

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

Klinische Untersuchung und Randspaltanalyse eines Hybridkomposites und eines
Ormoceres in Seitenzahnkavitäten. Ergebnisse nach zwei Jahren.

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

Frank Spörlein
aus Kronach
2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. J. Manhart

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 22.07.2010

Inhaltsverzeichnis

1	<u>Einleitung</u>	1
2	<u>Literaturübersicht</u>	3
2.1	Kompositmaterialien	3
2.1.1	Entwicklung	3
2.1.2	Aufbau	3
2.1.2.1	Organische Matrix	4
2.1.2.2	Füllstoffe	4
2.1.2.3	Verbundphase	5
2.1.2.4	Additive	5
2.2	Ormocere	6
2.3	Adhäsivtechnik	7
2.3.1	Schmelz-Ätz-Technik	7
2.3.2	Schmelzhaftung	8
2.3.3	Dentinhaftung	10
2.3.3.1	Geschichte der Dentinadhäsive	10
2.3.3.2	Klassifikation der Dentinhaftvermittler	12
2.3.3.3	Konventionelle Dentinhaftvermittler	13
2.3.3.4	Konditionierer-Primer-System	13
2.3.3.5	Selbstkonditionierende Dentinprimer	14
2.3.3.6	Dentinadhäsive	14
3	<u>Fragestellung</u>	16
4	<u>Material und Methoden</u>	17
4.1	Patientengut	17
4.2	Präparation und Füllungstechnik	17

4.3	Klinische Bewertung auf Dokumentationsbögen nach USPHS-Kriterien	19
4.4	Replikaerstellung	27
4.4.1	Herstellung von Gipsmodellen	27
4.4.2	Herstellung von Epoxidharzmodellen für die Randspalt- vermessung	27
4.5	Randspaltvermessung	28
4.5.1	Bildgewinnung im Rasterelektronenmikroskop	28
4.5.2	Quantitative Randanalyse	28
4.5.3	Messvorgang	28
4.6	Statistische Methoden	30
5	<u>Ergebnisse</u>	31
5.1	Auswertung der Dokumentationsbögen	31
5.1.1	Ausdehnung der Füllungen	31
5.1.2	Oberflächentextur	32
5.1.3	Farbanpassung	33
5.1.4	Anatomische Form – Konturierung	34
5.1.5	Anatomische Form – Übergang	35
5.1.6	Marginale Integrität	36
5.1.7	Randspaltverfärbung	37
5.1.8	Integrität Zahn	38
5.1.9	Integrität Füllung	39
5.1.10	Okklusion/Artikulation	40
5.1.11	Vitalität bei Nachuntersuchung	41
5.1.12	Beschwerden des Patienten	42
5.1.13	Hinweise des Patienten	43
5.2	Auswertung der REM-Randanalyse: Randspaltverhalten der Füllungsmaterialien am Übergang zum Zahn	44

6	<u>Diskussion</u>	45
6.1	Material und Methode	45
6.2	Statistische Auswertung der Dokumentationsbögen	46
6.3	Vergleich der Ergebnisse zwischen Prämolaren und Molaren	51
6.4	Vergleich von kleinen ein- bis zweiflächigen und großen, mehr als zweiflächigen Füllungen	52
7	<u>Zusammenfassung</u>	54
8	<u>Literaturverzeichnis</u>	56
9	<u>Anhang</u>	69
9.1	Materialliste	69
9.2	Danksagung	70
9.3	Lebenslauf	71

1 Einleitung

Mit Gold und Amalgam sind seit den frühen Jahren des letzten Jahrhunderts zwei zuverlässige Restaurationsmaterialien für Inlays und Füllungen im okklusions-tragenden Seitenzahnbereich auf dem Markt, die unter Einhaltung der jeweiligen Indikationsgrenzen noch heute für die unterschiedlichen Einsatzgebiete gleichwertig und bewährt sind (Gängler 2005). Sehr teuer und aufwendig sind Goldversorgungen jedoch in Herstellung und Verarbeitung, was dazu führte, dass, bedingt durch finanzielle Limits der Krankenkassen und die dadurch notwendige Übernahme der Kosten durch den Patienten, für den Großteil der restaurativen Versorgungen kostengünstige Alternativen zu Goldinlays angeboten werden mussten. Die seit 1992 (Neufassung im Jahr 2003) gültige Indikationseinschränkung für Amalgam durch das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) und das gesteigerte Interesse der Patienten nach „weißer“ Ästhetik hat die Nachfrage nach Amalgam-Alternativen zusätzlich gefördert und mittlerweile verstärkt dazu geführt, neue zahnfarbene Ersatzstoffe zu schaffen und sie hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit zu optimieren. Im okklusionstragenden Seitenzahnbereich stellen die ästhetisch hochwertigen zahnfarbenen Inlays aus Keramik oder Komposit unter Verwendung der Adhäsivtechnologie eine gute Alternative zu Amalgam- oder Goldgussfüllungen dar (Frankenberger 1996, 1998) und sind somit klinisch gerechtfertigt (Lang 2000). Darüber hinaus gibt es Empfehlungen, wenn möglich auch bei Klasse-I- und -II-Füllungen mit anderen plastischen Werkstoffen oder Inlays zu therapieren (Hickel 1994), da das Indikationsspektrum direkter Komposit-Restaurationen im Seitenzahnbereich deutlich weiter angesehen werden kann als noch vor einigen Jahren (Ernst 2007). Adhäsive Füllungstechniken werden nun beispielsweise auch seit Jahren erfolgreich zur Restauration stärker zerstörter Zähne angewendet (Spreafico 2005). Die großen Vorteile der Komposite sind eine hervorragende Ästhetik, sowie die Möglichkeit einer substanzschonenden Kavitätenpräparation bei Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik. Durch den adhäsiven Verbund von Zahn und Komposit kann auf eine Retentionsform verzichtet werden (Douvitsas 1991). In großen Kavitäten wird die Frakturfestigkeit durch den adhäsiven Verbund erhöht (Haller 1997, Swift 1995). Eine Optimierung fand ebenso auf dem Gebiet der Abrasionsbeständigkeit statt (Lutz 1990, Wilson 1988). Bei der Versorgung von Kavitäten im Frontzahnbereich (Ben Amar 1987, Janda 1988), sowie zur Versiegelung von

Fissuren (Lutz 1985, Schoch 1999) haben sich Komposite bewährt. Als Aufbau-
materialien bei prothetischen Versorgungen (Rammelsberg 2001, Simons 1999), in
der Parodontologie (Frankenberger 1999) und Traumatologie (Ebeleseder 1997), als
Schienungsmaterial, sowie bei der Füllung von Zahnhalsdefekten (Estafan 1999,
Hickel 1992) werden Kompositmaterialien heute angewendet. Weiterhin dienen sie
als adhäsives Befestigungsmaterial für indirekt hergestellte Keramik- und Komposit-
restaurationen (Lutz 1990, Van Meerbeck 1994), sowie auch in der Kieferorthopädie
zum Befestigen von Brackets (Böhme 2001). Um dem Ersuchen der Patienten nach
Ästhetik in Verbindung mit dem Ausschluss von Gefahren für die Gesundheit
nachzukommen und gleichzeitig zukunftsweisend eine Erweiterung der Indikationen
für Komposite zu erreichen, ist ein neues Material, das Ormocer, entwickelt worden.

In der vorliegenden Studie wurde das klinische Verhalten des Ormoceres *Definite*
von Degussa nach zwei Jahren Liegezeit untersucht. Zur Objektivierung der
gewonnenen Daten wurde ein Hybridkomposit mit den gleichen Voraussetzungen in
das Studiendesign mit einbezogen. Direkte plastische Klasse-I- und -II-Füllungen in
Prämolaren, sowie direkte plastische Klasse-I- und -II-Füllungen in Molaren wurden
untersucht. Zudem wurden mehrflächige Inlays aus dem Ormocer *Definite*
angefertigt, wobei darauf geachtet wurde, diese nicht in primär größere Kavitäten zu
platzieren. Dadurch waren die Ausgangsbedingungen für alle drei Restaurationsarten
gleich. Zusätzlich zur klinischen Untersuchung wurde der Übergang von der Füllung
zum Zahn mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops analysiert und bewertet.

2 Literaturübersicht

2.1 Kompositmaterialien

2.1.1 Entwicklung

Bowen entwickelte 1965 ein Füllungsmaterial mit wesentlich besseren werkstoffkundlichen Eigenschaften, nachdem die seit Mitte des letzten Jahrhunderts verfügbaren Autopolymerisate auf Polymethylmethacrylatbasis (PMMA) wenig zufriedenstellende Ergebnisse lieferten, indem er die Methylmethacrylsäure durch das höher molekulare Monomer Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) ersetzte (Bowen 1965). Er mischte zusätzlich anorganische Füllstoffe aus gemahlenem Quarz hinzu, die er mittels eines Silanhaftvermittlers chemisch mit der organischen Matrix verbinden konnte. Die Wasseraufnahme, der Restmonomergehalt, sowie die Polymerisationsschrumpfung konnten dadurch drastisch reduziert und ein günstigerer Expansionskoeffizient geschaffen werden (Eames 1974, Roulet 1987). Heutzutage sind die autopolymerisierenden Komposite weitgehend durch die ab den Siebziger Jahren eingeführten lichthärtenden Kompositmaterialien ersetzt worden (Kullmann 1987, Roulet 1987). Waren Ende der Achtziger Jahre Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich aufgrund schlechter klinischer Erfahrungen noch nicht für den allgemeinen Einsatz am Patienten verfügbar, so kam es hier in den letzten Jahren aufgrund großer Fortschritte der Forschung zu einem Paradigmenwechsel in der zahnmedizinischen Lehre. Die Versorgung von Defekten im Seitenzahnbereich mit Kompositen ohne Unterfüllung stellt heute keinen Behandlungsfehler mehr dar, sondern kann als eine die Zahnhartsubstanz schonende Behandlungsmethode angesehen werden (Hickel 1997).

2.1.2 Aufbau

Das Komposit, abgeleitet von dem lateinischen Wort „compositum“ (Zusammengesetztes), setzt sich im Sinne des Wortes aus mindestens zwei unterschiedlichen Materialien zusammen (Dorsch 1990, Eichner 1985). Die zahnärztlichen Komposite bestehen aus einer Vielzahl unterschiedlicher Komponenten. Die Hauptbestandteile sind die organische Matrix, die disperse Phase (Füllstoffe) und die Verbundphase (Silane). Diese beeinflussen die material-spezifischen Parameter entscheidend. Im nicht ausgehärteten Zustand sind der

Matrix zudem Stabilisatoren, Initiatoren, Inhibitoren, Pigmente und weitere Additiva hinzugesetzt (Hellwig 1995, Janda 1988). Radioopazität wird durch Zugabe von Füllkörpern mit Schwermetallen wie Barium oder Strontium erzielt (Roulet 1987).

2.1.2.1 Organische Matrix

Bei den verwendeten Monomeren handelt es sich größtenteils um Ester der Methacrylsäure mit ein- oder höherwertigen Alkoholen (Janda 1988). Neben dem vornehmlich verwendeten Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) oder dessen Modifikationen kommen UDMA (Urethandimethacrylat), EGDMA (Ethylenglycoldimethacrylat) oder TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) zur Anwendung. Die Eigenschaften des Komposits werden durch die Art des verwendeten Monomers beeinflusst (Hellwig 1995, Kullmann 1990). Die einzelnen Monomere sind für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad, die Viskosität und zahlreiche andere Eigenschaften verantwortlich (Hellwig 1995) und spielen für die endgültige Festigkeit eines Komposits eine entscheidende Rolle (Ilie 2005). In der Regel nimmt z.B. die Polymerisationsschrumpfung mit steigender Kettenlänge und steigendem Molekulargewicht ab, die Viskosität hingegen zu (Janda 1988). Daher werden oft Verdünnermonomere (TEGDMA) zugesetzt, um die Materialien besser verarbeiten zu können (Janda 1988, Kullmann 1990). Auch spielt der Anteil der hydrophilen Atomgruppen eine große Rolle. Mit steigender Anzahl von Sauerstoffatomen und Hydroxylgruppen nimmt die Wasseraufnahme zu (Janda 1988).

2.1.2.2 Füllstoffe

Als Füllkörper dienen pyrogenes Siliziumdioxid, Quarz, Glas oder Keramik in feinstgemahlener Form (Janda 1988, Lutz 1983). In manchen Materialien finden sich auch feingesinterte Glasfasern aus mikroporösem Netzwerk (Kullmann 1990). Die Füllkörper (in den modernen Kompositen über 80 Gew.-%) reduzieren den Anteil organischer Matrix und verbessern somit die physikalischen Eigenschaften durch Verringerung der Polymerisationsschrumpfung (Janda 1988), des thermischen Expansionskoeffizienten (Hashinger 1984) und der Wasseraufnahme (Chung 1990, Roulet 1987). Zusätzlich wird die Härte und das Elastizitätsmodul gesteigert (Chung

1990, Kollmannsperger 1980), sowie die Druck- und Biegefestigkeit verbessert. Bei den zahnärztlichen Kompositmaterialien lassen sich drei Kategorien bezüglich der Partikelgröße einteilen (Janda 1988, Roulet 1982):

- Gemahlene Makrofüller
- Mikrofüller (pyrogenes SiO₂)
- präpolymerisierte Mikrofüllerkomplexe

2.1.2.3 Verbundphase

Bei den organischen Silanen handelt es sich um bipolare Moleküle, die als Haftvermittler den Verbund zwischen der organischen Kunststoffmatrix einerseits und den anorganischen Füllkörpern andererseits herstellen (Lutz 1983, Roulet 1987). Meist wird dazu 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan verwendet (Janda 1988). Die Silane verestern unter Wasserabspaltung. Zum Einen kommt es zu einer Polymerisationsreaktion der Methacrylatgruppen des Silans mit den Kunststoffmonomeren, zum Anderen reagiert das Silanmolekül mit freien Hydroxylgruppen auf der Oberfläche der Füllerpartikel (Roulet 1987). Durch die Beschichtung der Füllkörper mit Silanen kommt es zu einer Hydrophobierung, welche die Einlagerung in die organische Matrix erleichtert (Janda 1988) und einen höheren Füllstoffgehalt des Komposits ermöglicht (Roulet 1987). Da es sich bei der Silanverbindung nicht um eine absolut starre Verbindung handelt, können thermische und mechanische Belastungen bis zu einem gewissen Grad kompensiert werden (Roulet 1987). Allerdings stellt die Grenzfläche zwischen Silan und Füllkörper eine Schwachstelle dar, da sie in stark saurem Milieu nicht stabil bleibt, sondern leicht hydrolysiert werden kann (Janda 1988).

2.1.2.4 Additive

Initiatoren: Im Komposit enthaltene Initiatoren werden durch chemische Aktivierung oder externe Energiezufuhr gespalten und bilden so freie Radikale (Kullmann 1990).

Inhibitoren: An spontan gebildete freie Radikale geben Inhibitoren ein Wasserstoffatom ab. Dadurch werden diese inaktiviert und eine Spontanpolymerisation vermieden (Kullmann 1990).

UV-Stabilisatoren: UV-Licht mit einer Wellenlänge unterhalb von 350nm soll von UV-Stabilisatoren absorbiert werden, um eine Zersetzung reaktiver Bestandteile und eine damit verbundene Verfärbung zu vermeiden (Kullmann 1990).

Pigmente: Sie dienen der Einfärbung der Füllungskunststoffe in die verschiedenen Farbtöne. Meist werden anorganische Pigmente aus ZrO_2 , TiO_2 , Cr_2O_3 , Fe_2O_3 verwendet (Janda 1988, Kullmann 1990).

2.2 Ormocere

Die Gruppe der Ormocere stellt eine neuartige Materialgruppe in der Zahnmedizin dar, die das Fraunhofer-Institut für Silikatforschung, Würzburg, in Zusammenarbeit mit Partnern in der Dentalindustrie entwickelt hat (Manhart 1999). Es handelt sich hierbei um organisch modifizierte, nichtmetallische anorganische Verbundwerkstoffe, deren Wortursprung in der Zusammensetzung der anglistischen Wörter „organically modified ceramics“ liegt (Greiwe 1990). Anfang des Jahres 1998 wurde von der Firma Degussa, Hanau, mit dem Material *Definite* das erste Material auf diesem Gebiet auf den Markt gebracht. Auch die Firma Voco, Cuxhaven, hat mit dem Ormocer *Admira* ihr Sortiment erweitert. Die Anwendung der Ormocere bleibt aber nicht allein auf die Zahnmedizin beschränkt, sondern findet auch in zahlreichen anderen Gebieten, wie z.B. in der Elektronik, Mikrosystemtechnik, Kunststoffveredelung, Konservierung, Korrosionsbeschichtung, Funktionsbeschichtung für Glasoberflächen und als hochresistente, kratzfeste Schutzbeschichtung ihren Einsatz (Amberg-Schwab 1996, Nass 1990, Römich 1995). Die Ormocere besitzen sowohl ein anorganisches als auch ein organisches Netzwerk und können so zwischen anorganischen und organischen Polymeren eingeordnet werden. Multifunktionelle (meth-)acrylierte Alkoxysilane, die synthetisiert werden durch NCO-Addition von isocyanatsubstituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri-, Tetra(meth-)acrylate, bilden die Eduktbasis für die neue Verbundpolymerklasse (Wolter 1993, 1994). Eine anorganische Einheit wird über ein kurzes Verbindungssegment an einen organischen Molekülteil gekoppelt. Die Prototypen der mit Füllkörpern versetzten Ormocere für den Dentalbereich (bis zu 79 Gew.-% Fülleranteil) wiesen ein Elastizitätsmodul von 10 bis 17 GPa und einen thermischen Expansionskoeffizienten α von $17-25 \times 10^{-6}/K$ auf (Wolter 1994, 1994a). Hiermit erreichten sie deutlich zahnähnlichere Werte als durchschnittliche

Komposite (E-Modul von ca. 10 GPa und α von $45 \times 10^{-6}/K$). Zum Vergleich: Die E-Module von Schmelz und Dentin liegen bei ca. 84,1 GPa bzw. 18,3 GPa und die thermischen Expansionskoeffizienten α bei $11 \times 10^{-6}/K$ bzw. $8 \times 10^{-6}/K$ (Goel 1992, Williams 1987). Weitere Vorteile der Ormocere sollen in einem geringeren toxikologischen und allergologischen Potential liegen, da die organischen Molekülbestandteile der Ormocere kovalent an das anorganische Grundgerüst (Si-O-Si-Einheiten) gekoppelt sind. Allerdings müssen aus Gründen der Verarbeitbarkeit Weichmachermoleküle zugesetzt werden, welche ebenfalls, wie die Notwendigkeit, diese Materialien mit Adhäsivsystemen (enthalten organische Monomere) in den Kavitäten zu befestigen, die verbesserte Biokompatibilität wieder relativieren.

2.3 Adhäsivtechnik

Adhäsion bedeutet das Aneinanderhaften zweier Körper bedingt durch mechanische oder chemische Kräfte, die bei engem Kontakt der Oberflächen zustande kommen (Blunck 1996). Die Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin bewirkt die Verankerung des Kompositmaterials an der Zahnhartsubstanz (Roulet 1996).

2.3.1 Schmelz-Ätz-Technik

Kompositmaterialien können mit dem Zahnschmelz keine direkte chemische Verbindung im Sinne einer ionischen oder kovalenten Bindung eingehen. Damit sich die Restaurationen trotzdem dauerhaft und möglichst randspaltfrei mit dem Zahnschmelz in Verbindung bringen lassen, wird dieser vor dem Auftragen des Füllungsmaterials konditioniert. Die Schmelz-Ätz-Technik ist ein Verfahren, das der ädhäsiven Verankerung kompositbasierter Materialien am Schmelz dient und einen wesentlichen Beitrag zur Randdichtigkeit leistet. Mit seinen Untersuchungen zur Säurewirkung auf Schmelzoberflächen wurde diese Technik 1955 von Buonocore eingeführt und stellte einen entscheidenden Schritt in Richtung moderner Zahnheilkunde dar (Buonocore 1955, Estafan 1999). Dies brachte nicht nur eine wesentliche Grundlage zur Verbesserung der marginalen Integrität von Kompositfüllungen, sondern hat auch den Wandel von einem makroretentiv-substanzopfernden zu einem mikroretentiven Präparationskonzept eingeleitet (Boer 1998, Staehle 1999).

2.3.2 Schmelzhaftung

Die Schmelz-Ätz-Technik erlaubt einen adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Füllungswerkstoff auf mikromechanischer Basis (Cheung 1990, Hembree 1984). Da die Säurelöslichkeit der verschiedenen Schmelzprismenstrukturen unterschiedlich ist, kann mit 30-40 %iger Phosphorsäure eine selektive Ätzung des Schmelzes unter Ausbildung eines mikroretentiven Ätzmusters erreicht werden (Lösche 1988, Roulet 1989). Die Konzentration von 30-40 % der Phosphorsäure hat sich am günstigsten erwiesen. Sie erzeugt das effektivste Ätzmuster, das gebildete Präzipitat (Monokalziumphosphat-Monohydrat) lässt sich gut durch Wasserspray entfernen (Gottlieb 1982, Silverstone 1974). Höhere Konzentrationen über dem Schwellenwert von 40 % führen durch eine verminderte Kalziumauflösung zu schwächeren Ätzmustern mit resultierenden geringeren Haftwerten (Manson-Rahemtulla 1984). Konzentrationen unter 27 % führen zur Bildung des schwer löslichen Dikalziumphosphatdihydrats, welches bei unvollständiger Entfernung nach der Ätzung die adhäsiven Mechanismen an der Schmelzoberfläche beeinträchtigt (Chung 1990). Die meisten Hersteller verwenden für ihre Produkte 37 %iges Phosphorsäuregel. Nach dem Ätzen sind drei typische Grundmuster im Schmelz zu erkennen (Retief 1992, Silverstone 1975):

Bei Ätztyp 1 kommt es vornehmlich zum Herauslösen der Prismenkerne, während die Prismenperipherie meist intakt bleibt. Dieser Typ ist am häufigsten.

Bei Ätztyp 2 ist der Vorgang genau der umgekehrte; die Prismenperipherie wird aufgelöst unter Strukturbeibehaltung der Prismenkerne.

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

Bei einer Schmelzätzung für 60 Sekunden mit 37 %iger Phosphorsäure wird an der Schmelzoberfläche eine dünne Schicht von circa 10 µm abgetragen und eine poröse Schicht in der Tiefe von 25-50 µm erzielt. Dies führt zu einer erheblichen Vergrößerung der Haftfläche und der Oberflächenenergie (Buonocore 1955, Roulet 1996). In diese Mikroporositäten des Schmelzes kann ein dünnfließender, ungefüllter Kunststoff als Versieglervorstrich (=Bonding) penetrieren (Brännström 1991, Cheung 1990a). So wird der Verbund aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte (so genannte „tags“) mit dem eigentlichen Füllungskomposit über eine gute Verzahnung gefördert (Kullmann 1990, Swift 1995). Das Schmelzätzmuster und die

Infiltrationstiefe des Adhäsivs sind allerdings produktabhängig und es besteht keine Korrelation zwischen diesen Merkmalen und der Haftfestigkeit (Ibarra 2007). Die Kombination aus Schmelzätzung und Versieglervorstrich verbessert deutlich die marginale Adaptation und setzt damit das Randspaltrisiko deutlich herab (Amsberry 1984, Douvitsas 1991). Für die Dauer der Ätzung wurden 60 Sekunden Einwirkzeit mit 30-40 %iger Phosphorsäure lange als optimal angesehen (Swift 1995). Studien bewiesen aber, dass kürzere Ätzzeiten von 10-20 Sekunden die gleichen Oberflächenveränderungen der Schmelzmorphologie bewirken wie eine Einwirkzeit von 60 Sekunden (Barkmeier 1985, Nordenvall 1980). Auch die erzielten Haftwerte und Randdichtigkeiten ergaben bei In-vitro-Experimenten für eine 15-sekündige Ätzzeit im Vergleich keine signifikanten Unterschiede (Glasspoole 1986, Gwinnett 1992). Voraussetzung für den Erfolg der Schmelz-Ätz-Technik ist das Vorhandensein von ausreichendem und gesundem Schmelz (Cheung 1990, Mayer 1991). Um diese Technik mit anschließender Füllungstherapie vertreten zu können, wurden früher mindestens 1-2 mm an allen Kavitätenrändern gefordert (Mayer 1991). Entscheidend für die Art und Tiefe des erzeugten Ätzmusters ist neben der Schmelzqualität und dem Schmelzangebot auch die Richtung, in der die Schmelzprismen angeschnitten und geätzt werden. Während in der Längsrichtung angeschnittene Schmelzprismen eine schlechtere Voraussetzung zur Erzielung eines mikroretentiven Ätzmusters und damit eine geringere Retention für das Komposit aufweisen, kommt es bei quer zu ihrer Längsachse getroffenen Schmelzprismen zu einem hochwertigeren Ergebnis dadurch, dass die Phosphorsäure bevorzugt die Prismenkerne herauslöst (Hugo 1992, Schroeder 1992). Bei Milchzähnen und im zervikalen Bereich bleibender Zähne besteht die Schmelzoberfläche hauptsächlich aus aprismatischem Schmelz. Aufgrund seiner dichten Mineralisation ist dieser weniger säurelöslich. Bei Ätzung kommt es lediglich zu einem Substanzverlust mit Bildung eines weniger retentiven Ätzmusters (Schroeder 1992). Um trotzdem einen Verbund zu erzielen, versucht man diese Nachteile durch eine Verlängerung der Ätzzeit oder Abschleifen der oberflächlichen Schmelzschichten auszugleichen (Kullmann 1990). Auch bei fluorotischem oder fluoridreichem Schmelz ist die Wirkung der Ätzung durch seine erhöhte Säureresistenz eingeschränkt (Hellwig 1995, Kullmann 1990).

2.3.3 Dentinhaftung

Im Gegensatz zur Schmelzhaftung stellt sich die Haftung am Dentin bedingt durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material im Dentin schwieriger dar als der klinisch erfolgreiche Verbund zum Schmelz (Wang 2005). Zahllose Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Dentinhaftvermittler ermöglichen es mittlerweile auch geeignete dentinbegrenzte Bereiche mit Komposit zu versorgen (Krejci 1994). Die Haftmechanismen der Dentinadhäsive beruhen hauptsächlich auf mikromechanischer Verankerung mit dem Dentin (sog. Hybridschicht). Die mikromechanische Verankerung im Dentin wird durch Verzahnung und Verklettung nach Herauslösen hauptsächlich anorganischer Anteile aus dem Kollagengeflecht erreicht. Die chemische Bindung mit dem Dentin spielt nur eine untergeordnete Rolle. Hier wird mit organischen bzw. anorganischen Anteilen des Dentins eine Bindung eingegangen. Penetriert das Dentinadhäsiv nicht ausreichend in das konditionierte Dentin, ist die Hybridschicht insuffizient. Dies hat nanoskopische Undichtigkeiten zur Folge, welche wissenschaftlich als Nanoleakage bezeichnet werden (Paul 1999). Der Ausguss der eröffneten Dentintubuli durch das Adhäsiv bildet Kunststoff-Zotten („tags“), welche hauptsächlich für die Versiegelung der Dentinoberfläche verantwortlich sind.

2.3.3.1 Geschichte der Dentinadhäsive

Nach der Entdeckung der Schmelz-Ätz-Technik von Buonocore im Jahre 1955 (Buonocore 1955) wurde 1965 das erste Dentinadhäsiv von Bowen vorgestellt. Es bestand aus einem bifunktionellen Molekül, NPG-GMA (N-Phenylglycin-glycidyl-methacrylat), welches eine Verbindung mit Dentin und Kunststoff eingehen konnte (Bowen 1965). Die Dentinadhäsive der 1. Generation enthielten ein Bowen-Harz (Bis-GMA). Dies verbesserte die Benetzung von Schmelz und Dentin, erbrachte jedoch keine nennenswerte Dentinhaftung. Es entspricht den heutigen Schmelzbondings (Rateitschak 1998). Die Dentinadhäsive der 2. Generation enthielten hydrophobe organische Phosphatester und hydrophile Methacrylate. Dies ergab ein Zwei-Komponenten-System mit einer Haftkraft von 2-5 MPa am Dentin, der dauerhafte Verbund war allerdings durch die Hydrolyse der Esterbindungen nicht gewährleistet. Die Dentinadhäsive der 3. Generation zeichneten sich durch eine

Modifikation der Schmierschicht aus. Der Schmelz wurde selektiv geätzt, während das Dentin durch milde selbstätzende Primer konditioniert wurde. Dadurch wurde die Benetzbarkeit des Dentins erhöht, was in einer Haftkraft von immerhin 7 bis 15 MPa resultierte. Die Dentinadhäsive der 4. Generation bestehen aus komplexen amphiphilen Monomeren wie BPDM (Biphenyl-dimethacrylat), PMDM (Pyromellitin-diethyl-methacrylat), MDP (10-Methacryloyl-oxy-decyldihydrogenphosphat) oder Penta-P-Monomeren. Diese ermöglichen den Aufbau einer Hybridschicht und erzielen Dentinhaftwerte von bis zu 30 MPa. Der Haftmechanismus beruht auf einer Kombination von Hybridisierung und Tag-Formation (van Meerbeek 1998). Um ein Kollabieren des kollagenen Fasergeflechts zu verhindern, darf das Dentin nach dem Konditionieren von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure („total etching“) nicht zu stark ausgetrocknet werden, sondern soll entsprechend dem sog. „moist bonding“ nur soweit von Feuchtigkeit befreit werden, so dass sich an der Oberfläche keine gepoolten Wasseransammlungen mehr befinden. Das Dentin darf aber nur mit Wasser, nicht etwa mit Speichel benetzt sein. Durch die starke Hydrophilie der Monomere wird eine zuverlässige Haftung auf dem Dentin erreicht (van Meerbeek 1998). Vertreter dieser Generation sind z.B. SYNTAC® Classic mit „total etching“ (VIVADENT), welches heute als der „Goldstandard“ der Adhäsivsysteme bezeichnet werden kann (Frankenberger 2005) oder SCOTCHBOND® Multi-Purpose (3M ESPE). Es handelt sich hierbei um Mehrflaschensysteme, Primer und Adhäsiv müssen separat aufgetragen werden. Die Dentinadhäsive der 5. Generation zeichnen sich durch eine Vereinfachung der Handhabung aus. Primer und Bonding werden in einem Fläschchen zusammengefasst, um die Anzahl der Komponenten zu verringern. In der Literatur wird zwar wiederholt von im Vergleich zu den aufwendigeren Systemen schlechteren Resultaten berichtet, doch sind diese „One-Bottle-Bonds“ aufgrund ihrer, zumindest laut Hersteller, einfacheren Handhabung mittlerweile im Markt sehr gut aufgenommen worden. Die Vereinigung der Eigenschaften Penetrationsfähigkeit und mechanische Stabilität stellt im Vergleich zu den Dentinadhäsiven der vierten Generation aus werkstoffkundlicher Sicht einen Kompromiss dar (Frankenberger 2002). Vertreten ist diese Generation der Dentinadhäsivsysteme u.a. durch SCOTCHBOND® 1 (3M ESPE), SYNTAC® Sprint (VIVADENT) oder SOLOBOND® M (VOCO). Die Dentinadhäsive der 6. Generation verzichten auf eine vorherige Ätzung der Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure wie bei der Total-Etch-Technik (Peumans 2005). Saure Primerlösungen lösen die

Schmierschicht auf und demineralisieren Schmelz und Dentin. Gleichzeitig infiltrieren die im Primer enthaltenen Monomere das freigelegte Kollagenetzwerk. Dadurch wird eine identische Demineralisations- und Infiltrationstiefe erreicht. Anfängliche Probleme mit der Instabilität der Monomere im sauren Milieu wurden inzwischen gelöst. Die techniksensitiven Fehlermöglichkeiten der Total-Etch-Technik werden durch diese Materialien vermieden und der Zeitaufwand ist geringer (Haller 2003, Frankenberger 2004), jedoch können die Verbundqualitäten nicht mit der Phosphorsäureätzung verglichen werden (Gerhard 2001, Manhart 2003). Diese Generation teilt sich in zwei Gruppen: Auf der einen Seite die Produkte, bei denen erst der selbstätzende Primer (zum Anmischen, z.B. CLEARFIL® LINER BOND 2V, KURARAY, oder bereits gebrauchsfertig, z.B. AdheSE®, IVOCLAR VIVADENT) und dann das Adhäsiv appliziert wird, welches anschließend gemeinsam mit dem Primer polymerisiert wird. Auf der anderen Seite die „All-in-one“-Produkte, bei denen es sich um selbstätzende Adhäsive handelt. Hierbei werden Primer und Adhäsiv kurz vor der Applikation (aus zwei separaten Flaschen oder in einem Folienblister getrennt aufbewahrt) zusammengeführt und angemischt (z.B. ETCH&PRIME® 3.0, DEGUSSA, mit zweimaliger Applikation oder PROMPT L-POP®, 3M ESPE, mit einmaliger Applikation). Die Dentinadhäsive der 7.Generation („All-in-One-Adhäsive“ oder „Einflaschen-SE-DBA“) stellen den derzeit aktuellsten Stand der am Markt erhältlichen Produkte dar, bei denen das Problem der Lagerstabilität gelöst werden konnte. Bei diesen Materialien (z.B. iBOND®, HERAEUS KULZER) befinden sich alle Komponenten in einer einzigen Flasche, so dass das Anmischen entfällt. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren und sind so sauer, dass sie neben ihrer Bonding-Funktion auch die des Ätzmittels und Primers erfüllen.

2.3.3.2 Klassifikation der Dentinhaftvermittler

1. Dentinhaftung durch Erhaltung und Kunststoffimprägnierung der Schmierschicht (Konventionelle Dentinhaftvermittler).
2. Dentinhaftung durch Auflösung der Schmierschicht.
 - a. Vollständige Entfernung der Schmierschicht durch Konditionieren mit H_3PO_4 (Konditionierer-Primer-System).

- b. Wiederausfällung der gelösten Bestandteile der Schmierschicht bei Verwendung selbstkonditionierender Primer (Selbstkonditionierende Dentinprimer).

2.3.3.3 Konventionelle Dentinhaftvermittler

Man versuchte mittels bifunktionaler Moleküle eine primär chemische Bindung des Komposits an organische bzw. anorganische Dentinanteile zu erreichen (Asmussen 1988). Das Problem bei diesen Dentinhaftmitteln war die mangelnde Stabilität und Dauerhaftigkeit der Dentinhaftung, da kaum ein Element des Adhäsivsystems in so engen Kontakt zur Dentinstruktur gebracht werden konnte, dass primär chemische Kräfte wirksam werden konnten (Abstand < 0,7 nm) (van Meerbeek 1994). Trotz guter Infiltration der Schmierschicht wurde der Haftverbund zusätzlich durch eine zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunterliegenden Dentin limitiert und durch hydrolytische Zersetzungsprozesse in der nicht eliminierten Schmierschicht zu stark beeinträchtigt, um den Polymerisationsschrumpfungen des Komposits standhalten zu können (Davidson 1984). Die Haftvermittler konnten also keine direkte Bindung zum Dentin eingehen, sondern ihre Haftkraft war von rein kohäsiven Kräften der Schmierschicht am Dentin abhängig.

2.3.3.4 Konditionierer-Primer-System

Strebt man eine völlige Auflösung der Schmierschicht an, so muss zunächst eine Säurekonditionierung durchgeführt und danach ein Primer aufgetragen werden.

a. Dentinkonditionierer

Unter einer Konditionierung versteht man die Behandlung des Dentins mit Säuren oder Komplexbildnern. Folgende Wirkungen sind am Dentin möglich: Auflösung und Entfernung der Schmierschicht, Demineralisation des Oberflächendentins, Freilegung der Dentintubuli, retentives Ätzmuster im intertubulären Dentin, Freiliegen des Kollagenetzwerkes und Einbringen von Metallionen bzw. Aminogruppen in das konditionierte Dentin (van Meerbeek 1994). Handelsübliche Konditionierer enthalten Phosphorsäure (10-40%), EDTA (5-16%), Maleinsäure (10%), Zitronensäure (10%), Salpetersäure (2,5-4%) oder Oxalsäure (van Meerbeek 1994). Der Konditionierer wird üblicherweise zwischen 15 und 40 Sekunden appliziert und dann zusammen mit

den herausgelösten Bestandteilen mit Wasserspray entfernt. Die Konditionierung mit 37% H_3PO_4 darf maximal für 15 bis 20 Sekunden erfolgen, da längere Einwirkzeiten zu einer Denaturierung des Kollagengerüsts führen würden.

b. Dentinprimer

Nach dem Konditionieren wird der Primer aufgetragen. Dabei handelt es sich um Monomere und Zusatzstoffe, die in einem Lösungsmittel gelöst sind (Aceton, Ethanol oder Wasser). Durch den Primer wird die Benetzbarkeit des hydrophilen Dentins mit dem hydrophoben Bondingharz bzw. Komposit verbessert (van Meerbeek 1994). Funktionelle Monomere können Hydroxylapatit auflösen, nichtfunktionelle Monomere verfügen über gute Benetzungseigenschaften (Haller 1992).

2.3.3.5 Selbstkonditionierende Dentinprimer

Selbstkonditionierende Dentinprimer müssen zum einen niedrigviskos und zum anderen amphiphil (hydrophil und gleichzeitig hydrophob) sein. Durch organische Säuren, z.B. Maleinsäure, wird die Zahnhartsubstanz wie auch beim Konditionieren mit H_3PO_4 angeätzt, allerdings nicht so aggressiv. Dies bewirkt in Kombination mit den ebenfalls enthaltenen sauren Monomeren die teilweise oder vollständige Lösung der Schmierschicht. Danach kommt es zu einer Repräzipitation der gelösten Anteile, welche in den adhäsiven Verbund eingebaut werden. Mit Hilfe der polymerisierenden Monomere wird das demineralisierte intertubuläre Dentin penetriert und verschlossen (Lutz 1993). Die selbstkonditionierenden Primer demineralisieren die oberste Dentinschicht und besitzen eine Affinität zum Kollagen (Lutz 1993). Insgesamt steigen die Bindungsmöglichkeiten durch Kopolymerisation mit dem später eingebrachten Dentinadhäsiv (Lutz 1993).

2.3.3.6 Dentinadhäsive

Nach der funktionellen Vorbehandlung des Dentins durch einen Dentinprimer muss ein Dentinadhäsiv aufgetragen werden. Es stellt als Haftvermittler die Verbindung zwischen dem aktivierten Dentin und dem geätzten Schmelz einerseits, sowie dem Kompositmaterial andererseits her. Hierbei werden niedrigvisköse, amphiphile Mischungen von Monomeren und Lösungsmitteln oder Monomere mit hydrophilen, funktionellen Gruppen verwendet, wie z.B. Bis-GMA, BPDM (Biphenyl-dimethacrylat),

TEGDMA, HEMA oder UEDMA (Manhart 1997). Voraussetzung für die Verbindung mit dem Komposit ist die möglichst vollständige Penetration des Adhäsivs in das aktivierte Dentin und die anschließende Kopolymerisation mit den Primerbestandteilen. Die anschließende Lichthärtung muss ausreichend intensiv sein (Manhart 1997, Lutz 1993). Untersuchungen mittels REM zeigen, dass die verbesserte Wirksamkeit moderner Dentinadhäsivmittel hauptsächlich auf einer mikromechanischen Verankerung des Komposites beruht. Es konnten keine primär chemischen Bindungen zwischen den Dentinadhäsiven und Dentinbestandteilen nachgewiesen werden.

3 Fragestellung

Ziel der folgenden Untersuchungen war es, das Ormocer *Definite* der Firma Degussa in vivo als direkte plastische Füllung und in Form indirekter, laborgefertigter Inlays mit einem herkömmlichen Komposit (*Pertac2* – Fa. Espe), eingebracht als direkte plastische Füllungen, hinsichtlich klinischer Parameter und bezüglich der rasterelektronenmikroskopischen Analyse der Füllungsråder zu vergleichen.

Besondere Beachtung fand hierbei die Randqualität im Vergleich von kleinen bzw. größeren Restaurationen, sowie der Vergleich von Restaurationen in Molaren und Prämolaren. Der Indikationsbereich der Inlays entsprach dem der Füllungen, so dass die Ausgangsbedingungen für alle drei untersuchten Gruppen gleich waren.

Die Studie erfolgte mit einer von Ryge und Snyder (1973) entwickelten Untersuchungssystematik, die zum Zwecke der besseren Handhabung der Daten und der Anpassung der Kriterien der Untersuchung an Adhäsivversorgungen in diesem Fall modifiziert wurde (Kunzelmann 1996). Dies sollte eine Beurteilung ermöglichen, ob eine Versorgung klinisch „akzeptabel“ oder „nicht akzeptabel“ ist.

Mit Hilfe der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop, einer gängigen morphologischen Untersuchungsmethode zur Beurteilung von Füllungsrandqualitäten, sollte der Übergang von Zahn zu Restauration beurteilt werden.

4 Material und Methoden

4.1 Patientengut

Im Zeitraum zwischen dem 1.3.1998 - 1.8.1998 wurden im Studentenkurs der Zahnklinik der Ludwig-Maximilians-Universität, München, direkte Kompositfüllungen und indirekte, laborgefertigte Einlagefüllungen mit zwei verschiedenen Füllungsworkstoffen gelegt bzw. eingegliedert. Die Inlays und ein Teil der direkten Füllungen wurden mit dem kompositbasierten Ormocer *Definite* angefertigt. Zudem wurden Füllungen mit dem Feinpartikelhybridkomposit *Pertac2* angefertigt.

4.2 Präparation und Füllungstechnik

Für die Studie wurden Patienten mit ausgedehnten mod-Kavitäten ausgewählt, die eine allseitige Schmelzbegrenzung aufwiesen. Um möglichst standardisierte Ausgangsbedingungen zu schaffen, wurden mod-Kavitäten an Prämolaren und Molaren mit einer okklusalen Isthmusbreite von der Hälfte bis zu zwei Drittel des orovestibulären Höckerabstandes präpariert. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Ausgangsbedingungen für alle drei Restaurationsarten gleich waren. Das heißt, die Inlays wurden nicht in primär größere Kavitäten platziert. Idealtypische Präparationen sind jedoch oft nur bedingt möglich, da der Austausch bereits bestehender Füllungen und ausgedehnte kariöse Läsionen eine Ausdehnung der Präparation erfordern. Indikation zur Behandlung war Primärkaries oder der Ersatz alter Füllungen. Für die direkte Füllungstechnik mit *Pertac2* und *Definite* wurden die Präparationsrichtlinien, die für plastische adhäsive Füllungen gelten, bestmöglich eingehalten. Bei der Präparation wurde die maximale Schonung der Zahnhartsubstanz unter Erhalt der unter sich gehenden Bereiche angestrebt. Pulpanahe Bereiche wurden punktförmig mit einem Kalziumhydroxidpräparat (Kerr life, Kerr) und Glasionomermzement (Ketac Bond, 3M Espe) abgedeckt. Flache und mitteltiefe Kavitäten wurden mit der Total-Bond-Technik (ohne Unterfüllung) bearbeitet. Die Zähne, für die *Definite*-Füllungen vorgesehen waren, wurden im Gegensatz zu den für *Pertac* vorgesehenen nicht mit Phosphorsäure konditioniert, sondern mit Etch&Prime 3.0, einem selbstkonditionierenden Adhäsivsystem, vorbehandelt. Um eine gute marginale Adaptation zu erzielen, wurde mit der Inkrementtechnik gearbeitet (Blunck 1988, Krejci 1987),

wobei die maximale Schichtstärke 2 mm betrug. Sämtliche Arbeitsschritte nach der Präparation erfolgten unter Kofferdam.

Für die *Definite*-Inlays wurden die Präparationsrichtlinien, die eine Mindestschichtstärke der adhäsiven Inlays von 1,5 mm fordern, eingehalten. Bei pulpanahen und flacheren Kavitäten wurde in gleicher Weise vorgegangen, wie bei der direkten Füllungstherapie. Unterschnitte wurden mit Glasionomermaterial (Ketac Bond, 3M Espe) ausgeblockt. Der Divergenzwinkel von 10-12° der gegenüberliegenden Wände wurde bei der Präparation nicht unterschritten, während die Extensionsflächen in einem Winkel von > 60° auf die äußere Zahnwölbung ausliefen. Die Innenwinkel und Innenkanten der Kavität wurden abgerundet. Die Abformung der Präparationen erfolgte mit einem Polyethermaterial (Impregum F®, 3M Espe). Anschließend wurden die Inlaykavitäten provisorisch versorgt. Die Abdrücke wurden mit Superhartgips ausgegossen. Die Herstellung der Inlays erfolgte auf Sägemodellen im Artikulator. Für die Modellation wurden die Gipsstümpfe mit einer Isolierung beschickt. Das Komposit wurde in Schichten appliziert und jede einzeln für 40 Sekunden mit einer Polymerisationslampe (Translux CI, Kulzer) ausgehärtet. Abschließend erfolgte für 20 Minuten eine Nachvergütung im Lichtofen (Unilux AC). Die *Definite*-Inlays wurden spätestens zwei Wochen nach der Abformung eingegliedert. Nach Entfernung der Provisorien und Reinigung der Kavitäten wurden die Kavitäten unter Kofferdam am Schmelz für 40 Sekunden und am Dentin für 15 Sekunden mit 37,5% Phosphorsäure angeätzt und nachfolgend mit dem Adhäsiv Syntac (Vivadent) vorbehandelt. Bei adhäsiver Zementierung von Kompositen ist die Silanisierung der Restauration kombiniert mit der Verwendung von Multi-Step-Dentinadhäsiven anzuraten (Kolbeck 2006). Die adhäsiven Inlayflächen wurden 60 Sekunden mit 5% Flusssäure angeätzt und im Anschluss silanisiert (Monobond S). Die Eingliederung erfolgte mit dem Befestigungskomposit Vario Link Ultra (Vivadent) mit Einsatz der Ultraschalltechnik (ultra sonic insertion). Vor Beginn der Lichtpolymerisation wurden die Überschüsse mit Sonde und Einwegpinsel entfernt und die Präparationsränder mit Airblock-Glycerin-Gel luftdicht versiegelt. Die Nachbearbeitung der Inlays erfolgte mit Finierdiamanten und Finierstreifen verschiedener Körnung. Für die Auswertung und zum Vergleich mit zukünftigen Datenerhebungen wurden von direkten und indirekten Restaurationen jeweils zwei exakte, blasenfreie Abformungen mit Impregum genommen. Die Abformungen dienten zur Anfertigung von Epoxid-Replika für die Randanalyse im

Rasterelektronenmikroskop (REM), sowie einem Modell aus Superhartgips (Fuji Rock). Die Herstellerangaben wurden dabei genau eingehalten. Der Zustand der Füllungen und Komposit-Inlays wurde fotografisch mit je zwei Dias, eines mit und eines ohne okklusale Kontaktpunkte, dokumentiert. Dabei wurde eine 1,5-fache Vergrößerung gewählt. Um einen objektiven Qualitätsstandard sicherzustellen, wurden die fertiggestellten Einlagefüllungen von unabhängigen Zahnärzten, die an der Insertion nicht beteiligt waren, nach dem Einsetzen untersucht (Baseline-Untersuchung). Zur Erhebung der Zweijahresdaten wurde zwei Jahre darauf bei den Patienten erneut eine Nachkontrolle durchgeführt. Es konnten insgesamt 166 Restaurationen nachuntersucht werden. 55 *Definite*-Inlays, 67 *Definite*- und 44 *Pertac2*-Füllungen. Jede Füllung und jedes Inlay wurde separat auf einem gekennzeichneten Dokumentationsbogen erfasst.

4.3 Klinische Bewertung auf Dokumentationsbögen nach USPHS-Kriterien

Der Nachuntersuchungsbogen verhilft zu einer schnellen, durch die Nennung von Zahlenkombinationen diskreten und hinsichtlich der statistischen Auswertung rationellen Datenerfassung. Die 12 verschiedenen Charakteristika werden nacheinander bewertet, wobei die Systematik des Bogens dem Prinzip der Nachuntersuchung entspricht. Daraus ergibt sich jeweils eine klinische Konsequenz. Eine Bewertung mit Alpha (exzellent) oder Bravo (akzeptabel) resultiert in einer klinisch akzeptablen Restauration. Bewertungen mit Charlie (Erneuerung aus Präventionsgründen) oder Delta (sofortige Erneuerung notwendig) ergeben klinisch nicht mehr akzeptable Restaurationen. Das modifizierte USPHS (United States Public Health Service) – Bewertungssystem hat somit eine unmittelbare klinische Relevanz. Die Kriterien und Methoden für die direkte Untersuchung der Restaurationen sind in den Tabellen im Nachfolgenden dargestellt.

Kriterium	Untersuchungsmethode
Oberflächentextur	visuell und taktil
Farbanpassung	visuell
Anatomische Form - Konturierung	visuell und taktil
Anatomische Form - Übergang	visuell und taktil
Marginale Integrität	visuell und taktil
Randspaltverfärbung	visuell
Integrität Zahn	visuell und taktil
Integrität Füllung	visuell und taktil
Okklusion / Artikulation	visuell (Artikulationsfolie)
Vitalität bei Nachuntersuchung	Kältetest (CO ₂ -Schnee)
Beschwerden des Patienten	Befragung des Patienten
Hinweise des Patienten	Befragung des Patienten

Tabelle 1: Untersuchungskriterien und -methoden

A. Oberflächentextur

Alpha	Die Oberfläche der Restauration ist glatt und hochglanzpoliert.
Bravo	Die Oberfläche ist leicht rau und kann poliert bzw. rekonturiert werden.
Charlie	Die Oberfläche ist sehr rau, weist Furchen auf und kann nicht rekonturiert werden.
Delta	Die Oberfläche ist frakturiert oder splittert ab.

Tabelle 2: Bewertungsschlüssel für die Oberflächentextur

B. Farbanpassung

Die Farbanpassung der Restauration wird unter Wegdrehen der Operationslampe beurteilt.

Alpha	Die Farbanpassung der Restauration ist exzellent. Es besteht kein Unterschied in Farbton, Helligkeit und Transparenz zwischen Restauration und angrenzender Zahnstruktur.
Bravo	Die Farbanpassung der Restauration ist akzeptabel. Es bestehen leichte Farbdifferenzen bzw. Transluzenzunterschiede zwischen Restauration und angrenzender Zahnstruktur. Die Restauration ist etwas zu hell, dunkel, transparent oder opak.
Charlie	Die Farbanpassung der Restauration ist mangelhaft. Es bestehen starke Farbdifferenzen bzw. Transluzenzunterschiede zwischen Restauration und angrenzender Zahnstruktur. Die Restauration ist viel zu hell, dunkel, transparent oder opak.
Delta	Die Farbgebung ist grob unpassend.

Tabelle 3: Bewertungsschlüssel für die Farbanpassung

C. Anatomische Form - Konturierung

Das Charakteristikum „Anatomische Form“ beinhaltet die Konturen der Gesamtrestauration.

Alpha	Die Kontur der Restauration setzt die existierende anatomische Form des Restzahnes fort. Die Höcker, Abhänge, Fissuren, Randleisten und Approximalflächen wurden adäquat rekonstruiert.
Bravo	Die Restauration ist leicht unterkonturiert oder überkonturiert, jedoch klinisch akzeptabel.
Charlie	Die Restauration ist stark unterkonturiert.
Delta	Eine sofortige Erneuerung der Restauration aufgrund der fehlenden anatomischen Form ist erforderlich.

Tabelle 4: Bewertungsschlüssel für die anatomische Form und Konturierung

D. Anatomische Form - Übergang

Die Restauration wird in ihrem gesamten Randbereich auf inlay-/füllungsbedingte negative und/oder positive Stufen untersucht.

Alpha	Der Übergang von Restauration zum Restzahn ist im gesamten Randbereich mit der spitzen Sonde nicht zu spüren.
Bravo	Beim Übergang von Restauration zum Restzahn ist eine klinisch voll akzeptable leicht negative und/oder positive Stufe tastbar.
Charlie	Am Übergang von Restauration zum Zahn ist eine stark negative und/oder positive Stufe tastbar.
Delta	Eine sofortige Erneuerung der Restauration aufgrund einer negativen und/oder positiven Stufe am Übergang ist erforderlich.

Tabelle 5: Bewertungsschlüssel für die anatomischen Form am Übergang zwischen Restauration und Zahn

E. Marginale Integrität

Alpha	Es ist kein Randspalt sondierbar. Die Klebefuge hebt sich weder in Form noch in Farbe von der Restauration und dem Restzahn ab und setzt die Konturen am Übergang Zahn/Restauration harmonisch fort.
Bravo	Die marginale Integrität ist klinisch akzeptabel. Es besteht ein Klebeüberschuß oder eine negative Klebefuge, die als spürbarer Spalt mit der spitzen Sonde an der Grenzfläche Restauration/Zahn sondierbar ist.
Charlie	Tiefe Randspalten oder stark negative Klebefugen, die sich bis zum Dentin oder zur Unterfüllung ausdehnen, erfordern eine Erneuerung der Restauration aus Präventionsgründen.
Delta	Besteht eine Lockerung der Restauration oder erstreckt sich eine Sekundärkaries bis ins Dentin, ist eine umgehende Erneuerung der Versorgung erforderlich.

Tabelle 6: Bewertungsschlüssel für die marginale Integrität

F. Randspaltverfärbung

Alpha	Es ist keine Randverfärbung zu erkennen.
Bravo	Es ist eine oberflächliche Verfärbung der Klebefuge zu erkennen.
Charlie	Es handelt sich um starke Verfärbungen, die in pulvale Richtungen penetrieren.
Delta	Die Restauration muss sofort erneuert werden, wenn Sekundärkaries diagnostiziert wurde.

Tabelle 7: Bewertungsschlüssel für die Randspaltverfärbung

G. Integrität Zahn

Der Restzahn wird sorgfältig auf Absplitterungen, Risse und Frakturen untersucht.

Alpha	Die vollständige Integrität des Restzahnes ist gegeben.
Bravo	Eine leichte, rekonturierbare Absplitterung oder ein Haarriß liegt vor.
Charlie	Eine starke, nicht rekonturierbare Absplitterung bzw. eine Absplitterung von Hartsubstanz mit freiliegendem Dentin und/oder Unterfüllung ist feststellbar. Ein Eindringen der Sonde in einen Riß ist möglich.
Delta	Bei einer Höcker- oder Zahnfraktur ist eine sofortige Erneuerung indiziert.

Tabelle 8: Bewertungsschlüssel für die Integrität des Zahnes

H. Integrität Füllung

Die Restauration wird auf Absplitterungen, Risse und Frakturen untersucht.

Alpha	Die Restauration weist keine Absplitterung, Risse und Frakturen auf.
Bravo	Eine leichte, ohne eingreifende Veränderung der anatomischen Form rekonturierbare Absplitterung der Restauration bzw. eine nicht durchgehende Rissbildung liegt vor.
Charlie	Es ist eine nicht rekonturierbare Absplitterung der Restauration gegebenenfalls mit Freilegung des Dentins und/oder der Unterfüllung zu verzeichnen, oder es liegt eine durchgehende Rissbildung vor.
Delta	Die Restauration ist frakturiert mit teilweiser oder vollständiger Lockerung bzw. nach der Fraktur ist ein Verlust der Restauration aufgetreten.

Tabelle 9: Bewertungsschlüssel für die Integrität der Füllung

I. Okklusion/Artikulation

Die Okklusions- und Artikulationskontrolle erfolgt mit einseitig beschichteter Hanelfolie (Dicke 18µm).

Alpha	Die vorhandenen Okklusionskontakte sind punktförmig und stabilisieren den Zahn in seiner Lage.
Bravo	Die vorhandene Kontaktsituation ist klinisch akzeptabel. Falls zur Vermeidung möglicher künftiger Schäden eine Rekonturierung nötig wird, erfolgen entsprechende Einschleifkorrekturen.
Charlie	Besteht trotz möglicher Okklusionskontakte eine Infraokklusion und ist somit ein künftiger Schaden für das stomatognathe System wahrscheinlich, sollte aus Präventionsgründen die Restauration erneuert werden.
Delta	Eine Restaurationsfraktur und/oder Zahnfraktur wegen falscher Okklusion- bzw. Artikulationskontakte erfordert unmittelbar eine Erneuerung.

Tabelle 10: Bewertungsschlüssel für die Okklusion und Artikulation

J. Vitalität bei Nachuntersuchung

Die Sensibilität wird mit Hilfe von CO₂-Schnee getestet.

Alpha	Die Sensibilität ist im Vergleich zum Ausgangsbefund unverändert.
Bravo	Die Sensibilität ist objektivierbar leicht verfrüht/verstärkt oder leicht verzögert/schwach und unterscheidet sich vom Ausgangszustand.
Charlie	Die Sensibilität ist im Vergleich zum Zustand vor der Restaurations-eingliederung verfrüht/verstärkt bzw. stark verzögert/schwach. Eine Erneuerung der Restauration zur Vermeidung weiterer Schäden ist erforderlich.
Delta	Die Sensibilität ist negativ bei positivem Ausgangsbefund, eine Wurzelkanalbehandlung ist sofort indiziert.

Tabelle 11: Bewertungsschlüssel für die Vitalität des Zahnes bei der Nachuntersuchung

K. Beschwerden des Patienten

Das Charakteristikum Beschwerden wird durch Befragung des Patienten erhoben und ist deshalb sehr subjektiv.

Alpha	Es bestehen keinerlei Beschwerden, die Restauration ist vollständig inkorporiert. Eventuell bestehende, nicht restaurationsbedingte Beschwerden sind identisch mit der Ausgangssituation.
Bravo	Der Patient gibt leichte Schmerzen auf heiß/kalt, süß/sauer, Belastung, Entlastung oder spontan an. Die Schmerzen dauerten nur etwa vier Wochen an oder können durch eine Einschleiftherapie behoben werden.
Charlie	Der Patient klagt über permanente Schmerzen, die ihn so beeinträchtigen, dass eine Behandlung erfolgen muss.
Delta	Die Schmerzen sind so stark, dass die Restauration sofort entfernt werden muss.

Tabelle 12: Bewertungsschlüssel für die Beschwerden der Patienten

L. Hinweise des Patienten

Der Patient wird befragt, wie er mit der Versorgung zufrieden ist.

Alpha	Der Patient ist vollauf zufrieden, würde sich jederzeit erneut mit dem gleichen Material versorgen lassen.
Bravo	Der Patient ist zufrieden.
Charlie	Der Patient ist unzufrieden und übt Kritik wegen der Ästhetik, dem Kaukomfort, dem Zeitaufwand oder wegen anhaltender Beschwerden.
Delta	Der Patient ist mit der Versorgung völlig unzufrieden und wünscht eine sofortige Erneuerung.

Tabelle 13: Bewertungsschlüssel für die Hinweise der Patienten

4.4 Replikaherstellung

4.4.1 Herstellung von Gipsmodellen

Bei den Nachuntersuchungen wurden Abformungen der entsprechenden Füllungen mit einem Polyethermaterial (Impregum F®, 3M Espe) vorgenommen und Modelle aus Superhartgips (Fuji Rock) zur Dokumentation angefertigt.

4.4.2 Herstellung von Epoxidharzmodellen für die Randspaltvermessung

Der zweite Satz der Polyether-Abformungen wurde für die Herstellung der Epoxidharzmodelle verwendet. Im Mischungsverhältnis 3:1 (Paste: Katalysator) wurde die Abformung ausgegossen. Die Aushärtungszeit beträgt in etwa 24 Stunden, danach konnten die Epoxidharzmodelle auf die entsprechende Größe zurechtgetrimmt werden. Sowohl das Abdruckmaterial Impregum als auch das Epoxidharz EpoxyDie, das Material für die Herstellung des Replikamodells, besitzen eine hohe Zeichengenauigkeit und sind daher für eine detailgenaue Kopie der zu untersuchenden Zähne bestens geeignet (Blunk 1988, Schaller 1998). Die fertigen Replikas konnten dann auf entsprechende Träger für das Rasterelektronenmikroskop (REM) aufgeklebt werden. Dazu wurde eine graphithaltige Leitpaste verwendet. In einer Sputteranlage (Polaron SEM Autocoating Unit E5200) wurden die Replikas für die Untersuchung im REM unter Vakuum fünf Minuten bei einer Stromstärke von 10 mA durch Goldbeschichtung leitfähig gemacht. Es wurde eine mittlere Goldschichtstärke von 20 nm erzielt.

Für die rasterelektronenmikroskopische Randspaltuntersuchung wurden aus den Gruppen (*Pertac2*-Füllungen, *Definite*-Füllungen und *Definite*-Inlays) je 20 Restaurationen zufällig ausgewählt und vermessen.

4.5 Randspaltvermessung

4.5.1 Bildgewinnung im Rasterelektronenmikroskop (REM):

Im Rasterelektronenmikroskop wurde der Übergang von Zahn zu Kompositfüllung entsprechend der Kriterien der quantitativen Randanalyse beurteilt. Die Beurteilung der Randmorphologie erfolgte mit Hilfe eines Computers segmentweise bei 200-facher Vergrößerung, wobei eine Spannung von 15 kV gewählt wurde. Für dieses Messverfahren wurde die Software Quanti Gap verwendet. Diese ermöglicht am Computer eine exakte Vermessung und Beurteilung des Füllungsrandes (Roulet 1987).

4.5.2 Quantitative Randanalyse

Zur Analyse adhäsiver Restaurationen hat sich die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop bewährt (Blunk 1988, Lösche 1996). Ausgewertet wurden die okklusalen Anteile der vorbereiteten Replika. Eine Teilanalyse der Klebefuge unterscheidet sich nicht signifikant von einer vollständigen Randanalyse, wie Berchthold (Berchthold 1996) zeigen konnte. Grundlage der Bewertung sind die Kriterien der quantitativen Randanalyse (Blunk 1988, Roulet 1987).

4.5.3 Messvorgang

Mit dem Rasterelektronenmikroskop ist ein Computer verbunden, der über eine Framegrabber-Karte verfügt. Auf dem Monitor des REM wird ein Einzelbild digitalisiert und dort messtechnisch weiter verarbeitet. Als Serie von Einzelbildern wird der gesamte Randbereich auf den Bildschirm des Computers übertragen und über den in der Software enthaltenen Längenmodus durch den Experimentator metrisch vermessen. Somit konnten für jeden Zahn eine Vielzahl von Bildern digitalisiert werden. Vermessen wurde der Übergangsbereich zwischen Zahn und Kompositfüllung bzw. -inlay. Um Doppelmessungen zu vermeiden, wird das dargestellte Randsegment von einem Operator mit einer Linie nachgezogen. Die Längen aller Einzelbewertungen werden dabei aufsummiert und in einer Datei gespeichert.

Den vermessenen Randabschnitten wurden vier verschiedene Qualitätsmerkmale zugeordnet und als prozentualer Anteil der gemessenen Gesamtlänge registriert.

Randqualität A: perfekter Rand

Der perfekte Rand ist gekennzeichnet durch eine homogene Oberflächenbeschaffenheit und durch das Fehlen jeglicher Auflösungserscheinungen im Spalt zwischen Kompositfüllung und Zahn.



Abbildung 4.5.1: Beispiel für "Perfekter Rand"

Randqualität B: Randspalt

Ein Randspalt liegt vor, wenn eine Kontinuitätsunterbrechung zwischen Füllungskomposit und den Zahnhartsubstanzen, Schmelz und Dentin, sichtbar ist.

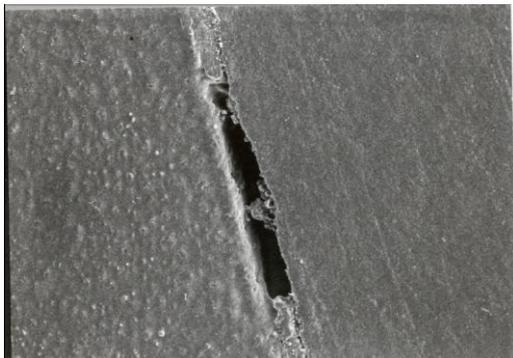


Abbildung 4.5.2: Beispiel für "Randspalt"

Randqualität C: Quellung

Diese Klassifikation ist gekennzeichnet durch eine deutliche Überschussbildung im Bereich der Fuge zwischen Zahn und Kompositfüllung. Es kommt zu einem Auffüllen über den Zahn und Füllungsrand hinaus.



Abbildung 4.5.3: Beispiel für "Quellung"

Randqualität D: Artefakt

Konnte keine der oben beschriebenen Randqualitäten dem Randabschnitt zugeordnet werden, so wurde dieser Abschnitt als nicht beurteilbar bezeichnet.

Der genaue Randverlauf konnte nicht beurteilt werden, wenn sich Perlen oder Schlieren, hervorgerufen durch Fehler im Replikationsprozess, im Randbereich befanden.



Abbildung 4.5.4: Beispiel für "Artefakt"

4.6 Statistische Methoden

Die statistische Analyse der klinischen Daten und der Randanalyse im REM erfolgte mittels Kruskal-Wallis-H-Test und Mann-Whitney-U-Test auf einem Signifikanzniveau von 5% mit der Software SPSS for Windows.

5 Ergebnisse

5.1 Auswertung der Dokumentationsbögen

5.1.1 Ausdehnung der Füllungen

Im Verlauf der Studie wurden von ehemals insgesamt 227 gelegten Restaurationen die Zweijahresdaten von insgesamt 55 *Definite*-Inlays, 67 *Definite*-Füllungen und 44 *Pertac2*-Füllungen ermittelt. 60,2 % der Versorgungen sind maximal zweiflächig. Der Anteil der mehr als zweiflächigen Füllungen beträgt bei *Definite* Inlays 56,4 %, bei *Definite*-Füllungen 34,3 % und bei den *Pertac2*-Füllungen 27,3 %.

Ausdehnung der Füllungen (2-Jahresdaten)

	Prämolar			Molar		
	1 bis 2 Flächen	mehr als 2 Flächen	Gesamt	1 bis 2 Flächen	mehr als 2 Flächen	Gesamt
<i>Definite</i> -Inlay	17	24	41	7	7	14
<i>Definite</i> -Füllung	20	11	31	24	12	36
<i>Pertac2</i> -Füllung	17	7	24	15	5	20

Tabelle 14: Ausdehnung und Gesamtzahl der Füllungen bzw. Inlays

5.1.2 Oberflächentextur

Nach zwei Jahren Liegedauer ergab sich die prozentuale Verteilung der Bewertungen der Oberflächentextur wie in der Abbildung 5.1.1 dargestellt. Für die *Pertac2*-Füllungen ergab sich im Durchschnitt eine um 6,2% häufigere Bewertung mit „Alpha“ als für die *Definite*-Inlays und eine um 5,7% häufigere „Alpha“ - Bewertung als für die *Definite*-Füllungen. Zwischen den einzelnen Gruppen ergaben sich allerdings keine signifikanten Unterschiede.

Oberflächentextur (2-Jahresdaten)

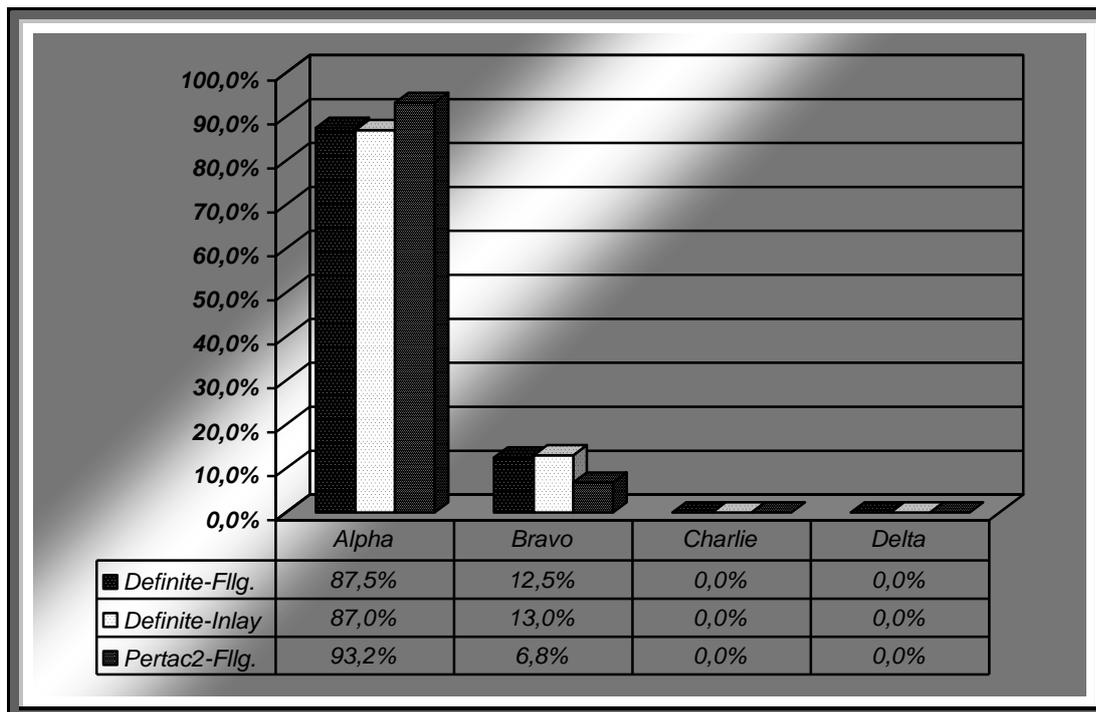


Abbildung 5.1.1: Darstellung „Oberflächentextur“ nach zwei Jahren

5.1.3 Farbanpassung

Bei der Bewertung der Farbanpassung, die in Abb. 5.1.2 graphisch dargestellt ist, kam es zu keinen signifikanten Unterschieden. Allerdings schnitten hier die *Pertac2*-Füllungen mit 15,9% „Bravo“ - Bewertungen sichtbar besser ab als die *Definite*-Inlays und die *Definite*-Füllungen. Letztere zeigten mit 71,9% „Alpha“ - Bewertungen jedoch ein besseres Ergebnis als die *Definite*-Inlays, die lediglich bei 66,7% als hervorragend beurteilt wurden.

Farbanpassung (2-Jahresdaten)

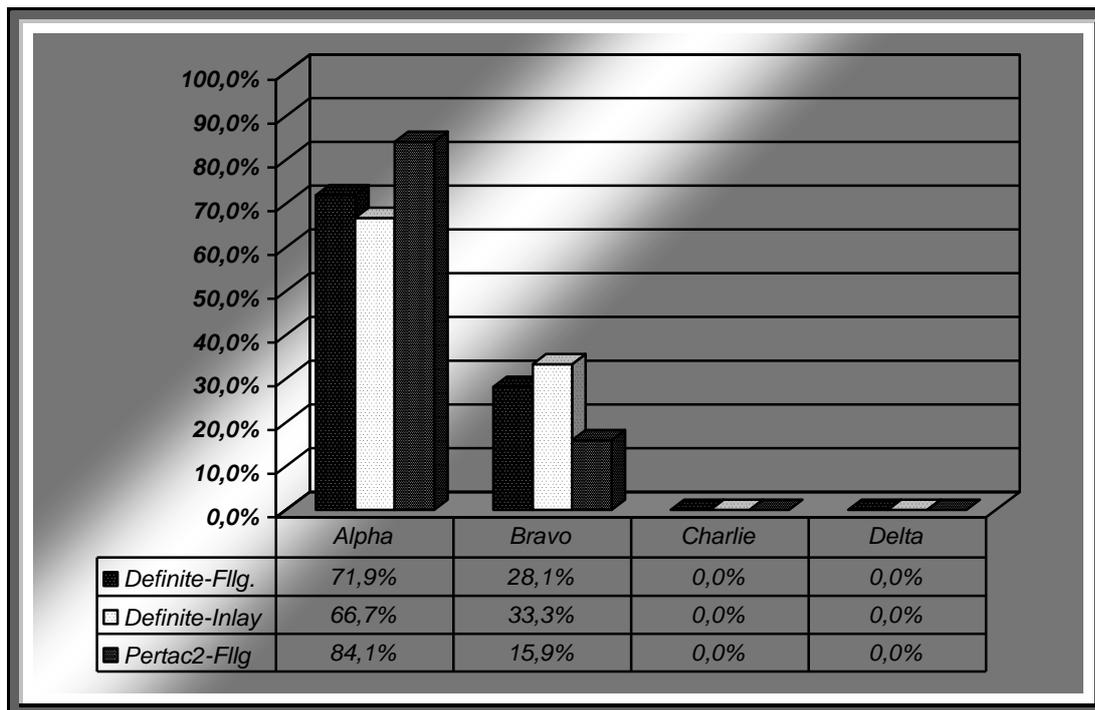


Abbildung 5.1.2: Darstellung „Farbanpassung“ nach zwei Jahren

5.1.4 Anatomische Form – Konturierung

Nach zwei Jahren Liegedauer ergaben sich hinsichtlich „Anatomische Form – Konturierung“ keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Arten der Versorgung. *Definite*-Füllungen (67,2% „Alpha“-Bewertungen) schnitten hier jedoch schlechter ab im Vergleich zu *Definite*-Inlays und *Pertac2*-Füllungen, die mit 81,5% und 77,3% in die Kategorie „Alpha“ eingestuft wurden.

Anatomische Form - Konturierung (2-Jahresdaten)

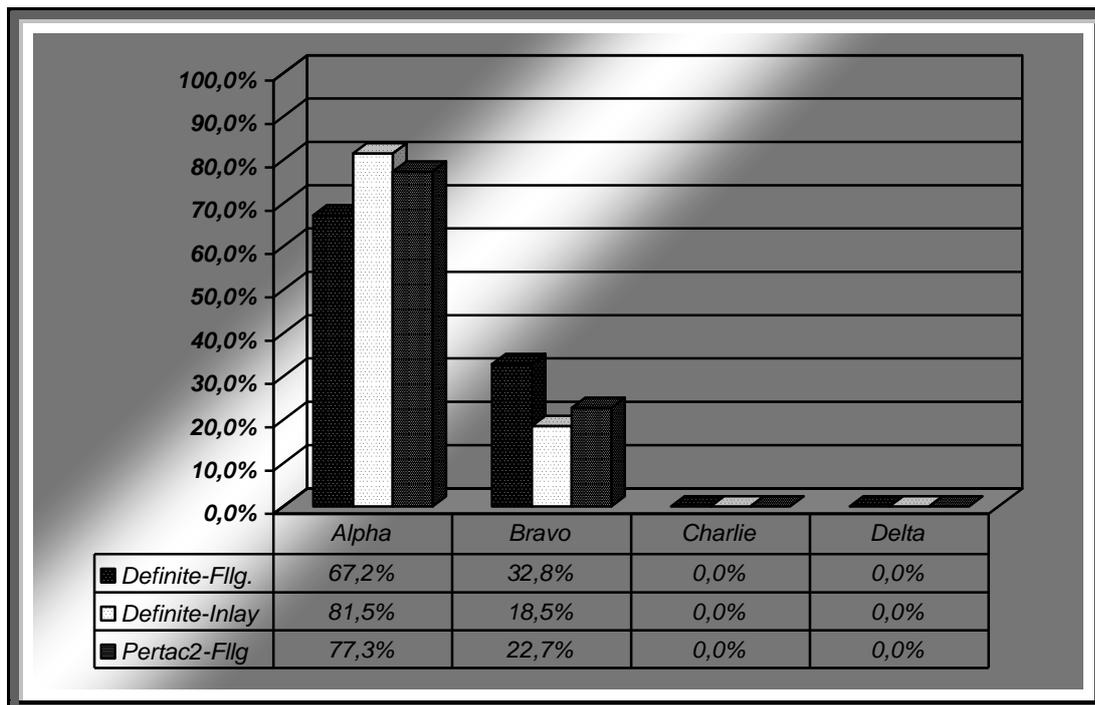


Abbildung 5.1.3: Darstellung „Anatomische Form – Konturierung“ nach zwei Jahren

5.1.5 Anatomische Form – Übergang

Beim Kriterium „Anatomische Form – Übergang“ ergaben die 2-Jahresdaten keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen. Allerdings musste eine der *Definite*-Füllungen mit „Charlie“ bewertet und erneuert werden.

Anatomische Form - Übergang (2-Jahresdaten)

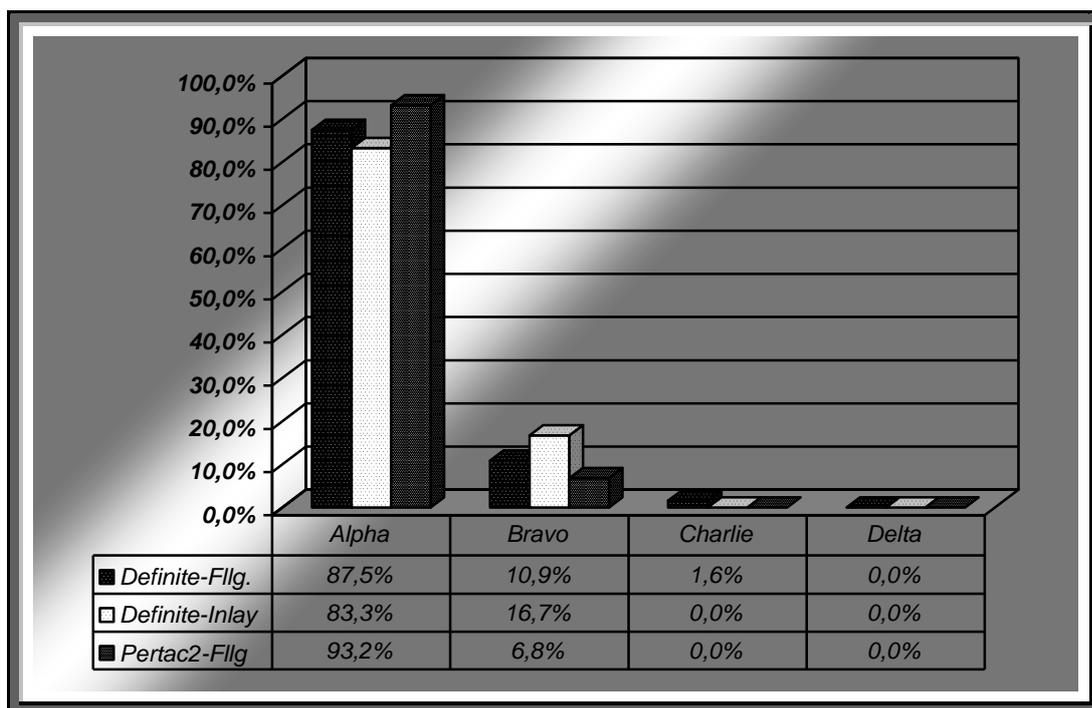


Abbildung 5.1.4: Darstellung „Anatomische Form – Übergang“ nach zwei Jahren

5.1.6 Marginale Integrität

Zu deutlichen Unterschieden nach zwei Jahren Liegedauer kam es aufgrund des Kriteriums „Marginale Integrität“. Hier zeigten *Definite*-Füllungen mit 37,5% „Bravo“- und 10,9% „Charlie“- Einstufungen signifikant schlechtere Ergebnisse im Vergleich zu den *Definite*-Inlays ($p=0,024$) und den *Pertac2*-Füllungen ($p=0,001$). Die *Pertac2*-Füllungen schnitten jedoch klar, aber nicht signifikant, besser als die *Definite*-Inlays ab. Allerdings mussten aus beiden Gruppen je eine Füllung aufgrund von Sekundärkaries sofort erneuert werden.

Marginale Integrität (2-Jahresdaten)

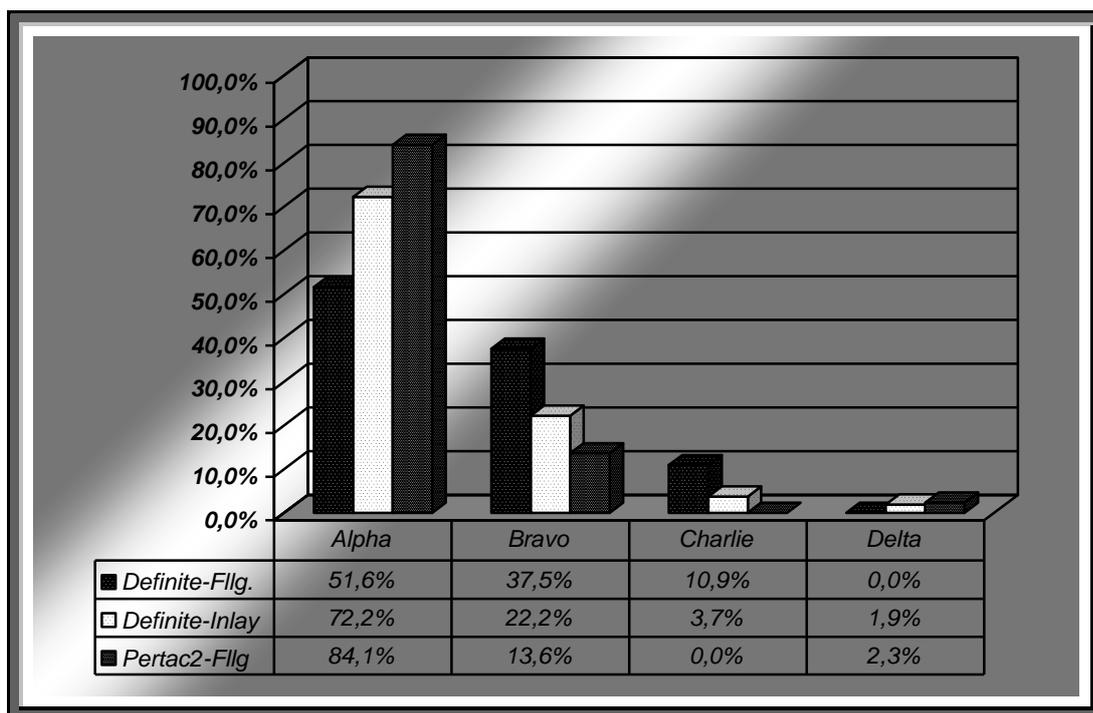


Abbildung 5.1.5: Darstellung „Marginale Integrität“ nach zwei Jahren

5.1.7 Randspaltverfärbung

Pertac2-Füllungen wurden zu 79,5% mit „Alpha“, 15,9% mit „Bravo“ und zu jeweils 2,3% bei den Untersuchungen mit „Charlie“ oder „Delta“ bewertet. Die Ergebnisse nach zwei Jahren bei *Definite*-Inlays ($p=0,039$) und noch mehr bei den *Definite*-Füllungen ($p=0,001$) zeigten signifikante Unterschiede dazu, jedoch nicht untereinander. Auch beim vorsorglichen Austausch der Restaurationen (Einstufung „Charlie“) wegen Farbpenetration deutlich in Richtung der Pulpa zeigten die beiden letztgenannten Materialien mit drei (5,6%) bzw. neun (14,1%) Versorgungen ein schlechteres Ergebnis. Je eine *Pertac2*-Füllung, eine *Definite*-Füllung und ein *Definite*-Inlay mussten u.a. aufgrund der Einstufung „Delta“ in dieser Kategorie sofort wegen Sekundärkaries erneuert werden.

Randspaltverfärbung (2-Jahresdaten)

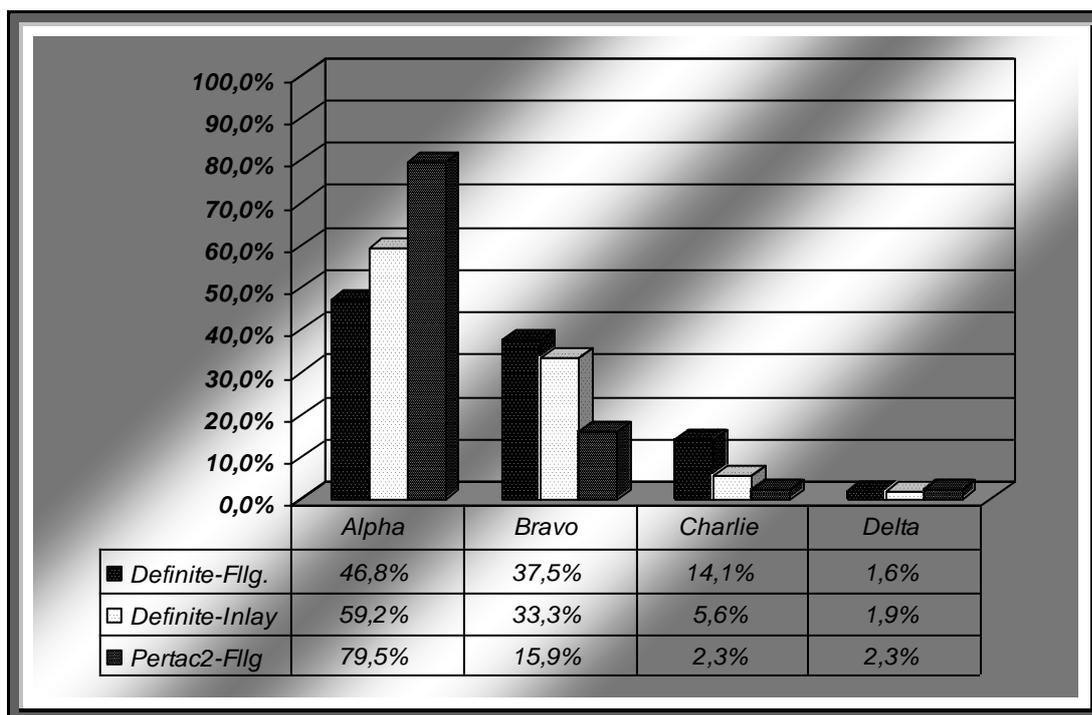


Abbildung 5.1.6: Darstellung „Randspaltverfärbung“ nach zwei Jahren

5.1.8 Integrität Zahn

Sehr gute Ergebnisse (jeweils ca. 94% „Alpha“ - und ca. 4% „Bravo“ – Bewertungen, bei nur jeweils einer vorsorglichen Erneuerung) zeigten sich nach zwei Jahren Liegedauer bei allen Restaurationsarten beim Kriterium der Integrität des Zahnes. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen.

Integrität Zahn (2-Jahresdaten)

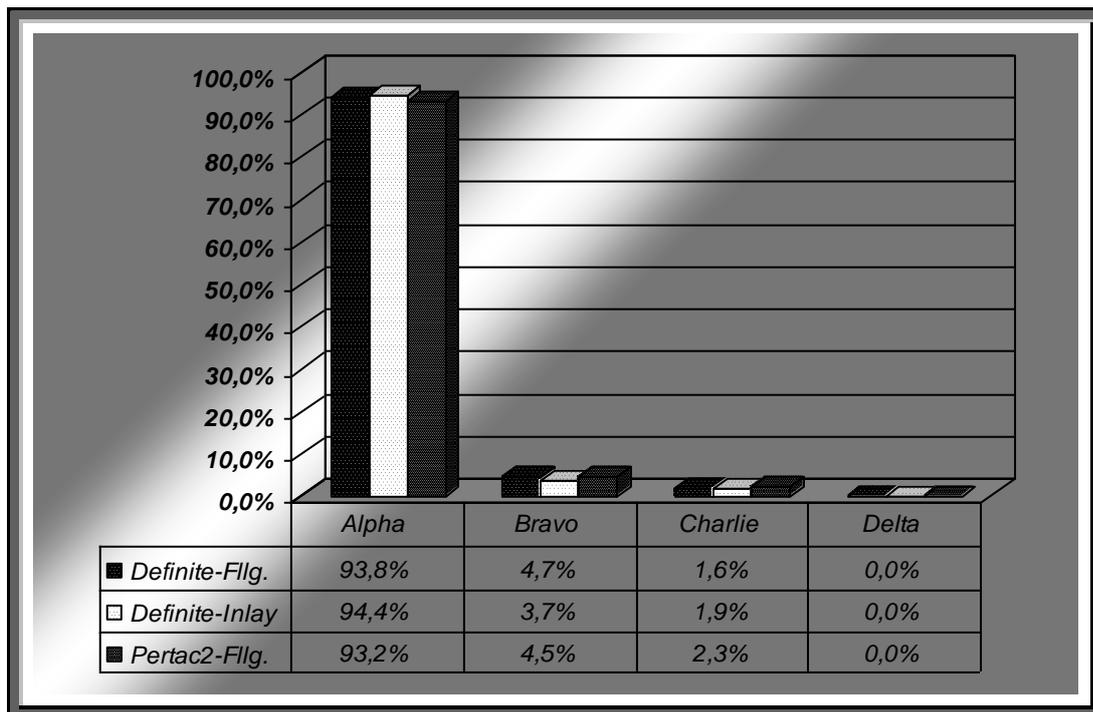


Abbildung 5.1.7: Darstellung „Integrität Zahn“ nach zwei Jahren

5.1.9 Integrität Füllung

Bei dem Kriterium der Integrität der Restauration zeigten sich nur zwischen *Pertac2*-Füllungen und *Definite*-Füllungen signifikante Unterschiede ($p= 0,049$) nach zwei Jahren. Während 100% der *Pertac2*-Füllungen mit „Alpha“ und „Bravo“ bewertet werden konnten, mussten 13,5% der *Definite*-Füllungen vorsorglich („Charlie“, Rissbildung und Freilegung des Dentins) bzw. sofort („Delta“, Füllungsfraktur) erneuert werden. Obwohl dies auch für 5,5% der *Definite*-Inlays zutraf, ergaben sich dadurch keine signifikanten Unterschiede zu den beiden anderen Gruppen.

Integrität Füllung (2-Jahresdaten)

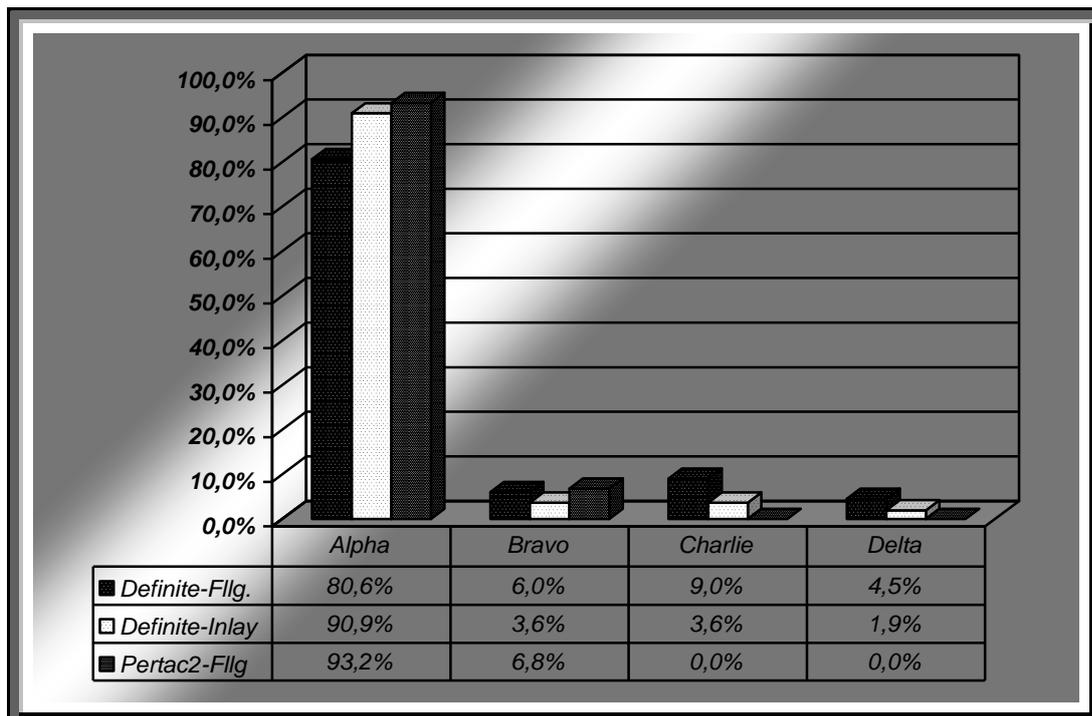


Abbildung 5.1.8: Darstellung „Integrität Füllung“ nach zwei Jahren

5.1.10 Okklusion/Artikulation

Bei der Begutachtung von Artikulation und Okklusion zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen. *Pertac2*-Füllungen mit nur 13,6% „Bravo“ – Bewertungen schnitten tendenziell im Vergleich zu 17,0% bei *Definite*-Inlays und 20,6% bei *Definite*-Inlays allerdings besser ab.

Okklusion/Artikulation (2-Jahresdaten)

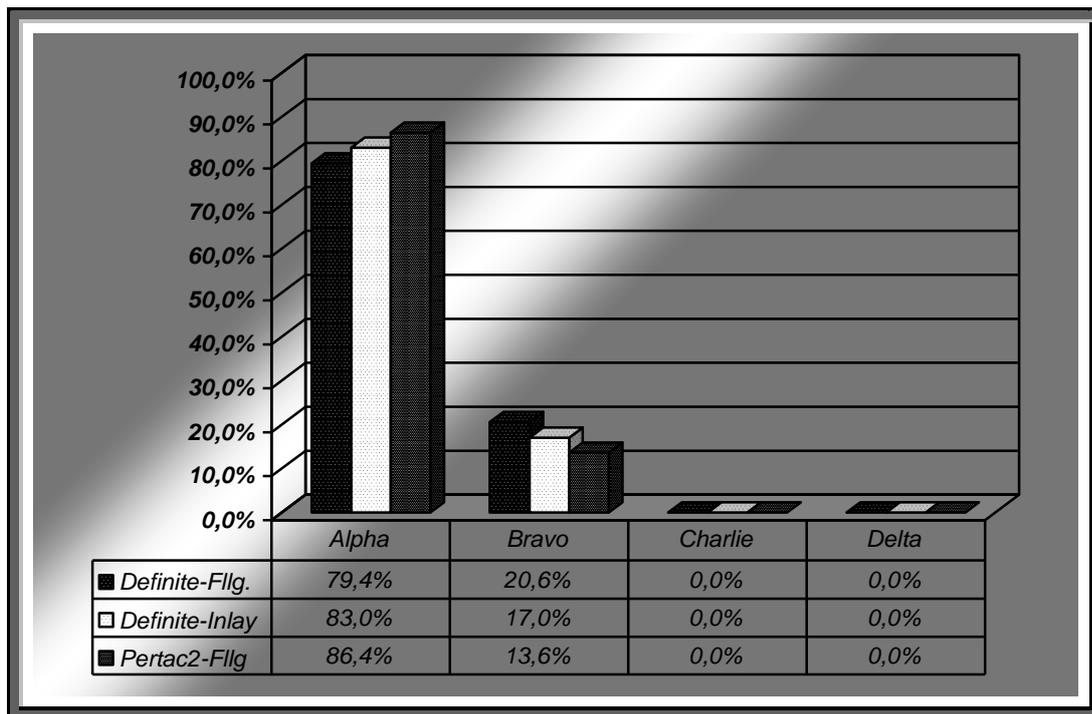


Abbildung 5.1.9: Darstellung „Okklusion/Artikulation“ nach zwei Jahren

5.1.11 Vitalität bei Nachuntersuchung

Eine *Definite*-Füllung mit verzögerter Vitalität bei der Nachuntersuchung nach zwei Jahren („Bravo“), sowie zwei negative Vitalitätsproben bei dieser Restaurationsart und eine negative Probe bei den *Definite*-Inlays, die jeweils zur Wurzelkanalbehandlung und nachfolgender Erneuerung der Restauration führten, sorgten trotzdem nicht für signifikante Unterschiede zwischen den drei Vergleichsgruppen. Alle Zähne mit *Pertac2*-Füllungen waren vital, was als exzellentes Ergebnis zu betrachten ist.

Vitalität bei Nachuntersuchung (2-Jahresdaten)

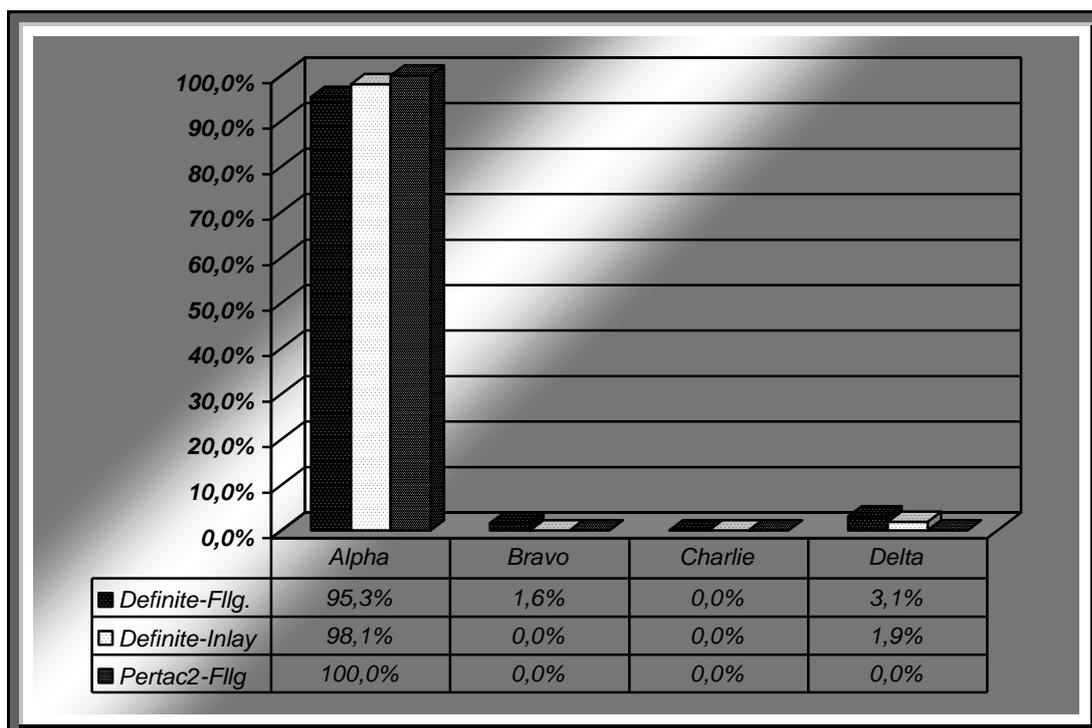


Abbildung 5.1.10: Darstellung „Vitalität bei Nachuntersuchung“ nach zwei Jahren

5.1.12 Beschwerden des Patienten

Bei allen drei Füllungsarten ergaben die Untersuchungen „Alpha“ – Werte von 94% und höher. Signifikante Unterschiede waren nicht feststellbar. Lediglich eine *Definite* - Füllung musste u.a., jedoch nicht hauptsächlich, wegen dieses Merkmals sofort erneuert werden.

Beschwerden des Patienten (2-Jahresdaten)

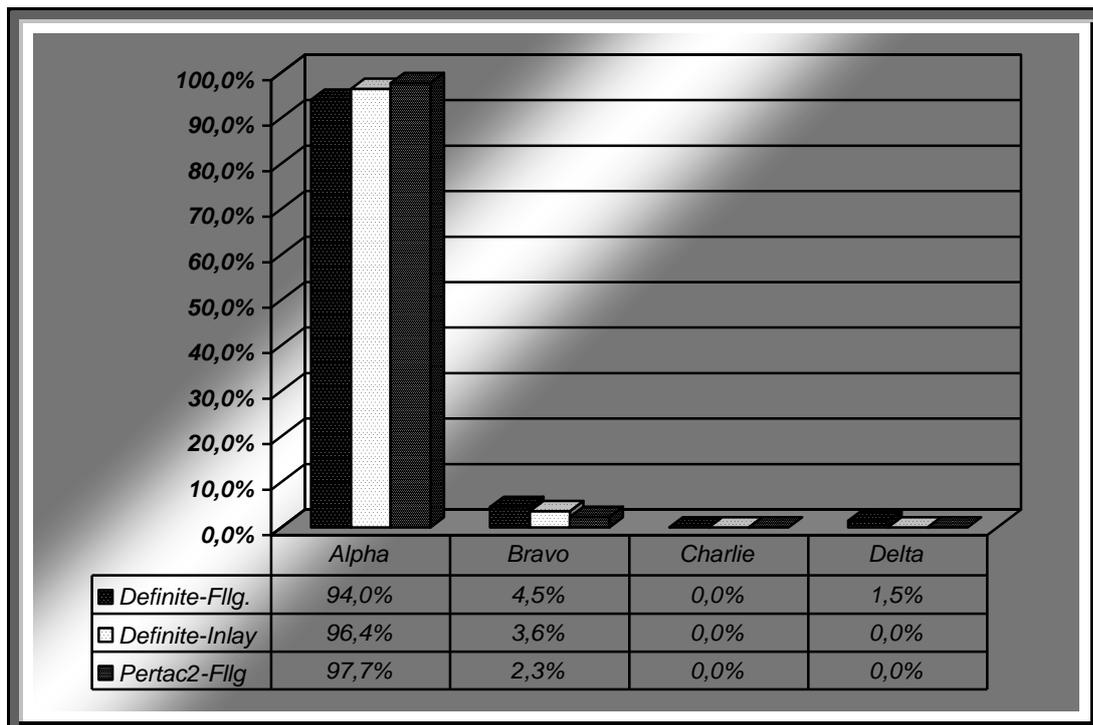


Abbildung 5.1.11: Darstellung „Beschwerden des Patienten“ nach zwei Jahren

5.1.13 Hinweise des Patienten

Bei der Zufriedenheit der Patienten schnitten die *Pertac2*-Füllungen signifikant besser ab als die *Definite*-Inlays ($p=0,035$) bzw. die *Definite*-Füllungen ($p=0,004$), welche untereinander aber keine signifikanten Unterschiede aufwiesen. Allerdings sind hier bei der Inlay - Versorgung mit *Definite* tendenziell weniger Beschwerden („Alpha“ und „Bravo“ zusammen betrachtet) zu verzeichnen als bei der klassischen Füllungstherapie.

Hinweise des Patienten (2-Jahresdaten)

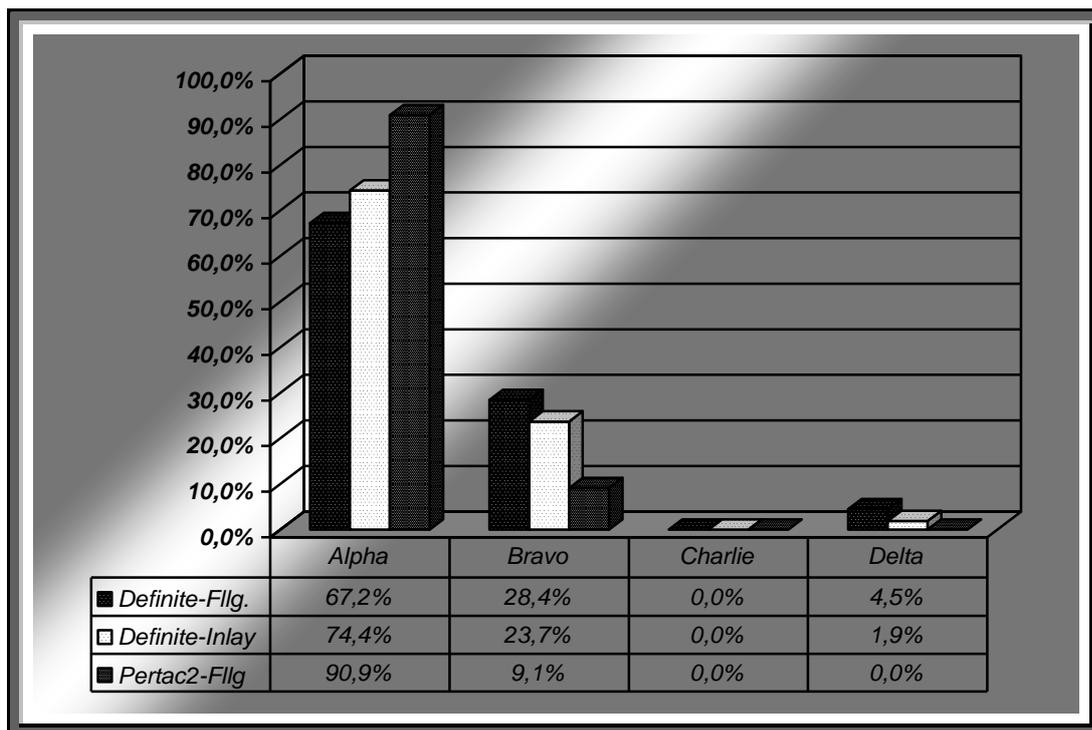


Abbildung 5.1.12: Darstellung „Hinweise des Patienten“ nach zwei Jahren

5.2 Auswertung der REM-Randanalyse: Randspaltverhalten der Füllungsmaterialien am Übergang zum Zahn

Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop ist eine gängige morphologische Untersuchungsmethode zur Beurteilung von Füllungsrandqualitäten. Aufgrund der Abformgenauigkeit des Polyethers, sowie des guten Fließverhaltens des Epoxidharzes bei der Herstellung der Replikas, ist eine originalgetreue Darstellung möglich. So lassen sich genaue und reproduzierbare Messungen durchführen. Die Zuordnung der unterschiedlichen Qualitätskriterien zu den entsprechenden Randabschnitten war bei einer 200-fachen Vergrößerung gut möglich.

Wie in der Literatur beschrieben, sind auch bei geringer Probenzahl genaue Aussagen möglich (Blunck 1989).

Die vorliegenden Ergebnisse der Randspaltmessung ergaben nach 2 Jahren bei allen drei untersuchten Restaurationsarten ca. 59% Anteil an perfektem Rand und damit keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich dieses Kriteriums. Auch bei den Qualitäten „Spalt“ und „Nicht beurteilbar“ ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

	„Perfekter Rand“ (prozentualer Anteil)	„Spalt“ (prozentualer Anteil)	„Quellung“ (prozentualer Anteil)	„nicht beurteilbar“ (prozentualer Anteil)
<i>Definite</i> -Füllung	59,8	24,4	0,0	15,8
<i>Pertac2</i> -Füllung	59,0	20,8	3,6	16,6
<i>Definite</i> -Inlay	59,7	26,1	0,7	13,5

Tabelle 15: Prozentuale Verteilung der Randqualitäten auf die Restaurationsarten

Ein signifikanter Unterschied war lediglich bei der Quellung der Materialien zwischen *Pertac2*- und *Definite*-Füllungen ($p=0,001$) bzw. *Definite*-Inlays ($p=0,002$) feststellbar, wobei *Pertac2*-Füllungen mit 3,6% Quellungen im Randbereich im Vergleich zu *Definite*-Inlays mit 0,7% und *Definite*-Füllungen (0%) schlechter abschnitten.

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob bezüglich der USPHS-Kriterien signifikante Unterschiede zwischen einem klassischen Komposit - Füllungsmaterial und einem neuartigen Ormocer nach zwei Jahren Verweildauer im Patientenmund bestehen. Ausgewählt wurden für den Bereich der Komposite das Feinpartikelhybridkomposit *Pertac2* der Firma Espe und auf Seiten der Ormocere kam das Produkt *Definite*, auf den Markt gebracht durch die Firma Degussa, zum Einsatz. Während *Pertac2* nur als klassische Füllung verarbeitet wurde, waren es bei *Definite* sowohl Inlays als auch Füllungen, die gelegt wurden.

Bei der Studie handelt es sich um eine kontrollierte, prospektive, klinische Langzeitstudie (Longitudinalstudie). Dieser Typ der Untersuchung garantiert die höchste Qualität und ermöglicht gesicherte Aussagen zu den Fragestellungen. Durch vorgeschriebene Behandlungsabläufe und Flow-Charts für die verwendeten Materialien wird eine möglichst hohe Standardisierung der Vorgehensweise gewährleistet, wobei unter In-vivo-Bedingungen erwartungsgemäß Einschränkungen und Individualitäten berücksichtigt werden müssen.

Alle Patienten wurden nach einer Liegezeit der Füllungen und Inlays von ca. zwei Jahren vom Verfasser dieser Arbeit telefonisch einbestellt und persönlich nachuntersucht. Dies sollte Fehler vermeiden, die in der uneinheitlichen Bewertung durch unterschiedliche Untersuchende auftreten.

Es fand eine enge Zusammenarbeit mit Herrn Prof. Dr. Jürgen Manhart, dem Betreuer dieser Arbeit, statt, innerhalb derer die Bewertungsskalen (siehe Abschnitt 4.3) sorgfältig abgestimmt wurden. So gelang eine relativ einheitliche Beurteilung der Restaurationen. Die Bewertung von Farbe, Form, sowie teilweise der Qualität von Übergängen ist jedoch naturgemäß subjektiv.

Die Freiwilligkeit der Patienten an der Studie teilzunehmen, sowie das Nichterscheinen bei der Untersuchung nach zwei Jahren, führten dazu, dass von ehemals 227 gelegten Füllungen und Inlays nur noch 166 Versorgungen nachuntersucht werden konnten. Die somit vorselektierte Patientengruppe bleibt aber für eine statistische Aussage ausreichend umfangreich.

6.2 Statistische Auswertung der Dokumentationsbögen

Zur Erhebung der Daten nach zwei Jahren wurden insgesamt 55 *Definite*-Inlays, 67 *Definite*-Füllungen und 44 *Pertac2*-Füllungen klinisch untersucht und die Ergebnisse auf separat gekennzeichneten Dokumentationsbögen erfasst. Für die klinische Qualitätsbestimmung wurde die von Ryge und Snyder (1973) entwickelte Untersuchungssystematik verwandt. Zum Zwecke der besseren Handhabung der Daten und der Anpassung der Kriterien der Untersuchung an Adhäsivversorgungen kam in diesem Fall eine modifizierte Ryge-Version zum Einsatz (Kunzelmann 1996). Diese Kriterien erlauben es, durch Auge, Sonde und Spiegel maximal klinisch evaluierbare Informationen zu erfassen (Pelka 1994). Ziel ist die Beurteilung, ob eine Versorgung „akzeptabel“ oder „nicht akzeptabel“ ist.

Die Wertung „akzeptabel“ wird nochmals differenziert:

1. „Alpha“ = sehr gutes Ergebnis
2. „Bravo“ = Ergebnis, das vom idealen Qualitätsstandard gering, aber dennoch eindeutig abweicht

„Nicht akzeptable“ Untersuchungsergebnisse werden ebenfalls unterteilt:

1. „Charlie“ = Füllung, die einen präventiven Austausch erfordert
2. „Delta“ = Füllung, die zur Verhinderung erneuter Schäden umgehend ausgewechselt werden sollte

Im Zweifelsfall wird die schlechtere Wertung übernommen.

Nach einem Jahr waren insgesamt nur 9 Restaurationen (3 *Definite*-Inlays und 6 *Definite*-Füllungen) verloren gegangen bzw. mussten aus prophylaktischen Gründen erneuert werden (Müller 2006). Diese Zahl erfuhr nach der Untersuchung im Zwei-Jahresabstand eine doch deutliche Steigerung. Hier zeigte sich nun folgende Situation:

Insgesamt wurden 16 weitere Restaurationen mit „Charlie“ bzw. „Delta“ bewertet. Hierbei verdoppelte sich die Zahl bei den *Definite*-Inlays auf 6 Misserfolge und eine

annähernde Verdreifachung war bei den *Definite*-Füllungen (6 auf 17) zu verzeichnen. Die 2-Jahres-Nachuntersuchung ergab nun erstmals auch Defizite im Bereich der *Pertac2*-Füllungen, von denen 2 erneuert werden mussten.

Bei den *Pertac2*-Füllungen bestand insgesamt zweimal die Notwendigkeit zum Füllungsaustausch. Eine der Füllungen (Nr. 1517) zeigte eine eindeutige Verfärbung im Bereich des Randes und eine beginnende Sekundärkaries konnte hier nicht ausgeschlossen werden. Daher wurde diese Restauration vorsorglich erneuert.

Bei der zweiten *Pertac2*-Versorgung (Nr. 1721) kam es zu einer Fraktur sowohl der Restzahnhartsubstanz als auch der Füllung mit demzufolge deutlicher Ausprägung eines Randspaltes und dessen massiver Verfärbung (Ausprägung „Delta“ bei den Kriterien „Marginale Integrität“ und „Randspaltverfärbung“). Der Zahn wurde nach der unabdingbaren Entfernung der Füllung mit einer Teilkrone versorgt. Als Grund für die Fraktur gab der Patient einen harten, nicht näher definierten, Gegenstand beim Genuss einer Mahlzeit an.

Die Gesamtzahl von insgesamt nur zwei (von 44) verloren gegangenen Restaurationen nach zwei Jahren ergibt somit eine Ausfallquote von 4,5 %.

Eine Ausfallquote von 10,9% wurde für die *Definite*-Inlays festgestellt. Im zweiten Jahr kamen hier zu den bis dato drei Misserfolgen drei weitere hinzu. Eine Versorgung (Nr. 1234) eines Prämolaren ging aufgrund einer kompletten, kombinierten Zahn-Füllungsfraktur verloren. Die genauere Betrachtung der dreiflächigen Kavität zeigte von Anfang an eine große Schwächung der Zahnhartsubstanz und das Inlay war schon zu Beginn eine eher ungünstige Alternative zur Versorgung des Zahnes mit einer Teilkrone. Neben der „Delta“ – Einstufung für die Kriterien „Integrität der Füllung“ und „Integrität des Zahnes“ und der damit zwangsläufig verbundenen Entfernung nicht nur der Füllung sondern auch aufgrund der Fraktur des gesamten Zahnes, ergaben sich demzufolge auch „Charlie“-Einstufungen für „Marginale Integrität“ und „Randspaltverfärbung“.

Diese beiden Einstufungen wurden auch bei einem weiteren Inlay (Nr. 240) vorgenommen und dieses wurde prophylaktisch erneuert. Da es sich hierbei um eine kleine, zweiflächige Versorgung im Molarenbereich handelte und somit die klare Indikation für eine einfache Füllungstherapie gegeben war, muss die Versorgung an

sich mit einem Inlay aufgrund des schlechten Verhältnisses von ersetzter Zahnhartsubstanz zur Größe der Klebefuge in Frage gestellt werden.

Die dritte Inlay - Versorgung (Nr. 203) musste erneuert werden, da der Patient wegen anhaltender Beschwerden mit der Versorgung völlig unzufrieden war. Die klinische Befundung dieses vierflächigen Inlays im Molarenbereich ergab eindeutige Zeichen für Sekundärkaries. Die Einstufung erfolgte somit mit „Delta“ für die Kriterien „Marginale Integrität“ und „Hinweise des Patienten“. Hier ergab die makroskopische Betrachtung, dass aufgrund der Kavitätengröße von vornherein eine Überkronung des Zahnes, zumindest mit einer Teilkrone, sinnvoller gewesen wäre, da die Indikationsgrenze für eine Inlay – Versorgung klar überschritten war.

Sieht man sich die Misserfolge im Bereich der *Definite*-Füllungen (11 im zweiten Jahr, insgesamt 17 nach 2 Jahren = 25,4 %) genau an, so sticht sofort ins Auge, dass die Hauptursachen für den Verlust der Restaurationen im Bereich der Kriterien „Marginale Integrität“ (Nr.: 1521, 1586, 1621, 1646, 1695), „Randspaltverfärbung“ (Nr.: 1584, 1621, 1646, 1695, 1712) und „Integrität der Füllung“ (Nr.: 1521, 1584, 1628, 1629, 1636, 1724) zu lokalisieren sind. Diese Befunde ergaben sich nicht nur aus der klinischen Untersuchung, sondern wurden teilweise auch bereits durch Hinweise der Patienten (Nr.: 1628, 1629, 1724) deutlich.

Bei allen genannten Restaurationen handelt es sich um großflächige Versorgungen, was vermuten lässt, dass *Definite*-Füllungen eher für kleine Kavitäten geeignet scheinen. Darüber hinaus wurde nur bei den *Definite*-Füllungen das „All-in-one“-Bondingsystem Etch&Prime 3.0 angewendet. Die in der Literatur bereits aufgezeigten Schwächen gegenüber Mehrflaschensystemen in Bezug auf Haftfestigkeit (Gerhard 2001) und Randqualität (Manhart 2003) werden hier untermauert. Ein weiterer Hinweis darauf ist bereits auch in der Häufigkeit der „Bravo“ - Beurteilungen zu finden. Je 37,5% bei „Marginaler Integrität“ und „Randspaltverfärbung“ für *Definite*-Füllungen lassen den vorhandenen Verdacht auf Schwächen beim Bondingsystem verstärken.

Bei zwei Inlays (Nr. 1584 und Nr. 1724) waren die anatomische Form bzw. postoperative Beschwerden zusätzlich zu o.g. Kriterien für den Austausch der Restaurationen mitverantwortlich. Aufgrund des jeweils nur einmaligen Erscheinens dieser Kriterien können jedoch daraus keine weiteren Schlüsse gezogen werden.

Insgesamt lässt sich nach einer Verweildauer von zwei Jahren im Patientenmund feststellen, dass auch unter Heranziehung der Ergebnisse nach einem Jahr (Müller 2006), drei Kriterien einer hauptsächlichen Betrachtung unterzogen werden müssen.

Wie bei der Untersuchung nach einem Jahr (Müller 2006) muss das Kriterium **Randverfärbung** diskutiert werden, welches erneut signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ergab. Die Tatsache, dass in beiden Fällen die *Pertac2*-Füllungen besser abschnitten als beide Formen der *Definite*-Versorgung, lässt eine klare Tendenz zu Gunsten des Feinpartikelhybridkomposits erkennen.

Unter Einbeziehung der Versorgungen, die erneuert werden mussten bzw. verloren gegangen sind, wird die Tendenz, dass *Pertac2* dem Ormocer *Definite* in Bezug auf die Qualität des Randschlusses klar überlegen ist, weiter erhärtet. Sieben Restaurationen mit *Definite* stehen zwei aus *Pertac2* gegenüber.

Das Kriterium **Marginale Integrität** der Versorgungen unterstützt die These zum Randschluss auf der einen Seite, sorgt allerdings auch dafür, dass ein Unterschied deutlich wird, ob das Ormocer der Firma Degussa als Inlay oder als klassische Füllung in die Kavität eingebracht wird. Wie auch schon nach einem Jahr (Müller 2006) gibt es signifikante Qualitätsunterschiede in diesem Bereich zwischen *Pertac2*-Füllungen und *Definite*-Inlays auf der einen und *Definite*-Füllungen auf der anderen Seite.

Auch bei den **Hinweisen der Patienten** kam es zu signifikanten Unterschieden. Wiederum schnitt hier *Pertac2* gegenüber *Definite*, egal ob als Inlay oder Füllung, eindeutig besser ab.

Diese drei Kriterien zusammen lassen folgern, dass das Ormocer *Definite* in Form eines Inlays, mit einer extraoralen Nachvergütung vor dem Einbringen in die Kavität, bessere Ergebnisse bringt als in Form einer klassischen Füllung. Da der Prozess der Polymerisationsschrumpfung beim Inlay vor dem Einbringen in die Kavität durch die extraorale Herstellung minimiert werden kann, war dieses Ergebnis von vornherein zu erwarten. Das schlechtere Abschneiden der Inlays im Vergleich zu den *Pertac2*-Füllungen war jedoch unerwartet.

Dieses klassische Feinpartikelhybridkomposit scheint dem Ormocer bis dato also überlegen, was auch die Tatsache belegt, dass es bei der **Integrität der Füllungen**

zu einem signifikanten Unterschied zwischen beiden Materialien kam, wenn beide als klassische Füllung in die Kavität eingebracht wurden.

Klarer wird allerdings auch bereits zu diesem Zeitpunkt, dass das „All-in-one“-Bondingsystem Etch&Prime 3.0, welches bei den *Definite*-Füllungen angewendet wurde, mitverantwortlich für die verbesserungsbedürftigen Ergebnisse der *Definite*-Füllungen zu sein scheint. Andere Studien belegen die Schwäche dieses Adhäsivs in Bezug auf die Haftfestigkeit gegenüber anderen Dentinhaftvermittlern, speziell in Zusammenhang mit Ormocer-Versorgungen (Gerhard 2001, Manhart 2003). Da in dieser Studie für alle gelegten Füllungen und Inlays Kofferdam verwendet wurde, konnte eine Kontamination mit Speichel, Blut und Sulkusflüssigkeit, welche die Schmelzhaftung deutlich beeinträchtigen würden (Frankenberger 1997), weitgehend ausgeschlossen werden.

Nach dem Zeitraum von 24 Monaten, der dieser Studie zugrunde lag, galten insgesamt 15,1 % der Füllungen als erneuerungsbedürftig. Dieser Wert entspricht auch annähernd einer anderen klinischen Studie, die nach einem Zeitraum von drei Jahren ergab, dass 87 % aller in dieser Studie gelegten direkten Restaurationen als klinisch exzellent bzw. akzeptabel galten (Manhart 2000).

Zum Zwecke der Analyse der Materialien in Bezug auf Füllungsgröße und Füllungslokalisation fand ein Vergleich von Molaren und Prämolaren und von großen (mehr als zweiflächigen) und kleinen (ein- bis zweiflächigen) Füllungen statt, da Größe und Volumen die entscheidenden Parameter für die Polymerisations-schrumpfung und den damit verbundenen Randspalt sind. Auch ist es von Bedeutung, ob eine Füllung im Kauzentrum lokalisiert ist oder außerhalb, um den Einfluss der Kaukräfte mit in die Betrachtung einbeziehen zu können.

6.3 Vergleich der Ergebnisse zwischen Prämolaren und Molaren

a. Definite-Inlays (41 Prämolaren, 14 Molaren)

Signifikante Unterschiede zeigen sich hier bei den Parametern „Anatomische Form – Konturierung“ ($p=0,035$), „Marginale Integrität“ ($p=0,014$) und „Randspaltverfärbung“ ($p=0,039$). In allen drei Fällen schneiden die Versorgungen von Prämolaren im Vergleich besser ab, was auch dadurch untermauert wird, dass mehr Inlays bei Molaren (2) verloren gingen als bei den Prämolaren (1). Dies lässt vermuten, dass *Definite*-Inlays ihre Indikation eher in kleineren Kavitäten haben. Beachtung sollte hier auch die Tatsache finden, dass weit mehr Prämolaren als Molaren in den Vergleich einbezogen wurden. Nach fehlenden signifikanten Unterschieden bei der Einjahres-Nachuntersuchung (Müller 2006) scheint die Liegezeit der Inlays an Bedeutung zu gewinnen. Die Gesamtverluste (4 Molaren, 2 Prämolaren) sprechen auch hier für eine Indikation in kleineren Kavitäten.

b. Definite-Füllungen (31 Prämolaren, 36 Molaren)

Statistisch finden sich hier bei keinem der untersuchten Parameter signifikante Unterschiede. Tendenziell schneiden jedoch auch unter Einbeziehung der verloren gegangenen Füllungen die Prämolaren (3) im Vergleich zu den Molaren (8) besser ab. Wie schon nach einem Jahr (Müller 2006) mit einem Prämolaren und fünf Molaren ist die „Marginale Integrität“ das tendenziell häufiger negativ bewertete Kriterium bei Molaren. Auch hier muss man vor Einbringen der Füllung also die Kavitätengröße in die Überlegungen mit einbeziehen.

c. Pertac2-Füllungen (24 Prämolaren, 20 Molaren)

Bei diesen Füllungen zeigen sich ebenso signifikante Unterschiede wie bei der Einjahres-Nachuntersuchung (Müller 2006). Wiederum ist das Kriterium „Marginale Integrität“ ($p=0,002$) auffällig, welches auch bei den verlorenen Füllungen (2 Molaren) einmal für den Austausch ausschlaggebend war. Während die „Farbanpassung“ bei den Molaren nach einem Jahr signifikant schlechter abschnitt, ist es nach zwei Jahren die „Okklusion/Artikulation“ ($p=0,047$). Ein Schluss kann daraus jedoch zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht gezogen werden.

6.4 Vergleich von kleinen ein- bis zweiflächigen und großen, mehr als zweiflächigen Füllungen

Bei allen drei Arten der Versorgung, also gleichgültig ob als *Definite*-Inlay ($p=0,016$), als *Definite*-Füllung ($p=0,001$) oder als *Pertac2*-Füllung ($0,009$), zeigen sich signifikante Unterschiede bei der 2-Jahres-Nachuntersuchung, wenn man kleine (1- bis 2-flächig) und große (3- bis 5-flächig) Füllungen miteinander vor allem hinsichtlich der **Anatomischen Form – Konturierung** vergleicht. Dies lässt allerdings nur den Schluss zu, dass es für den Behandler umso schwieriger wird, eine anatomisch korrekte Versorgung der Kavität zu erreichen, je größer diese ist. Eine direkte Auswirkung des verwendeten Füllungsmaterials ist hier nicht zu erkennen.

Dass bei den direkten Füllungen mit *Definite* zusätzlich die Kriterien **Marginale Integrität** ($p=0,001$) und **Randspaltverfärbung** ($p=0,009$) den signifikanten Ausschlag zu Gunsten der kleineren Füllungen gaben, bekräftigt die bereits weiter oben aufgeführten Thesen in Bezug auf das verwendete Bondingsystem und die Qualität des untersuchten Ormocers. Unterstützt wird dies noch dadurch, dass acht der elf verloren gegangenen Restaurationen aus großen Kavitäten stammten.

Die besseren Ergebnisse bei kleinen Füllungen entsprechen den Empfehlungen der American Dental Association (ADA aus dem Jahr 1998). Eine Anwendung von Kompositen im Seitenzahnbereich sollte nach Kavitätengröße und Kaubelastung indiziert sein. Bei großen Defekten werden Komposite nach wie vor als Kompromisslösung betrachtet (Roulet 1997, Kunzelmann 2001).

Allerdings ist in der neuen Stellungnahme der DGZ/DGZMK aus dem Jahr 2005 die Größenlimitierung bei der Indikation von Kompositen im Seitenzahnbereich entfallen, so dass eine Empfehlung für Klasse-I-Läsionen, sowie für Klasse-II-Läsionen einschließlich Höckerersatz besteht. Besonders hervorzuheben ist die Substanzschonung bei Kompositrestaurationen im Bereich initialer und unterminierender Läsionen. Einschränkungen stellen eine erschwerte Zugänglichkeit, beschränkte Darstellung des Arbeitsfeldes, unsichere marginale Adaptation (vor allem bei unzulänglicher Matrizenpositionierung), sowie eine fehlende Möglichkeit der Schaffung suffizienter Approximalkontakte dar. Ebenso schränken starke

Parafunktionen, sowie eine unzureichende Mundhygiene, insbesondere der Approximalräume, die Empfehlung ein.

Kontraindiziert sind Kompositrestaurationen bei der fehlenden Möglichkeit zur adäquaten Trockenlegung, sowie bei bestehenden Allergien gegenüber Inhaltsstoffen von Kompositen bzw. Adhäsiven.

In Longitudinalstudien zeigen sich in etwa gleich gute Ergebnisse für Kompositrestaurationen im Vergleich zu Amalgam (Manhart 2004).

7 Zusammenfassung

Eine stetige Weiterentwicklung von zahnärztlichen Füllungsmaterialien ist infolge steigender Ansprüche der Patienten auf mehr Ästhetik und bioverträgliche Materialien und die durch die Medien entfachten Diskussionen bezüglich postulierter Nebenwirkungen des Werkstoffes Amalgam nötig. Denkbar als Alternative zu Gold und Amalgam sind direkte Füllungen und extraoral gefertigte Inlays aus Komposit. Es wird teilweise mit einer amalgam-ähnlichen Verarbeitungstechnik geworben in Verbindung mit leichterer Modellierbarkeit. Die werkstoffkundlichen Eigenschaften sind in den letzten Jahren erheblich verbessert worden. Auch die Materialien vom Ormocer-Typ sollen bessere Bioverträglichkeit (Allergierisiko reduziert) mit physikalischen Verbesserungen kombinieren. Da nun für ein und dieselbe Kavität mehrere Versorgungsmöglichkeiten gegeben sind (Gold, Amalgam, Komposit, Ormocer), gilt es abzuwägen, in wieweit man auch unter wirtschaftlichen Aspekten die jeweilige Form der Versorgung vertreten kann.

Ziel dieser klinischen Studie war es, das Ormocer *Definite* der Firma Degussa in vivo als direkte plastische Füllung und in Form laborgefertigter Inlays mit einem herkömmlichen Komposit (*Pertac2* – Fa. Espe) hinsichtlich klinischer Parameter und bezüglich der rasterelektronenmikroskopischen Analyse der Füllungsråder zu vergleichen.

Der Zustand von 122 *Definite*-Restaurationen (55 Inlays und 67 direkte Füllungen) und 44 *Pertac2*-Füllungen, die in den studentischen Kursen der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München gelegt wurden, wurde nach 24 Monaten gemäß der USPHS-Kriterien in vivo dokumentiert.

Die statistische Analyse der klinischen Daten und der Randanalyse im REM erfolgte mittels Kruskal-Wallis-H-Test und Mann-Whitney-U-Test auf einem Signifikanzniveau von 5% mit der Software SPSS for Windows. Zusätzlich erfolgte die Beurteilung der Randqualität im Rasterelektronenmikroskop mit Hilfe von Abformungen und Harzmodellen.

Bei den *Definite*-Inlays gingen binnen zwei Jahren insgesamt sechs (nach 1 Jahr: 3) Versorgungungen verloren. Im gleichen Zeitraum waren es 17 (1 Jahr: 6) *Definite*-Füllungen und nur zwei (1 Jahr: 0) *Pertac2*-Füllungen.

Generell zeigte die klinische Untersuchung einen deutlichen Qualitätsvorsprung des Feinpartikelhybridkomposits *Pertac2* gegenüber dem Ormocer *Definite*, der vor allem bei der Beurteilung der Marginalen Integrität, der Randspaltverfärbungen, in Bezug auf die Hinweise der Patienten und bezüglich der Füllungsintegrität signifikante Unterschiede zeigte. Für *Definite*-Inlays und *Pertac2*-Füllungen zeigten sich signifikante Unterschiede hinsichtlich der Versorgung von Prämolaren und Molaren zu Gunsten der Prämolaren und bei allen drei Restaurationsarten zeigten kleinere Füllungen bzw. Inlays bessere Ergebnisse als große Versorgungungen. Insgesamt decken sich diese Ergebnisse mit bisherigen Studien (Kunzelmann 2001, Roulet 1997), in denen Komposit-Versorgungungen in großen Kavitäten eher als Kompromiss angesehen werden. Das insgesamt schlechte Abschneiden der *Definite*-Füllungen kann auch in Zusammenhang mit dem verwendeten Bondingsystem Etch&Prime 3.0 vermutet werden, welches im Vergleich zu Mehrflaschensystemen als schwächer eingestuft wurde (Gerhard 2001, Manhart 2003).

Einzig die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop zeigte Schwächen des Komposits *Pertac2* im Vergleich zum Ormocer *Definite* hinsichtlich der Quellung des Materials auf. Dies deutet auf eine tatsächliche Verbesserung des Schrumpfungsverhaltens bei Ormoceren hin, wobei dies vor dem Hintergrund der klinischen Untersuchung und der geringen Probenanzahl im REM zurzeit nicht belegt werden kann.

Abschließend bleibt festzustellen, dass zum Zeitpunkt der 2-Jahres-Nachuntersuchung das konventionelle Komposit *Pertac2* gegenüber dem Ormocer *Definite* in Bezug auf die Qualität im Vorsprung scheint. Ormocere stellen generell aber eine Materialgruppe mit interessanter Perspektive als Amalgam-Alternative dar. Ihr momentaner Entwicklungsstand muss jedoch noch deutlich verbessert werden und sich in weiteren, vor allem längeren, klinischen Langzeitstudien behaupten, damit sie sich auf dem Markt etablieren können.

8 Literaturverzeichnis

Amberg-Schwab 1996

Amberg-Schwab S, Hoffmann M, Bader H
Barriereschichten für Verpackungsmaterialien. Barriereschichten aus anorganisch -
organischen Hybridpolymeren
Kunststoffe 1996; 86: 660

Amsberry 1984

Amsberry W, von Fraunhofer JA, Hoots J, Rodgers H
Marginal leakage of several acid-etch composite resin restorative systems
J Prosthet Dent 1984; 52: 647-653

Asmussen 1988

Asmussen E, Munksgaard EC
Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on
cavity design and filling techniques
Int Dent J 1988; 38: 97-104

Barkmeier 1985

Barkmeier WW, Gwinnett AJ, Shaffer SE
Effects of enamel etching time on bond strength and morphology
J Clin Orthod 1985; 19: 36-38

Ben Amar 1987

Ben Amar A, Metzger Z, Gontar G
Cavity design for class II composite restorations
J Prosthet Dent 1987; 58: 5-8

Berchthold 1996

Berchthold J
Qualitative und quantitative Randspaltanalyse bei mit Dual-Cement und Sono-Cem
befestigten Dicor-Inlays
Dissertation, LMU München, 1996

Blunck 1988

Blunck U
Rasterelektronische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro
Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 939-943

Blunck 1989

Blunck U
Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von
Dentinhaftmitteln
Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44: 513-516

Blunck 1996

Blunck U
Dentinhaftmittel-Übersicht und Auswahlkriterien
DAZ-Forum 1996; 53: 39-50

Boeckler 2007

Boeckler L, Schaller HG, Gernhardt CR

Klinische Erfahrungen mit dem selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlersystem AdheSE in Klasse I- und II-Kavitäten – Einjahresergebnisse

Dtsch Zahnärztl Z 2007; 62: 452-457

Boer 1998

Boer WM

Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen

Quintessenz 1998; 49: 871-881

Böhme 2001

Böhme A, Jost-Brinkmann PG

In-vitro-Untersuchung zur Scherfestigkeit von Keramikbrackets auf Metallen und Keramik

Kieferorthopädie 2001; 3: 255-266

Bowen 1965

Bowen RL

Adhesive bonding of various materials to hard tissue. II. Bonding to Dentin promoted by a surface active comonomer

J Dent Res 1965; 44: 895

Brännström 1991

Brännström M, Mattsson B, Torstenson B

Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach

J Dent 1991; 19: 71-79

Buonocore 1955

Buonocore MG

A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces

J Dent Res 1955; 34: 849-853

Cheung 1990

Cheung GSP

Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques

J Prosthet Dent 1990; 63: 286-288

Cheung 1990a

Cheung GSP

A scanning electron microscopic investigation on the acidetched cervical margin of class II cavities

Quintess Int 1990; 21: 299-302

Chung 1990

Chung KH

The relationship between composition and properties of posterior resin composites

J Dent Res 1990; 69: 852-856

Davidson 1984

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A

The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress

J Dent Res 1984; 63: 1396-1399

Dorsch 1990

Dorsch P

Composite Füllungsmaterialien. Report aus Forschung und Entwicklung

Ivoclar-Vivadent, Schaan/Lichtenstein, 1990

Douvitsas 1991

Douvitsas G

Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restorations

J Prosthet Dent 1991; 65: 475-479

Eames 1974

Eames WB, Strain JD, Weitman RT, Williams AK

Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restorations

J Amer Dent Assoc 1974; 89: 1111-1117

Ebeleseder 1997

Ebeleseder KA, Städtler P, Glockner K, Schaup B

Externe Wurzelresorptionen nach Zahnluxation und Draht-Komposit-Schienung

Dtsch Zahnärztl Z 1997; 11: 22-27

Eichner 1985

Eichner K

Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung

Hüthig, Heidelberg, 1985

Ernst 2005

Ernst CP, Fiedler T, Brandenbusch M, Willershausen B

In-vitro-Untersuchung zum Randschluss verschiedener selbstkonditionierender Adhäsive in Klasse II Kavitäten

Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 193-199

Ernst 2007

Ernst CP

Direkte adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich

Zahnärztliche Mitteilungen 2007; 17: 28-37

Estafan 1999

Estafan D, Schulman A, Calamia J

Clinical effectiveness of a class V flowable composite resin system

Compend Contin Educ Dent 1999; 20: 11-15

Frankenberger 1996

Frankenberger R, Krämer N, Sindel J

Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer

Dtsch Zahnärztl Z 1996; 51: 556

Frankenberger 1997

Frankenberger R, Sindel J

Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung

Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 795-799

Frankenberger 1998

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N, Petschelt A

Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten

Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 507

Frankenberger 1999

Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N, Petschelt A

Fließfähige Komposit (Flowables)

Quintessenz 1999; 50: 1145-1154

Frankenberger 2002

Frankenberger R, Petschelt A

Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes

Dtsch Zahnärztl Z 2002; 57: 155-157

Frankenberger 2004

Frankenberger R, Strobel WO, Taschner M, Krämer N, Petschelt A

Total-Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme

ZWR 2004; 113: 188-196

Frankenberger 2005

Frankenberger R, Tay FR

Self-Etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations

Dent Mater 2005; 21: 397-412

Gängler 2005

Gängler P

Die Kontroverse: Füllungstechniken – nur noch adhäsiv

Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 11-14

Gerhard 2001

Gerhard CR, Salhab AP J, Schaller HG

Die Zugfestigkeit verschiedener Dentinhaftvermittler auf trockenem und perfundiertem Dentin

Dtsch Zahnärztl Z 2001; 5: 467-471

Glasspoole 1986

Glasspoole EA, Erickson RL

Effect of etching and rinsing times on composite to enamel bond strength

J Dent Res 1986; 65: 285 (Abstr No 1046)

Goel 1992

Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC

Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth

J Prosthet Dent 1992; 67: 174

Gottlieb 1982

Gottlieb EW, Retief DH, Jamison HC

An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies

J Prosthet Dent 1982; 48: 48-51

Greive 1990

Greive K, Schottner G

Ormocere: Eine neue Werkstoffklasse

FhGBerichte 1990; 2: 64

Guhr 2008

Guhr S, Günay H, Lührs AK

Einfluss von Kalziumhydroxidlinern auf die Dentinhaftung selbstkonditionierender Adhäsivsysteme

Dtsch Zahnärztl Z 2008; 63: 120-127

Gwinnett 1992

Gwinnett AJ, Garcia-Godoy F

Effect of etching time and etching concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel

Am J Dent 1992; 5: 237-239

Haller 1992

Haller B

Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung

Zahnärztl Mitteilungen 1992; 86-97

Haller 1997

Haller B, Posorsky A, Klaiber B

Höckerstabilisierung mit zahnfarbenen Adhäsivnlays in vitro

Dtsch Zahnärztl Z 1997; 8: 515-519

Haller 2003

Haller B, Blunck U

Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme

Zahnärztl Mitteilungen 2003; 808-818

Hashinger 1984

Hashinger DT, Fairhurst CW
Thermal expansion and filler content of composite resins
J Prosthet Dent 1984; 52: 506-510

Hellwig 1995

Hellwig E, Klimek J, Attin T
Einführung in die Zahnerhaltung
Urban & Schwarzenberg, München 1995

Hembree 1984

Hembree JH, Taylor TJ
Marginal leakage of visible light-cured composite resin restorations
J Prosthet Dent 1984; 52: 790-793

Hickel 1992

Hickel R
Der kariöse Zahnhals
Dtsch Zahnärztl Z 1992; 10: 654-658

Hickel 1994

Hickel R, Kunzelmann KH, Obermeier T
Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich - Teil I
ZWR 1994; 103: 610-618

Hickel 1997

Hickel R
Moderne Füllungswerkstoffe
Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52: 572

Hugo 1992

Hugo B, Lussi A, Hotz P
Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1992; 102: 1181-1188

Ibarra 2007

Ibarra G, Vargas MA, Geurtsen W
Grenz- und Oberflächencharakteristika zweier selbstätzender Adhäsive nach Applikation auf unbeschleunem und beschleunem Rinderschmelz – Eine qualitative Studie
Dtsch Zahnärztl Z 2007; 62: 443-451

Ilie 2005

Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R
Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen
Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 321-334

Janda 1988

Janda R
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III)
Quintessenz 1988; 39: 1067-1073, 1234-1253, 1393-1398

Kolbeck 2006

Kolbeck C, Rosentritt M, Neumann S, Handel G
Randschluss- und Abrasionsverhalten von Kompositinlays mit und ohne Faserverstärkung
Dtsch Zahnärztl Z 2006; 61: 88-91

Kollmannsperger 1980

Kollmannsperger P, Venz S
Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungsstoffen
Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 934-938

Krejci 1987

Krejci I, Sparr D, Lutz F
Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Kompositkunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen
Quintessenz 1987; 1217-1230

Krejci 1994

Krejci I, Schüpbach P, Lutz F
Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und selektives Bonding und Dentinversiegelung
DFZ 1994; 34-48

Kullmann 1987

Kullmann W
Emmisionsspektren und Oberflächenshärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten
Zahnärztl Welt 1987; 96: 320-330

Kullmann 1990

Kullmann W
Atlas der Zahnerhaltung
Hanser Verlag, München, 1990

Kunzelmann 1996

Kunzelmann KH
Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro
Habilitationsschrift, LMU München, 1996

Kunzelmann 2001

Kunzelmann KH, Hickel R
Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen in: Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden in Theorie und Praxis
Dent Net Masters 2001, 3M ESPE

Lang 2000

Lang R, Rosentritt M, Behr M, Handel G
Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer- und Kompositzementen
Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 540-543

Lösche 1988

Lösche GM, Blunck U
Die Schmelz-Ätz-Technik
Zahnärztl Welt 1988; 97: 838-841

Lösche 1996

Lösche AC, Lösche GM, Roulet JF
The effect of prolonged waterstorage on marginal adaptation of class II fillings
J Dent Res 1996; 75: 394 (Abstr No 3013)

Lutz 1983

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T
Komposits – Klassifikation und Wertung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1983; 93: 914-929

Lutz 1985

Lutz F, Mörmann W, Krejci I
Seitenzahnkomposite – Ja, Nein oder Jein
Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40: 892-896

Lutz 1990

Lutz F
Ein Fachmann für die Zahnerhaltung: Felix Lutz (Interview)
Phillip J 1990; 6: 280-285

Lutz 1993

Lutz F, Krejci I, Schupbach P
Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1993; 103: 537-549

Manson-Rahemtulla 1984

Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC
Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution
J Prosthet Dent 1984; 51: 495-498

Manhart 1997

Manhart J
Marginale Adaptation von Klasse II Kompositfüllungen in Abhängigkeit von
Kavitätengrösse, okklusaler Belastung und verschiedenen Dentinadhäsiven
Dissertation, LMU München, 1997

Manhart 1999

Manhart J, Hollwich B, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R
Randqualität vonOrmocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach
künstlicher Alterung
Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 89

Manhart 2000

Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R
Three- year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth
J Prosthet Dent 2000; 84: 289-296

Manhart 2003

Manhart J
Einfluss unterschiedlicher Parameter auf die Adhäsion kompositbasierter Restaurationen an Zahnhartsubstanzen
Habilitationsschrift, LMU München, 2003

Manhart 2004

Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R
Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition
Oper Dent 2004; 29: 481-508

Mayer 1991

Mayer R
Ästhetisch-adhäsive Füllungstherapie im Seitenzahnggebiet – eine Illusion
Dtsch Zahnärztl Z 1991; 46: 468-470

Müller 2006

Müller W
Klinische Untersuchung und Randspaltanalyse eines Hybridkomposites und einesOrmocers in Seitenzahnkavitäten. Ergebnisse nach einem Jahr
Dissertation, LMU München, 2006

Nass 1990

Nass R, Arpac E, Glaubitt W, Schmidt H
Modelling of ormocer coatings by processing
J Non-Cryst Sol 1990; 121: 370

Nordenvall 1980

Nordenvall KJ, Brännstöm M, Malmgren O
Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching
Am J Orthod 1980; 78: 99-108

Paul 1999

Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley DH
Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength
Oper Dent 1999; 24: 181

Pelka 1994

Pelka M, Dettenhofer G, Reinelt C, Krämer M, Petschelt A
Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme
Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 132-134

Peumans 2005

Peumans M, Munck J, van Landuyt K, Lambrechts P, van Meerbeek B
Thee year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions
Eur J Oral Sci 2005; 113: 512-518

Rammelsberg 2001

Rammelsberg P, Abu Elyan M, Erdelt K
In-vitro-Untersuchung von adhäsiv verankerten Aufbaufüllungen unter überkronen
Zähnen
Dtsch Zahnärztl Z 2001; 10: 589-593

Rateitschak 1998

Rateitschak KH, Wolf HF
Farbatlas der Zahnmedizin 15. Ästhetische Zahnmedizin
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1998

Retief 1992

Retief DH
Clinical applications of enamel adhesives
Oper Dent 1992; 17 (Suppl 5): 44-49

Römich 1995

Römich H, Pilz M
Ormocer- Schutzbeschichtung für Bronzeskulpturen
ISC-Tätigkeitsbericht 1995; 22

Roulet 1982

Roulet JF
Plastische Füllungstherapie im Seitenzahnbereich
Der freie Zahnarzt 1982; 25/6: 79-90

Roulet 1987

Roulet JF
Degradation of Dental Polymers
Karger Verlag, München, 1987

Roulet 1989

Roulet JF, Herder S
Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten
Zahnärztlich Mitteilungen 1989; 79: 908-913

Roulet 1996

Roulet JF, Blunck U
Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich
Neue Gruppe 1996; 9: 10-13

Roulet 1997

Roulet JF
Benefits and disadvantages of tooth- coloured alternatives to amalgam
J Dent 1997; 25: 459-473

Ryge 1973

Ryge G, Snyder M
Evaluation of the clinical quality of restorations
Am J Dent 1973; 87: 369-377

Schaller 1998

Schaller HG, Götz W, Bertrams U
Prüfung der Wandständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im
Seitenzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 1998; 43: 914-918

Schmalz 2005

Schmalz G, Geurtsen W, Arenholt-Bindslev D
Die Biokompatibilität von Komposit-Kunststoffen
Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 563-570

Schoch 1999

Schoch M, Krämer N, Frankenberger R, Petschelt A
Fissurenversiegelung mit einem fließfähigen Komposit
Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 459-462

Schroeder 1992

Schroeder HE
Orale Strukturbiologie
Georg-Thieme Verlag, Stuttgart, 1992

Silverstone 1974

Silverstone LM
Fissure sealants laboratory studies
Caries Res 1974; 8: 2-26

Silverstone 1975

Silverstone LM, Saxon CA, Dogon IL, Fejerskov O
Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by
scanning electron microscopy
Caries Res 1975; 9: 373-387

Simons 1999

Simons K, Wolfart S, Kern M
Klinische (Kurzzeit-) Erfahrungen mit Kompositstumpfaufbauten
Dtsch Zahnärztl Z 1999; 11: 715-717

Spreafico 2005

Spreafico RC, Krejci I, Dietschi D
Clinical performance a marginal adaptation of class II direct and semidirect
composite restorations over 3.5 years in vivo
J Dent 2005; 33: 499-507

Staeble 1999

Staeble HJ
Minimally invasive restorative treatment
J Adhesive Dent 1999; 1: 267-284

Swift 1995

Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art
Quintess Int 1995; 26: 95-110

Van Meerbeek 1994

Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G
Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate
Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 977-984

Van Meerbeek 1998

Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G
The clinical performance of adhesives
J Dent 1998; 26: 1

Wang 2005

Wang Y, Spencer P
Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding
J Dent Res 2005; 82: 141-145

Williams 1987

Williams KR, Edmundson JT, Rees JS
Finite element stress analysis of restored teeth
Dent Mater 1987; 3: 200

Wilson 1988

Wilson NHF, Wilson MA, Wastell DG, Smith GA
A clinical trial of a visible light-cured posterior composite resin restorative: five-year results
Quintess Int 1988; 19: 675-681

Wolter 1993

Wolter H, Storch W
The influence of molecular structure on the properties of inorganic-organic copolymers
Polymer Adv Tech 1993

Wolter 1994

Wolter H, Storch W, Tot H
Dental filling materials (Posterior composites) based on inorganic / organic copolymers (Ormocerres)
Proc Int Sum Macromolecules 1994; 503

Wolter 1994a

Wolter H, Storch W, Ott H

New inorganic / organic copolymers (ORMOCERs) for dental applications

Proc Mater Res Soc Symp 1994; 346: 143

9 Anhang

9.1 **Materialliste**

- Impregum F®, Polyätherabformmasse, Fa. 3M Espe, Seefeld, Germany
- Pentamix®, Impregumanmischgerät, Fa. 3M Espe, Seefeld, Germany
- Life, Fa. Kerr Italia S.p.A., Salerno, Italy
- Ketac Bond, GIZ, Aplicap, Fa. 3M Espe, Seefeld, Germany
- Email Preparator GS®; 37% Phosphorsäure, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- Syntac Primer, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- Syntac Adhesiv, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- Heliobond, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- Monobond, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- EBS-Multi, Adhäsivsystem, Fa. 3M Espe, Seefeld, Germany
- Etch&Prime 3.0, Fa. Degussa, Germany
- Vario Link, Befestigungskomposit, Fa. Vivadent Dental GmbH, Ellwangen, Germany
- Airblock, Glycerin-Gel, Fa. De Trey Dentsply GmbH, Konstanz, Germany
- Sof-Lex™, Soflex-Disks, Fa. 3M-Dental, St.Paul, USA
- Sof-Lex™, Finierstreifen, Fa. 3M-Dental, St.Paul, USA
- Lichtofen, Unilux AC, Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany
Epoxy-Die, Epoxidharz, Fa. Ivoclar, Lichtenstein
- Translux CL®, Polymerisationsgerät, Fa. Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany
- Fujirock, Superhartgips, GC Fujirock EP, GC Belgien
- Leit-C-Plast, Graphitleitpaste, Chemiegroßhandel Münster, Germany
- Nikon-Fotoapparat, AC UNIT LA-2, FOR MEDICAL NIKKOR 120mmF4
- Sputteranlage, Polaron Equipment CTD, SEM Autocoating unit E5200
- HANEL-Folie, Okklusionsfolie, 12µm einseitig, Fa. Roeko, Langenau, Germany
- Abformlöffel aus Kunststoff, Heko
- Rasterelektronenmikroskop, REM, Fa. Leitz-AMR, Wetzlar, Germany
- Ungewachste Zahnseide, Johnson&Johnson, Dental Floss Unwaxed

9.2 Danksagung

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

Bei Herrn Prof. Dr. J. Manhart möchte ich mich herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas und die umfassende und geduldige Betreuung, sowie die jederzeit außerordentliche Hilfsbereitschaft bei der statistischen Auswertung dieser Dissertation bedanken.

Den Herren Dipl.-Ing. T. Obermeier und Dr. H.-P. Flessa gilt mein spezieller Dank für die Beratung und Betreuung am Rasterelektronenmikroskop und am Computer.

Schließlich möchte ich auch meinen Eltern herzlich danken, dass sie mir bei meinem bisherigen beruflichen Werdegang stets mit jeglicher Hilfestellung und beratend zur Seite standen.

Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meiner Ehefrau Marion, die mich zu jeder Zeit unterstützt und in schwachen Momenten wieder aufgebaut hat.

9.3 Lebenslauf

Name		Frank Spörlein
Geburtsdatum		15.11.1972
Geburtsort		Kronach
Eltern		Manfred Spörlein, geb. 16.07.1942 Evelin Spörlein, geb. 22.02.1945 (geb. Berndt)
Geschwister		Dr. Timo Spörlein, geb. 14.04.1967
Ehefrau		Marion Spörlein, geb. 08.05.1976
Kinder		Tara Marie Spörlein, geb. 12.09.2006 Till Valentin Spörlein, geb. 13.03.2009
Schulbildung	1979 – 1983	Grundschule Küps
	1983 – 1992	Kaspar-Zeuss-Gymnasium Kronach
Berufstätigkeit	seit 07/1992	Soldat (Bundeswehr)
	seit 12/2007	Berufssoldat (Sanitätsstabsoffizier)
Studium	1995 – 2002	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München
Studienabschluss	2002	Zahnärztliche Approbation
Tätigkeit als Zahnarzt	2002 – 2004	Universität der Bundeswehr München
	2004 – 2006	Elb-Havel-Kaserne Havelberg
	06-09/2005	Auslandseinsatz in Bosnien- Herzegowina
	01-05/2006	Auslandseinsatz im Kosovo
	2007	Fliegerhorst Penzing
	2008 – 2010	Graf-Aswin-Kaserne Bogen
	seit 2010	Edelweiß-Kaserne Mittenwald