte aufweisen [Stoll et al. 2007]. Im Gegensatz zu anderen Studien mit terminlich festgelegten Zwischenuntersuchungen wurden bei dieser Untersuchung keinerlei solche Termine vereinbart. Die zeitlich erfassten Daten bezüglich Erfolg und Misserfolg ergaben sich vielmehr durch die Termine, die entweder durch den behandelnden Zahnarzt in Form von regelmäßigen Recall-Terminen festgelegt oder durch den Patienten selbst bestimmt wurden. Der Beobachtungszeitraum, der sich insgesamt für die jeweilige Füllung ergab, wurde durch das zeitliche Intervall zwischen dem Datum der Füllungstherapie und dem letzten Kontrolltermin festgelegt. Im Falle eines Misserfolges wurde das Datum, an dem die Füllung per definitionem als Verlust verzeichnet wurde, als letzter Tag des Beobachtungszeitraumes gewertet. Infolge der retrospektiven Natur der aktuellen Studie wurden Beobachtungszeiträume von 0 bis 126 Monaten verzeichnet. Die Beobachtungszeit vergleichbarer Studien reicht von 6 bis 96 Monaten (0,5 bis 8 Jahre) [Flessa et al. 1999, Millar & Robinson 2006].

Auf den ersten Blick erscheint der mittlere Beobachtungszeitraum von 91,718 ($\pm 4,064$) Monaten im Vergleich zum absoluten Beobachtungszeitraum von 126 Monaten relativ kurz, bestätigt jedoch die Ergebnisse von ähnlich gestalteten Studien [Stoll et al. 2007].

6.2.5 Statistische Auswertung

Um alle gewonnenen Ergebnisse in die Studie mit einbeziehen zu können, erfolgte die statistische Auswertung nach der Methode von Kaplan und Meier [Kaplan & Meier 1958]. Die kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten (csp) und Standardabweichungen wurden hierbei nach jedem Verlust neu berechnet.

Dies war die Methode der Wahl, da aufgrund des retrospektiven Designs der Studie keine Kontrollzeitpunkte oder zeitlichen Intervalle terminlich festgelegt wurden. Bei dieser Form der statistischen Auswertung hängt der mögliche Nutzen der zensierten Daten ab von der Anzahl der Probanden, der relativen Vollständigkeit der weiteren Untersuchungen und der relativen Größe der initialen Verlustrate. Um die Ergebnisse der Überlebenswahrscheinlichkeit nicht durch eine zu große Zahl an initial zensierten Daten zu verfälschen, sollte die Gesamtzahl an untersuchten Füllungen groß genug sein [Stoll et al. 1999, Stoll et al. 2007].

6.3 Diskussion zur analytischen Statistik

6.3.1 Bewertung der Ergebnisse unter dem Aspekt unterschiedlicher Füllungsmaterialien

In der aktuellen Studie wurden die kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeiten (csp) von Insetrestaurationen im Vergleich zu Inkrementfüllungen untersucht.

Bei einer csp von 0,325 (\pm 0,144) für Insetrestaurationen und der csp von 0,435 (\pm 0,180) für Kompositfüllungen zeigte die klinische Auswertung keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Materialien ($p=0,792$).

Lösche verglich in seiner *in-vivo* Studie den marginalen Randschluss sowie das Abrasionsverhalten von Restaurationen mit glaskeramischen Inserts und lichtleitenden Lucisert-Inserts mit reinen Kompositfüllungen. Die klinische Untersuchung zeigte nach 0, 12 und 24 Monaten nur geringe Unterschiede zwischen den drei Gruppen [Lösche 1996]. Flessa et al. verglichen das *in-vivo* Abrasionsverhalten von Betaquarz-Inserts mit reinen Kompositfüllungen. Die klinische Untersuchung zeigte nach 6 und 12 Monaten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede [Flessa et al. 1999]. Zusätzlich zur klinischen Befundung beurteilten beide *in-vivo* Studien das Abrasionsverhalten von Insetrestaurationen mittels moderner Analysemethoden wie der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung und der 3D-Laserscanner-Randanalyse. Beide *in-vivo* Studien zeigten in der mikroskopischen Randanalyse vergleichsweise bessere Werte für die Abrasionsstabilität von Kompositfüllungen unter Verwendung von keramischen Inserts. Diese Funde bestätigen die Untersuchungsergebnisse von Lutz und Leuthard [Lutz & Leuthard 1978].

Diese brachten Keramikinserts als zentrische Stopps in Kompositfüllungen ein, um die Verschleißfestigkeit zu optimieren. Nach vier Jahren wiesen sie eine wesentliche Verbesserung der Abrasionsstabilität für die untersuchten Füllungen mit Keramikeinsatz nach. Lösche konnte zudem eine deutliche Reduktion an marginalen Randspalten für die untersuchten Insertrestaurationen im Vergleich zu konventionellen Kompositfüllungen nachweisen [Lösche 1996].

Trotz vorangegangener *in-vitro* und *in-vivo* Studien, die eine Kompensation von ungünstigen Materialeigenschaften des verwendeten Komposit durch die Einbringung von keramischen Makrofüllkörpern belegen konnten, war es in der aktuellen Untersuchung nicht möglich, eine Verbesserung der klinischen Langzeithaltbarkeit von Kompositfüllungen durch die Verwendung von Inserts im Vergleich zu in Inkrementen geschichteten Kompositfüllungen nachzuweisen. So zeigte die aktuelle Untersuchung nach einem maximalen Beobachtungszeitraum von 132 Monaten und einer mittleren Beobachtungszeit von 96,240 ($\pm 3,023$) Monaten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit beider Gruppen.

Im Folgenden sollen die Ergebnisse für das Langzeitüberleben der verschiedenen Insertsysteme in Abhängigkeit vom Keramikmaterial sowie der Formkörpergeometrie mit vorangegangenen Studien verglichen werden. Abschließend sollen unterschiedliche Faktoren betrachtet werden, die als mögliche Ursachen für eine eingeschränkte Haltbarkeit von Insertrestaurationen im klinischen Alltag verantwortlich sein könnten.

6.3.1.1 Bewertung der Ergebnisse der untersuchten Inserts unter dem Aspekt verschiedener Keramikmaterialien

Die aktuelle Studie ergab für die untersuchten Inserts aus Empress-Keramik (Cerafil und Sonicsys) nach einem maximalen Beobachtungszeitraum von 111 Monaten (9,25 Jahren) eine csp von $p = 0,656 (\pm 0,140)$ mit dem letzten Verlust nach 98 Monaten. Strobel et al. zeigten im direkten Vergleich verschiedener Insertsysteme in Abhängigkeit vom Keramikmaterial *in-vitro* unterschiedliche Ergebnisse auf [Strobel et al. 2005]. Cerana- und Sonicsys-Inserts (Empress-Keramik) zeigten eine signifikante Reduktion an Randspalten. Beta Quartz-Inserts schnitten hingegen vergleichsweise schlechter ab und lieferten keine Verbesserung der marginalen Integrität im Vergleich zu Kompositfüllungen.

Sjögren et al. zeigten in ihrer *in-vivo* Studie für 30 Beta Quartz-Restaurationen nach einem Beobachtungszeitraum von insgesamt 44 Monaten (3,5 Jahren) eine Überlebensrate von 59%, wobei diese nach 24 Monaten (2 Jahren) noch bei 76% lag [Sjögren et al. 2000].

Gegenüber den von Sjögren et al. ermittelten Werten zeigte die vorliegende Studie im Vergleich für Empress-Keramik-Inserts deutlich bessere Werte und bestätigt die Annahme von Strobel et al. [Strobel et al. 2005]. Zurückzuführen ist dies auf die unterschiedliche Beschaffenheit der Keramikoberflächen nach Säurekonditionierung [Strobel et al. 2005]. Inserte aus Empress-Keramik zeigen eine deutlich porösere, mikroretentive Oberflächenstruktur. Diese erlaubt im Vergleich zur relativ glatten Glaskeramikoberfläche eine regelrechte Infiltration des aufgetragenen Bondingmaterials. Frankenberger et al. wiesen zudem nach, dass die industrielle Silanisierung von Beta-Quarz-Inserts nicht ausreicht, um einen dauerhaft stabilen Verbund von Insert und Komposit zu gewährleisten. Um dies zu realisieren, ist eine zusätzliche Chairside-Silanisierung erforderlich [Frankenberger et al. 1998].

SDS-Inserts (n= 206) aus Feldspatkeramik zeigten in der aktuellen Studie bei einem maximalen Beobachtungszeitraum von 126 Monaten eine csp von 0,278 (\pm 0,132) Monaten mit dem letzten Verlust nach 117 Monaten. Hahn et al. zeigten *in-vitro* im Vergleich zu drei anderen Insertsystemen aus Beta Quarz- und Empress-Keramik (Cerana und Cerafil) vergleichbare Werte für Feldspatkeramik-Inserts hinsichtlich der marginalen Spaltbildung [Hahn et al. 1998]. Özcan, Pfeiffer und Nergiz verglichen in ihrer *in-vitro* Studie SDS-Feldspat-Inserts mit Sonicsys-Empress-Inserts hinsichtlich der Breite des marginalen Kompositzementspaltes. Beide Systeme zeigten bei einer maximalen Spaltbreite von 40 μ m keinerlei signifikante Unterschiede [Özcan et al. 2002].

Die vorliegende Studie zeigte für das klinische Langzeitverhalten von SDS-Inserts im Vergleich zu den beiden Systemen aus Empress-Keramik (Cerafil und Sonicsys) ebenfalls keine signifikanten Unterschiede (Log-Rank-Test p= 0,138).

6.3.1.2 Bewertung der Ergebnisse der untersuchten Inserts unter dem Aspekt der Formkörpergeometrie

Für kegelförmige Cerafil-Empress-Inserts (n= 104) zeigte die vorliegende Studie nach einem maximalen Beobachtungszeitraum von 111 Monaten eine csp von $p= 0,648 (\pm 0,140)$ mit dem letzten Verlust nach 98 Monaten.

Andere Studien zeigten im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung wesentlich bessere Ergebnisse für die Verwendung von kegelförmigen Inserts aus Empress-Keramik. Millar und Robinson sowie Ödman et al. untersuchten das klinische Langzeitverhalten von konischen Keramikinserts (Cerana) [Ödman et al. 1998, Millar & Robinson 2006]. Millar und Robinson begannen mit der Beobachtung von n = 33 Restaurationen, von denen nach 48 Monaten noch n= 24 und schließlich nach 96 Monaten noch n= 18 nachkontrolliert werden konnten. Für diese Insertrestaurationen ergab sich eine Überlebensrate von 100%. Ödman et al. untersuchten bei 38 Patienten insgesamt 60 Cerana-Inserts. Nach einem mittleren Beobachtungszeitraum von 18 Monaten ergab sich hierbei ebenfalls eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 100%.

Die Abweichung der csp im Vergleich zur aktuellen Studie könnte in der deutlich geringeren Anzahl von Probanden im Zusammenspiel mit einem deutlich kürzeren Beobachtungszeitraumes begründet liegen [Sjögren et al. 2000].

Betrachtet man ausschließlich die Ergebnisse der Sonicsys-Restaurationen (n= 15), so ergaben sich in unserer Studie für diese mit einer csp von 1,000 erfolgversprechende Werte, die die Untersuchungen von Hugo et al. bestätigen [Hugo et al. 2001]. So zeigten Hugo et al. auch unter den Bedingungen einer alltäglichen zahnärztlichen Praxis gute Ergebnisse bezüglich der Lebenserwartung von Sonicsys-Einlagefüllungen. Bei 213 Füllungen konnte nach 18 Monaten eine Überlebensrate von 99,5% nachgewiesen werden. Die Studie räumte jedoch ein, dass einige Füllungen nachträglich ausgebessert werden mussten. Unter Berücksichtigung dieser Füllungen ergab sich eine Überlebensrate von 95,3%.

In Anbetracht der geringen Fallzahl von 15 untersuchten Sonicsys-Restaurationen sollten die erfolgversprechenden Ergebnisse der aktuellen Studie mit Einschränkungen betrachtet werden.

6.3.1.3 Abschließende Beurteilung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Füllungsmaterial“

Bereits vorangegangene *in-vitro* Studien konnten eine Verbesserung der Materialeigenschaften von Komposit durch den Einsatz von keramischen Makrofüllkörpern aufzeigen [Bowen 1987, Bowen et al. 1991, George et al. 1995, Bharadwaj et al. 2002, Görücü 2003]. Auch im Rahmen klinischer Kurzzeitstudien konnte eine Verbesserung der Eigenschaften von Kompositrestaurationen durch die Anwendung von keramischen Inserts nachgewiesen werden. Bereits nach einem relativ kurzen Zeitraum von 24 Monaten zeigten die mikroskopischen Analysen bessere Werte für den marginalen Randschluss und die Abrasionsstabilität der untersuchten Insertrestaurationen im Vergleich zu Kompositfüllungen [Lösche 1996, Flessa et al. 1999]. Es konnte in der klinischen Langzeitbeobachtung von Insertrestaurationen im Vergleich zu Inkrementfüllungen im Rahmen der vorliegenden Studie kein Vorteil durch die Verwendung von keramischen Makroformkörpern aufgezeigt werden.

Studien mit ähnlichen Ergebnissen zeigten hierfür verschiedene Ursachen auf:

Laut Frankenberger et al. ist die industrielle Silanisierung seitens des Herstellers nicht ausreichend für einen langfristigen Haftverbund und erfordert eine zusätzliche Konditionierung der Keramikoberfläche durch den Behandler (Chair-Side-Konditionierung) [Frankenberger et al. 1998]. Der Verbund zwischen dem keramischen Insert und der Kompositklebefuge wurde auch von anderen Studien als Schwachstelle von Insertrestaurationen bestätigt [Sjögren et al 2000, Strobel et al. 2005]. Durch die hohe Passgenauigkeit des Formkörpers ergibt sich ein relativ schmaler bzw. dünner Kompositfügespalt, der bei einem insuffizienten Haftverbund sehr frakturgefährdet ist. Zudem besteht bei Klasse II-Kavitäten bei einem eingeschränkten Verbund eine erhöhte Frakturgefahr der dünnen Komposit-Grenzschicht zwischen dem keramischen Insert und dem approximalen Kontakt zum Nachbarzahn. So kann es als Folge eines ungenügenden, langfristig instabilen Haftverbundes zur Entstehung von Randspalten bis hin zum vollständigen Verlust des Keramikinserts kommen [Frankenberger et al. 1998, Strobel et al. 2005]. Zudem bedingt die Einbringung von keramischen Inserts in die mit Komposit gefüllte Kavität einen erhöhten C-Faktor; der Ausgleich von Spannungskräften durch nachfließendes Kompositmaterial (Flow) ist hierbei nur in einem eingeschränkten Maß möglich [Strobel et al. 2005].

Die von vorangegangenen *in-vivo* und *in-vitro* Studien an das Langzeitüberleben von Insetrestaurationen gestellten Erwartungen konnten anhand der vorliegenden Ergebnisse nicht bestätigt werden. Die Referenzgruppe der in Inkrementtechnik geschichteten Kompositfüllungen zeigte hinsichtlich des klinischen Langzeitverhaltens ähnlich gute Ergebnisse.

6.3.2 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“

Anhand des Parameters „Anzahl der Füllungsflächen“ soll im Rahmen der vorliegenden Studie das klinische Langzeitüberleben von Insetrestaurationen in Abhängigkeit von der Größe der Kavität bzw. dem Volumenanteil an Komposit untersucht werden.

Diese Methode wurde bereits in vorangegangenen Studien zu verschiedenen keramischen Restaurationsmaterialien angewendet [Posselt & Kerschbaum 2003, Stoll et al. 2007]. Durch den Vergleich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit mit der Vergleichsgruppe (Inkrementfüllungen) soll in der vorliegenden Untersuchung aufgezeigt werden, inwieweit die Verwendung von keramischen Inserts die klinische Haltbarkeit von Kompositfüllungen verbessern kann. In Hinblick auf die Haltbarkeit von Kompositfüllungen ist der Aspekt der Füllungsgröße von besonderem Interesse, da das Ausmaß der entstehenden Schrumpfkraft proportional zum Volumenanteil an polymerisierbaren Matrixmonomeren zunimmt [Roulet 1987]. Vorangegangene Studien konnten bereits im *in-vitro* Versuch eine Reduktion der auftretenden Polymerisationsschrumpfung durch die Verwendung keramischer Inserts nachweisen. So zeigte die Integration von keramischen Makrofüllern in die noch nicht ausgehärtete Kompositmasse laut George, Richards und Eichmiller eine Verringerung der Kompositmenge um bis zu 50-75% [George et al. 1995]. Dabei reduziert sich mit dem Kompositvolumen auch die Anzahl polymerisierbarer Monomere, wodurch entsprechend auch das Ausmaß der auftretenden Polymerisationsschrumpfung vermindert wird [Roulet 1987]. Die Verringerung der entstehenden Schrumpfkraft erfolgt hierbei linear zum steigenden Volumenprozent der eingebrachten keramischen Makrofüllkörper [Bowen et al. 1989].

In Hinblick auf die Haltbarkeit von Insertrestaurationen ist neben dem Volumen an substituierten Komposit und dem Ausmaß der entstehenden Schrumpfkraften auch der Füllkörpergehalt der Kompositfüllung nach Einbringung des keramischen Inserts von entscheidender Bedeutung [Tani et al. 1993]. Steigert man den Füllkörperanteil durch die Integration eines keramischen Makrofüllers, so bewirkt dies eine Zunahme des E-Moduls; hierbei nehmen die Kontraktionsspannungen im Füllungsmaterial während der Aushärtung proportional zum Füllkörpergehalt zu [Lambrechts et al. 1987, Condon & Ferracane 2000, Kleverlaan & Feilzer 2005]. Zudem bedingt die Einbringung von keramischen Inserts in die mit Komposit gefüllte Kavität einen erhöhten C-Faktor, der den Spannungsausgleich durch nachfließendes Material (Flow) behindert und das Risiko des Adhäsionsverlustes und der Randspaltenbildung zusätzlich erhöht [Tani et al. 1993, Strobel et al. 2005].

In Abhängigkeit von der Größe der Kavität zeigten die untersuchten Inkrementfüllungen signifikant bessere Ergebnisse für kleine einflächige Füllungen im Vergleich zu größeren dreiflächigen Füllungen auf (Log-Rank-Test $p=0,028$).

Im direkten Vergleich zu den untersuchten Insertrestaurationen konnten jedoch keine volumenbedingten Unterschiede für die klinische Langzeithaltbarkeit von Kompositfüllungen mit und ohne keramische Inserts nachgewiesen werden

(1-flächig: $p=0,604$; 2-flächig: $p=0,322$; 3-flächig: $p=0,495$; 4-flächig: $p=0,806$) (Tabelle 5.5). Es konnte in der klinischen Langzeitbeobachtung im Rahmen der vorliegenden Studie kein Vorteil durch die Verwendung von keramischen Makroformkörpern für die Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten in Abhängigkeit von der Anzahl der Füllungsflächen aufgezeigt werden. Die untersuchten Insertrestaurationen zeigten in der klinischen Untersuchung auch in Hinblick auf die Versorgung größerer Kavitäten vergleichbar gute Werte wie die Gruppe der in Inkrementen geschichteten Kompositfüllungen.

6.3.3 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors

„Sensibilität“

Von den 650 untersuchten Zähnen reagierten 70,92% ($n=461$) sensibel auf Kälte und zeigten eine signifikant längere Lebensdauer ($p=0,010$) im Vergleich zu desensiblen Zähne mit 7,1% ($n=46$).

In Abhängigkeit von der Sensibilität der Zähne zeigten sich innerhalb der Vergleichsgruppe in Hinblick auf die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit keinerlei Unterschiede (Log-Rank-Test $p= 0,541$). In der Gruppe der untersuchten Insertrestaurationen zeigte der Vergleich der Ergebnisse für das Langzeitüberleben sensibler und desensibler Zähne zudem einen hochsignifikanten Unterschied ($p= 0,001$) hinsichtlich der kumulativen Überlebenswahrscheinlichkeit. Als mögliche Ursache für eine geringere Überlebenswahrscheinlichkeit für die Versorgung devitaler Zähne wurden in vorangegangenen Studien verschiedene Aspekte diskutiert [Bitter et al. 2010]: Endodontisch behandelte Zähne zeigen laut Reeh, Messer und Douglas aufgrund eines oftmals ausgedehnten radikulären und koronalen Substanzverlustes und einer damit einhergehenden Destabilisierung der Zahnhartsubstanz eine erhöhte Frakturanfälligkeit [Reeh et al. 1989].

In der vorliegenden Studie konnte dies nicht bestätigt werden. So zeigten größere Restaurationen von vitalen und devitalen Zähnen im direkten Vergleich (Log-Rank-Test) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des Langzeitüberlebens (3-flächig: $p= 0,495$; 4-flächig: $p= 0,806$). Eine mögliche Ursache für die erhöhte Verlustrate von devitalen Zähnen liefert die Studie von Randow und Glantz. Der Studie zufolge kommt hierbei dem Verlust von pulpalen Mechanorezeptoren eine besondere Bedeutung zu, da die devitalen Zähne hierdurch einer deutlich höheren okklusalen Belastung ausgesetzt sind als vitale Zähne [Randow & Glantz 1986].

Wie in der vorliegenden Studie konnte bereits in vorangegangenen Studien mit ähnlichem Versuchsdesign eine vergleichsweise hohe Verlustrate für die Versorgung devitaler Zähnen mit keramischen Restaurationsmaterialien nachgewiesen werden:

Stoll et al. zeigten nach einem Beobachtungszeitraum von maximal 120 Monaten (10 Jahren) für insgesamt $n= 1624$ Kronen und Teilkronen aus IPS Empress Keramik ein signifikant schlechteres Überleben hinsichtlich der Versorgung devitaler Zähne (Log-Rank Test $p= 0,000$) [Stoll et al. 2007]. Reiss und Walther wiesen ein schlechteres Überleben für devitale Zähne nach, die unter Verwendung von Keramikinlays aus Feldspatkeramik- (Vita) und Glaskeramikblöcken (Dicor) restauriert wurden (Mantel-Haenszel-Test $p < 0,0001$). Die Herstellung erfolgte hierbei nach dem CEREC-Chair-Side-Verfahren. Insgesamt wurden 1010 Keramikrestaurationen über einen Zeitraum von 39 Monaten (3,25 Jahre) beobachtet.

Die Ursache hierfür lag ihrer Ansicht nach in der erhöhten Sprödigkeit der verbleibenden Restzahnschubstanz, wodurch sich das Frakturrisiko der versorgten Zähne und somit die Verlustrate der untersuchten Restaurationen deutlich erhöhen [Reiss & Walther 2000].

6.3.4 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors

„Behandler“

75,8% der 650 untersuchten Restaurationen wurden von Studenten gelegt. Es ergab sich im Vergleich der Überlebenswahrscheinlichkeit zu den von Zahnärzten gelegten Füllungen kein signifikanter Unterschied ($p=0,998$).

Dies bestätigt die Ergebnisse vorangegangener Studien mit ähnlichem Studiendesign, die die Langlebigkeit verschiedener keramischer Restaurationsmaterialien untersuchten [Schulte et al. 2005, Stoll et al. 2007].

Auch innerhalb der Vergleichsgruppe (Inkrementfüllungen) zeigte sich in Abhängigkeit vom Behandler kein signifikanter Unterschied (Log-Rank-Test $p=0,747$) für die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit der untersuchten Füllungen. Bedenken bezüglich qualitativer Unterschiede zwischen der Behandlung durch minder erfahrene Studenten und der Behandlung durch einen erfahrenen Zahnarzt konnten in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden.

6.3.5 Bewertung der Ergebnisse zum Einfluss des Faktors

„Alter des Patienten“

Die untersuchten Insertfüllungen zeigten bei älteren Patienten (Gruppe 3: ≥ 60 Jahre) im Vergleich zu deutlich jüngeren Patienten (Gruppe 1: ≤ 30 Jahre) eine signifikant kürzere Lebensdauer (Log-Rank-Test $p=0,018$) (Abb. 5.20). Innerhalb der Vergleichsgruppe (Inkrementfüllungen) konnten im Log-Rank-Test in Abhängigkeit vom Patientenalter keinerlei Unterschiede aufgezeigt werden

(Gruppe 1 / 2: $p=0,506$; Gruppe 1 / 3: $p=0,803$; Gruppe 2 / 3: $p=0,835$). Bereits in vorangegangenen Studien konnte eine Korrelation zwischen der Mundgesundheit und dem Alter der Patienten nachgewiesen werden.

So steigt mit zunehmendem Alter der Anteil an multimorbiden Patienten und entsprechend auch die Anzahl von systemischen Erkrankungen. Zusammen mit oftmals veränderten lokalen Faktoren können diese meist chronischen Leiden die Entstehung von Erkrankungen im Mundbereich begünstigen und deren Verlauf beeinflussen.

Für Parodontalerkrankungen zeigt sich ein enger Zusammenhang zu chronisch entzündlichen Prozessen, systemischen arteriosklerotischen Vorgängen und kardiovaskulären Erkrankungen [D'Aiuto et al. 2004, Scannapieco et al. 2003]. Chronisch infektiöse Parodontiden werden zunehmend auch für zerebrovaskuläre Ereignisse wie u.a. kardiale Embolien, Mikro- und Makroangiopathien und Stenosen der hirnversorgenden Arterien verantwortlich gemacht. Hierbei kann eine Parodontitis das Risiko der Erkrankung um das Zwei- bis Dreifache erhöhen [Dörfer et al. 2004]. Zudem ist das Risiko für die Entstehung einer Parodontitiserkrankung in Verbindung mit Diabetes mellitus, unabhängig vom Typ, um rund das Zwei- bis Dreifache erhöht. Hierbei besteht neben einer gesteigerten Prävalenz auch eine erhöhte Inzidenz von parodontalen Erkrankungen bei Diabetikern im Vergleich zu Nichtdiabetikern [Nelson 1990, Emrich et al. 1991, Grossi et al. 1994, Tsai et al. 2002, Lalla et al. 2007]. Diabetiker zeigen zudem eine erhöhte Progression der entzündlichen Prozesse bei bestehenden Parodontopathien [Salvi 2005, Taylor 1998]. Die Prävalenz und Progredienz verschiedener Erkrankungen im Mundbereich kann ferner auch durch Symptome beeinflusst werden, die medikamentenassoziiert im Rahmen der Langzeittherapie chronischer Erkrankungen auftreten können. Ein Beispiel hierfür ist die chronische Mundtrockenheit (Xerostomie, Hyposalivation), die zunehmend bei älteren Patienten zu finden ist. Der Anteil betroffener Patienten über 65 Jahre liegt zwischen 30 und 40 Prozent [Screbny 2000, Ship et al. 2002]. Aufgrund belastender Faktoren wie Medikamente oder chronische Erkrankungen erschöpft sich die funktionelle Reservekapazität des Speichels im Alter deutlich schneller. Die protektive Wirkung des Speichels wird in Folge dessen erheblich eingeschränkt, wodurch sich weitere Erkrankungen und Probleme für den betroffenen Patienten ergeben. Die Entstehung kariöser Läsionen nimmt progredient zu; laut Imfeld entwickeln sich diese verglichen mit gesunden Patienten bei Xerostomie-Patienten 15-mal so schnell [Imfeld 1995, Stratmann & Mokrys 2000, Ship et al 2002, Hager 2009]. Aus diesen Erkenntnissen lässt sich die Notwendigkeit einer kontinuierlichen und nachhaltigen Betreuung älterer Patienten ableiten, um die Entstehung von Erkrankungen im Mundbereich möglichst frühzeitig erkennen und behandeln zu können.

Da der orale Gesundheitszustand auch Einfluss auf den Verlauf chronischer Allgemeinerkrankungen nehmen kann, bedarf es besonders beim multimorbiden Patienten einer regelmäßigen Kontrolle sowie der Förderung einer guten Compliance durch die Sensibilisierung und kontinuierliche Motivation der Patienten zur Mund- und Prothesenpflege [Nelson 1990, Yu & Kuo 2008]. Die Studie von Dieke et al. konnte eine deutliche Verbesserung der Mundgesundheit durch die regelmäßige Durchführung einer professionellen Zahnreinigung im 3-Monats-Intervall nachweisen [Dieke 2008]. So kann die Mundgesundheit älterer Patienten bereits mit geringem Aufwand entscheidend verbessert werden.

7 Klinische Schlussfolgerung

Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung des klinischen Langzeitüberlebens von Insetrestaurationen in Hinblick auf die Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten. Hierbei zeigte die vorliegende Untersuchung für das ausgewählte Verfahren vergleichbare Werte gegenüber der Referenzgruppe von in Inkrementtechnik geschichteten Kompositfüllungen.

Nach den vorliegenden Ergebnissen kann die Versorgung von ein- oder mehrflächigen Kavitäten im Seitenzahnbereich mit beiden untersuchten Materialien empfohlen werden, wobei diese Empfehlung beschränkt bleiben sollte auf Zähne, die sensibel auf Kälte reagieren.

Betrachtet man den für die Verwendung von keramischen Inserts erforderlichen Arbeitsaufwand, so erscheint die Anwendung der Inkrementschichttechnik als eine interessante, weniger zeitaufwändige Alternative.

Auch hinsichtlich der Oberflächenausarbeitung erfordert eine mittels Inkrementschichttechnik gelegte Kompositfüllung deutlich weniger Zeit als die Ausarbeitung und Konturierung einer Restauration mit keramischen Insert.

Unter Berücksichtigung der genannten Punkte ist der Anwendung der Inkrementschichttechnik im klinischen Alltag der Vorzug zu geben.

8 Zusammenfassungen

8.1 Zusammenfassung (vierseitig)

Einleitung und Ziel der Studie

Dank der Entwicklung der Adhäsivtechnik konnte dem Wunsch der Patienten nach einer ästhetisch anspruchsvollen Versorgung durch zahnfarbene Füllungsmaterialien nachgekommen werden. Über eine direkte mikromechanische Verankerung an Schmelz und Dentin bietet die adhäsive Versorgung mit Kompositmaterialien die Möglichkeit eines minimalinvasiven bzw. substanzschonenden Vorgehens. Durch eine stetige Weiterentwicklung konnten mechanische Eigenschaften wie Verschleiß- und Druckfestigkeit verbessert werden, um den Indikationsbereich auch auf okklusionstragende Seitenzahnbereiche auszudehnen. Besonders hier ergeben sich jedoch angesichts größerer Kavitäten materialbedingte Einschränkungen für den Einsatz dieser Materialien. Polymerisationsschrumpfung und unterschiedliche thermische Expansionskoeffizienten verursachen in Abhängigkeit vom eingebrachten Kompositvolumen Spannungen im Material, die als Zugkräfte auf die Verbundfläche zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz übertragen werden und der adhäsiven Verankerung entgegenwirken. Hierdurch werden die Entstehung von Randspalten und Sekundärkaries, dem sogenannten „Mikroleakage“ sowie postoperative Sensibilitäten in Abhängigkeit vom Gesamtvolumenanteil des Materials begünstigt. Auf der Suche nach einer kostengünstigen Möglichkeit, Patienten eine ästhetische und langfristig hochwertige Versorgung zu bieten, wurden für die Anwendung von Komposit unterschiedliche Konzepte entwickelt. Durch die Anwendung der Inkrementeschichttechnik als auch durch den Einsatz von konfektionierten keramischen Makrofüllkörpern soll die unerwünschte Polymerisationsschrumpfung und deren Folgen minimiert werden. Die Inkrement- bzw. Mehrschichttechnik ist eine weit verbreitete Methode zur Reduktion von Schrumpfkraften und ermöglicht eine Verbesserung der marginalen Integrität von Kompositfüllungen. Bei den sogenannten Insertrestorationen werden keramische Makrofüllkörper in das noch nicht ausgehärtete Kompositmaterial eingebracht, um dessen Gesamtvolumen und die damit verbundene Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren und so die Haltbarkeit der Restauration zu verlängern.

Nachdem bereits eine Vielzahl von Kurzzeitstudien *in-vitro* und *in-vivo* eine Verbesserung der Materialeigenschaften von Komposit durch den Einsatz von keramischen Makrofüllkörpern aufzeigen konnten, soll die aktuelle Studie Ergebnisse zum klinischen Langzeitverhalten von Insertrestorationen liefern.

Materialien und Methoden

Alle in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg im Zeitraum von 1998 bis 2003 gelegten Insertfüllungen wurden durch die Leitstelle der Abteilung in einer Patientenliste festgehalten und bilden die Grundlage dieser retrospektiven Untersuchung.

In dieser Zeit wurden insgesamt 325 Kompositfüllungen unter Verwendung der drei Insertsysteme SDS, Cerafil und Sonicsys bei 222 Patienten gelegt. Die zugehörigen Patientenakten und Befunde wurden im Zeitraum von 2005 bis 2007 gesichtet. Als Vergleichsgruppe wurden mittels Inkrementtechnik gelegte Kompositfüllungen aus den Jahren 1998 bis 2003 herangezogen.

Vor Untersuchungsbeginn wurden die Kriterien für Erfolg und Misserfolg festgelegt. Wurde die jeweilige Füllung innerhalb des Beobachtungszeitraumes durch den Zahnarzt ausgetauscht, der Zahn zur Aufnahme einer Krone oder eines Inlays präpariert oder extrahiert, so wurde dies als Misserfolg gewertet und das Datum entsprechend erfasst. Trat dies bis zum letzten Kontrolltermin nicht ein, so wurde die Restauration als intakt und somit als Erfolg gewertet. Wurde eine Füllung revidiert und noch innerhalb des Untersuchungszeitraumes erneut eingebracht, so wurde die neue Füllung als eigenständiger Fall in die Studie aufgenommen. Nicht auffindbare Akten von aufgelisteten Patienten wurden nicht in die Studie einbezogen. Der Zeitraum von der Erstellung der Füllung bis zum aktuellsten Erscheinen der Füllung in einem Befund (Zensus) oder bis zum Verlust (Ereignis) wurde als beobachtete Lebensdauer erfasst. Der Beobachtungszeitraum, der sich insgesamt für die jeweilige Füllung ergab, wurde retrospektiv durch das zeitliche Intervall zwischen dem Datum der Füllungstherapie und dem letzten Kontrolltermin festgelegt. Im Falle eines Misserfolges wurde das Datum, an dem die Füllung per definitionem als Verlust verzeichnet wurde, als letzter Tag des Beobachtungszeitraumes gewertet. Alle Daten wurden in einer Tabelle des Programms SPSS 15.0 [SPSS Inc., USA, Chicago/IL] erfasst. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte nach der Methode nach Kaplan und Meier [Kaplan & Meier 1958].

Hierbei wurde die kumulative Überlebenswahrscheinlichkeit (csp) als eine Funktion in Abhängigkeit von der Zeit berechnet. Csp-Werte und Standardfehler werden dabei für jeden Verlust, der auftritt, neu berechnet. Der Log-Rank-Test wurde für Gruppenvergleiche mit einem Signifikanzniveau von $p=0,05$ angewendet.

Ergebnisse

Insgesamt wurden für die untersuchten Insertrestaurationen 44 (13,5%) Verluste registriert, der letzte Verlust nach 117 Monaten. Zu diesem Zeitpunkt waren noch 161 (49,5%) Restaurationen *in situ*, wodurch sich eine csp von $0,325 (\pm 0,144)$ und eine mittlere Überlebenszeit von $91,718 (\pm 4,064)$ Monaten ergaben. Für die untersuchten Kompositfüllungen zeigten sich 50 (15,4%) Verluste nach spätestens 129 Monaten. Zu diesem Zeitpunkt waren noch 167 (51,4%) Restaurationen *in situ*, wodurch sich eine csp von $0,435 (\pm 0,180)$ und eine mittlere Lebensdauer von $98,566 (\pm 3,962)$ Monaten ergab. Im Vergleich der beiden untersuchten Gruppen zeigte sich hinsichtlich der csp kein signifikanter Unterschied (log-rank Test $p=0,792$) (Abb. 8.1).

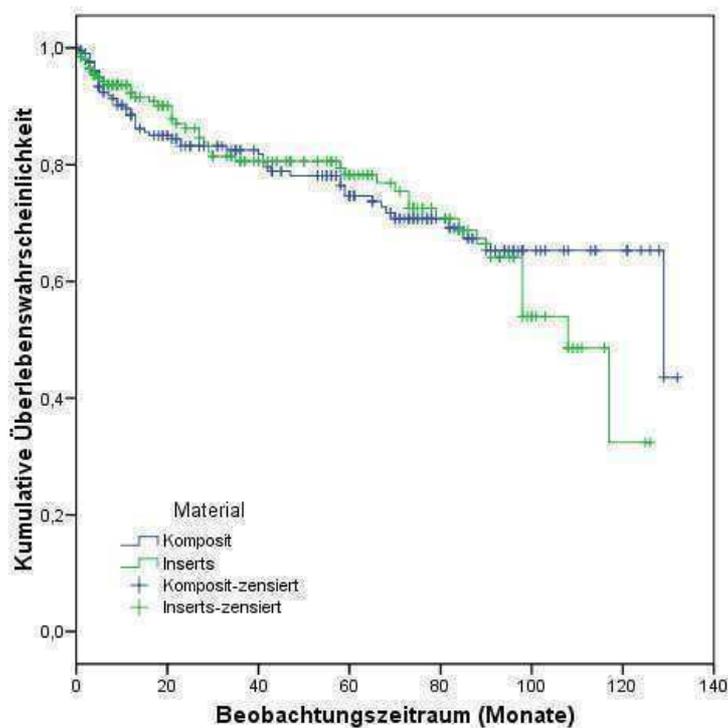


Abbildung 8.1: Überlebenskurve nach Kaplan-Meier von Komposit und Inserts im Vergleich (Die Kurven zeigen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,792$)).

In Hinblick auf den Einfluss unterschiedlicher Faktoren auf das klinische Langzeitüberleben der Füllungen ergab die Untersuchung folgende Ergebnisse: Die Untersuchung konnte für alle untersuchten Füllungen signifikant bessere Werte für das Langzeitüberleben bei der Versorgung sensibler Zähne im Vergleich zu desensiblen Zähnen nachweisen (Log-Rank-Test $p = 0,01$). Insertrestaurationen zeigten zudem ein hochsignifikant besseres Langzeitverhalten für sensible Zähne auf (Log-Rank-Test $p = 0,001$). Ferner wiesen Insertrestaurationen hinsichtlich des Faktors „Alter des Patienten“ ein signifikant besseres Langzeitüberleben für Restaurationen der Gruppe 1 (≤ 30 Jahre) im Vergleich zur Gruppe 3 (≥ 60 Jahre) auf (Log-Rank-Test $p = 0,018$). Hinsichtlich des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“ ergab sich im Vergleich der Inkrementfüllungen ein signifikanter Unterschied zwischen ein- und dreiflächigen Füllungen (Log-Rank-Test $p = 0,028$). Im direkten Vergleich zu den untersuchten Insertrestaurationen konnten jedoch keine volumenbedingten Unterschiede für die klinische Langzeithaltbarkeit von Kompositfüllungen mit und ohne keramische Inserts nachgewiesen werden (Log-Rank-Test 1-1 $p = 0,604$, 3-3 $p = 0,495$). Keine signifikanten Unterschiede ergab der Vergleich hinsichtlich des klinischen Langzeitüberlebens für den Faktor „Behandler“ ($p = 0,708$); die Behandlung durch Studenten und approbierte Zahnärzte zeigte in der Untersuchung vergleichbare Werte hinsichtlich des klinischen Überlebens der Insertrestaurationen.

Diskussion und klinische Schlussfolgerung

Das Ziel dieser Studie war die Untersuchung des klinischen Langzeitverhaltens von drei verschiedenen Insertsystemen (SDS, Cerafil und Sonicsys) in Hinblick auf die Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten. Hierbei zeigte die vorliegende Studie für das untersuchte Verfahren gegenüber den in Inkrementtechnik geschichteten Kompositfüllungen für das klinische Langzeitverhalten vergleichbare Ergebnisse. Nach den vorliegenden Ergebnissen kann die Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten im Seitenzahnbereich mit beiden untersuchten Materialien empfohlen werden, wobei diese Empfehlung beschränkt bleiben sollte auf Zähne, die sensibel auf Kälte reagieren. Betrachtet man den für die Verwendung von keramischen Inserts erforderlichen Arbeitsaufwand, so erscheint die Anwendung der Inkrementschichttechnik als eine interessante, weniger zeitaufwändige Alternative.

8.2 Zusammenfassung (einseitig)

Einleitung

In der aktuellen Studie wurde das klinische Langzeitverhalten von drei unterschiedlichen Insertsyste­men (SDS, Cerafil und Sonicsys) in Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren im Vergleich zu konventionellen Kompositfüllungen untersucht.

Materialien und Methoden

Alle in der Abteilung der Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg im Zeitraum von 1998 bis 2003 gelegten Insertfüllungen wurden durch die Leitstelle der Abteilung in einer Patientenliste festgehalten und bilden die Grundlage dieser retrospektiven Untersuchung.

Die zugehörigen Patientenakten und Befunde wurden im Zeitraum von 2005 bis 2007 gesichtet.

Die statistische Auswertung der gesammelten Daten erfolgte mithilfe der Methode nach Kaplan und Meier [Kaplan & Meier 1958].

Ergebnisse

Die nach Kaplan und Meier ermittelte Überlebenswahrscheinlichkeit für Insertrestaurationen betrug 32,5% bei einer mittleren Überlebenszeit von 91,72 Monaten. Im Vergleich zur Gruppe der Inkrementfüllungen (43,5% bei einer mittleren Überlebenszeit von 98,57 Monaten) konnte kein signifikanter Unterschied aufgezeigt werden (Log-Rank-Test $p=0,792$).

In Hinblick auf den Einfluss unterschiedlicher Faktoren auf das klinische Langzeitüberleben der Füllungen ergab die Untersuchung folgende Ergebnisse: Die Untersuchung konnte für alle untersuchten Füllungen signifikant bessere Werte für das Langzeitüberleben bei der Versorgung sensibler Zähne im Vergleich zu desensiblen Zähnen nachweisen (Log-Rank-Test $p=0,01$). Insertrestaurationen zeigten zudem ein hochsignifikant besseres Langzeitverhalten für sensible Zähne auf (Log-Rank-Test $p=0,001$). Ferner wiesen Insertrestaurationen hinsichtlich des Faktors „Alter des Patienten“ ein signifikant besseres Langzeitüberleben für Restaurationen der Gruppe 1 (≤ 30 Jahre) im Vergleich zur Gruppe 3 (≥ 60 Jahre) auf (Log-Rank-Test $p=0,018$). Hinsichtlich des Faktors „Anzahl der Füllungsflächen“ ergab sich im Vergleich der Inkrementfüllungen ein signifikanter Unterschied zwischen ein- und dreiflächigen Füllungen (Log-Rank-Test $p=0,028$). Im direkten Vergleich zu den untersuchten Insertrestaurationen konnten jedoch keine volumenbedingten Unterschiede für die klinischen Langzeithaltbarkeit von Kompositfüllungen mit und ohne keramische Inserts nachgewiesen werden (Log-Rank-Test 1-1 $p=0,604$, 3-3 $p=0,495$). Keine signifikanten Unterschiede ergab der Vergleich hinsichtlich des klinischen Langzeitüberlebens für den Faktor „Behandler“ ($p=0,708$); die Behandlung durch Studenten und approbierte Zahnärzte zeigte in der Untersuchung vergleichbare Werte hinsichtlich des klinischen Überlebens der Insertrestaurationen.

Klinische Schlussfolgerung

Es konnte keine wesentliche Verbesserung der Langzeitprognose durch die Verwendung von Inserts im Vergleich zur Inkrementschichttechnik aufgezeigt werden. So kann eine Versorgung von Klasse I- und II-Kavitäten im Seitenzahn­bereich mit beiden untersuchten Materialien empfohlen werden, wobei diese Empfehlung beschränkt bleiben sollte auf Zähne, die sensibel auf Kälte reagieren.

8.3 Zusammenfassung (einseitig, englisch)

Aim of the Study:

The purpose of this study was the evaluation of the long-term survival of three different Insert-systems (SDS, Cerafil and Sonicsys) in comparison to composite fillings placed in increment technique. For this purpose the patient data was examined in retrospect and statistically evaluated.

Methods:

All insert restorations placed between 1998 and 2003 within the Department of Operative Dentistry at the Philipps University of Marburg were prospectively recorded in a database.

The corresponding patient files were revised between 2005 and 2007. The information gathered as described was used to evaluate the survival of the restorations using the method by Kaplan and Meier [Kaplan & Meier 1958].

Results

The estimated survival rate (Kaplan and Meier) for insert restorations was 32,5% after a mean observation period of 91,72 months. No significant difference (log-rank-test $p=0,792$) was shown in comparison to the control group of composite restorations placed in increments (43,5% after a mean observation period of 98,57 months).

Concerning the influence of different factors on the clinical long time survival of the fillings examined the investigation showed the following results:

The comparison of all fillings placed in sensitive teeth to fillings placed in non-sensitive teeth revealed a statistically significant difference (log-rank-test $p=0,01$) for all composite fillings investigated. Furthermore a highly significant difference was shown in this respect for the insert restorations investigated (log-rank-test $p=0,001$).

Concerning the patient's age the comparison of group 1 (≤ 30 years) with group 3 (≥ 60 years) showed a significant difference ($p=0,018$).

Regarding the 'number of surfaces' fillings placed in increments showed a significant difference between fillings with one and three surfaces (log-rank-test $p=0,028$).

However, comparing the survival rates of both groups with the matching counterpart of insert restorations no volume-dependent differences were shown concerning the clinical survival of composite fillings with or without ceramic inserts

(log-rank-test 1-1 $p=0,604$, 3-3 $p=0,495$).

No significant difference was found between the insert restorations placed by students and those placed by qualified dentists ($p=0,708$).

Significance/Conclusion

The longevity of insert restorations compared to direct composite fillings placed in increments showed no explicit improvement. The results of this study suggest that both investigated filling materials can be used for the restoration of class I and II cavities in the posterior dental region. However, the restoration of non-vital teeth is to be excluded from this recommendation.

9 Literaturverzeichnis

1. Araujo FO, Vieria LCC, Monteiro S Jr
Influence of Resin Composite Shade and Location of the Gingival Margin on the Microleakage of Posterior Restorations
Oper Dent 31: 556-561 (2006).
2. Bandyopadhyay S
A study of volumetric setting shrinkage of some dental materials
J Biomed Mater Res 16: 135-144 (1982).
3. Bharadwaj TPN, Solomon P, Parameswaran A
Tooth restoration with composite resins – a comparative analysis
Trends Biomater Artif. Organs 15: 57-60 (2002).
4. Bitter K, Kielbassa AM, Weiger R, Krastl G
Die Befestigung faserverstärkter Wurzelkanalstifte
Quintessenz 61: 35-45 (2010).
5. Blunck U
Klassifikation von Bondingsystemen
Quintessence 50: 1021-1033 (1999).
6. Bott B, Hannig M
Optimierung plastischer Kompositfüllungen durch Keramikinserts
Deutsche Zahnärztliche Z 49: 917-920 (1994).
7. Bowen RL
Compatibility of Various Materials with Oral Tissues I:
The Components in Composite Restorations
J Dent Res 58: 1493-1503 (1979).
8. Bowen RL, Rapson JE, Dickson G
Hardening Shrinkage and Hygroscopic Expansion of Composite Resins
J Dent Res 61: 654-658 (1982).
9. Bowen RL
Reduction of Microleakage around Composite Restorations
J Dent Res 66: 246 (Abstract No 1117) (1987).
10. Bowen RL, Eichmiller FC, Misra DN
Beta Quartz Microcrystalline Glass as Megafillers for Composites
J Dent Res 68: 248 (Abstract No 534) (1989).
11. Bowen RL, Eichmiller FC, Marjenhoff WA
Glass-ceramic inserts anticipated for ‚megafilled‘ composite restorations
JADA 122: 71-75 (1991).
12. Braga RR, Ferracane JL
Contraction Stress Related to Degree of Conversion and Reaction Kinetics
J Dent Res 81: 114-118 (2002).

13. Brännström M, Torstenson B, Nordenvall K-J
The Initial Gap Around Large Composite Restorations in vitro:
The Effect of Etching Enamel Walls
J Dent Res 63: 681-684 (1984).
14. Brännström M, Mattsson B, Torstenson B
Materials techniques for lining composite resin restorations:
a critical approach
J Dent 19: 71-79 (1991).
15. Buchmann G, Klimm W, Geurtsen W
Der Füllungsrandspalt und dessen mikroökologische Bedeutung
Deutsche Zahnärztliche Z 47: 188-191 (1992).
16. Buonocore MG
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to
enamel surfaces
J Dent Res 34: 849-853 (1955).
17. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ
Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference
to bonding
Archives of Oral Biology 13: 61-70 (1968).
18. Cadenaro M, Antonelli F, Sauro S, Tay FR, Di Lanarda R, Prati C,
Biasotto M, Contardo L, Breschi L
Degree of conversion and permeability of dentinal adhesives
Eur J Oral Sci 113: 525-530 (2005).
19. Calais JG, Söderholm K-JM
Influence of Filler Type and Water Exposure on Flexural Strength of
Experimental Composite Resins
J Dent Res 67: 836-840 (1988).
20. Cheung GSP
A scanning electron microscopic investigation on the acid etched
cervical margin of Class II cavities
Quintessence Int 21: 299-302 (1990).
21. Chow LC, Brown WE
Phosphoric Acid Conditioning of Teeth for Pit and Fissure Sealants
J Dent Res 52: 1158 (1973).
22. Condon JR, Ferracane JL
Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress
J Am Dent Assoc 131: 497-503 (2000).
23. D'Aiuto F, Parkar M, Andreou J, Suvan J, Brett PM, Ready D, Tonetti MS
Periodontitis and Systemic Inflammation: Control of the Local Infection is
Associated with a Reduction in Serum Inflammatory Markers
J Dent Res 83: 156-160 (2004).

24. Davidson CL, De Gee AJ
Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites
J Dent Res 63: 146-148 (1984).
25. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A
The Competition between the Composite-Dentin Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress
J Dent Res 63: 1396-1399 (1984).
26. Davidson CL, Feilzer AJ
Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives
J Dent 25: 435-440 (1997).
27. Dieke R
Vergleich verschiedener Prophylaxekonzepte für institutionalisierte ältere Menschen - klinische und subjektive Bewertung
Zahnmedizinische Dissertation, Heidelberg (2008).
28. Donly KJ, Wild TW, Bowen RL, Jensen ME
An in vitro Investigation of the Effects of Glass Inserts on the Effective Composite resin Polymerization Shrinkage
J Dent Res 68: 1234-1237 (1989).
29. Dörfer CE, Becher H, Ziegler CM et al
The association of gingivitis and periodontitis with cerebral ischemia
J Clin Periodontal 31: 396-401 (2004).
30. Eakle WS, Ito RK
Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusal composite resin restoration
Quintessence Int 21: 369-374 (1990).
31. Eberhard J, Dörfer C, Staehle HJ
Einfluß der Inserttechnik auf proximale Kontaktstärken bei Kompositrestaurationen in vitro
Deutsche Zahnärztliche Z 51: 184-186 (1996).
32. Edler TL, Krikorian E, Thompson VP
FTIR surface analysis of Dentin & Dentin Bonding Agents
J Dent Res 70: 458 (Abstract No 1524) (1991).
33. Eick, JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE
Scanning Electron Microscopy of Cut Tooth Surfaces and Identification of Debris by Use of the Electron Microprobe
J Dent Res 49: 1359-1368 (1970).
34. Eick JD, Welch FH
Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity
Quintessence Int 17: 103-111 (1986).

35. Eick JD, Robinson CM, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P
The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion
Part III: Quintessence Int 24: 571-581 (1993).
36. El-Badrawy WA, Leung BW, El-Mowafy O, Rubo JH, Rubo MH
Evaluation of Proximal Contacts of Posterior Composite Restorations with
4 Placement Techniques
J of Canadian Dent Assoc 69: 162-167 (2003).
37. Emrich LJ, Shlossman M, Genco RJ
Periodontal disease in non-insulin-dependent diabetes mellitus.
J Periodontol 62: 123–130 (1991).
38. Federlin M, Thonemann B, Schmal G
Inserts – megafillers in composite restorations: a literature review
Clin Oral Invest 4: 1-8 (2000).
39. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL
Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the
Restoration
J Dent Res 66: 1636-1639 (1987).
40. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL, Werner A
Stress Relaxation of Composite Resin Restorations by Water Sorption
J Dent Res 68 (Special Iss.): 908 (Abstract No 336) (1989).
41. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL
Relaxation of Polymerization Contraction Shear Stress by Hygroscopic
Expansion
J Dent Res 69: 36-39 (1990a).
42. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL
Quantitative determination of stress reduction by flow in composite
restorations
Dent Mater 6: 167-171 (1990b).
43. Feilzer AJ, Dooren LH, Davidson CL
Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of
restoration-cavity interface
Eur J Oral Sci 103: 322-326 (1995).
44. Ferracane JL, Greener EH
The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical
properties of dental restorative resins
J Biomed Mater Res 20: 121-131 (1986).
45. Flessa H-P, Kunzelmann K-H, Mehl A, Hicker R
Quantitative 3D Wear Analysis of Composite Fillings with and without
Inserts
J Dent Res 78: 309 (Abstract No 1629) (1999).
46. Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Pelka M
Zur Kompositthaftung von Glaskeramikinsets
Deutsche Zahnärztliche Z 53: 139-142 (1998).

47. Frankenberger R
Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbunds
Deutsche Zahnärztliche Z 57: 154-171 (2002).
48. Gärtner, F
Fluoreszenzkollektoren und UV-Absorber aus PMMA
Examensarbeit Universität Wuppertal (2003).
49. George LA, Richards ND
Polymerization shrinkage in a composite restoration involving a glass-ceramic insert
J Dent Res 72: 351 (Abstract No 1979) (1993).
50. George LA, Richards ND, Eichmiller FC
Reduction of Marginal Gaps in Composite Restorations by Use of Glass-Ceramic Inserts
Oper Dent 20: 151-154 (1995).
51. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G
Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers/additives in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures
J Biomed Mater Res 41: 474-480 (1998).
52. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G
Residual Monomer/Additive Release and Variability in Cytotoxicity of Light-curing Glass-ionomer Cements and Compomers
J Dent Res 77: 2012-2019 (1998).
53. Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC
An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent.
Part I: Tensile bond strength studies
J Prosthetic Dent 48: 48-51 (1982).
54. Görücü J
Fracture resistance of class II preformed ceramic inserts and direct composite resin restorations
J Dent 31: 83-88 (2003).
55. Greim H, Ahlers J, Bias R, Broecker B, Hollander H, Gelbke HP, Jacobi S, Klimisch H-J, Mangelsdorf I, Mayr W, Schön N, Stropp G, Stahnecker P, Vogel R, Weber C, Ziegler-Skylakakis K, Bayer E
Assessment of structurally related chemicals: toxicity and ecotoxicity of acrylic acid and acrylic acid alkyl esters (acrylates), methacrylic acid and methacrylic acid alkyl esters (methacrylates)
Chemosphere 31: 2637-2659 (1995).
56. Grossi SG, Zambon JJ, Ho AW, Koch G, Dunford RG, Machtei EE, Norderyd OM, Genco RJ
Assessment of risk for periodontal disease. I.
Risk indicators for attachment loss.
J Periodontol 65: 260-267 (1994).

57. Gwinnett AJ, Buonocore MG
Adhesives and Caries Prevention A Preliminary Report
British Dent J 119: 77-80 (1965).
58. Gwinnett AJ, Matsui A
A study of enamel adhesives:
The physical relationship between enamel and adhesive
Arch Oral Biology 12: 1615-1620 (1967).
59. Gwinnett AJ
Histologic changes in human enamel following treatment with acidic
adhesive conditioning agents.
Arch Oral Biology 16: 731-738 (1971).
60. Gwinnett AJ
Human prismless enamel and its influence on sealant penetration
Arch Oral Biology 18: 441-444 (1973).
61. Gwinnett AJ
Smear Layer: Morphological Considerations
Oper Dentistry 3: 3-12 (1984).
62. Hager K
Sehen, Hören, Schmecken und Riechen
Medizin des alternden Menschen G. Kolb
AH Leischker (Hrsg.), WVG Stuttgart: 85-93 (2009).
63. Hahn P, Schaller H-G, Betcher V, Hellwig E
Untersuchung zum Randschluss von vier Insert-Systemen
Deutsche Zahnärztliche Z 53: 494-500 (1998).
64. Hannig M, Kreuzkamp H, Albers H-K
Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von
Kompositfüllungen
Deutsche Zahnärztliche Z 49: 595-600 (1994).
65. Hellwig E, Klimek J, Achenbach K
Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei
lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien
Deutsche Zahnärztliche Z 46: 270-273 (1991).
66. Hellwig E, Klimek J, Attin T
Einführung in die Zahnerhaltung
Urban & Fischer Verlag München – Jena (2003).
67. Hugo B
Oszillierende Verfahren in der Präparationstechnik (Teil II)
Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin 109: 269-280 (1999).
68. Hugo B, Otto A, Stassinakis A, Hofmann N, Klaiber B
Retrospektive In-vivo-Untersuchung von Sonicsys-approx-Füllungen
Schweizer Monatsschrift Zahnmedizin 111: 152-158 (2001).

69. Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S
Degree of conversion of composites measured by DTA & FTIR
Dent Mater 17: 178-183 (2001).
70. Imfeld T
Reduzierter Speichelfluss: Ursachen, Folgen und Diagnose. in: Reduzierter Speichelfluss und Mundtrockenheit: Herausforderung zur Zusammenarbeit in der Kariesprophylaxe
München: MSC Medizinischer Creative Service GmbH (1995).
71. Janda R
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungswerkstoffe
Part I: Quintessenz 6: 1067-1073 (1988).
Part II: Quintessenz 7: 1243-1253 (1988).
Part III: Quintessenz 8: 1393-1398 (1988).
72. Jörgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H
Enamel damages caused by contracting restorative resins
Scand J Dent Res 83: 120-122 (1975).
73. Kalipcilar B, Karaagaciloglu L, Hasanreisoglu U
Evaluation of level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties
J Oral Rehab 18: 399-401 (1991).
74. Kaplan EL, Meier P
Nonparametric Estimation from Incomplete Observations
J of Am Stat Assoc 53: 457-481 (1958).
75. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S
Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites
J Dent 27: 383-389 (1999).
76. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ
Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites
Dent Mater 21: 1150-1157 (2005).
77. Krejci I, Kuster M, Lutz F
Influence of Dentinal Fluid and Stress on Marginal Adaption of Resin Composites
J Dent Res 71: 490-494 (1993).
78. Kullmann W
Atlas der Zahnerhaltung
mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen
Carl Hanser Verlag, München Wien (1990).
79. Lalla E, Cheng B, Lal S, Kaplan S, Softness B, Greenberg E, Goland R, Lamster IB
Diabetes mellitus promotes periodontal destruction in children
J Clin Periodontol 34: 294-298 (2007).

80. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G
Evaluation of Clinical Performance for Posterior Composite Resins and Dentin Adhesives
Oper Dent 12: 53-78 (1987).
81. Lee H, Occumpaugh DE, Shaffer J, Sheble AM
Sealing of Developmental Pits and Fissures: IV. Measurement of In Vivo Fluoride Pickup by Electron Microprobe X-Ray Spectrophotometry
J Dent Res 51: 634-639 (1972).
82. Lenhard M
Ästhetische Frontzahnfüllungen mit Komposit
Quintessenz 55: 961-976 (2004).
83. Lösche GM, Blunck U
Die Schmelz-Ätz-Technik
ZWR 97: 838-841 (1988).
84. Lösche GM, Lösche AC, Roulet JF
The Effect of Light Scattering Inserts on the Marginal Adaption of Composite Fillings
J Dent Res 72: 223 (Abstract No 957) (1993a).
85. Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet J-F
Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten
Deutsche Zahnärztliche Z 48: 26-30 (1993b).
86. Lösche GM, Schiffer JM, Roulet J-F
Der Einfluß von Leuchtkeilen auf das Randverhalten von Klasse III-Kompositfüllungen
Deutsche Zahnärztliche Z 49: 449-453 (1994).
87. Lösche GM
Klasse-II-Kompositfüllungen mit und ohne konfektionieren Glaskeramik-Inserts
Deutsche Zahnärztliche Z 51: 389-395 (1996).
88. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN
Impact of Curing Protocol on Conversion and Shrinkage Stress
J Dent Res 84: 822-826 (2005).
89. Lutz F, Leuthard P
Verschleissfeste MOD-Kompositfüllungen durch Einpolymerisation von zentrischen Stopps aus Keramik – 4-Jahres-Resultate
Schweizer Monatsschrift Zahnheilkunde 88: 740-752 (1978).
90. Lutz F, Phillips RW, Roulet J-F, Imfeld T
Komposits - Klassifikation und Wertung
Schweizer Monatsschrift Zahnheilkunde 93: 914-929 (1983).
91. Lutz F, Krejci I, Luescher B, Oldenburg TR
Improved proximal margin adaption of Class II composite resin restorations by the use of light-reflecting wedges
Quintessence Int 17: 659-664 (1986a).

92. Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR
Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique
Quintessence Int 17: 777-784 (1986b).
93. Manson-Rahentulla B, Retief DH, Jamison HC
Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution
J Prosth Dent 51: 495-498 (1984).
94. Marxkors R, Meiners H
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Deutscher Zahnärzte Verlag, DÄV-Hanser Köln München (2001).
95. Meredith N, Setchell DJ
In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored tooth
J Dent 25: 331-337 (1997).
96. Millar BJ, Robinson PB
Eight year results with direct ceramic restorations (Cerana)
Brit Dent J 201: 515-520 (2006).
97. Moazzami SM, Alaghehmand H
Effect of Light Conducting Cylindrical Inserts on Gingival Microleakage
J Dent 4: 32-36 (2007).
98. Nelson RG, Shlossman M, Budding LM, Pettitt DJ, Saad MF, Genco RJ, Knowler WC.
Periodontal disease and NIDDM in Pima Indians.
Diabetes Care 13: 836-840 (1990).
99. Ödman P, Nilsson E, Pietruszka K
Cerana® – a new method for the restoration of teeth with prefabricated ceramic inlays
J of Oral Rehab 25: 340-347 (1998).
100. Ödman P
A 3-Year Clinical Evaluation of Cerana Prefabricated Ceramic Inlays
Int J of Prosthodontics 15: 79-82 (2002).
101. Özcan M, Pfeiffer P, Nergiz I
Marginal Adaption of Ceramic Inserts After Cementation
Oper Dent 27: 132-136 (2002).
102. Pashley DH, Michelich V, Kehl T
Dentin permeability: Effect on smear layer removal
J Prosth Dent 46: 531-537 (1981).
103. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H
Dentin as a Bonding Substrate
Deutsche Zahnärztliche Z 49: 760-763 (1994).

104. Pearson GJ, Hegarty SM
Cusp movement in molar teeth using dentine adhesives and composite filling materials
Biomaterials 8: 473-476 (1987).
105. Pelka M, Distler W, Petschelt A
Elusion parameters and HPLC-detection of single components from resin composite
Clin Oral Invest 3: 194-200 (1999).
106. Peutzfeld A
Resin composites in dentistry: the monomer systems
Eur J Oral Sci 105: 97-116 (1997).
107. Posselt A, Kerschbaum T
Longevity of 2328 chairside cerec inlays and onlays
International Journal of Computerized Dentistry 6: 231-248 (2003).
108. Prevost AP, Fuller JL, Peterson LC
The Use of an Intermediate Resin in Acid-etch Procedure: Retentive Strength, Microleakage, and Failure Mode Analysis
J Dent Res 61: 412-418 (1982).
109. Rada RE
Class II direct composite resin restoration with beta-quartz glass-ceramic inserts
Quintessence Int 24: 793-798 (1993).
110. Randow K, Glantz PO
On cantilever loading of vital and non-vital teeth
An experimental clinical study
Acta Odontol Scand 44: 271-277 (1986).
111. Reeh MS, Messer HH, Douglas WH
Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures
J Endod 15: 512-516 (1989).
112. Reiss B, Walther W
Clinical Long-Term Results and 10-Year Kaplan-Meier Analysis of Cerec Restorations
Int J of Computerized Dent 3: 9-23 (2000).
113. Retief DH
Effect of Conditioning the Enamel Surface with Phosphoric Acid
J Dent Res 52: 333-341 (1973).
114. Roulet JF
Degradation of Dental Polymers
Karger, Basel, Schweiz (1987).
115. Salvi GE, Kandyaki M, Troendle A, Persson GR, Lang NP
Experimental gingivitis in type 1 diabetics.
A controlled clinical and microbiological study.
J Clin Periodontol 32: 310-316 (2005).

116. Scannapieco FA, Bush RB, Paju S
Associations between periodontal disease and risk for atherosclerosis, cardiovascular disease, and stroke. A systematic review
Ann Periodontol 8: 38-53 (2003).
117. Schneider PM, Messer LB, Douglas WH
The Effect of Enamel Surface Reduction *in vitro* on the Bonding of Composite Resin to Permanent Human Enamel
J Dent Res 60: 895-900 (1981).
118. Schroeder HE
Orale Strukturbiologie
Georg Thieme Verlag, Stuttgart (1992).
119. Schulte AG, Vöckler A, Reinhardt R
Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin
J Dent 33: 433-442 (2005).
120. Segura A, Donly KJ
In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion
J Oral Rehab 20: 495-499 (1993).
121. Ship JA, Pillemer SR, Baum BJ
Xerostomia and the geriatric patient
J Am Geriatr Soc 50: 535 - 543 (2002).
122. Silverstone LM
Fissure Sealants
Caries Res 8: 2-26 (1974).
123. Silverstone LM, Dogon IL
The Acid Etch Technique
North Central Publishing C., St. Paul. Minn. USA (1975).
124. Sjögren G, Hedlund S-O, Jonsson C, Sandström A
A 3-year follow-up study of preformed beta-quartz glass-ceramic insert restorations.
Quintessence Int 31: 25-31 (2000).
125. Söderholm KJ
Leaking of Filler in Dental Composites
J Dent Res 62: 126-130 (1983).
126. Söderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Bergman M
Hydolytic Degradation of Dental Composites
J Dent Res 63: 1248-1254 (1984).
127. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W
Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry
J Dent 26: 137-145 (1998).

128. Sreebny LM
Saliva in health and disease: an appraisal and update
Int Dent J 60: 140–161 (2000).
129. Stachniss V, Pust M
Keramik-Inserts und konfektionierte Inlays als Amalgam-Nachfolgetechnologien
Deutsche Zahnärztliche Z 51: 736-745 (1996).
130. Stanley HR, Going RE, Chauncey HH
Human pulp response to acid pretreatment of dentin and to composite restoration
J Am Dent Assoc 91: 817-825 (1975).
131. Stoll R, Butze J, Stachniss V
Zur Auswirkung von Verunreinigungen auf die Haftung von Komposit am geätzten Schmelz
Deutsche Zahnärztliche Z 54: 231-234 (1999).
132. Stoll R, Cappel I, Momeni A, Pieper K, Stachniss V
Survival of Inlays and Partial Crowns Made of IPS Empress After a 10-Year Observation Period and in Relation to Various Treatment Parameters
Oper Dent 32: 556-563 (2007).
133. Stratmann U, Mokrys K
Mundtrockenheit 1. Teil - Ursachen und Symptomatik
Zahnärztl Mitt 21: 62 – 64 (2000).
134. Strobel WO, Petschelt A, Kemmoona M, Frankenberger R
Ceramic inserts do not generally improve resin composite margins
J Oral Rehab 32: 606-613 (2005).
135. Suliman A-H, Boyer DB, Lakes RL
Polymerization shrinkage of composite resins: Comparison with tooth deformation
J Prosth Dent 71: 7-12 (1994).
136. Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art
Quintessence Int 26: 95-110 (1995).
137. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M
Residual monomers (TEGDMA and BisGMA) of a set visible-light cured dental composite resin when immersed in water
J Oral Rehab 18: 353-362 (1991).
138. Tani Y, Nambu T, Ishikawa A, Katsuyama S
Polymerization Shrinkage and Contraction Force of Composite Resin Restoratives Inserted with 'Megafiller'
Dent Mater J 12: 182-189 (1993).

139. Taylor GW, Burt BA, Becker MP, Genco RJ, Shlossman M, Knowler WC, Pettitt DJ
Non-insulin dependent diabetes mellitus and alveolar bone loss progression over 2 years
J Periodontol 69: 76-83 (1998).
140. Tsai C, Hayes C, Taylor GW
Glycemic control of type 2 diabetes and severe periodontal disease in the US adult population.
Community Dent Oral Epidemiol 30: 182–192 (2002).
141. Vanherle G, Lambrechts P, Braem M
Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich
Deutsche Zahnärztliche Z 44: 664-668 (1989).
142. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G
Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems.
J Dent Res 71: 1530-1540 (1992).
143. Venhoven BAM, De Gee AJ, Davidson CL
Polymerization contraction and conversion of light-curing BisGMA-based methacrylate resins
Biomaterials 14: 871-875 (1993).
144. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL
Does an Incremental Filling Technique Reduce Polymerization Shrinkage Stresses?
J Dent Res 75: 871-878 (1996).
145. Wei SHY
Electron Microprobe Analyses of the Remineralization of Enamel
J Dent Res 49: 621-625 (1970).
146. Yu TT, Kuo MK
Association Between Cognitive Functional Periodontal Disease in Older Adults
JAGS 56: 1693-1697 (2008).

10 Danksagung

Besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. Richard Stoll für die Themenstellung und die intensive Unterstützung bei der Entstehung dieser Arbeit aussprechen.

Bei Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger, Direktor der Abteilung für Zahnerhaltung der Philipps-Universität Marburg, der die Durchführung dieser Studie ermöglicht hat, möchte ich mich herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas bedanken.

Bei meiner Familie, die mir so vieles ermöglicht hat und auf deren liebevolle, seelische und moralische Unterstützung ich stets zählen konnte, möchte ich mich herzlich bedanken.

Herrn Prof. Dr. Ludwig Rausch und seiner Familie gilt mein besonderer Dank für die zu jeder Zeit konstruktive, engagierte Art und Unterstützung und dem Interesse an meiner beruflichen und wissenschaftlichen Arbeit.

12 Verzeichnis der akademischen Lehrer

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

Aumüller, Austermann, Barth, Bauer, Coca, Czubayko, Dibbets, Ellers, Feuser, Flores-de-Jacoby, Gente, Glörfeld, Holzheidt, Höffken, Jablonski-Momeni, Karoglan, Lehmann, Lill, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Mutters, Neff, Nonnenmacher, Pieper, Ramaswamy, Rogausch, Sonntag, Sonntag-Kook, Stachniss, Steininger, Stelzel, Stoll, Suske, Umstadt, Stachniss, Stoll, Werner, Westermann.