

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität München
Vorstand: Prof. Dr. Reinhard Hinkel**

**Klinische Studie zur Versorgung von
Klasse-V-Kavitäten
mit lichthärtenden Glasionomermaterialien,
Kompomer- und Kompositfüllungen**

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

**vorgelegt von
Cornelia Elisabeth Maria Lohr
Vilsbiburg
1996**

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:

Prof. Dr. R. Hickel

Mitberichterstatter:

Priv.-Doz. Dr. P. Rammelsberg
Priv.-Doz. Dr. K. Schümann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dr. K.-H. Kunzelmann

Dekan:

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

Tag der mündlichen Prüfung:

25.06.1996



*In Dankbarkeit
meinen lieben Eltern gewidmet*



Inhaltsverzeichnis		Seite
1	Einleitung	3
2	Literaturübersicht	5
2.1	Dentin	5
2.2	Adhäsionsmechanismen	6
2.2.1	Dentinätzung	6
2.2.2	Chemischer Dentinverbund	7
2.2.3	Mikromechanische Verankerung	7
	- Erhaltung der Schmierschicht	8
	- Entfernung der Schmierschicht	8
	- Teilweise Erhaltung der Schmierschicht	10
2.3	Dentinadhäsiv-Systeme	11
2.3.1	Konditionierungsmittel (Conditioner)	12
2.3.2	Selbstkonditionierende Primer	12
2.3.3	Primer	14
2.3.4	Adhäsive	14
2.4	Glasionomerzemente	17
2.4.1	Chemische Zusammensetzung	17
2.4.2	Abbindevorgang	18
2.4.3	Haftmechanismen	20
2.5	Glasionomer-Komposit-Kombinationen	20
2.5.1	Lichthärtende Glasionomerzemente	21
2.5.2	Kompomere	22
2.6	Zielsetzung der klinischen Studie	24
3	Material und Methode	25
3.1	Verwendete Materialien	25
3.2	Patientengut	25
3.3	Vorbereitungssitzung	26
3.3.1	Allgemeiner Befundbogen	26
3.3.2	Spezieller Befundbogen	27
3.4	Behandlungssitzung	30
3.4.1	Vorbereiten des Arbeitsfeldes	30
3.4.2	Farbauswahl	31

	Seite
3.4.3 Präparation	32
3.4.4 Unterfüllung	32
3.4.5 Auswahl der Matrice	32
3.4.6 Legen der Füllung, Materialverarbeitung	33
3.4.7 Ausarbeitung und Politur	35
3.4.8 Photodokumentation und Abdrucknahme	36
3.4.9 Dokumentationsbogen	37
3.5 Nachuntersuchung	37
3.5.1 Gegenstand der Nachuntersuchung	37
3.5.2 Nachuntersuchungsintervalle	38
3.5.3 Nachuntersucher	38
3.5.4 Durchführung der Nachuntersuchung	38
3.5.5 Prinzip der Nachuntersuchung	38
3.5.6 Füllungsverlust	42
4 Ergebnisse	43
4.1 Farbstabilität und Oberfläche/Textur	48
4.2 Randverfärbung Schmelz/Wurzelzement	49
4.3 Füllungsrand Schmelz/Wurzelzement	50
4.4 Anatomische Form/Füllungsverlust	52
4.5 Statistische Auswertung	53
5 Diskussion	57
5.1 Verfärbungen und Veränderungen der Oberflächentextur	57
5.2 Randverfärbungen	58
5.2.1 Füllungsüberschüsse	58
5.2.2 Füllungsunterschluß	60
5.3 Anatomische Form	61
6 Schlußfolgerung	62
7 Zusammenfassung	64
8 Literaturverzeichnis	66
9 Anhang	72
Danksagung	82
Lebenslauf	83

1 Einleitung

Der fortschreitenden Prävention von Zahnerkrankungen und neuen Entwicklungen in der restaurativen Zahnheilkunde verdanken wir eine steigende Anzahl von Patienten, die ihre eigene Dentition bis ins hohe Alter behalten. Die Prävalenz der Zahnhalsdefekte erhöht sich mit zunehmendem Alter, wobei der Hauptzuwachs zwischen dem 25. und 35. Lebensjahr anzusetzen ist (Klimm und Graehn 1993).

Degenerative Prozesse am Parodont führen bei älteren Patienten verstärkt zur Entblößung der Schmelz-Zement-Region, einem locus minoris resistentiae, der damit der Wirkung äußerer Einflüsse ausgesetzt ist, wie z. B. Abrasion und Säureangriff. Den an diesen Prädiaktionsstellen entstehenden Zahnhalsdefekten liegen chronisch-destruktive Prozesse multifaktorieller Genese zugrunde, die in einem Zusammenspiel von Abrasion (Mierau und Volk 1987), Erosion (Nienkarken 1992), Karies (Harndt 1955) und okklusalem Trauma (Körper 1962) zu sehen sind (Levitch 1994). Die Versorgung zervikal liegender, teilweise schmelz-, teilweise dentin- oder zementbegrenzter Klasse-V-Kavitäten mit randdichten, plastischen Füllungen stellt nach wie vor ein Problem dar (Hickel 1992, Hickel 1994).

Zahnschmelz wird heute im angeschrägten Füllungsrandgebiet durch Säurekonditionierung in Verbindung mit Schmelzhaftvermittlern (Bond) für Kompositfüllungsmaterialien aufnahmefähig gemacht. Diese Verankerung auf mikromechanischer Ebene bietet bei rein schmelzbegrenzten Kavitäten im koronalen Bereich der Zähne gutes Randverhalten und hohe Haftwerte über Jahre hinaus (Lutz et al. 1976). Die nach zervikal abnehmende Schichtdicke des Schmelzmantels, Abnahme und unregelmäßige Anordnung der Schmelzprismen, zunehmende Brüchigkeit sowie begrenzte Permeabilität der dünn auslaufenden Schmelzschicht verhindern jedoch in der Zahnhalsregion die Entstehung eines optimalen Ätzmusters, und erschweren somit die Anwendung erfolgreicher Säureätztechnik (Klimm und Graehn 1993, Heymann und Bayne 1993). Klinisch akzeptable Haftung im Dentin bzw.

Wurzelzementbereich konnte lange Zeit nur durch substanzraubende, unterschrittige Präparationen (makromechanische Retention) erzielt werden.

Ein Zustandekommen ausreichender chemischer Adhäsion war, begründet durch schlechtes Anfließverhalten lichthärtender, hydrophober Komposite an hydrophiles Dentin, nicht erreichbar. Der Einsatz von Dentinhaftvermittlern ermöglicht durch mikroretentiven Komposit-Dentinverbund eine deutliche Verbesserung der Füllungsretention und der Randschlußqualität (Lutz et al. 1993).

Bei der Verwendung konventioneller Glasionomerzemente zur Versorgung von Klasse-V-Kavitäten steht einer besseren, chemischen Dentinhaftung sowie der Abgabe von Fluoridionen eine relativ niedrige Verschleißfestigkeit, teilweise unbefriedigende Ästhetik sowie Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit während der Aushärtungsphase und Austrocknung, gegenüber (Hickel 1989, Kullmann 1985, Mount 1993).

Die Entwicklung der lichthärtenden Glasionomerzemente bzw. der Kompomere stellt einen neuen Ansatz zur Versorgung dieser Defekte dar. Von der Kombination der Vorteile von Glasionomerzementen, wie chemische Haftung am Dentin, Randständigkeit (Kullmann 1986, Maldonado et al. 1978) und Fluoridionenabgabe (Forsten 1977) mit den Vorteilen der Kunststoffanteile, wie Lichthärtung, bessere Polymerisationskinetik mit dadurch erhöhter Biegefestigkeit, geringerer Löslichkeit und sofortiger Bearbeitbarkeit erwartet man einen Fortschritt im Bereich der Entwicklung einer hochwertigen ästhetischen Füllungstherapie (Krejci 1993).

2 Literaturübersicht

2.1 Dentin

Dentin besteht zu 18 Gew. % aus organischen Bestandteilen (Kollagen), zu 12 Gew. % aus Wasser und zu 70 Gew. % aus anorganischen Komponenten (Hydroxylapatit) (Klimm und Graehn 1993). Die Struktur wird geprägt durch ein System radial verlaufender Dentintubuli unterschiedlicher Verteilungsdichte, Länge und Größe. Die geringste Dichte an Dentintubuli findet sich in der Zahnhalsregion (Schröder 1987).

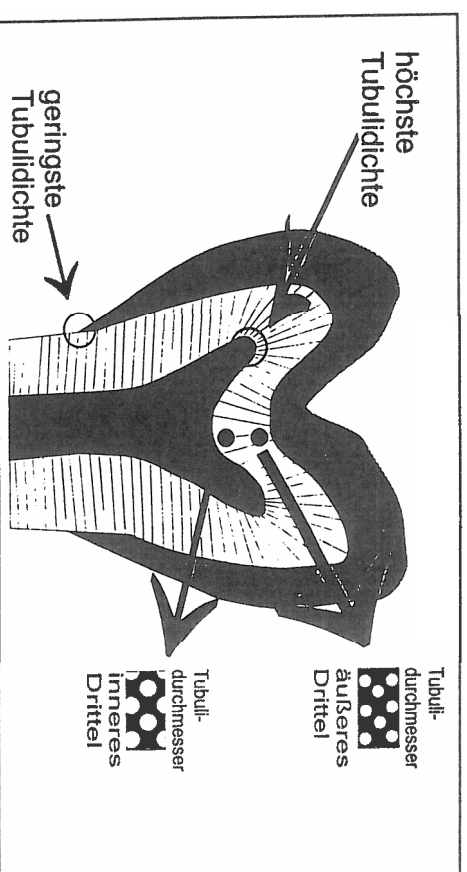


Abb. 1: Schematische Ansicht der unterschiedlichen Verteilungsdichte und Durchmesservariation der Dentintubuli zwischen Schmelz-Dentin-Grenze und Pulpa (Schema nach Pashley).

Die bezüglich der Haftung von Füllungsmaterialien relevanten Strukturen sind die Dentintubuli, sowie das intertubuläre Dentin. Die Tubuli sind von peritubulärem Dentin umgeben und beinhalten Odontoblastenfortsätze, einen Kollagenfaserschlauch sowie Dentinliquor. Intertubuläres Dentin setzt sich zusammen aus einem Kollagennetzwerk, darin eingelagert, Hydroxylapatitkristalle und Dentinliquor. Dentinliquor, in der Pulpa gebildet, ist stark proteinhaltig, an Ca^{2+} - und PO_4^{3-} -Ionen gesättigt und zeigt eine

Fließrichtung zur Zahnoberfläche hin, die durch den pulpalen Gewebedruck von 20 bis 30 mm Hg verursacht wird (Lutz et al. 1993, Swift et al. 1995). Die Dentinpermeabilität kann altersbedingt durch Verdickung des peritubulären Dentins, reizbedingt durch Bildung von Tertiärdentin, durch Dentinsklerosierung sowie durch oberflächliche Mineralisation abnehmen (Pashley und Pashley 1991). Dadurch wird die Anwendung adhäsiver Restaurationstechniken erschwert (Van Meerbeek et al. 1994b).

Bei Behandlung der Dentinoberfläche mit rotierenden Instrumenten entsteht eine 1-2 µm dicke Schmierschicht aus Hydroxylapatitkristallen und denaturiertem Kollagen. Dieser Smearylager reduziert die Fließrate der Tubuliflüssigkeit (Prati 1994), fungiert als biologischer Wundverband und vermindert damit die postoperative Empfindlichkeit (Heyman und Bayne 1993). Inhomogen, mit Mikroorganismen infiziert und in sich wenig kohärent hat der Smearylager jedoch nur schwache Verbindung zum darunterliegenden strukturierten Dentin und ist deshalb als Bindungspartner bei adhäsiven Restaurationen ungeeignet (Erickson 1992).

2.2 Adhäsionsmechanismen

Dentin als vitales Gewebe zeigt sich von seinem chemischen Verhalten her als hydrophile Substanz, und kann in vivo aus physikalischen Gründen nicht absolut getrocknet werden. Ein direkter Verbund des hydrophilen Dentins mit hydrophoben lichterhärtenden Kompositmaterialien ist nicht möglich, es bedarf daher des Einsatzes von Dentinadhäsiven, deren Aufgabe zum einen in der Haftung am Dentin, zum anderen in der Haftvermittlung zum Komposit besteht (Lutz et al. 1993).

2.2.1 Dentinätzung

In Anlehnung an die Säure-Ätz-Technik an Schmelzoberflächen (Buonocore 1955) versuchte man eine mikromechanische Retention der Komposite am Dentin zu erzielen. Das Dentin wurde mit Phosphorsäure (30-40%) angeätzt und anschließend ein konventionelles Schmelzadhäsiv und Kompositfüllungsmaterial appliziert. In zweierlei Hinsicht problematisch erwies sich dabei die durch die Säure verursachte Öffnung der Dentinkanälchen. Zum einen erfolgte ein übermäßiger Austritt von

Dentinliquor aus der Pulpa durch die Tubuli und damit eine Verstärkung des Flüssigkeitsfilms auf der Dentinoberfläche. Der Gegendruck des Dentinliquors im Bereich der Bindungsgrenzfläche verhinderte eine effektive Verbindung des hydrophoben Adhäsivs mit der feuchten Dentinoberfläche (Farah et al. 1991, Prati et al. 1991, Van Meerbeek et al. 1994a). Zum anderen zeigten histologische Untersuchungen, daß sich die Intensität einer Reizwirkung plastischer Füllungsmaterialien auf die Pulpa verstärkt, sobald eine Vorbehandlung des Dentins mit Säure stattgefunden hat (Götze 1980, Stanley et al. 1975). Nach heutigen Erkenntnissen ist dies auf die Spaltbildung zwischen Dentinoberfläche und Füllung zurückzuführen, weil es dadurch bei mechanischer und thermischer Belastung zur Verformung der Füllung mit Flüssigkeitsbewegung in den Dentintubuli kommen kann.

2.2.2 Chemischer Dentinverbund

Der nächste Schritt in der Entwicklung einer Haftverbesserung von Kompositmaterialien am Dentin war der Versuch, echte Adhäsion an anorganische und/oder organische Dentinbestandteile mit Hilfe bifunktionaler Basismoleküle herzustellen. Diese waren ausgestattet mit einer freien Methacrylat-Doppelbindung (bis-GMA = Bisphenol-A-glycidyl-methacrylat, HEMA = Hydroxyethylmethacrylat) zur Kopolymerisation mit dem Komposit und einer aktiven Gruppe (z.B. Phosphate, Chlorophosphate, Carboxylate) zur Ionen- oder Chelatbindung mit Calciumionen des Dentins. Aldehyd- und Isocyanatgruppen sollten kovalente Bindungen zu Kollagenbestandteilen des Dentins eingehen (Haller 1994). Die Dentinvorbehandlung erfolgte mit einer desinfizierenden Lösung, anschließend wurden bifunktionelles Adhäsiv und Komposit appliziert. Aufgrund der unbehandelten Schmierschicht konnten mit dieser Verfahrensweise nur Haftwerte von 2 - 6 MPa erzielt werden, die die relativ geringe Eigenfestigkeit des Smearylagers am Dentin nicht überschritten (Yu et al. 1990, Haller 1994).

2.2.3 Mikromechanische Verankerung

In Abhängigkeit von der Vorbehandlung der Dentinoberfläche und der Schmierschicht lassen sich hierbei grundsätzlich drei Vorgehensweisen unterscheiden:

-Erhaltung der Schmierschicht

Bifunktionale Monomere (Primer) sollen die schwach gebundene Schmierschicht in den Dentintubuli infiltrieren, und mit dem darunterliegenden Dentin eine mikromechanische oder sogar chemische Bindung eingehen. Die Verfilzung von infiltrierten Monomeren mit den Strukturen der Schmierschicht wird als *Entanglement* bezeichnet (Hellwig 1995). Meist kommen hier Zweikomponentensysteme zum Einsatz, die sich vor allem mittels elektrostatischer Anziehungskräfte an die Dentinoberfläche binden. Da die Schmierschicht in der Regel mit Bakterien infiziert ist, sind diesen Primerlösungen antibakterielle Mittel zugesetzt (Van Meerbeek et al. 1994a).

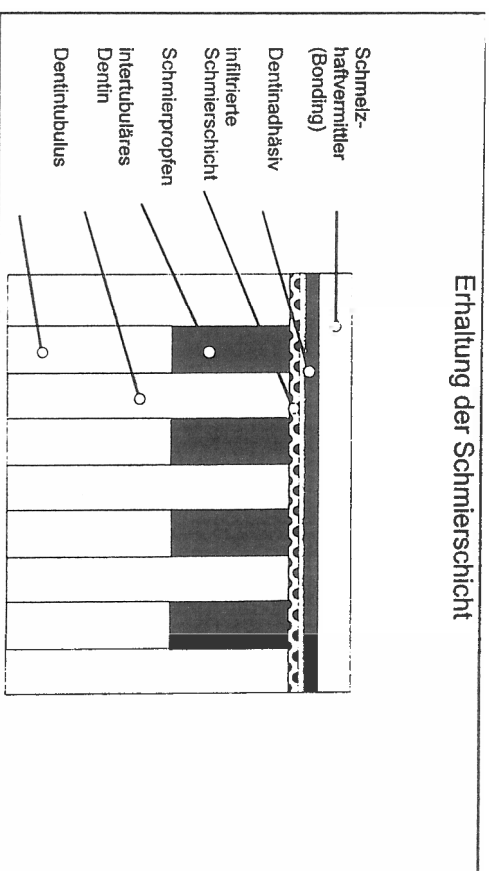


Abb. 2: Dentinhaftvermittler (hydrophile Monomere) infiltrieren und verstärken die Schmierschicht

-Entfernung der Schmierschicht

Die Entfernung der Schmierschicht erfordert den Einsatz von Säuren oder Chelatbildnern (EDTA=Ethylenediamintetraessigsäure), die die oberflächlichen Dentinschichten ausreichend entkalken. Die erreichbare Entkalkungstiefe, abhängig

von der Ätzkraft und Applikationsdauer des Konditioners, schwankt zwischen 0,5 bis 7,5 µm. Durch selektive Entfernung von Kalziumphosphaten wird ein Kollagenfasernetzwerk freigelegt, das ohne seine mineralische Stütze zu einem dichten Bündel kollabiert und sich auf darunterliegenden, nicht entkalkten Dentin ablagert. Dieses kollagene Netzwerk kann nun durch die Applikation von bifunktionellen Monomeren so verändert werden, daß die Infiltration des Adhäsivs begünstigt wird. Durch Monomereinlagerung und Polymerisation zwischen den Kollagenfasern entsteht ein sogenannter *Hybridlayer* als mikromechanische Verbindung zwischen dem tieferen, nicht entkalkten Dentin und dem Komposit (Van Meerbeek et al. 1994a). Gleichzeitig dringen die Primer in die Dentinkanälchen ein und bilden hier nach Aushärtung Zapfen oder tags (Hellwig 1995).

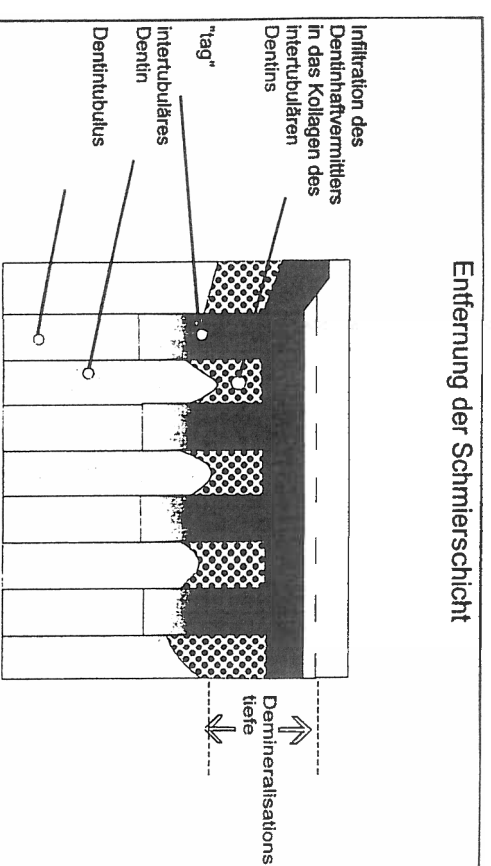


Abb. 3: Nach Konditionierung der Dentinoberfläche mit Säuren oder Chelatbildnern kommt es zur vollständigen Auflösung der Schmierschicht. Die Dentintubuli sind geöffnet, das intertubuläre Dentin wird demineralisiert, Kollagen wird freigelegt. Nach Einsickern des Dentinadhäsivs entsteht eine Hybridschicht aus hydrophilen Monomeren und Kollagen, sowie "tags" in den Dentintubuli.

- Teilweise Erhaltung der Schmierschicht

Diese Vorgehensweise ist, im Bezug auf den Bindungsmechanismus als Mittelweg zwischen o.g. Verfahrensweisen zu betrachten.

Die Dentinkanälen bleiben durch einen modifizierten Schmierschichtpfropfen verschlossen, es kommt zu zwei Verbundmechanismen. Man findet eine dünne Hybridschicht, im Bereich des intertubulären Dentins (Van Meerbeek et al. 1994a) und eine Verbindung der Primermoleküle mit der ausgefallenen Schmierschicht (Hellwig 1995).

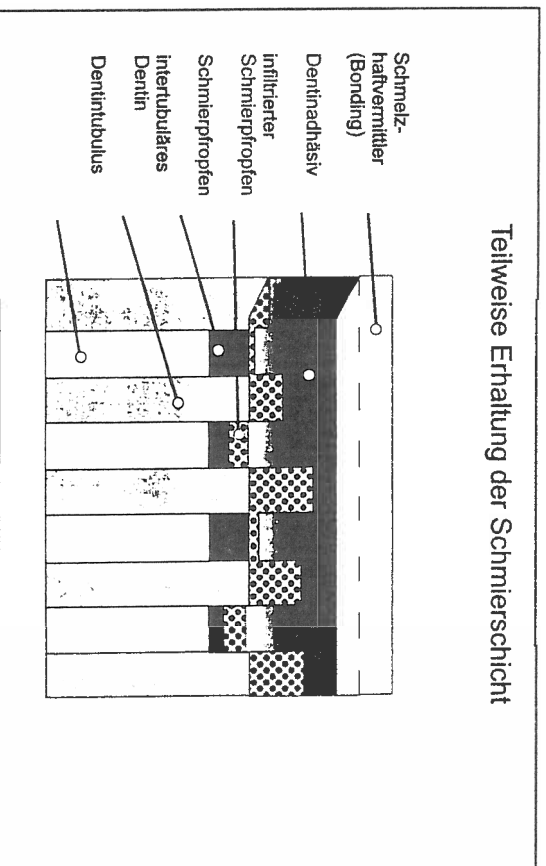


Abb. 4: Dentinhafvermittler mit entmineralisierenden Bestandteilen lösen die Schmierschicht auf und demineralisieren das Dentin minimal. Ein Teil der Schmierschicht repräzipitiert. Es entstehen eine infiltrierte Schmierschicht, infiltrierte Schmierpfropfen und eine Verbindung zum oberflächlichen, freigelegten Kollagen des intertubulären Dentins.

2.3 Dentinadhäsiv-Systeme

Da ein direkter Verbund zwischen Komposit und Dentin nicht gelungen ist, wurden zur Haftverbesserung von Kompositmaterialien am Dentin die sogenannten Dentinadhäsive entwickelt. Ein zusammenfassender Überblick über ihre Entwicklungsstufen läßt eine Einteilung in vier Generationen zu :

Die *erste Generation* Dentinadhäsive, basierend auf einem Bowen-Harz (Bis-GMA) ermöglichte eine bessere Benetzung der Schmelz- und Dentinoberflächen, zeigte jedoch so gut wie keine eigentliche Haftung am Dentin. Diese Adhäsive entsprachen im Prinzip dem heute gängigen (Schmelz-) Bonding-Materialien, als Dentinadhäsive sind sie jedoch wirkungslos.

Die *zweite Generation* der Dentinadhäsive, basierend auf Phosphatestern und Methacrylaten erreichte erstmals meßbare Haftung am Dentin. Durch Ionenbindung zu Calcium im Hydroxylapatit des Dentins wurden mit diesen Adhäsiven Dentinbindungen von 2-5 MPa erzielt. Die erreichte Haftung wurde jedoch durch Hydrolyse der Esterbindungen rasch wieder abgebaut. Da nach kurzer Zeit keine Bindung mehr vorhanden war, gelten auch diese Adhäsive heute als unwirksam und überholt.

Die *dritte Generation* Dentinadhäsive, basierend auf verschiedenen Monomeren (HEMA, TGDMA, UEDMA, u.s.w.) in Azeton oder Ethanol, erfordert eine Vorbehandlung der Dentinoberfläche (Konditionierung / Priming). Sie zeigen alle gute Haftwerte zum Dentin im Bereich von 7-15 MPa. Ihre Wirkungsweise ist sehr komplex und noch nicht vollständig geklärt, diskutiert wird eine erhöhte Benetzbarkeit des Dentins mit dem Komposit (Ausbildung von Kunststoff-Tags). Die Dentinadhäsive der dritten Generation gelten heute als "state of the art" (van Meerbeek et al. 1994a). Die *vierte Generation* Dentinadhäsive, basierend auf komplexen Monomeren (PDMD, PMDM-4-Meta), besitzt ausgesprochen hydrophile Eigenschaften und erreicht dadurch auch im feuchten Milieu (Dentinliquor) Haftwerte bis 30 MPa. Charakteristisch für den Einsatz dieser Adhäsive ist das gleichzeitige Anätzen von Schmelz und Dentin. Wissenschaftliche Untersuchungen zur Verifizierung der Herstellerangaben bezüglich Haftwerten und Beständigkeit dieser Adhäsive liegen nicht in ausreichender Form vor, deshalb können noch keine generellen Empfehlungen für den Einsatz dieser Materialien ausgesprochen werden.

Derzeitige Dentinadhäsiv-Systeme sind in ihrem Aufbau meist mehrteilig: Konditionierer-Primer-Adhäsiv-Komposit. Die Darstellung ihres Anwendungsprinzips, ihrer Zusammensetzung und Wirkung erfordert eine Definition der einzelnen Komponenten.

2.3.1 Konditionierungsmittel (Conditioner)

Konditionierer sind hydrophile, wässrige Lösungen, die Zahnoberflächen durch Säurewirkung oder Chelatbildung mit Kalzium reinigen, dabei die Schmierschicht weitgehend entfernen und das oberflächliche Dentin entkalken. Je nach Zusammensetzung zeigen sie durch Ätzung oder Demineralisation folgende Wirkung am Dentin:

Wirkstoffe der Konditionierer	Effekte am Dentin
*Säuren (Brenztrauben-, Essig-, Malein-, Oxal-, Phosphor-, Salpeter-, Zitronensäure) *Metallsalze (Al-, Ca-, Fe-) *Aminosäuren - Glycin - NPG= N-phenyl-glycin *Chelatoren - EDTA= Ethylendiamintetraacetat	* Auflösung der Schmierschicht * Öffnung der Dentintubuli * Demineralisation des Oberflächen dentins * Freilegen des Kollagenetztes * Bildung retentiven intertubulären Dentins * Darstellung polarer oder ionischer Strukturen (H⁺-Atome) in der organischen Matrix * Darstellung von Carboxylgruppen bzw. Ca²⁺- und PO⁴- Ionen im Apatit

Tab. 1: Übersicht über die Zusammensetzung der Konditionierungsmittel und deren Wirkung am Dentin (Lutz et al. 1993).

2.3.2 Selbstkonditionierende Primer

Selbstkonditionierende Dentinprimer sind niedrigvisköse, amphiphile Substanzen, die nach der Einwirkung in situ, ohne daß sich dabei eine Polymerisationsschicht bildet, eingetrocknet werden. Durch den Einsatz schwacher Säuren ist ihre Wirkung am Dentin ähnlich der Wirkung von Dentinkonditionierern, aber weniger aggressiv.

Wirkstoffe selbstkonditionierender Dentinprimer	Effekte am Dentin
*Anorganische Säuren *Organische Säuren (Di-Carbon-, Bernstein-, Glutar-, Maleinsäure) *Metallsalze (Al-, Ca-, Fe-) *Saurer Monomere: - MES = Mono-Methacryloyloxyethyl-succinat - MEP = Mono-Methacryloyloxyethyl-phthalat - MEM = Mono-Methacryloyloxyethyl-maleat - MEC = Mono-methacryloyloxyethyl-hexahydrophthalat - Polymethacryloylomalonsäure *Phosphorierte Poly-, Di-, Monomethacrylate: - DMEP = Di-methacryloyloxyethyl-phosphat - MDP = 10-methacryloyloxy-decyl-dihydrogenphosphat - PENTA=Dipentaerythritol-pentamethacryloxy-phosphat - Phenyl-P *Wasserlösliche Di-, Mono-methacrylate: - HEMA = Hydroxyethyl-methacrylat - HPMA = Hydroxypropyl-methacrylat - BPDM = Biphenyl-dimethacrylat - GM = Dihydroxypropyl-methacrylat - EM = Trihydroxybutyl-methacrylat - PEMA = 3-Hydroxy-2,2-di(hydroxymethyl)-propylmethacrylat - PEG-DMA = Polyethylen-glycol-dimethacrylat *Aminosäuren (Glycin, N-Phenyl-Glycin) *Lösungsmittel (Wasser, Azeton, Alkohol)	*Umsetzung der Schmierschicht *Partielle Öffnung der Dentintubuli *Teildemineralisation des Dentins *Teilweise Freilegung des Kollagenetztes *Bildung retentiven intertubulären Dentins *Konzentrationszunahme Me²⁺, NH₂, Methacrylat *Steigerung der Hydrophobie

Tab. 2: Übersicht über die Zusammensetzung selbstkonditionierender Dentinprimer und deren Wirkung am Dentin (Lutz et al. 1993).

2.3.3 Primer

Dentinprimer sind etwas visköser als selbstkonditionierende Dentinprimer. Sie werden nach Vorbehandlung des Dentins (mit einem Konditionierer) appliziert, bleiben in situ und werden nach der Einwirkung getrocknet. Ihre Amphiphilie sowie wasserkompatible Molekülketten sollen eine ausreichende Benetzung und Durchdringung des konditionierten Dentins gewährleisten. Die Dentinoberfläche wird mit hydrophoben Methacrylatgruppen angereichert und - ohne ausgesprochene Polymerschichtbildung - für einen Verbund mit einem hydrophoben Adhäsiv kompatibel gemacht.

2.3.4 Adhäsive

Dentinadhäsive sind niedrigvisköse amphiphile Mischungen aus Monomeren mit hydrophilen funktionellen Gruppen (Amino-, Carboxyl-, Hydroxyl- oder Formamidgruppen, Phosphorsäureester) oder Monomeren und Lösungsmitteln. Sie benötigen eine Einwirkzeit von mindestens 20 sec, um die mit Konditionierer und/oder Primer aktivierte Dentinoberfläche zu penetrieren. Heftiges Ausblasen des Adhäsives kann durch zu starke Ausdünnung oder Bildung einer polymerisationshemmenden Sauerstoffanreicherung auf der Oberfläche die Polymerisation gefährden. Die anschließende Lichthärtung führt zur Ausbildung einer Polymerschicht.

Wirkstoffe der Primer und Dentinadhäsive	Effekte am Dentin
*Wasserlösliche Di-, Mono-methacrylate: - HEMA= Hydroxyethyl-methacrylat - GM= Dihydroxypropyl-methacrylat - EM= Trihydroxybutyl-methacrylat - PEMA= 3-Hydroxy-2,2-dihydroxyethyl-propylmethacrylat - PEG-DMA= Polyethylen-glycol-dimethacrylat *Aldehyde (Glutaraldehyd, Propionaldehyd) *Amphiphile Di-, Monomethacrylate: - NMSA= N-methacryloyl-5-aminosalicylsäure - NMENMF= N-methacryloyloxyethyl-N-methyl-formamid - NPG-GMA= N-phenylglycin-glycidyl-methacrylat - NTG-GMA= N-10lyglycin-glycidyl-methacrylat - PMDM= Pyromellitin-diethyl-methacrylat - 4-META= 4-methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrid - PMMA= Polymethylmethacrylat - TBBO = teloxidiertes Tri-N-butylboran *Phosphorierte Poly-, Di-, Mono-methacrylate: - DMEP= Di-methacryloyloxyethylphosphat - MDP= 10-methacryloyloxy-decyl-dihydrogenphosphat - PENTA =Dipentaerythol-pentamethacryloyloxy-phosphat - Phenyl-P *Bi-/Tetramethacrylate: - BPDMA= Biphenyl-dimethacrylat - Bis-GMA= Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat - TEGDMA= Triethylenglycol-dimethacrylat - UDMA= Urethan-dimethacrylat - UTMA = Urethan-tetramethacrylat *Lösungsmittel (Wasser, Azeton, Alkohol, Methylenchlorid, Tetrahydrofuran)	*Modifikation der Oberflächenstruktur *Haftung durch Zottenbildung, Verzahnung, Verklebung *Entwicklung sekundär chemischer Kräfte (Benetzung, Penetration, Diffusion) *Pfrioppolymerisation *Bildung einer Polymerschicht *Steigerung der Hydrophobie

Tab. 3: Übersicht über die Zusammensetzung der Primer und Dentinadhäsive und deren Wirkung am Dentin (Lutz et al. 1993).

Da als Dentinadhäsiv für diese klinische Studie Syntac®, Fa. Vivadent (ein Vertreter der dritten Generation der Dentinadhäsive) ausgewählt wurde, wird hier näher darauf eingegangen. Es handelt sich hierbei um ein Adhäsivsystem, bei dem das Schmelzadhäsiv universell auf Schmelz und Dentin eingesetzt wird, daher ist auf dem Dentin ein Primer unbedingt erforderlich. Die Inhaltsstoffe des Dreikomponentensystems laut Herstellerinformation sind folgender Tabelle zu entnehmen.

Primer	Adhäsiv	Heliobond
Tetraethylenglycol-dimethacrylat 0,25g	Polyethylenglycol-dimethacrylat 0,35g	Bis-GMA 0,6g
Maleinsäure in wässriger	Glutaraldehyd 50% in	3,6-Dioxaoctamethylen-dimethacrylat 0,4g
Azetonlösung 0,04g	wässriger Lösung 0,10g	

Tab.4: Vivadent Produktinformation zu den Inhaltsstoffen des Adhäsivsystems Syntac® - bezogen auf 1,0 g Substanzmenge.

Der Syntac® Dentin Primer reagiert mit der Schmierschicht des Dentins und verändert diese, ohne die Dentintubuli zu öffnen. Er vermittelt eine ausgezeichnete Benetzung der Dentin/Schmelz-Oberfläche, und bietet damit eine Grundbedingung für gute Haftung. Gleichzeitig penetriert er in die von der Säure veränderte Schmierschicht und in die Dentintubuli. Durch spätere Polymerisation des Bindemittels ergibt sich eine Vernetzung bzw. Härtung (Klimm und Graehn 1993).

Syntac® Adhäsiv wirkt als Vermittler zwischen dem hydrophilen, feuchten Dentin und dem hydrophoben Bonding. Es erzeugt über das Dialdehyd eine Fixierung am Dentin sowie eine bakterio statische Wirkung.

Das Bonding im Syntac®-System stellt die Brücke zum Komposit dar und ist für eine gute und vollständige Polymerisation (Vernetzung) verantwortlich.

Watson erhält in einer mikroskopischen Untersuchung der Interaktion zwischen Syntac® Adhäsiv und Zahngewebe das Ergebnis, daß Syntac® Adhäsiv höchst effektiv ist, bei der spaltfreien Abdichtung zervikal liegender Füllungsänder (Watson 1992).

Lutz zeigt in einer Übersicht über die Randqualitäten, die bei gemischten, zum Teil unter simuliertem Liquordruck gelegten Klasse-V-Füllungen vor und nach Belastung

gefunden wurden, daß Syntac®/Tetric® im Schmelz vor Belastung 100% und nach Belastung 95% perfekte Randverhältnisse aufweist. Im Dentin zeigt Syntac®/Tetric® mit 95% perfektem Rand vor Belastung und 88% nach Belastung mit die besten Ergebnisse aller verglichenen Systeme (Lutz et al. 1993).

Cury et al. brachte in einer klinischen Studie mit Syntac® eine Retentionsrate von 100% nach einem Jahr mit keinerlei Randverfärbungen oder Sekundärkaries bei gemischten Klasse-V-Füllungen (Cury et al. 1992).

Bei einer in vitro Untersuchung 10 verschiedener Dentinadhäsiv-Systeme in gemischten Klasse-V-Kavitäten erhielt Airoidi mit Syntac® die besten Ergebnisse bezüglich Randqualität im Dentin sowohl vor als auch nach thermischer Belastung (Airoidi et al. 1992).

2.4 Glasionomerzemente

1969 haben Wilson und Kent die Glasionomerzemente entwickelt, und 1972 wurde unter dem Namen ASPA (Alumino-Silikat-Poly-Acrylat) das erste Präparat vorgestellt. Aufgrund ihrer Anwendungsvielfalt (Füllungs- bzw. Unterfüllungsmaterial, Befestigungszement) nehmen sie eine Sonderstellung innerhalb der zahnärztlichen Materialien ein. Ihre Vorteile sind in chemischer Haftung am Dentin, Randständigkeit und Fluoridionenabgabe zu sehen (Forsten 1977, Kullmann 1986, Maldonado 1978). Ihre Problematik besteht in der zum Teil unbefriedigenden Ästhetik, der Anfälligkeit auf Verarbeitungsfehler (Maroff 1984) und der relativ niedrigen Verschleißfestigkeit (Krejci 1994). Sie bestehen aus zwei Komponenten, Pulver und Flüssigkeit, welche durch eine Säure-Basen-Reaktion aushärten.

2.4.1 Chemische Zusammensetzung

Glasionomerzement entsteht aus der Reaktion von ionendurchlässigem Kalzium-Aluminium-Silikatglas mit 50%iger Polyacrylsäure und einer 47,5%igen Lösung eines Kopolymers bestehend aus Akryl- und Itakonsäure und einem geringen Anteil Tartarsäure (Maroff 1984). Die Hauptbestandteile des Pulvers sind Siliziumdioxid (SiO₂) und Aluminiumoxid (Al₂O₃).

Zusätzlich können Kalziumfluorid (CaF_2), Natriumaluminiumfluorid (Na_3AlF_6), Natriumfluorid (NaF) und oder Aluminiumphosphat (AlPO_4) enthalten sein. Diese Bestandteile werden bei Temperaturen zwischen 1100 bis 1500°C verschmolzen (die Temperatur variiert je nach Zusammensetzung der zu verschmelzenden Partikel), anschließend wird das pastenähnliche Glas rasch abgekühlt und zu Pulver gemahlen. In nachfolgender Tabelle sind verschiedene Pulverzusammensetzungen dargestellt. G200 repräsentiert die Pionierform des Glasionomerzements, wie er von A. D. Wilson entwickelt wurde. Der Gehalt an CaF_2 wurde reduziert und der Anteil an $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{SiO}_2$ wurde in neueren Pulverformen verändert, um Ästhetik und Transparenz zu verbessern.

Bestandteile	A	B	G200
SiO_2	41,9	35,2	29,0
Al_2O_3	28,6	20,1	16,5
CaF_2	15,7	20,1	34,3
Na_3AlF_6	1,6	2,4	7,3
AlPO_4	3,8	12,0	9,9
NaF	9,3	3,6	3,0

Tab.5: Vergleich der Zusammensetzung aktueller Glasionomerzementtypen (A und B) mit G 200.

Die heutige Zusammensetzung der flüssigen Komponente der Glasionomerzemente besteht aus einer Lösung hochmolekularer Elektrolyte. Am besten bewährt haben sich die wässrigen Lösungen mit 47,5% Kopolymer aus Acryl/Itaconsäure (2:1) und 5% Tartarsäure oder 47,5% Kopolymer aus Acryl/Maleinsäure und 5% Tartarsäure, da niedrige Molekulargewichte ein Gellieren der Flüssigkeiten verhindern (Katsuyama 1993, Smith 1994).

2.4.2 Abbindevorgang

Nach dem Vermischen der beiden Komponenten dringen Protonen der Flüssigkeit in die Oberfläche des Pulvers ein. Es entsteht ein Silikatgel. Kationen (Ca^{2+} , Al^{3+}) oder

Fluoridkomplexe aus dem Glaspulver bilden Metallbrücken zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäuremoleküle, vernetzen diese und bilden so ein hartes Gel, in dem die Glaspartikel eingebettet sind. Die Abbindereaktion der beiden Komponenten verläuft in zwei Schritten:

Während der raschen initialen Phase werden durch die Säure aus dem Silikatglas Kalzium- und Aluminiumionen herausgelöst. Die Kalziumionen werden schneller gelöst und reagieren zuerst mit der Polyacrylsäure. Durch Vernetzung über Kalziumbrücken entsteht so ein Kalziumpolykarboxylatgel. Der Zement ist in diesem Stadium noch plastisch verformbar. Während der zweiten, langsameren Phase erreicht der Zement durch **stabile Vernetzung** mittels Aluminiumionen seine Endhärte. Es entsteht ein wasserunlösliches Kalzium-Aluminium-Karboxylatgel. Der Abbindevorgang dauert mindestens 24 Stunden (Smith 1990). Eine Kontamination des Glasionomerzementes mit Feuchtigkeit, während des Abbindevorganges, beeinträchtigt die Polymerisation, reduziert die Druckfestigkeit und Haftkraft des Zementes und verringert die Transluzenz (Mitra 1994, Hickel 1989).

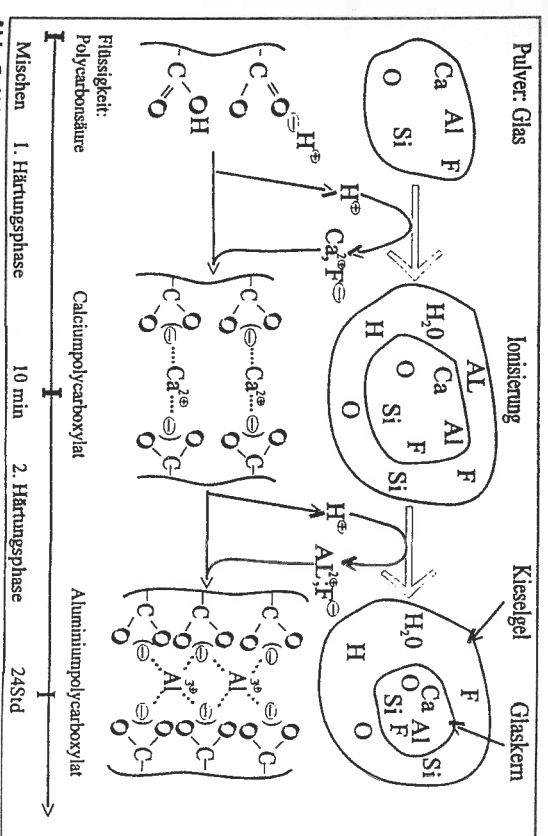


Abb. 5: Abbindereaktion des Glasionomerzementes

2.4.3 Haftmechanismen

Glasionomerzemente gehen mit Zahnhartsubstanzen eine chemische Verbindung ein, wobei ionische sowie kovalente Bindungen zwischen den Carboxylgruppen der Polyacrylsäure und anorganischen Schmelz- bzw. Dentinbestandteilen eine Rolle spielen. Für den einwandfreien chemischen Verbund muß eine saubere und gut benetzbare Oberfläche vorliegen. Im Schmelz entsteht Haftung über eine Verdrängung von Phosphationen durch die Carboxylatgruppen der Polymerkette aus dem Hydroxylapatit an der Schmelzoberfläche. Die Dentinhaftung basiert auf sekundären intermolekularen Anziehungskräften von ionischem und polarem Charakter. Ob die Haftung über Amino- und Carboxylgruppen des Kollagens zustande kommt oder ob sie an die Hydroxylapatitkomponente des Dentins erfolgt, ist noch nicht endgültig geklärt (Erickson und Glasspoole 1994).

2.5 Glasionomer-Komposit-Kombinationen

Die Weiterentwicklung herkömmlicher Glasionomerzemente durch Kombination mit Bestandteilen lichthärtender Kompositmaterialien ließ die neue Generation der Hybridglasionomerzemente entstehen, die aufgrund ihrer Materialeigenschaften folgende Vorteile bei der konservierenden Füllungstherapie bieten:

- * Lichthärtung bedeutet "Aushärtung auf Kommando" und bringt somit Zeitgewinn in der Füllungstechnik;
 - * Die Kombination der Glasionomeraushärtung mit der Lichtpolymerisation reduziert die Empfindlichkeit gegenüber Wasserzutritt und Austrocknung (Mount 1993);
 - * Ausarbeiten direkt nach Applikation ist möglich;
 - * Kariesreduktion durch Fluoridionenabgabe;
 - * Verbesserte Ästhetik;
 - * Verbesserte Haftung an Schmelz und Dentin;
- Das Doppelnetzwerk kombiniert aus Glasionomer- und Kunststoffmatrix, ist im Vergleich zu herkömmlichen Glasionomerzementen für verbesserte werkstoffliche Eigenschaften verantwortlich.

2.5.1 Lichthärtende Glasionomerzemente

Die Gruppe der lichthärtenden Glasionomerzemente enthält in der Flüssigkeit neben der Säure zusätzliche Bestandteile, wie z.B. hydrophile Monomere (HEMA= Hydroxyethylmethacrylat), Bis-GMA und Fotoakzeleratoren. Zusätzliche Methacrylatgruppen werden den Polyacrylsäuremolekülen angehängt. Zur Erhärtung des Materials durch kovalente und ionische Bindungen kommt es durch lichtgesteuerte Kopolymerisation des Methacrylats mit den angehängten Gruppen der Polyacrylsäure. Die Polyacrylsäure-Glas-Reaktion wird dabei durch die Polymerisation der zugesetzten Monomere überlagert. Da es mittlerweile möglich ist, die Carboxylgruppen der Polyacrylsäure aus dem initialen Polymerisationsprozeß herauszuhalten, ermöglichen auch einige lichthärtende Glasionomerzemente eine chemische Bindung an die Zahnhartsubstanz (Hellwig 1995).

Die Produkte Photac Fil® Aplicap (Fa. Espe) und Fuji II LC® (Fa. GC) wurden als Vertreter der lichthärtenden Glasionomerzemente in dieser Studie verwendet. Die Inhaltsstoffe (Herstellerangaben) sind deshalb in nachfolgenden Tabellen aufgeführt:

Photac Fil® Aplicap Pulver	Photac Fil® Aplicap Flüssigkeit
Naturnumcalciumaluminiumfluorosilikat-Glas	Glasionomerkompatible Mono- und Oligomere
Copolymerensäure (Acryl- und Maleinsäure)	Campherchinon
Aktivator	H ₂ O

Tab. 6: Espe Produktinformation

Fuji II LC® Pulver	Fuji II LC® Flüssigkeit
Fluoroaluminiumsilikat-Glas	Polyacrylsäure
	HEMA (Hydroxy-Ethyl-Methacrylat)
	Initiatoren

Tab. 7: GC Produktinformation

2.5.2 Komomere

Komomere, lighthärtende Einkomponentenmaterialien, enthalten die bewährten Polymere der Komposite und die bezüglich Kariesschutz attraktive Chemie der Glasionomerzemente. Sie stellen eine neue Materialklasse dar, die sehr nahe an den Kompositen liegt. Konkret bezeichnet der Begriff einen Werkstoff, der aus einem anorganischen Teil in der Form eines ätzbaren, röntgenopaken, fluoridhaltigen Glasfüllers und aus einer organischen Matrix besteht. Die Matrix ist wasserfrei und verfügt über carboxylgruppenhaltige, hydrophile Monomere. Der Glasfüllstoff ist silanisiert (Krejci 1995). Komomere sind relativ einfach zu verarbeiten, und weisen eine leichte Expansion auf. Sie wirken dank Fluoridfreisetzung und Regenerierbarkeit des Fluoridgehaltes kariostatisch (Krejci 1993).

Die primäre Aushärtung der Komomere erfolgt im Sinne einer radikalischen Reaktion und wird über Photoinitiatoren gestartet. Die Ionenaustauschreaktion zwischen dem Glasfüllstoff und den Carboxylgruppen beginnt erst nach diffusionsbedingter Wasseraufnahme des primär radikalisch polymerisierten Materials und kann sich über Wochen bis Monate erstrecken. Die Ionenaustauschreaktion ist trotz silanisiertem Füllstoff möglich, da die Silanisierung nie perfekt ist und damit gewisse Füllstoffoberflächen immer für die Säure-Base-Reaktion zur Verfügung stehen. Das quantitative Verhältnis radikalische Reaktion zu Ionenaustauschreaktion liegt in der Größenordnung 8 : 1, d. h. die Aushärtung wird vor allem durch den Kompositanteil der Komomere bewältigt (Krejci 1995).

Lighthärtende Einkomponentenmaterialien sind nicht mit allen charakteristischen Substanzen der Glasionomerzemente ausgestattet. Die Silikapartikel sind hier in eine Kunststoffmatrix eingebettet. Ein direkter chemischer Verbund zwischen Zement und Dentin kommt nicht zustande. Deshalb wird, obwohl die Komponentenmatrix funktionelle Gruppen besitzt, für eine Haftung am Dentin ein Adhäsivsystem benötigt. Dies liegt hauptsächlich an der relativ hohen Viskosität der Komomere, die einer perfekten Benetzung der Zahnhartsubstanzoberflächen im Wege steht. Als Haftvermittler werden niedrigviskose Einkomponentenadhäsive eingesetzt. Diese entfalten auf Grund von sauren Monomeren oder organischen Säuren eine Ätzwirkung, sind daher

ohne vortretende Phosphorsäureapplikation, jedoch in zwei Schichten aufzutragen. Die Funktion der ersten Schicht besteht darin, die Oberfläche der Zahnhartsubstanzen zu konditionieren und möglichst perfekt zu benetzen, bzw. die auf Grund der Ätzung entstandenen Mikroretentionen zu penetrieren. Die zweite Applikation dient hauptsächlich der Verdickung der Adhäsivschicht. Einerseits wird dadurch eine gute Anheftung an das Komomer gewährleistet, andererseits verleiht sie dem Adhäsivinterface eine gewisse Elastizität, welche zur Streßkompensation während der Polymerisationsschrumpfung des Komomers beiträgt (Krejci 1995). Weiterhin ermöglicht der wasserabstoßende Effekt des Lösungsmittels Azeton (Van Meerbeek et al. 1994a) im Primer verbesserte Haftung auch am feuchten Dentin. Das Produkt Dyract® (Fa. De Trey) kam als Vertreter der Komomere in dieser klinischen Studie zum Einsatz. Die Inhaltsstoffe (Herstellerangaben) sind nachfolgender Tabelle zu entnehmen:

Dyract® Primer/Adhäsiv	Dyract® Paste
Penta = Dipentaerythritol-pentamethacryloyloxy-phosphat	UDMA = Urethan-dimethacrylat TCB = Tetracarboxybutan
TGDMA = Triethylenglycoldimethacrylat	Strontiumfluorossilikatglas
Elastomere	
Initiatoren	
Stabilisatoren	
Azeton	

Tab. 8: De Trey Produktinformation

Da Dyract® zum Einsatz in der Füllungstherapie erst seit 2 Jahren zur Verfügung steht, gibt es bisher kaum Studien und somit Literatur, die über dessen klinische Eignung berichten. Das positive Abschneiden von Dyract® in ersten In-vitro-Studien zur Versorgung von zervikalen Defekten (Hildebrand 1995, Kunzelmann 1994), läßt jedoch auf gute klinische Ergebnisse hoffen.

2.6 Zielsetzung der klinischen Studie

Zervikalen Defekten jeglicher Genese (abrasiv, erosiv-abrasiv, kariös-abrasiv, okklusatraumatisch-abrasiv), Lokalisation (Schmelz, Dentin, Wurzelzement) und Konfiguration (linien-, sichel-, dreieck-, ellipsenförmig) ist eine wachsende epidemiologische Bedeutung in der Zahnheilkunde zuzusprechen (Levitch et al. 1994). Die rasche Entwicklung einer Vielzahl neuer Füllungswerkstoffe und neuer Dentinhafvermittler zur Versorgung von Zahnhalsdefekten mit zum Teil erheblichen konzeptionellen Unterschieden erschwert die Auswahl für deren klinische Anwendung.

Eine Kombination der Vorteile von Glasionomerkomponenten, wie chemische Haftung, Randständigkeit und Fluoridionenabgabe (Forsten 1977, Kullmann 1986, Maldonado 1978) mit den Vorteilen der Lichthärtung bei kunststoffmodifizierten Glasionomerkomponenten, auch Hybridglasionomerkomponente genannt, oder Kompositen (Mourt 1993) soll einen Fortschritt im Hinblick auf eine hochwertige Füllungstherapie darstellen. Die Weiterentwicklung der Dentinadhäsive hat auch die Anwendung von Kompositen in diesem Indikationsbereich verbessert (Haller 1994, Pashley 1994). Trotz aussagekräftiger In-vitro-Simulationen können nur anhand kontrollierter klinischer Studien konkrete Empfehlungen erarbeitet werden.

Ziel bei bestehender restaurativer Behandlungsnotwendigkeit sollte eine schadensgerechte, substanzschonende und minimal invasive Vorgehensweise sein, die zumindest mittelfristig zu positiven Ergebnissen führt. Entgegen bisher empfohlener bzw. auf Grund der Füllungsmaterialien erforderlicher Vorgehensweisen findet in dieser Studie eine zahnfarbene, adhäsive, rein verbundorientierte Behandlungsmethode Anwendung, bei der die Restauration betroffener Zähne in Funktion und Ästhetik ohne defektvergrößernde, unterschrittige Präparation erfolgt. Lediglich beim Einsatz des reinen Komposits wird durch erforderliche Anschrägung des Schmelzes nicht ganz auf eine Präparation verzichtet.

Unterstützt und verifiziert werden sollen die klinischen Ergebnisse durch eine möglichst umfangreiche und genaue Dokumentation der Arbeiten sowohl photographisch als auch mit Hilfe von Abdrücken und Replika. Von jeder gelegten Füllung liegt am Ende der Studie je eine Serie von Photos (Ausgangssituation, Füllung gelegt, Füllung nach 1/2 Jahr, Füllung nach 1 Jahr), sowie von Replika (Füllung gelegt, Füllung nach 1/2 Jahr, Füllung nach 1 Jahr) vor. Die Herstellung der Replika soll einer späteren Modellanalyse am Rasterelektronenmikroskop dienen.

3 Material und Methode

3.1 Verwendete Materialien

In der vorliegenden klinischen Studie wurden als Vertreter der lichthärtenden Glasionomerkomponente Photac Fil® Aplicap (Fa. Espe, Seefeld) und Fuji II LC® (Fa. GC, Tokio) mit dem Komprimer Dyract® (Fa. De Trey, Konstanz) sowie als Kontrollgruppe das Komposit Tetric® in Kombination mit dem Dentinadhäsiv Syntac® (Fa. Vivadent, Schaan) bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten verglichen und aus den Ergebnissen der Nachuntersuchungen konkrete Empfehlungen für das praktische Vorgehen und den Einsatz dieser Füllungsmaterialien im Zahnhalsbereich hergeleitet.

3.2 Patientengut

Insgesamt wurden 197 Zahnhalskavitäten bei 37 Patienten im Alter von 26 bis 67 Jahren versorgt. Alle Patienten wurden vor Aufnahme in die Studie durch die Behandlerin sowohl mündlich als auch schriftlich über Ablauf und Ziel aufgeklärt. Die Patienten waren sowohl mit dem Einsatz verschiedener Materialien einverstanden, als auch bereit an den Nachuntersuchungen nach 6 Monaten, nach einem Jahr und länger (geplant sind 4 Jahre) teilzunehmen.

Genaue Zahlen sind nachfolgender Übersichtstabelle zu entnehmen:

	Phocac Fillo	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® Tetric®	Summe
Patienten	15	27	49	25	116
Patienten	16	24	30	11	81
Summe	31	51	79	36	197

Tab.9: Anzahl angefertigter Restaurationen pro Füllungsmaterial

In die Studie aufgenommen wurden Patienten mit zervikalen Defekten im Front- und Prämolarenbereich. Zirkuläre Schmelzbegrenzung war nicht erforderlich, da im Rahmen der Studie auch das Dentin-Bonding Anwendung finden sollte.

Ebenso wurden kariöse Läsionen und bereits vorhandene Klasse V-Füllungen mit Sekundärkaries behandelt. Ausgeschlossen wurden devitale Zähne und Zähne, deren zervikale Defekte, aufgrund ihrer Ausdehnung, andere Füllungen am gleichen Zahn kontaktierten.

3.3 Vorbereitungssitzung

Die zur Durchführung der vorbereitenden Behandlungsmaßnahmen erforderlichen Instrumente und Materialien sind einer eigens dafür erstellten Materialliste zu entnehmen (siehe Anhang). In der Vorbereitungssitzung wurde eine klinische Befunderhebung durchgeführt und speziell für die Studie entworfene Befundbögen nach folgenden Vorgaben ausgefüllt:

3.3.1 Allgemeiner Befundbogen (siehe Anhang)

Es erfolgte eine zahnärztliche Untersuchung der gesamten Gebißsituation. Dokumentiert wurden Karies (rot), intakte Füllungen (blau), defekte Füllungen/Sekundärkaries (blau mit rotem Rand), Zahnersatz, Sensibilitätstest (CO₂-Schnee), Perkussionstest und Lockerungsgrad (0-III nach DGP-Kriterien) aller vorhandenen Zähne sowie Taschennmessung mesial und distal. Es wurden die Abkürzungen A für Amalgam, Ku für Kunststoff, Ke für Keramik, I für Inlays, O für

Onlays, K für Krone, PV für einen provisorischen Verschuß sowie S für Sonstiges verwendet.

Abschließend wurde eine SBI- und API-Messung nach D.E. Lange durchgeführt und dokumentiert (Lange 1983).

Für den Frontzahn und Prämolarenbereich wurde anschließend ein im Hinblick auf die genaue Dokumentation der Ausgangssituation entworfener Befundbogen mit Hilfe von Zahlen- bzw. Buchstabencodes ausgefüllt.

3.3.2 Spezieller Befundbogen (siehe Anhang)

Der aktuelle Zustand der Zahnhalsregion wurde mit Hilfe von Zahlencodes dokumentiert. Okklusale Kontakte wurden mit Shimsstockfolie überprüft, Abrasionen und Schlißacetten, entstanden durch Laterotrusions- bzw. Mediotrusionsbewegungen, wurden mit Okklusionsfolie markiert und durch Buchstabencodes dokumentiert. Anamnestische Angaben der Patienten über Schmerzsensationen im Zahnhalsbereich sowie das Ergebnis einer Dentinhypermotilitätsprüfung (Gillam und Newman 1993) durch Kältereiz (1 sec langer Luftstrom) und taktilen Reiz (Ritzen der Dentinoberflächen mit spitzer Sonde) wurden auf einer Tenalop-Skala (1-10) festgehalten. Dies entspricht den Forderungen des AD HOC ADVISORY COMMITTEE ON DENTINAL HYPERSENSITIVITY (1986) nach reproduzierbaren Sensibilitätstests. Im Rahmen der speziellen Befunderhebung erfolgte auch eine Defektklassifikation, bei der in folgende 3 Kategorien unterschieden wurde:

Defektklassifikation	Anzahl behandelter Zähne
Erosion/Keilförmiger Defekt	69
Insuffiziente Füllung	71
Kariöser Zahnhals	57

Tab. 10: Defektklassifikation in drei Kategorien

Die folgenden Abbildungen zeigen klinische Beispiele zu den drei Kategorien unserer Defektklassifikation.



Abb. 6: Klinisches Bild: Erosion, keilförmiger Defekt an den Zähnen 22, 23, 24.



Abb. 7: Klinisches Bild: Insuffiziente Füllung an den Zähnen 13, 14

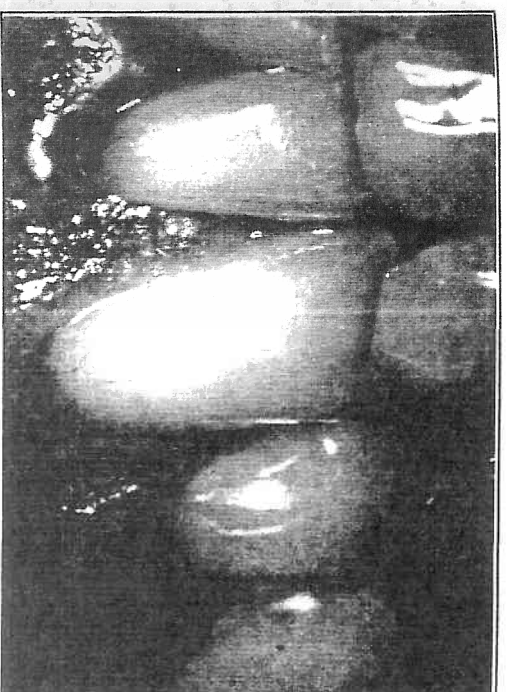


Abb. 8: Klinisches Bild: kariöse Zahnhäuse an den Zähnen 32, 33, 34

Bei der Festlegung, welche Materialien zur Versorgung der vorliegenden Defekte verwendet werden sollten, stand das Ziel im Vordergrund, bei jedem Patienten alle vier zu vergleichenden Füllungsmaterialien zum Einsatz zu bringen. Soweit möglich geschah dies quadrantenweise. Diese Vorgehensweise wurde gewählt, um dadurch patientenspezifische, exogene Faktoren wie Speicheldrüsenspezifität, Ernährungsweise, Gewohnheiten (Rauchen, Kaffee-/Teekonsum) auf alle vier Materialien gleichermaßen einwirken zu lassen.

Füllungsmaterial Defektklassifikation	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac®/ Tetric®	Gesamt
Kariöser Zahnhals	5	13	27	12	57
Erosion/ Keilförmiger Defekt	11	18	28	12	69
Insuffiziente Füllung	15	20	24	12	71
Gesamt	31	51	79	36	197

Tab.: 11 Anzahl angefertigter Restaurationen pro Füllungsmaterial und Verteilung auf die drei Kategorien der Defektklassifikation

Im Anschluß erfolgte eine Mundhygieneaufklärung sowie eine Unterweisung der Teilnehmer in der, für Patienten mit keilförmigen Defekten geeigneten Putztechnik, einer kraftreduzierten Rollmethode (Klimm und Graehn 1993). Eine abschließende gründliche Zahreinigung und Politur sollte eine evtl. vorhandene Blutungsneigung der Gingiva bis zur nächsten Sitzung reduzieren.

3.4 Behandlungssitzung

Die zur Durchführung der Behandlung erforderlichen Materialien und Instrumente sind der eigens dafür entworfenen Materialliste zu entnehmen (siehe Anhang).

3.4.1 Vorbereitung des Arbeitsfeldes

Vor Behandlungsbeginn erfolgte eine gründliche Reinigung des Arbeitsfeldes mit Zircate® Prophy Paste (Zirkonium-Silikat, fluoridfrei) und einem Gummikehl (Blend-a-mant, P 412). Approximallräume wurden mit Zahnschmelz gereinigt, anschließend mit Luft und Wasserspray gründlich gespült. Exogene Verfärbungen, sekundäres Schmelzoberhäuten und Plaque sollten entfernt werden, um eine saubere "Substratoberfläche" im Sinne der adhäsiven Restauration zu erreichen (Lutz et al. 1976, Nolden 1984). Die absolute Trockenlegung durch das Anbringen von Kofferdam ist bei Klasse-V-Kavitäten schwierig und u.U. nicht durchführbar. Da jedoch alle vier zu verarbeitenden Füllungsmaterialien unter möglichst gleichen Bedingungen appliziert werden sollten, wurde generell nur unter relativer Trockenlegung gearbeitet. Je nach Lage der Defekte wurden die Kavitätenränder durch das Legen von Retraktionsfäden zugänglich gemacht oder zusätzlich mit Hilfe des Elektrotoms Retraktionsfäden Nr. 2) in den Sulcus sollte die Befuchtung der gingivawärts gelegenen Kavitätenränder durch Blut oder Sulcusfluid verhindern. Zur Eindämmung des Speichelflusses im Unterkiefer hat sich das Anbringen von dry-tips® (Mölnlycke) bewährt.

3.4.2 Farbauswahl

Die Farbauswahl erfolgte vor Trockenlegung des Arbeitsfeldes und bei ausgeschalteter Operationslampe.

Photac Fil® Aplicap

Die Farbauswahl erfolgt mit einer dem Kapselsystem Photac Fil® Aplicap beiliegenden Farbskala. Es stehen folgende 8 Farben zur Verfügung:

A1/XL	extra-hell	A2/L	hell
A3/U	universal	A3,5/YB	gelb-braun
B2/L'Y	hellgelb	B3/Y	gelb
C4/DG	dunkelgrau	DBO	dunkelbraun opak

Fuji ILLC®

Die Farbauswahl erfolgt mit Hilfe der Vita***Farbskala.

Es stehen folgende 8 Farben zur Verfügung:

A2, A3, A4, B2, B3, B4, C2, D2

Dyract®

Die Farbauswahl erfolgt mit Hilfe einer dem System beiliegenden Farbskala.

Es stehen folgende 8 Farben zur Verfügung:

A2, A3, A4, B1, B3, C2, C3, C4

Tetric®

Die Farbauswahl erfolgt mit Hilfe der Tetric® Biochromatic Skala.

Es stehen folgende 8 Farben zur Verfügung:

U	universal	30/YB	gelbbraun
20/W	weiß	35/YG	gelbgrau
22/L'Y	hellgelb	D	Dentin
24/B	braun	T	transparent

Tetric® - Farben haben eine abgestufte Transparenz: 35% Dentin, 45% die Farben 20/W, 22/L'Y, 42/B, 30/YB, 35/YG und 55% transparent. Durch entsprechende Schichtung läßt sich eine ästhetisch befriedigende, zahnähnliche Farbwirkung erzielen.

3.4.3 Präparation

Bei Erosionen bzw. kariesfreien keilförmigen Defekten wurde vollständig auf eine Präparation verzichtet. Bei erneuerungsbedürftigen Zahnhalsfüllungen, sei es aus ästhetischen Gründen oder auf Grund von Sekundärkaries, wurde die alte Füllung mit einem Diamanten und rotem Winkelstück entfernt, anschließend wurde mit einem Rosenbohrer exkaviert und die Kavitätentränder wurden mit einem Feinkorndiamanten (blend-a-mant, D234-012f) geglättet. Kariöse Läsionen am Zahnhals wurden exkaviert, und die Ränder des dadurch entstandenen Defektes geglättet. Zahnhalsdefekte die anschließend mit einer Kompositfüllung versorgt werden sollten, wurden im Schmelzbereich mit einem zylindrischen Feinkorndiamanten mit flammenförmiger Spitze (blend-a-mant, D249-012f) angeschrägt. Es wurde grundsätzlich auf eine unterschrittige Präparation verzichtet.

3.4.4 Unterfüllung

Die Applikation einer Unterfüllung erfolgte bei ausgeprägten Defekten, sobald eine Distanz zur Pulpa von < 1,5 mm angenommen werden mußte, zum Schutz der Pulpa vor chemischen und thermischen Einflüssen (Buonocore 1975, Stanley et al. 1975). Hierfür wurde das calciumhydroxidhaltige Präparat Dycal® verwendet, ein fest abbindendes, selbsthärtendes Material zur direkten und indirekten Pulpenüberkappung und Dentinisolierung unter zahnärztlichen Füllungsmaterialien, Zementen und anderen Werkstoffen. Dycal® beeinflusst nicht die Polymerisation von Kunststoff- und Kompositfüllungen (Herstellerhinweis).

Zusammensetzung:

1g Basispaste enthält: 0,42g 1,3-Butylenglycoldisälylat

1g Katalysatorpaste enthält: 0,51g Calciumhydroxid

Bei 197 gelegten Füllungen war in 58 Fällen eine Dentinabdeckung mit Dycal® erforderlich.

3.4.5 Auswahl der Matritze

Zur zervikalen Abdichtung und als Rekonstruktionshilfe im Bezug auf die anatomische Form des Zahnes (siehe Abb.: 10) wurden Zahnhalsmatrizen (Hawe Transparent Nr.

850/Set) verwendet (Mount 1993); diese stehen in 5 verschiedenen Größen zur Verfügung. Ein weiterer Vorteil der Matrizentechnik ist der leichte Kompressionsdruck, der eine gleichmäßigere Adaptation des Füllungsmaterials an Kavitätienwand und -boden ermöglicht und eventuell vorhandene Luft einschüsse beseitigt (Nolden 1985). Waren die Matrizen nur unzureichend zu adaptieren (individuelle Ausprägung, Einziehungen am Zahnhals, etc.), wurden sie nicht verwendet. Es galt auch zu berücksichtigen, daß je nach Material eine Schichtdicke von max. 2 mm nicht überschritten wurde, da sonst die optimale Tiefenaushärtung der Füllungsmaterialien nicht gesichert war. In Fällen größerer Kavitätientiefe mußte eine schichtenweise Applikation und freie Modellation durchgeführt werden.

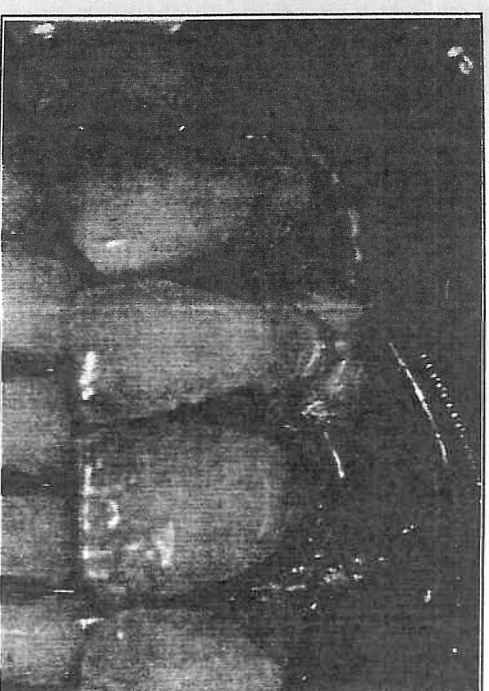


Abb. 9: Adaptieren der Zervikalmatrix an den Zahnhalsdefekt

3.4.6 Legen der Füllung, Materialverarbeitung

Aufgrund materialspezifischer und verarbeitungstechnischer Unterschiede der vier Füllungsmaterialien wird der Arbeitsablauf kurz in Form von Flow-Charts dargestellt.

Photac Fil® Aplicap

Denitinkonditionierung mit Ketac Conditioner®,
10 sec Einwirkzeit,
30 sec spülen, trocknen

Photac Fil® Aplicap® Kapsel aktivieren (2 sec)
15 sec Mischzeit (Hochfrequenzmischer)

Applikation, 3 min Verarbeitungszeit bei 23 °C Raumtemperatur
und normalem Tageslicht.

Belichtungszeit 20 sec bei einer Schichtdicke bis 2 mm
mit handelsüblicher Polymerisationslampe

Fuji II LC®

Denitinkonditionierung mit GC Dentin Conditioner®,
20 sec Einwirkzeit,
30 sec spülen, trocknen

Fuji II LC® Kapsel aktivieren (2 sec)
10 sec Mischzeit (Hochfrequenzmischer)

Applikation, 3 min Verarbeitungszeit bei 23 °C Raumtemperatur
und normalem Tageslicht

Belichtungszeit 20 sec bei einer Schichtdicke bis 2 mm
mit handelsüblicher Polymerisationslampe

Dyract®

Primer Applikation Phase I
auf alle Kavitätflächen auftragen, 30 sec Einwirkzeit
mit Druckluft ausdünnen,
10 sec Lichthärtung

Primer Applikation Phase II
erneutes Auftragen, sofort mit Druckluft ausdünnen,
10 sec Lichthärtung

Einbringen von Dyract® in Kavität

Lichthärtung 40 sec bei Schichtdicke bis 3 mm
mit handelsüblicher Polymerisationslampe

Syntac®/Tetric®

Schmelzätzung 30 - 60 sec,
gründlich spülen und trocknen

Syntac® Primer auftragen, 15 sec einwirken lassen,
trocknen, nicht spülen!

Syntac® Adhesive auftragen,
trocknen, nicht spülen!

Heliobond® applizieren, mit Druckluft ausdünnen,
20 sec polymerisieren

Einbringen von Tetric® in Kavität

Lichthärtung 40 sec bei Schichtdicke bis 2 mm
mit handelsüblicher Polymerisationslampe

Beim Applizieren der vier Füllungsmaterialien in die Kavität wurde die OP-Leuchte ausgeschaltet, um ein vorzeitiges Aushärten zu verhindern (Nolden 1985). Die Polymerisation wurde mit dem Halogenlichtgerät Heliolux GT durchgeführt. Um den Verlust an Lichtintensität möglichst gering zu halten, wurde ein Abstand des Lichtleiters zur Zahnoberfläche von max. 1-2 mm eingehalten. Die Folgen unvollständiger Polymerisation reichen von möglicher Pulpaschädigung über vorzeitige Korrosion der Füllungsmaterialien bis hin zu frühzeitigem Füllungsverlust (Nolden 1985).

3.4.7 Ausarbeitung und Politur

Aufgrund verbesserter Materialeigenschaften lichthärtender Glasionomerzemente und Kompomere konnte mit dem Ausarbeiten der Füllungen sofort nach dem Legen begonnen werden. Grobe Überschüsse wurden mit flammenförmigen Feinkorndiamanten (blend-a-mant D249-012) bzw. Kompositfinierern (blend-a-mant D202-010sf) entfernt (Firla 1992). Feinausarbeitung erfolgte mit Soflex Pop-on® Scheiben Grob- (dunkelblau), Mittel- (blau), Feinkorn (hellblau) und Enhance® Finierern (Scheibe, Kelch oder Spitze). Damit wurden letzte Überschüsse entfernt und die Oberflächen geglättet. Die abschließende Politur, bei Dyract® und Tetric®, wurde mit Prisma Gloss® Polierpaste und einem Schwämmchen durchgeführt. Bei der Ausarbeitung von Photac Fil® Aplicap und Fuji II LC® wurde besonders darauf geachtet, die frisch gelegten Füllungen vor Austrocknung durch zu langes Trockenblasen zu schützen, um Sprünge und Risse im Material zu vermeiden (Mount 1993).

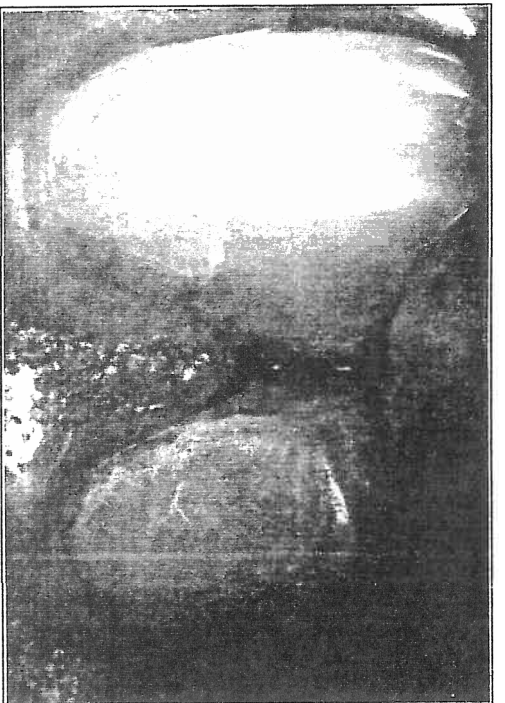


Abb. 10: Füllungen mit Photac Fil® die durch zu starkes Trockenblasen Craqueléesprünge in der Oberfläche aufweisen.

3.4.8 Photodokumentation und Abdrucknahme

Zu Beginn der Behandlungssitzungen wurde zunächst die Ausgangssituation photographisch festgehalten. Je nach Lokalisation wurde direkte oder, mit Hilfe eines Spiegels, indirekte Einstellung gewählt. Alle Bilder wurden mit 1,5-facher Vergrößerung angefertigt (Film: Agfachrome RS 50 Plus). Die Dias wurden gerahmt, beschriftet und dem speziellen Befundbogen beigeheftet, um Aussagen über Lage und Begrenzung (Schmelz-Dentin-Wurzelzement) der Zahnhalsdefekte zu dokumentieren. In gleicher Weise wurden auch alle Füllungen nach dem Ausarbeiten photographisch dokumentiert. Speziell zum Zwecke der Abformung wurden Abdruckklöfel aus dem Kunststoff Palatray® LC angefertigt! Sie ermöglichten ein Abziehen der Abformung in horizontaler Richtung, um so einer Verformung der Dokumentationsabdrücke entgegenzuwirken.

Bei subgingivaler Lage der Füllungsrande wurde ein Retraktionsfaden Nr. 1 gelegt, um eine bessere Randabformung zu erzielen. Die quantitative Erfassung zervikaler Randspalten dürfte dennoch wegen der schwierigen Abformbarkeit der meist subgingival gelegenen Füllungsrande erhebliche Probleme aufwerfen (Schmid und

Lutz 1986). Die Abformungen wurden mit dem Silikonabformmaterial Unosil® durchgeführt, mit Epoxidharz Epoxy-Die® ausgegossen, beschriftet und archiviert.

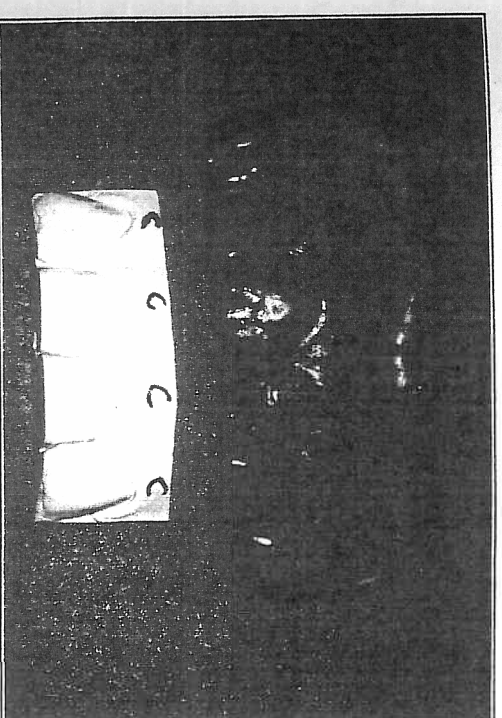


Abb. 11: Beispiel eines Dokumentationsabdruckes mit Unosil® und entsprechendes Epoxidharzmodell aus Epoxy-Die®

3.4.9 Dokumentationsbogen (siehe Anhang)

Die Präparationsform, das Legen einer Unterfüllung sowie das Füllungsmaterial und dessen Farbe wurden abschließend in einem speziell für diese Studie entworfenen Dokumentationsbogen mit Hilfe von Zahlen- und Buchstabencodes eingetragen.

3.5. Nachuntersuchung

3.5.1 Gegenstand der Nachuntersuchung

Gegenstand der Nachuntersuchung sind Zahnhalsfüllungen, die ab August 1993 in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München nach den, in "Material und Methode" beschriebenen, Richtlinien zur klinischen Studie erstellt wurden.

3.5.2 Nachuntersuchungsintervalle

Das Fixdatum an dem sich die Nachuntersuchungstermine orientierten, war die Kontrollisierung nach Legen der Zahnaufstellungen mit abschließender Photodokumentation und Abdrucknahme. Zur leichteren Organisation und Durchführung des Zeitplanes wurde eine Übersichtliste zur Nachuntersuchung erstellt, der alle erforderlichen Daten (Datum der letzten Behandlung, Datum der Nachuntersuchungen) entnommen werden konnten (siehe Anhang). Im Rahmen der Dissertation waren zwei Nachuntersuchungen nach einer Liegedauer von 6 und 12 Monaten geplant.

3.5.3 Nachuntersucher

Die Nachuntersuchungen wurden von der Behandlerin selbst durchgeführt. Ein Vorgehen nach CEN-Kriterien mit Training und Kalibrierung verschiedener Nachuntersucher (Pelka et al. 1994) war im Rahmen dieser Dissertation nicht vorgesehen. Auch versprochen wir uns von der Betreuung der Patienten durch eine Bezugsperson eine Steigerung der Bereitschaft an den Nachuntersuchungsterminen möglichst lange teilzunehmen.

3.5.4 Durchführung der Nachuntersuchung

Nach einer allgemeinen Befunderhebung erfolgte die klinische Inspektion und Beurteilung der zu untersuchenden Restaurationen. Die oben genannten Kriterien wurden der Reihe nach untersucht und das Ergebnis auf dem Nachuntersuchungsbogen notiert. Die Photodokumentation und Abdrucknahme erfolgte im Anschluß. Danach wurden eventuell erforderliche Nachkorrekturen (Entfernen überstehender Füllungsänder) durchgeführt. Die Nachuntersuchung wurde mit einer Zahnreinigung abgeschlossen.

3.5.5 Prinzip der Nachuntersuchung

Das Prinzip der Nachuntersuchung beruht auf der von Ryge und Snyder 1973 veröffentlichten Systematik für die Beurteilung der klinischen Qualität von zahnärztlichen Restaurationen. Der Untersucher wendet die gleiche klinische

Vorgehensweise an, wie bei der kritischen Befundaufnahme und Behandlungsplanung eines neuen Patienten. Die vorhandenen Restaurationen werden auf verschiedene, klinisch faßbare Parameter geprüft und bewertet. Das Bewertungsschema des United States Public Health Service (USPHS) für klinische epidemiologische Untersuchungen diente in modifizierter Form als Basis für den Entwurf eines Nachuntersuchungsbogens mit folgenden tabellarisch aufgeführten Kriterien zur klinischen Bewertung der Klasse-V-Restaurationen.

1. Farbstabilität	keine Veränderung zum Ausgangszustand	sichtbare Verfärbung der gesamten Füllung	-----	-----
2. Oberflächl./ Textur	unauffällig	sondierbare Rauhtiefe	-----	-----
3. Randverfärbung Schmelz	keine	Füllungsüberschub, verfräht, polierbar	starke Randverfärbung durch Politur nicht entferbar (lokalisiert)	starke Randverfärbung durch Politur nicht entferbar (generalisiert)
4. Randverfärbung Wurzelzement	keine	Füllungsüberschub, verfräht, polierbar	starke Randverfärbung durch Politur nicht entferbar (lokalisiert)	starke Randverfärbung durch Politur nicht entferbar (generalisiert)
5. Füllungsrand Schmelz	o.B.	positive Stufe (zuviel Füllungsmaterial), bestbar, korrigierbar	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial) nicht korrigierbar (lokalisiert)	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial) nicht korrigierbar (generalisiert)
6. Füllungsrand Wurzelzement	o.B.	positive Stufe (zuviel Füllungsmaterial), bestbar, korrigierbar	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (lokalisiert)	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (generalisiert)
7. Anatomische Form	unverändert	Sinne von Absplitterung, Abrasion, Ribildung oberflächlich, überabel	Sinne von Absplitterung, Abrasion, Ribildung, nicht tolerabel	ganz oder teilweise Verlust der Füllung

Tab. 12: Nachuntersuchungskriterien zur klinischen Studie

Die Farbstabilität wurde beurteilt, ohne das Operationsfeld trocken zu legen. Die klinische Bewertung erfolgte weiterhin auch unter Wegdrehen der Operationsleuchte. Die Restauration wurde fotografiert unter Berücksichtigung der Bilder, die zur Dokumentation der Ausgangssituation und der frisch gelegten Füllung erstellt wurden. Anhand des klinischen Bildes und der Photos wurde auf dem Nachuntersuchungsbogen festgehalten, ob eine klinisch sichtbare Verfärbung des Füllungsmaterials stattgefunden hat.

Nach Trockenlegung des zu untersuchenden Areals wurde die Oberfläche der Füllung

mit Hilfe einer Explorersonde abgetastet. Unterschieden wurde zwischen sichtbarer sonderbarer Rauchtiefe, die korrigierbar (polierbar) war, und Rauchtiefe, die ohne Schaden für den Zahn bzw. die Füllung nicht durch eine Nachpolitur entfernt werden konnte.

Bei der Nachuntersuchung der Füllungen im Hinblick auf Verfärbungen im Randbereich wurden im Schmelz bzw. Wurzelzement gelegene Ränder getrennt betrachtet, um auftretende Unterschiede der Randdichtigkeit leichter auswerten zu können. Unveränderte (1) sowie klinisch sichtbare Verfärbungen der im Schmelz bzw. Wurzelzementbereich liegenden Füllungsänderungen wurden notiert. Berücksichtigt wurde dabei, ob der Verfärbung (2) überschüssiges Füllungsmaterial zugrunde liegt, welches durch Nachpolitur ohne Schaden für den Zahn entfernt werden kann, oder ob (3) eine durch Politur nicht mehr korrigierbare Randverfärbung vorliegt. Weiterhin wurde differenziert zwischen einer lokalisiert (punktuell) und (4) generalisiert (>1/3 des Füllungsrandumfanges) auftretenden Randverfärbung.

Bei der Beurteilung der Füllungsänderungen wurde ebenfalls Schmelz- und Wurzelzementbereich getrennt untersucht, um Hinweise auf möglicherweise unterschiedliches Randschlußverhalten besser auswerten zu können. Mit einer Explorersonde wurden die Füllungsänderungen abgetastet, und notiert, ob (1) ein optimaler Füllungsrand vorliegt, d.h. keinerlei Übergang zwischen Zahn und Füllung sonderbar ist, ob (2) eine positive, durch Politur entfernbare Stufe, im Sinne eines Überschusses an Füllungsmaterial vorliegt, oder ob (3) eine negative Stufe, hervorgerufen durch zu wenig Füllungsmaterial tastbar ist. Weiterhin wurde dabei differenziert zwischen einer lokalisiert (punktuell) und (4) generalisiert (>1/3 des Füllungsrandumfanges) auftretenden negativen Stufe. In Gingivanähe war der besseren Zugänglichkeit halber oft das Einbringen eines Fadens in den Sulkus erforderlich.

Die anatomische Form der Füllungen wurde ebenfalls bei trockengelegtem Operationfeld untersucht. Notiert wurde (1) der optimale, unveränderte Füllungszustand, (2) ein Substanzverlust im Sinne einer Abspaltung, Abrasion oder Rißbildung, der oberflächlich, tolerabel oder (3) tiefergehend und somit nicht mehr

akzeptabel war. Ebenso wird (4) der ganze oder teilweise Verlust der Füllung festgestellt und zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung festgehalten. Zusätzlich wurde dann auch ein Verlustbogen ausgefüllt, ein Dokumentationsabdruck erstellt sowie ein Photo angefertigt.

Die Ergebnisse der in der Untersuchungssystematik berücksichtigten sieben Einzelkriterien (Tab.12) wurden anschließend folgenden vier Bewertungskategorien zugeordnet, aus denen sich eine abschließende Qualitätsbezeichnung der Restaurationen ergab. Jedes Einzelkriterium wurde zunächst einer Kategorie zugeordnet. Das Kriterium mit der schlechtesten Bewertung bestimmte dann die Kategorie der Gesamtrestauration.

Qualitätsbezeichnung	Kategorie	Erklärung
zufriedenstellend	alpha	Die Qualität der Restauration ist exzellent, der Zahn und/oder die umliegenden Gewebe werden adäquat geschützt.
	bravo	Die Qualität der Restauration ist akzeptabel, ein oder mehrere Kriterien weichen vom Ideal ab. Eine Rekonturierung ist möglich bzw. nicht nötig. Ein Schaden für den Zahn und/oder die umliegenden Gewebe ist unwahrscheinlich. Kontrolle in der nächsten Sitzung.
	charlie	Die Qualität der Restauration ist zufriedenstellend. Es bestehen geringe Mängel, die nicht ohne Schaden für den Zahn entfernt werden können, jedoch noch keine negativen Auswirkungen erwarten lassen.
nicht akzeptabel	delta	Die Qualität der Restauration ist nicht akzeptabel, es bestehen starke Mängel, die einen Schaden für den Zahn und/oder die umliegenden Gewebe erwarten lassen bzw. den Zahn und/oder umliegendes Gewebe bereits unmittelbar schädigen. Die Restauration sollte erneuert werden bzw. die Restauration ist bereits verloren gegangen.

Tab. 13: Zusammenstellung der klinischen Qualitätsstufen für zervikale Restaurationen

3.5.6 Füllungsverlust

Der Verlust von Zahnhalsfüllungen wurde auf einem Verlustbogen (siehe Anhang) dokumentiert. Es wurden Datum, Zahn, Kavitätentyp und Füllungsmaterial festgehalten. Neben einer Photodokumentation, erfolgte eine Defektabformung mit dem Silikonabformmaterial Unosil®, die mit Epoxidharz ausgegossen wurde. Die Zahnhalsdefekte wurden anschließend erneut versorgt, jedoch nicht nochmal als Patientenfall in die Studie mit aufgenommen.

4 Ergebnisse

Von den bei 37 Patienten gelegten 197 Klasse-V-Füllungen konnten, wegen fehlender Compliance von 6 Patienten, bei insgesamt 31 Patienten 177 Restaurationen nach einer Liegezeit von durchschnittlich 8 Monaten nachuntersucht werden (Nachuntersuchung 1). Beim zweiten Nachuntersuchungsintervall, durchschnittliche Liegezeit 15 Monate, konnten bei 29 Patienten noch 157 Restaurationen beurteilt werden (Nachuntersuchung 2). Zum einen waren zwei Patienten nicht zur weiteren Mitarbeit bereit, zum anderen wurden die zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung herausgefallenen 10 Restaurationen nicht mehr in der Studie berücksichtigt. Ein im Rahmen der Studie versorgter Zahn mußte wegen einer umfangreichen prothetischen Versorgung überkront werden.

Die nachfolgende Tabelle gibt eine Gesamtübersicht über die verwendeten Füllungsmaterialien, die Anzahl angestellter Restaurationen pro Material, die Anzahl nachuntersuchter Füllungen sowie die Anzahl der Füllungen, die nicht nachuntersucht werden konnten.

Füllungsmaterial	Photac Fil®	Fuji II LC®	Synpac®/Teitice®	Dyract®	Gesamt
Gesamtzahl der Füllungen	31	51	36	79	197
Mangelnde Compliance	3	6	1	10	20
Anzahl Nachuntersuchung 1	28	45	35	69	177
Mangelnde Compliance	1 (Krone)	3	3	3	10
Füllungsverlust	3	3	0	4	10
Anzahl Nachuntersuchung 2	24	39	32	62	157

Tab.14: Übersichtstabelle

Die insgesamt gute Compliance der Patienten ist sicherlich mit auf die ästhetisch sehr beeindruckenden Ergebnisse zurückzuführen, die sich mit allen verwendeten Materialien erreichen ließen. Insgesamt konnten dadurch im ersten Intervall 90%, im zweiten Intervall 80% aller gelegten Zahnhalsfüllungen nachuntersucht werden.

Wie die nachfolgenden klinischen Bilder (Abb.: 12 - 19) zeigen, waren zunächst mit allen vier verwendeten Füllungsmaterialien sehr gute Ergebnisse zu erzielen.

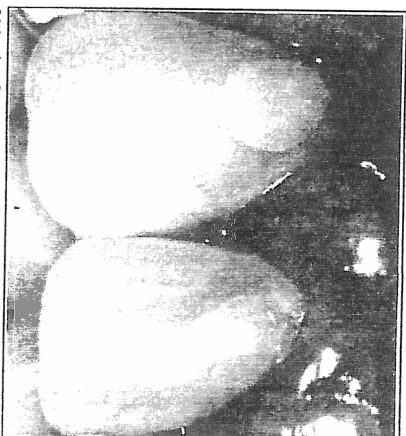


Abb. 12: Patient 015, Zahn 13
Kompositfüllung zervikal, Farbe zu hell.
Füllungsrandkaries im Wurzelzementbereich.

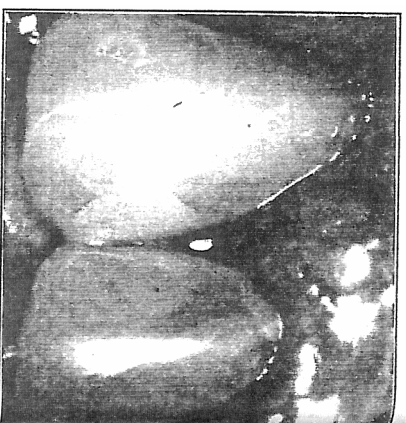


Abb. 13: Patient 015, Zahn 13
Füllungstherapie mit Photac Fil®.

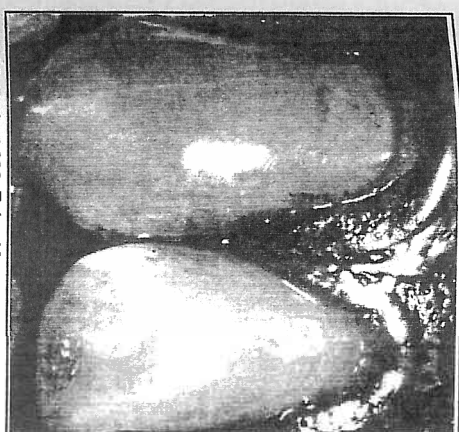


Abb. 16: Patient 029, Zahn 13
Kompositfüllung zervikal, Farb Anpassung schlecht,
Füllungsrandverfärbung, Sekundärkaries im
Wurzelzementbereich.

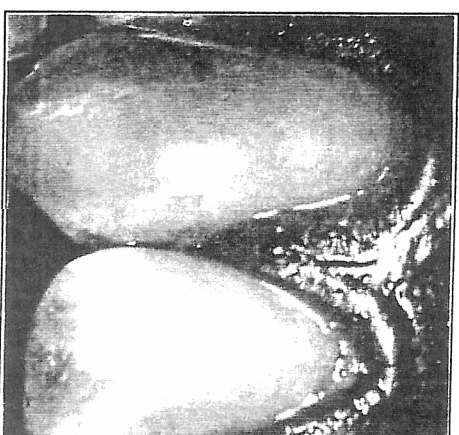


Abb. 17: Patient 029, Zahn 13
Füllungstherapie mit Dyract®.

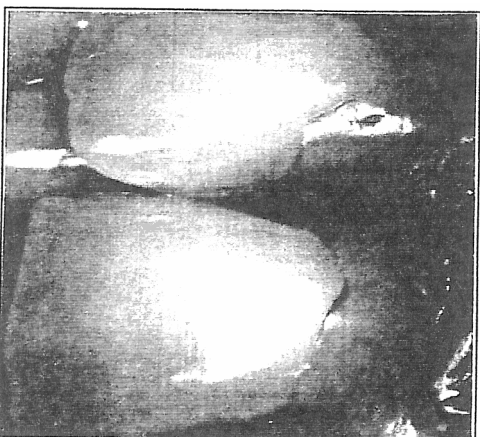


Abb. 14: Patient 005, Zahn 11
Kompositfüllung zervikal, Ränder überstehend,
verfärbt.



Abb. 15: Patient 005, Zahn 11
Füllungstherapie mit Fuji II LC®.

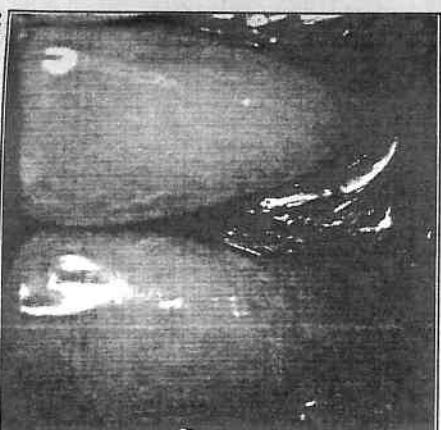


Abb. 18: Patient 030, Zahn 22, 23
Eissdon an Zahn 22 und keilförmiger Defekt an Zahn
23.

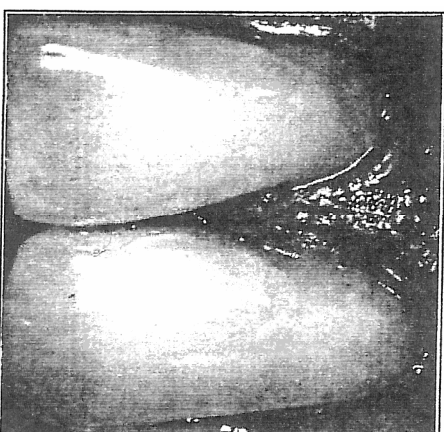
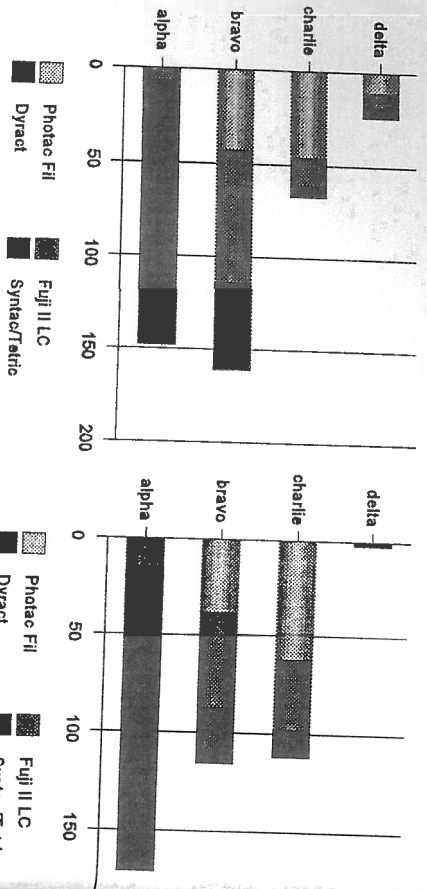


Abb. 19: Patient 030, Zahn 22, 23
Füllungstherapie mit Tetric®/ Syntac®.

Die Auswertung der Einzelkriterien des Nachuntersuchungsbogens und ihre Zuweisung zu den vier Bewertungskategorien "alpha", "bravo", "charlie" und "delta" (Tab. 13) ergab folgende Ergebnisse (Abb. 20 und 21):



In den beiden Diagrammen sind, der besseren Übersicht wegen, die Werte in Prozentzahlen dargestellt. Den Tabellen 15 und 16 ist die zahlenmäßige Verteilung der Restaurationen pro Füllungsmaterial auf die vier Kriterien zu entnehmen.

Kategorie	alpha	bravo	charlie	delta
Photac Fil	0 (0%)	12 (43%)	13 (46%)	3 (11%)
Fuji II LC	3 (7%)	32 (71%)	7 (15%)	3 (7%)
Dyract	40 (58%)	21 (30%)	4 (6%)	4 (6%)
Syntac/Tetric	29 (83%)	6 (17%)	0 (0%)	0 (0%)

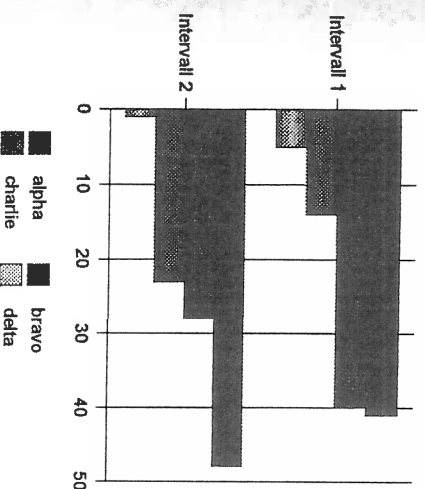
Tab. 15: Nachuntersuchung 1

Kategorie	alpha	bravo	charlie	delta
Photac Fil	0 (0%)	9 (38%)	15 (62%)	0 (0%)
Fuji II LC	6 (15%)	19 (49%)	14 (36%)	0 (0%)
Dyract	42 (68%)	14 (23%)	5 (8%)	1 (2%)
Syntac/Tetric	28 (88%)	2 (6%)	2 (6%)	0 (0%)

Tab. 16: Nachuntersuchung 2

Bereits nach einer Liegedauer von 8 Monaten läßt sich aufgrund der resultierenden Qualitätsbezeichnung der Restaurationen eine Rangfolge für die verwendeten Materialien festlegen, die auch bei der zweiten Nachuntersuchung nach 15 Monaten bestehen bleibt: Syntac/Tetric > Dyract > Fuji II LC > Photac Fil. Die "delta-Säule" bei Nachuntersuchung 1 ergibt sich aus der Anzahl von Füllungsverlusten, die bei den Materialien Photac Fil, Fuji II LC und Dyract aufgetreten sind. Nach weiteren sieben Monaten Liegezeit ging nur eine Dyract-Restauration verloren.

Die Gesamtübersicht zeigt eine materialunabhängige Bewertung aller im Rahmen der Studie angefertigten zervikalen Restaurationen. Nach einer Liegedauer von 8 Monaten (Intervall 1) wurden 41% der Füllungen der Kategorie "alpha" zugerechnet. Bei der Auswertung der zweiten Nachuntersuchung konnten 48% aller Klasse-V-Restaurationen der Kategorie "alpha" zugewiesen werden. Dies erklärt sich dadurch, daß korrigierbare Mängel der Restaurationen bei der ersten Nachuntersuchung behoben wurden. Ein Teil der mit "bravo"



bewerteten Füllungen konnte dadurch aufgewertet werden. Während des zweiten Intervalls stieg aber auch die Anzahl der Restaurationen in der Kategorie "charlie". Hauptsächlich sind dafür die lichterfärbenden GIASIONOMERZEMENTE verantwortlich, da deren Füllungsqualität nach einer Gesamt liegezeit von 15 Monaten stark nachgelassen hat. Dennoch war es zu diesem Zeitpunkt noch nicht erforderlich eine Restauration aufgrund starker Mängel aus Gründen der Prävention zu erneuern. Die Auswertung der Nachuntersuchungskriterien im einzelnen ist für beide Nachuntersuchungsintervalle in nachfolgenden Diagrammen dargestellt. Auch hier wurde, der besseren Übersicht wegen, die Darstellung in Prozentzahlen gewählt.

4.1 Farbstabilität und Oberfläche/Textur

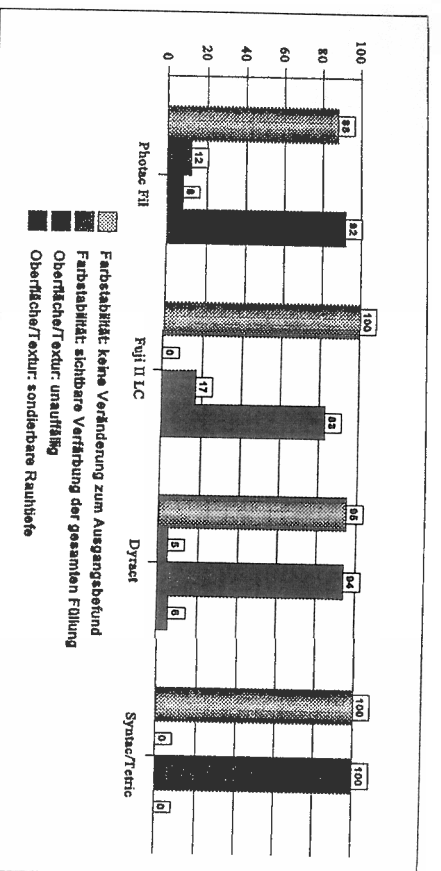


Abb. 23: Ergebnis der ersten Nachuntersuchung für die Kriterien Farbstabilität und Oberfläche/Textur (Angaben in Prozent).

Bei der ersten Nachuntersuchung zeigten Fuji II LC® und die Kombination Tetric®/Syntac® bezüglich der Farbstabilität die besten Ergebnisse. Bei Dyract® ergab sich in 5 % (3 von 65), bei Photac Fil® in 12% (3 von 25) der Fälle eine Verfärbung der gesamten Füllung. Die Füllungs Oberfläche/Textur war bei Tetric® zu 100% (35 von 35) bei Dyract® zu 94% (61 von 65) unauffällig. Fuji II LC® und Photac Fil® dagegen zeigten zu 83% (35 von 42) bzw. 92% (23 von 25) sonderbare Rauhtiefen.

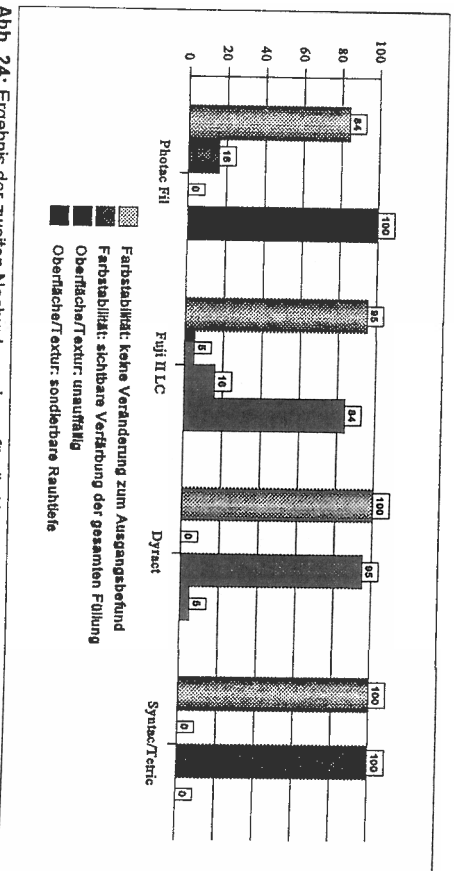


Abb. 24: Ergebnis der zweiten Nachuntersuchung für die Kriterien Farbstabilität und Oberfläche/Textur (Angaben in Prozent).

Die zweite Nachuntersuchung zeigte, bezüglich der Farbstabilität ergab sich keine Veränderung zum Ausgangszustand bei den Materialien Dyract® und Tetric®/Syntac®, Photac Fil® und Fuji II LC® zeigten zu 16% (4 von 24) und 5% (2 von 39) eine sichtbare Verfärbung der gesamten Füllung. Die Restaurationen mit Photac Fil® zeigten nun zu 100% (24 von 24), mit Fuji II LC® zu 84% (33 von 39) sonderbare Rauhtiefen.

4.2 Randverfärbung Schmelz/Wurzelzement

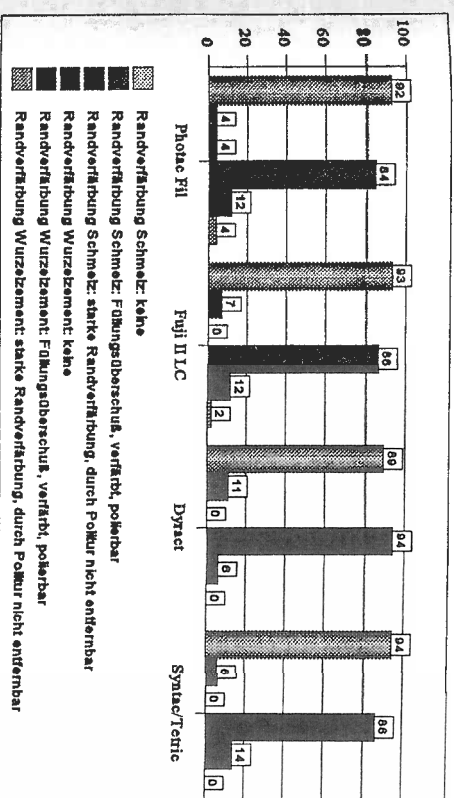


Abb. 25: Ergebnis der ersten Nachuntersuchung für das Kriterium Randverfärbung Schmelz/Wurzelzement (Angaben in Prozent).

Photac Fil® wies als einziges Material im Schmelzbereich so starke Randverfärbungen auf, daß diese durch Politur nicht zu entfernen waren, ohne dabei die Zahnschmelzsubstanz zu beschädigen. Eine durch Politur zu entfernende Verfärbung der Füllungsrande im Schmelz war mit 11% (7 von 67) am häufigsten bei Dyract® festzustellen. Polierbare Randverfärbungen im Wurzelzement traten bei Photac Fil®, Fuji II LC® und Tetric®/Syntac® zu etwa gleichen Anteilen auf. Dyract wies mit 6 % (4 von 67) den geringsten Anteil an Randverfärbungen im Wurzelzementbereich auf.

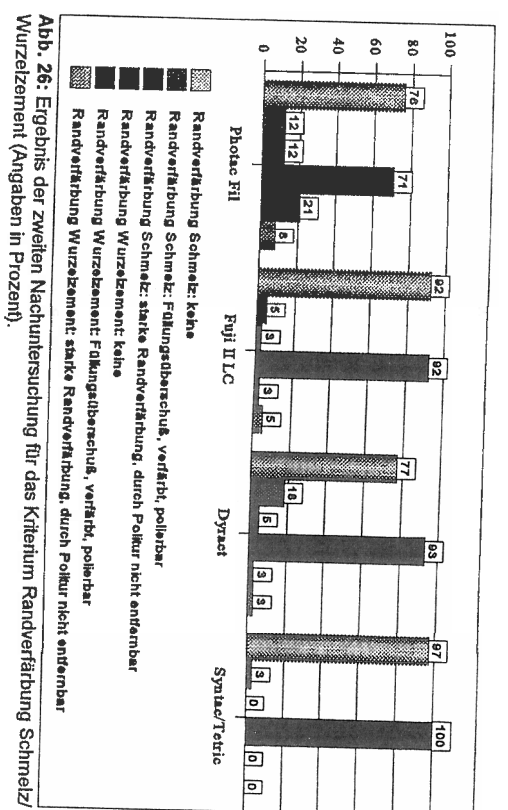


Abb. 26: Ergebnis der zweiten Nachuntersuchung für das Kriterium Randverfärbung Schmelz/Wurzelzement (Angaben in Prozent).

Nach dem zweiten Nachuntersuchungsintervall zeigte sich eine starke Zunahme der Randverfärbungen im Schmelz und Wurzelzement bei Photac Fil®. Fuji II LC® mit 92% (36 von 39) nicht verfärbten Rändern schneidet gut ab. Dyract® zeigte wiederum im Schmelz einen mit 18% (11 von 61) hohen Anteil wegpollerbare Verfärbungen der Füllungsänder. Tetric®/Syntac® mit 97% (31 von 32) nicht verfärbter Füllungsänder im Schmelz und 100% (32 von 32) im Wurzelzement bot das beste Ergebnis.

4.3 Füllungsrand Schmelz/Wurzelzement

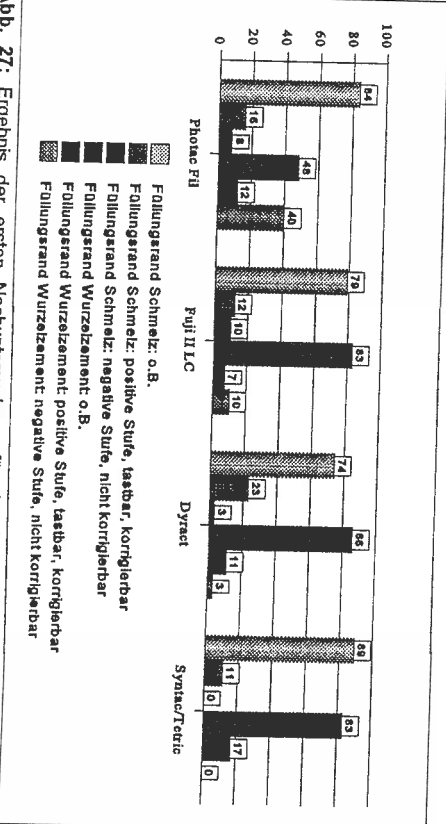


Abb. 27: Ergebnis der ersten Nachuntersuchung für das Kriterium Füllungsrand Schmelz/Wurzelzement (Angaben in Prozent).

Das Abtasten der Füllungsänder im Schmelzbereich zeigte bei Dyract® mit 23% (15 von 65) einen relativ hohen Anteil tastbarer positiver Stufen. Der höchste Anteil negativer, nicht korrigierbarer Stufen im Schmelz ergab sich bei Fuji II LC® mit 10% (4 von 42). Die Füllungsänder im Wurzelzementbereich waren bei Photac Fil® mit 12% (3 von 25) positiven tastbaren Stufen und 40% (10 von 25) negativen Stufen insgesamt am schlechtesten.

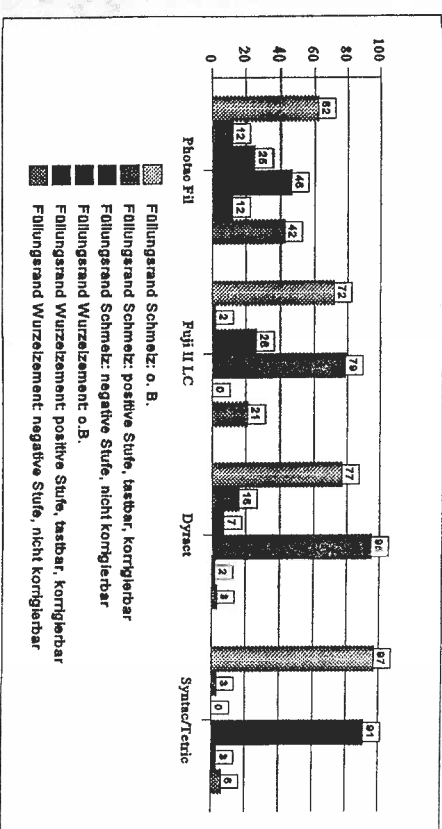


Abb. 28: Ergebnis der zweiten Nachuntersuchung für das Kriterium Füllungsrand Schmelz/Wurzelzement (Angaben in Prozent).

Photac Fil® zeigte nur noch 62% (15 von 24) intakte Füllungsänder im Schmelz und 46% (11 von 24) im Wurzelzement. Fuji II LC® zeigte zu 26% (10 von 39) im Schmelz und zu 21% (8 von 39) im Wurzelzement negative Stufen, die auf Materialunterschied zurückzuführen waren. Der Füllungsrand im Wurzelzement war bei den Dyract® - Restaurationen zu 95% (58 von 61) in Ordnung. Tetric®/Syntac® zeigte ein sehr gutes Ergebnis.

4.4 Anatomische Form/Füllungsverlust

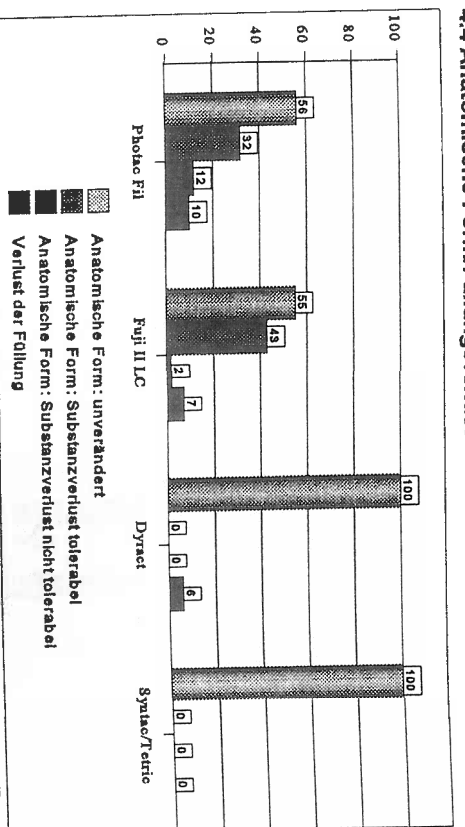


Abb. 29: Ergebnis der ersten Nachuntersuchung für die Kriterien Anatomische Form/Füllungsverlust (Angaben in Prozent).

Hinsichtlich der anatomischen Form zeigte Tetric®/Syntac® die besten Ergebnisse, Photac Fil® und Fuji II LC® mit einem hohen Anteil klinisch tolerabler Substanzverluste präsentierten sich unter dem Blickwinkel dieses Kriteriums am schlechtesten. Füllungsverluste ergaben sich bei den Materialien Photac Fil® zu 10%, Fuji II LC® zu 7% sowie bei Dyract zu 6%. Bei Tetric®/Syntac® waren alle Füllungen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung in situ.

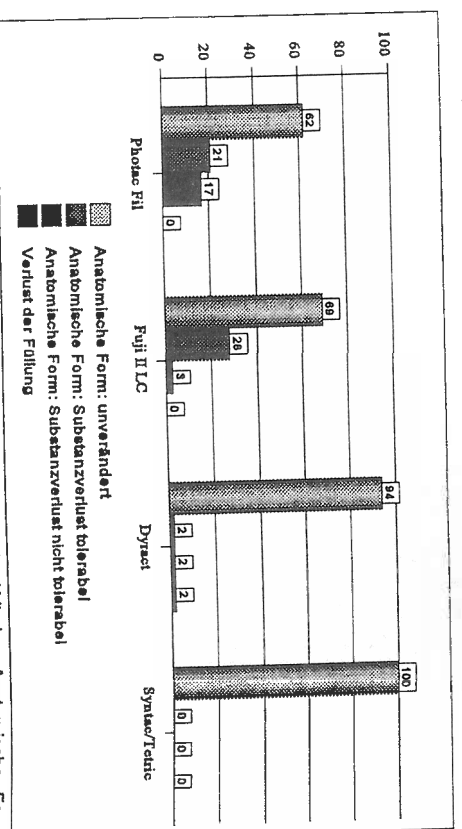


Abb. 30: Ergebnis der zweiten Nachuntersuchung für die Kriterien Anatomische Form/Füllungsverlust (Angaben in Prozent).

Photac Fil® und Fuji II LC® zeigten mit 21% (5 von 24) und 28% (11 von 39) Substanzverluste, die jedoch noch im tolerablen Bereich lagen. Nur eine Dyract®-Füllung von 62 (2%) ging verloren. Tetric®/Syntac® zeigte hier das beste Ergebnis.

4.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte durch Pearson's Chi-Quadrat-Test mit SPSS 6.1 für Windows (Signifikanzniveau $p = 0,05$). In den folgenden Übersichtstabellen zur Statistik (Tab. 17 - 23) sind bezüglich der sieben Nachuntersuchungskriterien aufgetretene signifikante Unterschiede zwischen den vier verwendeten Füllungsmaterialien vermerkt. Dabei sind die mit einem Kreis (●) markierten Felder als statistisch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) des ersten Nachuntersuchungsintervalls zu verstehen. Die mit einem Dreieck (▼) markierten Felder deuten auf statistisch signifikante Unterschiede ($p \leq 0,05$) im zweiten Nachuntersuchungsintervall hin. Enthält ein Feld beide Symbole, so bedeutet dies, daß bezüglich des betreffenden Kriteriums signifikante Unterschiede zwischen den entsprechenden Materialien bei beiden Nachuntersuchungen aufgetreten sind.

Tab. 17: Farbstabilität

Tab. 18: Oberfläche/Textur

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac®/Tetric®		Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac®/Tetric®
Photac Fil®									
Fuji II LC®									
Dyract®		▼				●	▼	●	▼
Syntac®/Tetric®	●					●	▼	●	▼

● = Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$), aufgetreten im ersten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 8 Monate)
▼ = Signifikanter Unterschied ($p < 0,05$), aufgetreten im zweiten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 15 Monate)

Statistisch signifikante Unterschiede bezüglich der Farbstabilität ergaben sich nur zwischen den Materialien Photac Fil® im Vergleich zu Dyract® und Syntac® /Tetric®. Es traten bei Photac Fil® häufiger Verfärbungen der gesamten Füllungs Oberfläche auf. Unterschiede in Oberfläche/Textur waren statistisch signifikant sowohl zwischen beiden lichthärtenden Glasionomerzementen und dem Komposit, als auch zwischen beiden lichthärtenden Glasionomerzementen und dem Komposit. Photac Fil® und Fuji II LC® zeigten eine sonderbar rauhere Oberfläche.

Tab. 19: Randverfärbung Schmelz

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® /Tetric®
Photac Fil®				
Fuji II LC®				
Dyract®				
Syntac® /Tetric®	▼			

Tab. 20: Randverfärbung Zement

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® /Tetric®
Photac Fil®				
Fuji II LC®				
Dyract®	▼			
Syntac® /Tetric®	▼			

● = Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im ersten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 8 Monate)
▼ = Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im zweiten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 15 Monate)

Statistisch signifikante Unterschiede der Füllungsmaterialien bezüglich der Randverfärbung in Schmelz und Wurzelzement traten erst bei der zweiten Nachuntersuchung nach einer Liegedauer von 15 Monaten auf. Den Schmelz betreffend zeigte Photac Fil® signifikant häufiger Verfärbungen als Syntac®/Tetric®. Den Wurzelzement betreffend traten bei Photac Fil® signifikant häufiger Randverfärbungen auf als bei Syntac®/Tetric® und Dyract®.

Tab. 21: Füllungsrand Schmelz

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® /Tetric®
Photac Fil®				
Fuji II LC®			▼	
Dyract®				
Syntac® /Tetric®	▼	▼		

Tab. 22: Füllungsrand Zement

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® /Tetric®
Photac Fil®				
Fuji II LC®	● ▼			
Dyract®	● ▼			
Syntac® /Tetric®	● ▼	● ▼		

● = Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im ersten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 8 Monate)
▼ = Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im zweiten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 15 Monate)

Für das Kriterium Füllungsrand Schmelz ergaben sich auch erst bei der zweiten Nachuntersuchung signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Füllungsmaterialien. Dyract® zeigte im Schmelzbereich signifikant häufiger Überschüsse als Fuji II LC®. Beide lichthärtenden Glasionomerzemente wiesen im Schmelz signifikant häufiger Randimperfektionen auf als Syntac® /Tetric®. Bezüglich des Kriteriums Füllungsrand Zement zeigten sich signifikante Unterschiede bei beiden Nachuntersuchungen. Nach 8 und auch nach 15 Monaten Liegezeit traten bei den Restaurationen mit Photac Fil® signifikant häufiger Randimperfektionen im Zementbereich auf, als bei den zwei Vergleichsmaterialien und der Kontrollgruppe. Fuji II LC® war signifikant schlechter als Syntac®/Tetric®.

Tab. 23: Anatomische Form

	Photac Fil®	Fuji II LC®	Dyract®	Syntac® /Tetric®
Photac Fil®				
Fuji II LC®				
Dyract®	● ▼	● ▼		
Syntac® /Tetric®	● ▼	● ▼		

● ≈ Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im ersten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 8 Monate)
▼ = Signifikanter Unterschied ($p \leq 0,05$), aufgetreten im zweiten Nachuntersuchungsintervall (Liegezeit 15 Monate)

Bei Betrachtung der anatomischen Form traten Substanzverluste im Sinne von Abspaltung, Abrasion oder Rißbildung bei beiden Nachuntersuchungen signifikant häufiger bei den lichterhärtenden Glasionomerkomponenten auf.

5 Diskussion

5.1 Verfärbungen und Veränderungen der Oberflächentextur

Die kunststoffmodifizierten Glasionomerkomponente wiesen bereits nach achtmontatiger klinischer Verweildauer Verfärbungen und Veränderungen der Oberflächentextur auf. Nach einer Liegezeit von insgesamt 15 Monaten war, verglichen mit den Ergebnissen nach achtmontatiger Verweildauer, bei den Restaurationen mit Photac Fil® eine Zunahme der Anzahl verfärbter Füllungen um 4%, bei den Restaurationen mit Fuji II LC® um 5% feststellbar. Die Anzahl der Füllungen mit sonderbarer Rauhiefe war mit 8% am deutlichsten bei dem Material Photac Fil® gestiegen.

Das Komponente Dyract® zeigte bereits bei der Ausarbeitung bessere Polierbarkeit, (Käse 1993) und erlangte dadurch eine bessere Farbstabilität und glattere Oberfläche. Beim ersten Nachuntersuchungsstermin zeigten drei von 65 Restaurationen eine Verfärbung der gesamten Füllung, die jedoch nach erneuter Politur bei der zweiten Nachuntersuchung nicht mehr auftrat.

Das beste Resultat bezüglich Farbstabilität und Oberflächentextur konnte mit dem Komposit Tetric® erzielt werden.

Die Unterschiede in der Oberflächentextur sind vor allem unter dem Aspekt der unterschiedlichen Füllkörpergröße verständlich; die kunststoffmodifizierten Glasionomerkomponente weisen wesentlich größere Füllkörper ($< 30 \mu\text{m}$) als Dyract® und Tetric® ($0,04 - 3 \mu\text{m}$) auf. Daraus resultiert eine vergleichsweise schlechtere Polierbarkeit und höhere Porosität der Materialoberfläche (Tyas 1995). Die Verfärbungstendenz hängt neben der Anlagerung von Farbpigmenten an die raue Oberfläche auch von der unterschiedlichen Matrix der verwendeten Materialien ab. Bei Tetric® handelt es sich z. B. um eine hochvernetzte, hydrophobe Polymermatrix, die gegen Verfärbungen beständiger ist, als die hydrophilen Matrices des Komponents und der kunststoffmodifizierten Glasionomerkomponente.

5.2 Randverfärbungen

Klinisch sichtbare Randverfärbungen im Schmelz bzw. Wurzelzement sind auf Randinkongruenzen, in Folge von Materialüberschuß oder Materialunterschuß, sowie sich entwickelnde Randspalten zurückzuführen.

5.2.1 Füllungsüberschüsse

Füllungsüberschüsse können neben unzureichender Ausarbeitung nach Applikation des Füllungsmaterials durch Volumenänderungen während der Aushärtungsphase und nachfolgender Wassereinlagerung verursacht werden. Attin berichtet über Volumenveränderungen bei lichthärtenden Glasionomerzementen und Dyract® während der Aushärtung und nachfolgenden Wassereinlagerung (Attin et al. 1996). Photac Fil® und Fuji II LC® konnten beispielsweise aufgrund der Empfindlichkeit gegenüber Austrocknen beim Ausarbeiten der Füllungen nur eingeschränkt auf Überschüsse kontrolliert werden. Somit wurde das in der ersten Nachuntersuchung beobachtete Auftreten von Randverfärbungen im Schmelz und auch im Wurzelzement bei diesen Restaurationen größtenteils auf Füllungsüberschüsse zurückgeführt, die jedoch -soweit polierbar- nachträglich entfernt wurden. Die Ergebnisse der zweiten Nachuntersuchung zeigten jedoch v.a. bei Photac Fil® erneut einen hohen Anteil entfernter Füllungsüberschüsse im Schmelz (12%) und Wurzelzement (21%), so daß eine nachträgliche Volumenveränderung des Restaurationsmaterials durch verhältnismäßig hohe Wasseraufnahme angenommen werden muß. Die Zunahme des Anteils nicht durch Politur entferntbarer Randverfärbungen muß als ein Hinweis auf vorhandene Randspalten interpretiert werden. Die in dieser Untersuchung für Photac Fil® beobachteten Ergebnisse werden von Attin in einer In-vitro-Studie bestätigt (Attin et al. 1996). Auch die, in dieser Studie für Fuji II LC® beobachtete Zunahme nicht polierbarer Randverfärbungen im Zement (5% bei der zweiten Nachuntersuchung), ist auf im Laufe der Zeit zunehmende Verfärbung vorhandener Randspalten zurückzuführen. Eine entsprechende In-vitro-Untersuchung über die Randspaltbildung durch Polymerisationsschrumpfung bei lichthärtenden Glasionomerzementen im Vergleich zu chemisch härtenden Glasionomerzementen ergab zwar für Fuji II LC® signifikant bessere Randständigkeit in Dentinkavitäten als bei chemisch härtenden

Glasionomerzementen, dennoch waren auch bei Fuji II LC® Randspalten bis zu 8 µm aufgetreten (Sidhu 1994). In einer In-vitro-Untersuchung von Reich zur Randqualität von Zahnhalsfüllungen aus lichthärtenden Glasionomerzementen zeigte Fuji II LC® von allen getesteten Materialien zwar das bessere Ergebnis, doch wurde auch hier Randspaltbildung im Dentin nachgewiesen (Reich 1994).

Bei Dyract® müssen die, bei der ersten Nachuntersuchung beobachteten, Füllungsüberschüsse auf eine nachträgliche Quellung des Materials zurückgeführt werden. Analoge Ergebnisse konnten in einer, im Hause durchgeführten, In-vitro-Untersuchung festgestellt werden (Kunzelmann 1994). In dieser klinischen Untersuchung entstanden trotz Entfernen der Überschüsse nach einer Liegedauer von insgesamt 15 Monaten erneut polierbare Randverfärbungen, die aus fortdauernder Volumenveränderung dieses Materials resultierten. Die relativ guten Randergebnisse von Dyract® im Dentin werden ebenfalls in der In-vitro-Studie von Attin bestätigt (Attin 1996).

Eine mögliche Erklärung für die Überschüsse bei der Kontrollgruppe (Tetric®/Syriac®) dürfte darin liegen, daß die Farbpassung des Komposites, sowie die Anschrägung des Kavitätenrandes das Erkennen der Überschüsse erschwerte. Darüber hinaus ist Tetric® im Vergleich zu den anderen Füllungswerkstoffen härter und etwas schwieriger auszuarbeiten. Kompositenquellen durch Wasseraufnahme und erfahren so eine Volumenzunahme (Kullmann 1990, Torstensen 1988). Zum einen kommt es durch die hygroskopische Expansion zu einer Reduktion der durch die Polymerisationsschrumpfung initial entstandenen Spalten (Kemp-Scholte 1989, Torstensen 1988). Zum anderen kann die Wasseraufnahme langfristig zu Degradationsprozessen führen und damit die Randqualität negativ beeinflussen. Thonemann zeigt in einer Untersuchung, daß Tetric®/Syriac® über den Versuchszeitraum an der Schmelz-Kompositgrenze keinerlei Ausquellung zeigte. Unter Verwendung eines Dentinadhäsives waren an der Dentin-Kompositgrenze signifikant weniger Ausquellungen zu beobachten als ohne Dentinadhäsiv (Thonemann 1995). Dadurch wird das gute Ergebnis von Syriac®/Tetric® bei der

zweiten Nachuntersuchung bestätigt. Nach erneuten Nachpolieren der verfertigten Füllungsänder zum Zeitpunkt der ersten Nachuntersuchung blieb bei dem Material Tetric®/Syntac® das Ergebnis stabil. Das insgesamt gute Resultat der Komposit-Dentinadhäsiv-Kombination Tetric®/Syntac® bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten wird weiterhin durch Studien von Lutz und Cury bestätigt (Lutz 1993, Cury 1992).

5.2.2 Füllungsunterschuß

Während Überschuße (durch Quellung oder Übermodellation) bei Nachkontrollen leicht ohne Schaden für den Zahn oder die Füllung entfernt werden können, gibt das Kriterium "Füllungsunterschuß" einen Hinweis auf das Verschleißverhalten von Füllungsmaterialien. Da Unterschuß nicht korrigiert werden kann, ohne entweder Zahnschubstanz zu opfern, oder die Füllung zu erneuern, muß das Vorliegen von Unterschußen kritischer bewertet werden. Im Zahnhalsbereich kann als häufigste Verschleißursache das Mundhygieneverhalten der Patienten identifiziert werden (Mierau 1989). Den mit Abstand größten Anteil an Randimperfektionen auf Grund von Materialunterschuß weist in dieser klinischen Studie das Material Photac Fil® auf. Dies deutet auf die äußerst geringe Verschleißfestigkeit dieses Materials auch in kontaktfreien Bereichen (contact-free-areas) hin. Analoge Ergebnisse konnten durch In-vitro-Abraisionsversuche (3-Körper-Verschleiß) in unserem Hause erzielt werden (Bauer 1996). Flach auslaufende Zahnhalskavitäten, insbesondere Erosionen und keilförmige Defekte, haben geringe Materialschichtdicken im Füllungsrandbereich zur Folge. Dadurch entstanden bei Photac Fil® neben dem Unterschuß durch Zahnbürstabrasion auch Füllungsrandausbrüche, wie sie von konventionellen Glasionomerzementen bekannt sind (Hickel 1994). Bei dünn auslaufenden Kavitätenrändern sollte deshalb zumindest bei Photac Fil® analog zu den konventionellen Glasionomerzementen eine zirkuläre Stufe von 0,5 mm Tiefe präpariert werden.

In Übereinstimmung mit der entsprechenden im Hause durchgeführten In-vitro-Untersuchung (Kunzelmann 1994) konnte klinisch bei Dyract® die beste Randsituation

im Dentinrandbereich beobachtet werden. Im Gegensatz zur In-vitro-Studie fällt klinisch allerdings der Unterschied zwischen den Materialien hinsichtlich der Randsituation im Dentin weit weniger ins Gewicht. Eine mögliche Erklärung für diesen Unterschied liegt in der Kavitätengeometrie begründet. In vitro wurde mit der nahezu zylinderförmigen Kavität die ungünstigste Situation ("worst case") simuliert, d.h. die gesamte auftretende Polymerisationsspannung wurde auf den Randverbund Füllung-Zahn weitergeleitet. Im Gegensatz hierzu weist die klinische Situation meist andere Kavitätenkonfigurationen auf, bei denen mehr freie Füllungsflächen vorliegen, wodurch Polymerisationsspannungen besser kompensiert werden können. Im weiteren weisen Kompolimere ein niedrigeres E-Modul auf, das bei der Deformation der Zahnhalsregion infolge okklusaler Belastung (Körber 1962) eine gewisse Pufferfunktion übernehmen kann, die den Verbund/Randschluß stabilisiert (Krejci 1995).

5.3 Anatomische Form

Zwar besteht eine deutliche Verbesserung der Materialeigenschaften kunststoffmodifizierter Glasionomerzemente gegenüber konventionellen Glasionomerzementen (Katsuyama 1993, Davis et al. 1993), doch die Empfindlichkeit gegen Austrocknen (Mount 1993) stellt nach wie vor ein Problem dar. Trotz Schutz der Restaurationen mit Photac Fil® und Fuji II LC® vor Austrocknung durch Applikation von Ketac-Glaze® unmittelbar nach dem Ausarbeiten (Inoue 1994), führte in einzelnen Fällen bereits das Trockenblasen des Operationsfeldes (zur genauen Inspektion der Füllungsänder nach dem Ausarbeiten und zu den Kontrollterminen) sehr rasch zur Austrocknung und zur Ausbildung von Craquelée-Sprünngen in der Füllungsoberfläche. Dies und die bereits angesprochene geringe Abrasionsbeständigkeit lichthärtender Glasionomerzemente führten bezüglich des Kriteriums "Anatomischen Form" zu einem signifikant schlechteren Abschneiden der lichthärtenden Glasionomerzemente gegenüber dem Kompolimer und der Dentinadhäsiv-Komposit-Kombination.

6 Schlussfolgerung

Dem praktisch tätigen Zahnarzt stehen nun seit ca. 2 Jahren lichthärtende Glasionomerzemente und Kompomere als neue Alternativen bei der Auswahl der Füllungsmaterialien zur Verfügung. In vielen In-vitro-Simulationen wurden sie bereits bezüglich ihrer Eigenschaften und klinischen Eignung getestet (Momi 1993, Kunzelmann 1994, Charlton und Haveman 1994, Reich 1994, Sidhu 1994, Attin et al. 1995, Feilzer et al. 1995, Hildebrand 1995, Swift et al. 1995, u.v.m.). In-vitro-Simulationen helfen, klinische Beobachtungen, z.B. Quellungsphänomene, genauer zu erklären. Gleichzeitig kann unter verschärfen Bedingungen im Rahmen der Werkstoffentwicklung eine rasche Optimierung hinsichtlich einzelner Kriterien erfolgen. Erst die klinische Anwendung kann jedoch die Relevanz der einzelnen Aussagen, z.B. Dentinhaftung der Kompositkontrollgruppe, relativieren.

Als Nachteil der klinischen Studien muß allerdings der damit verbundene hohe Aufwand, die hohe Streuung im biologischen System, die geringere Sensitivität z.B. gegenüber Randspalten und der lange Beobachtungszeitraum genannt werden. Der Beobachtungszeitraum der hier vorliegenden Studie ist mit 15 Monaten noch relativ kurz, so daß bei der klinischen Beurteilung geringgradige Veränderungen noch nicht erfaßt werden können. Nicht beurteilbar sind derzeit einzelne Unterschiede zwischen den Werkstoffen, wie etwa der Einfluß der Fluoridabgabe. Während diesbezüglich die kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente in vitro einen deutlichen Vorteil aufweisen, kann dies bisher klinisch noch nicht ausreichend beurteilt werden. Allerdings darf man hier auf Analogien zu konventionellen Glasionomerzementen verweisen (Momi 1993). Im Untersuchungszeitraum von 15 Monaten ist bisher bei keiner der nachuntersuchten Restaurationen ein Fall von Sekundärkaries aufgetreten.

Auf der Grundlage der Ergebnisse dieser In-vivo-Studie lassen sich nun folgende klinische Empfehlungen für die verglichenen Materialien ableiten:

- Steht bei der Versorgung keilförmiger Defekte die Ästhetik im Vordergrund, liegen überwiegend schmelzbegrenzte Kavitäten oder abrasionsbedingte keilförmige Defekte

vor, wird nach den Ergebnissen dieser Studien, wegen des hervorragenden Randverhaltens im Schmelz sowie der guten Abrasionsbeständigkeit eine Komposit-Dentinadhäsiv-Kombination (in dieser Studie: Tetric®/Syntac®) empfohlen. Zudem ist bei den neuesten Dentinadhäsiven mit "All-etch-Technik" ein verbesserter Randschluß in dentinbegrenzten Bereichen zu erwarten.

- Dem Kompomer sollte der Vorzug gegeben werden, wenn eine einfache und schnellere Handhabung entscheidend ist, insbesondere auch, wenn überwiegend dentinbegrenzte Defekte vorliegen. Das Kompomer (Dyract®) zeigte einen befriedigenden Randschluß, obwohl auf Kofferdam verzichtet wurde und weder Schmelzanschrägung noch Schmelzätzung durchgeführt wurden. Dies scheint für die tägliche Praxis von großer Bedeutung. Empfehlenswert ist ein Nacharbeiten der Füllung nach einer Liegedauer von wenigen Monaten, um Quellungsüberschüsse zu entfernen und einer verstärkten Plaqueanlagerung und möglicher Sekundärkaries in Füllungsrandbereichen vorzubeugen.

- Zeigen Patienten eine erhöhte Kariesaktivität bzw. geringe Compliance bei der Mundhygiene, ist wegen der höheren Fluoridionenabgabe ggf. ein Glasionomerzement in Erwägung zu ziehen. Von den beiden untersuchten, kunststoffmodifizierten Glasionomerzementen ist Fuji II LC® zu bevorzugen. Für das Material Photac Fil® wäre eine Verbesserung der Materialeigenschaften wünschenswert. Grundsätzlich empfiehlt sich der Einsatz der kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente nur bei Kavitäten ohne dünn auslaufende Füllungsänder.

- Zusammenfassend läßt sich festhalten, daß mit Komposit und Dentinadhäsiv die besten, aber auch aufwendigsten Füllungen gelegt werden können. Mit den neuen Kompomeren läßt sich sowohl hinsichtlich Ästhetik als auch Randschluß ein befriedigendes Resultat, bei gleichzeitig einfacherer Handhabung für den Zahnarzt, erzielen.

7 Zusammenfassung

Die Entwicklung der lichthärtenden Glasionomerzemente bzw. der Kompomere stellt einen neuen Ansatz zur konservierenden Versorgung keilförmiger Defekte dar. Von der Kombination der Vorteile von Glasionomerzementen mit den Vorteilen der Lichthärtung erwartet man einen Fortschritt im Bereich der Entwicklung hochwertiger ästhetischer Füllungstherapie. In der vorliegenden klinischen Studie wurden als Vertreter der lichthärtenden Glasionomerzemente Photac Fil® Aplicap und Fuji II LC® mit dem Kompomer Dyract® sowie als Kontrollgruppe das Komposit Tetric® in Kombination mit dem Dentinadhäsiv Syntac® bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten verglichen.

Insgesamt wurden 197 Zahnhalskavitäten im Front- und Prämolarenbereich bei 37 Patienten im Alter von 26 - 67 Jahren versorgt. Bei der Befunderhebung erfolgte eine Defektklassifikation in drei Kategorien: Erosion/ keilförmiger Defekt (69), insuffiziente Füllung (71) und kariöser Zahnhals (57). Die Zuordnung der Füllungswerkstoffe erfolgte randomisiert unter dem Gesichtspunkt, eine möglichst ausgewogene Verteilung der verschiedenen Defektklassen auf die einzelnen Füllungswerkstoffe zu erzielen. Auf eine "retentive" Präparation mit Unterschritten wurde grundsätzlich verzichtet. Erosionen bzw. kariestreife keilförmige Defekte wurden mit einer fluoridfreien Polierpaste gereinigt. Insuffiziente Zahnhalsfüllungen wurden entfernt, falls erforderlich Karies exkaviert und die Kavitätenränder mit einem Feinkorndiamanten geglättet. Kariöse Läsionen am Zahnhals wurden exkaviert und die Ränder des dadurch entstandenen Defektes geglättet. Klasse-V-Kavitäten, die anschließend mit Komposit versorgt werden sollten, wurden im Schmelzbereich angeschliffen. Muße aufgrund der Kavitätenausdehnung eine Distanz zur Pulpa < 1,5 mm angenommen werden, erfolgte eine Dentinabdeckung mit dem calciumhydroxidhaltigen Präparat. Die Nachuntersuchung erfolgte in einem Zeitraum von 8 und 15 Monaten nach dem Legen der Füllungen. Die Restaurationen wurden mittels Photodokumentation, Abdrucknahme und Replikaherstellung, sowie klinischer Inspektion beurteilt. Insgesamt konnten im ersten Nachuntersuchungsintervall 177 der 197 gelegten Klasse-V-Restaurationen beurteilt werden. Die zweite

Nachuntersuchung konnte an 157 Restaurationen durchgeführt werden. Das Bewertungsschema des United States Public Health Service (USPHS) für klinisch epidemiologische Untersuchungen diente in modifizierter Form als Basis für den Entwurf eines Nachuntersuchungsbogens. Die Restaurationen wurden auf folgende klinisch faßbare Parameter geprüft: Farbstabilität, Oberfläche/Textur, Randverfärbung Schmelz bzw. Zement, Füllungsrand Schmelz bzw. Zement und Anatomische Form. Die Ergebnisse der Untersuchungssystematik wurden anschließend vier Bewertungskategorien ("alpha", "bravo", "charlie", "delta") zugeordnet, so daß daraus eine abschließende Qualitätsbezeichnung der Restaurationen resultierte.

Nach einem Beobachtungszeitraum von 15 Monaten war das klinische Verhalten der Klasse-V-Füllungen insgesamt zufriedenstellend. Aus der Untersuchungssystematik konnte eine Rangfolge der verwendeten Füllungsmaterialien erarbeitet werden: Syntac®/Tetric® > Dyract® > Fuji II LC® > Photac Fil®. Die geringe Verlustrate zeigt, daß grundsätzlich alle 4 Materialien ausreichende Haftkraft aufweisen um dem Einsatz in nicht retentiv präparierten Klasse-V-Kavitäten gerecht zu werden. Dennoch erfordern die unterschiedlichen Materialeigenschaften von lichthärtenden Glasionomerzementen, Kompomeren und Kompositen eine sorgfältige Indikationsstellung für deren Einsatz im Zahnhalsbereich. Die kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente Photac Fil® und Fuji II LC® werden auf Grund ihrer Oberflächenrauigkeit dem ästhetischen Anspruch an ein Füllungsmaterial langfristig weniger gut gerecht, und stellen wegen ihrer geringen Abrasionsbeständigkeit bei der Versorgung abrasionsbedingter keilförmiger Defekte nicht das Füllungsmaterial der Wahl dar. Das Kompomer Dyract® ist im Hinblick auf Ästhetik Abrasionsbeständigkeit und Randständigkeit dem Komposit sehr ähnlich. Das starke Quellungsverhalten erfordert jedoch eine gründlichen Nachsorge der Restaurationen, bei der Quellungsüberschüsse entfernt werden müssen. Dadurch wiederum wird der Vorteil der einfacheren Handhabung bei diesem Material etwas relativiert. Die ästhetisch und auch funktionell guten Ergebnisse der Komposit/Dentinadhäsivkombination weisen diese für den Einsatz im Zahnhalsbereich als am besten geeignet aus. Allerdings stellt sie auch die in der Verarbeitung aufwendigste Materialgruppe dar.

8 Literatur

- Ad hoc advisory committee on dentinal hypersensitivity.
- Attin, T., Valaschki, M., Buchalla, W., Kielbassa, A.M., Prinz, H., Hellwig, E.
- Bauer, C.M., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.
- Buonocore, M.G.
- Buonocore, M.G.
- Charlton, D.G., Haveman, C.W.
- Cury, C.G., Teixeira, L.C., Leinfelder, K.F.
- Davis, E.L., Yu, X., Joynt, R., Wiecekowsky, G. Jr., Giordano, L.
- Erickson, R.L.
- Erickson, R.L., Glasspoole, E.A.
- Farah, J.W., Powers, J.W.
- Felizer, R.J., Kakaboura, A.I., de Gee, A.J., Davidson, C.L.
- Firla, M.Th.
- Forsten, L.
- Gilliam, D.G., Newman, H.N.
- Götze, W.
- Haller, B.
- Harndt, E.
- Hellwig, E., Klimmek, J., Attin, T.
- Heymann, H.O., Bayne, S.C.
- Hickel, R.
- Hickel, R.
- Hickel, R.
- Recommendations for evaluating agents for the reduction of dentinal hypersensitivity.
- J Am Dent Ass 112, 709-710 (1986)
- In vitro evaluation of dentinal bonding agents in mixed Class V cavity preparations.
- Quintess Int 23, 5, 355-361 (1992)
- Randqualität von "lichthärtenden" Glasionomerzementen und Dyract® in keilförmigen Defekten, Klasse I- und Klasse V-Kavitäten.
- Dtsch Zahnärztl Z 51, 17-22 (1996)
- Wear characteristics of dental materials in a three-body-wear test.
- J Dent Res 75, Abstract No. 180 (1996)
- A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface.
- J Dent Res 34, 849-853 (1955)
- The use of adhesives in dentistry.
- Charles C. Thomas, Springfield, Illinois (USA), 1975 p. 249
- Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers.
- Am J Dent 7, 47-49 (1994)
- Clinical Evaluation of a new Dentin Adhesive.
- J Dent Res 71, Abstract No. 1172 (1992)
- Shear strength and mikroleakage of light-cured glass ionomers.
- Am J Dent 6, 127-129 (1993)
- Surface interactions of dentin adhesive materials.
- Oper Dent Suppl 5, 81-94 (1992)
- Bonding to Tooth Structure: A Comparison of Glass Ionomer and Composite Resin Systems.
- Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia 1994, p. 101-122
- Dentin bonding agents and adhesive cements.
- The Dental Advisor 8, 3, 1-8 (1991)
- The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements.
- Dent Mater 11, 186-190 (1995)
- Ergonomisch rationelles Ausarbeiten von Klasse-V-Glaspolyalkenoat-(ionomer)zement-Restaurationen.
- Quintess 43, 1911-1917 (1992)
- Fluoride release from a glass-ionomer cement.
- Scand J Dent Res 85, 503, (1977)
- Assessment of pain in cervical dentinal sensitivity studies.
- J Clin Periodontol 20, 383-394 (1993)
- Zur Reizwirkung plastischer Füllungsmaterialien auf die Pulpa.
- Dtsch Zahnärztl Z 35, 486-488 (1980)
- Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern.
- Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)
- Caries, Klinik und Therapie. In: Meyer W. (Hrsg): Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Ein Handbuch für die zahnärztliche Praxis Bd 2.
- Urban & Schwarzenberg, Berlin (1955) S. 328
- Einführung in die Zahnerhaltung.
- Urban & Schwarzenberg, München (1995) S. 133-170
- Current concepts in Dentin Bonding.
- J Am Dent Ass 124, 27-36 (1993)
- Einsatzgebiete und -verfahren von Glasionomerzement als Füllungsmaterial.
- Zahnärztl Mitt 79, 914-919 (1989)
- Der kariöse Zahnhals.
- Dtsch Zahnärztl Z 47, 654-658 (1992)
- Die zervikale Füllung.
- Dtsch Zahnärztl Z 49, 13-19 (1994)

- Hildebrand, H.C.,
Schreyer, A.,
Heidemann, D.
Randverhalten von zervikalen Füllungen mit Ketac Fil® und Dyract® an Permanenten und Decidui in vitro.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 787-789 (1995)
- Inoue, M., Ping, T.,
Onoe, N., Yamada, T.,
Takatsu, T.
Proper Polishing Technique for Fuji II LC Cement Restorations.
Jap J Conserv Dent 37, 6 (1994)
- Käse, R.
Zusammenstellung der verfügbaren Daten zu Dyract®. De Trey Dentsply, Konstanz (1993)
- Katsuyama, S.,
Ishikawa, T.,
Fuji, B.
Glass Ionomer Dental Cement.
Ishiyaku Euro America, Inc. Publishers, St. Louis, (1993)
p. 16-24, p. 166-169
- Kemp-Scholte, C.M.,
Davidson, C.L.
Overhang of Class V composite resin restorations from hygroscopic expansion.
Quintess Int 20, 551-553 (1989)
- Klimm, W.,
Graehn, G.
Der keilförmige Defekt.
Quintessenz Berlin (1993) S. 21, 35, 40, 147, 148, 158
- Körper, K.H.
Die elastische Deformierung menschlicher Zähne.
Dtsch Zahnärztl Z 17, 691-698, (1962)
- Krejci, I.
Standortbestimmung in der konservierenden Zahnmedizin.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 615-619 (1993)
- Krejci, I., Gebauer, L.,
Häusler, F., Lutz, F.
Kompomere - Amalgamersatz für Milchzahnkavitäten?
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 724-729 (1994)
- Krejci, I., Lutz, F.,
Oddera, M.
Aktueller Stand der Kompomere.
Der freie Zahnarzt 9, 52-57 (1995)
- Kullmann, W.
Dentinhalt-Komposit und Glasionomer-Zement zur Restauration zervikaler Läsionen.
Dtsch Zahnärztl Z 40, 922-926 (1985)
- Kullmann, W.
Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomerzementen im Vergleich zu konventionellen Materialien.
Dtsch Zahnärztl Z 41, 660-666 (1986)
- Kullmann, W.
Sorptions- und Lösungsvorgänge bei selbst- und lichthärtenden Komposit-Kunststoffen.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 286-288 (1990)
- Kunzelmann, K.H.,
Bauer, M., Hinkel, R.
Kunzelmann, K.H.,
Bauer, M., Hinkel, R.
Randichtigkeit "lichthärtender" Glasionomerzemente und Kompionomere in dentitbegrenzten zervikalen Kavitäten. Tafeldemonstration. 118. Jahrestagung der DGZMK Travemünde (Oktober 1994)
- Lange, D.E.
Parodontologie in der täglichen Praxis.
Quintessenz (1983) S. 85-97
- Levitch, L.C.,
Bader, J.D.,
Shugars, D.A.,
Heyman, O.H.
Non-caries cervical lesions.
J Dent 22, 195-207 (1994)
- Lutz, F.,
Krejci, I.,
Schübach, P.
Adhäsivsysteme für Zahnfarbene Restaurationen.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 103, 684-695 (1993)
- Lutz, F., Lüscher, B.,
Ochsenbein, H.,
Mühlmann, H.R.
Adhäsive Zahnheilkunde.
Jurisverlag, Zürich (1976) S. 32-51
- Maldonado, A.,
Swartz, M.L.,
Phillips, R.W.
An in-vitro study of certain properties of a glass-ionomer cement.
J Am dent Ass 96 (5), 765 (1978)
- Marolf, R.
Glasionomerzemente - Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht
Schweiz Monatsschr Zahnmed 94, 117-133 (1984)
- Mierau, H.D.,
Völk, W.
Der keilförmige Defekt. In: Bayerische Landes Zahnärztekammer (Hrsg): Bayerischer Zahnärztetag 1987, Prophylaxe-Parodontologie-Prothetik.
Quintessenz, Berlin (1987) S. 89-98
- Mierau, H.D., Haubitz, I.,
Völk, W.
Gewohnheitsmuster beim Gebrauch der Handzahnbürste.
Dtsch Zahnärztl Z 44, 836-841 (1989)
- Mitra, S.
Curing Reactions of Glass Ionomer Materials.
Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia (1994) p. 13-22
- Morino, Y.,
McCabe, J.F.
Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements.
Dent Mater 9, 151 (1993)
- Mount, G.J.
Clinical placement of modern glass-ionomer cements.
Quintess Int 24, 99-107 (1993)

- Nienkarken, D.
Schmelzveränderungen durch saure Nahrungsmittel.
Med Diss Berlin 1992
- Nolden, R.
Die Frontzahnfüllung.
Dtsch Zahnärztekalendar 44, 41-60 (1985)
- Nolden, R.,
Schwickerath, H.
Der Einfluß von Haftvermittlern auf die Randdicke von Kompositions-Kunststoff-Füllungen.
Zahnärztl Welt 4, 287-290 (1984)
- Pashley, D.H.,
Pashley, E.-L.
Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry.
Am J Dent 4, 5 - 9 (1991)
- Pashley, D.H.,
Ciuch, H., Sano, H.
Dentin as a Bonding Substrate.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 760-763 (1994)
- Pelka, M.,
Dettenhofer, G.,
Reinelt, C., Krämer, N.,
Petschelt, A.
Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 921-925 (1994)
- Prati, C.,
Pashley, D.H.,
Montanari, G.
Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems.
Dent Mat 7, 54-58 (1991)
- Prati, C.
What is the clinical relevance of in vitro dentine permeability tests?
J Dent 22, 2, 83-88 (1994)
- Reich, E.,
Völkl, H.
Randqualität von Zahnhaalsfüllungen aus lichthärtenden Glasionomerzementen.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 263-266 (1994)
- Ryge, G.,
Snyder, M.
Evaluating the clinical quality of restorations.
J Am Dent Ass 87, 369-377 (1973)
- Sidhu, S.K.
Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers.
Am J Dent, 7, 115-117 (1994)
- Smith, D.C.
Composition and characteristics of glass ionomer cements.
J Am Dent Assoc 120, 20-22 (1990)
- Smith, D.C.
Development of Glass Ionomer Cement Systems.
Proceedings of the 2nd International Symposium on Glass Ionomers, Philadelphia (1994) p. 1-12, p. 16-24
- Swift, E.J.Jr.,
Perdigao, J.,
Heymann, H.O.
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995.
Quintess Int 26, 95-110 (1995)
- Schmid, H., Lutz, F.,
Hirsbrunner, E.
Klasse-V-Füllungen mit Super-Bond, 2-Jahres-Resultate.
Schweiz Mschr Zahnmed 96, 679-687 (1986)
- Schröder, H.E.
Orale Strukturbioogie.
Thieme Stuttgart (1987) S. 104-105
- Staehe, H.J.
Dentinwundverbände und ihre praktische Anwendung (II).
Quintess 10, 1595-1606, (1990)
- Stanley, H.R.,
Going, R.E.,
Chauncey, H.H.
Human pulp response to acid pretreatment of dentine and to composite restoration.
J Am Dent Ass 91, 817-825 (1975)
- Thonemann, B.,
Federlin, M.,
Schmalz, G., Hiller, K.-A.
Kunststoffausquellung bei Kavitätenrändern im Dentin.
Dtsch Zahnärztl Z 50, 847-850 (1995)
- Torstensen, B.,
Brännström, M.
Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress.
Oper Dent 13, 24 (1988)
- Tyas, M.J.
The Class V lesion - Aetiology and restoration.
Australian Dent J 40 (3), 167-170 (1995)
- Van Meerbeek, B.,
Braem, M.,
Lambrechts, P.,
Vanherle, G.
Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 977-984 (1994a)
- Van Meerbeek, B.,
Braem, M.,
Lambrechts, P.,
Vanherle, G.
Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine.
J Dent 22, 141-146 (1994b)
- Watson, T.F.,
Wilmo, D. M. De J.
A confocal microscopic evaluation of the interface between Syntac adhesive and tooth tissue.
J Dent 20, 302 - 310 (1992)
- Yu, X.Y.,
Wieczkowski, G.,
Davis, E.L.
Scanning electron microscopic study of dentinal surfaces treated with various dentinal bonding agents.
Quintess Int 21, 12 989-998 (1990)

MATERIALLISTE: VORBEREITUNGSSITZUNG

Allgemeiner Befundbogen

Spezieller Befundbogen

Befunderhebung

- *Kerr Mundspiegel
- *Explorersonde
- *Pa-Sonde
- *Zahnärztliche Pinzette
- *Vaseline
- *Watteträger
- *Erythrosin
- *CO₂-Rührchen, CO₂-Schnee
- *Shimstockfolie, Fa. Hanel
- *Okklusionsfolie, Fa. Hanel
- *Folienhalter

Zahnreinigung

- *Gummikegelch Nr. P412, Fa. Blend-a-mant
- *Winkestück grün
- *Zircate® Prophy Paste (fluoridfrei), Fa. Dentsply
- *Zahnseide Fa. Becht

MATERIALLISTE: BEHANDLUNGSSITZUNG

☞ Zahnreinigung

- *Gummiklech Nr. P412, Fa. Blend-a-mant
- *Winkestück grün
- *Zircate® Prophyl Paste (fluoridfrei), Fa. Dentsply
- *Zahnseide Fa. Becht

☞ Photodokumentation

- *Photoapparat
- *Film Agrachrome RS 50 Plus
- *Lippenspreizer, groß, mittel
- *Spiegel

☞ Präparation

- *Kerr Mundspiegel
- *Exploersonde
- *anatomische Pinzette
- *Rosenbohrer mittel, klein
- *Diamantsatz, Fa. Bland-a-mant
- D249-012f
- D249-012
- D202-010sf
- *Winkestück rot

☞ relative Trockenlegung

- *Vatertrollen

- *dry-tips® Fa. Mölnycke

☞ gingivales Management

- *zahnärztliche Pinzette
- *Heidemannspatel
- *Surgident Gingiva® Retraktionsfäden Stärke 1 und 2, Fa. Surgident
- *Holzspatel
- *Elektrotom

☞ Unterfüllung

- *Dycal®, Fa. De Trey
- *Amnischblock
- *Zementspatel
- *Kugeloxypter

☞ Füllungsapplikation

- *Einmalpinset + Halter

MATERIALLISTE: NACHUNTERSUCHUNGSSITZUNG

☞ Nachuntersuchungsbogen farbcodiert

- *weiß = erste Nachuntersuchung
- *rosa = zweite Nachuntersuchung
- *gelb = dritte Nachuntersuchung

☞ Befunderhebung

- *Kerr Mundspiegel
- *Exploersonde
- *Zahnärztliche Pinzette
- *CO₂-Röhrtchen, CO₂-Schnee

☞ Photodokumentation

- *Photoapparat
- *Film Agrachrome RS 50 Plus
- *Lippenspreizer, groß, mittel
- *Spiegel

☞ Dokumentationsabformung

- *Heidemannspatel
- *Surgident Gingiva® Retraktionsfäden 1/2, Fa. Surgident
- *Unosil® Abdruckmaterial, Fa. De Trey
- *Impregunspitze
- *Amnischblock
- *Amnischspatel
- *Abdrucklötfel
- *Epoxidie®, Fa. Ivoclar

☞ Zahnreinigung

- *Gummiklech Nr. P412, Fa. Blend-a-mant
- *Winkestück grün
- *Zircate® Prophyl Paste (fluoridfrei), Fa. Dentsply
- *Zahnseide, Fa. Becht

Dokumentationsbogen Behandlungsart

Pat.-Nr.:

Datum

[illegible]

Code	1	2	3	4	5
Code	1	2	3	4	5
1	nur exkaviert	alle Restauration entfernt und exkaviert	nicht exkaviert	Schmelzanschraugung	Schmelzanschraugung
2	+	keine Unterfüllung mit Dycac®	keine Unterfüllung mit Dycac®	keine Unterfüllung mit Dycac®	keine Unterfüllung mit Dycac®
3	A	B	C	D	E
4	Photac Fil®	Synacod®/etric®	Dyract®	Fuji II LC®	...
5	...	...	...	...	...

Verlustbogen

Pat.-Nr.:

Zahn

Datum

Geburtsdatum:

Name, Vorname:

Geschlecht:

Behandler:

☐ männlich☐ weiblich

Photo	Verlust der Füllung	ja	Nein	
	Vor Entfernen der Füllung	ja	Nein	
Modell	Verlust der Füllung	ja	Nein	
	Vor Entfernen der Füllung	ja	Nein	

Wann wurde die Füllung verloren?

Wann wurde festgestellt, daß die Füllung erneuert werden muß?

Warum genau wurde die Füllung erneuert?

Unterschrift Behandler:

Übersichtsliste zur Nachuntersuchung

PATIENTENNUMMER	LETZTE BEHANDLUNG	NACHUNTERSUCHUNG I	NACHUNTERSUCHUNG II
001	24.12.93	30.08.94	14.04.95
002	24.11.93	01.05.95	20.12.95
003	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00	00.00.00
004	04.08.93	15.09.94	05.05.95
005	28.01.94	07.08.94	15.05.95
006	08.07.93	01.09.94	26.04.95
007	28.03.93	13.09.94	10.04.95
008	27.07.93	10.08.94	12.06.95
009	30.03.94	30.08.94	10.04.95
010	09.02.94	19.11.94	NICHT ERSCHEINEN
011	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00	00.00.00
012	20.12.93	12.09.94	15.05.95
013	16.05.94	23.11.94	24.05.95
014	22.01.94	11.10.94	26.04.95
015	11.02.94	07.10.94	10.04.95
016	24.02.94	17.11.94	25.04.95
017	10.01.94	05.10.94	23.05.95
018	19.01.94	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00
019	13.07.94	17.11.94	24.04.95
020	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00	00.00.00
021	28.06.94	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00
022	25.03.94	12.10.94	07.12.95
023	30.03.94	07.11.94	28.05.95
024	28.02.94	09.09.94	09.05.95
025	15.06.94	10.11.94	23.08.95
026	27.04.94	20.11.94	04.05.95
027	29.06.94	26.04.95	20.12.95
028	09.08.94	22.11.94	26.04.95
029	15.06.94	23.01.95	23.05.95
030	27.07.94	04.05.95	05.12.95
031	08.07.94	21.06.95	14.12.95
032	NICHT ERSCHEINEN	00.00.00	00.00.00
033	08.08.94	09.02.95	24.05.95
034	14.10.94	12.04.95	NICHT ERSCHEINEN
035	28.09.95	15.01.95	31.05.95
036	29.09.94	17.05.95	10.12.95
037	22.09.94	01.05.95	21.12.95

Nachuntersuchungsbogen

Datum

Pat.Nr.

Zahn

Füllungsmaterial

Oberfläche Tertär	unauffällig	sonderbare Rautiefe,		
Randverfärbung Schnitz	keine	Füllungsüberschub, verfärbt, polierbar	starke Randverfärbung durch Politur nicht entfernbar (lokalisiert)	starke Randverfärbung durch Politur nicht entfernbar (generalisiert)
Randverfärbung Wurzelschmelz	keine	Füllungsüberschub, verfärbt, polierbar	starke Randverfärbung durch Politur nicht entfernbar (lokalisiert)	starke Randverfärbung durch Politur nicht entfernbar (generalisiert)
Füllungsrand Schmelz	o.B.	positive Stufe (zuviel Füllungsmaterial), tastbar, korrigierbar	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (lokalisiert)	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (generalisiert)
Füllungsrand Wurzelschmelz	o.B.	positive Stufe (zuviel Füllungsmaterial), tastbar, korrigierbar	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (lokalisiert)	negative Stufe (zu wenig Füllungsmaterial), nicht korrigierbar (generalisiert)
Anatomische Form	optimal	Substanzverlust im Sinne von Abspaltung, Abrasion, Rißbildung, oberflächlich, übersteil	Substanzverlust im Sinne von Abspaltung, Abrasion, Rißbildung, nicht übersteil	ganx oder teilweise Verlust der Füllung
Farbspezifität	keine Veränderung zum Ausgangsbefund	sichtbare Verfärbung der gesamten Füllung		
Sekundärkaries	nein			ja

Bemerkungen:

Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. R. Hickey, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine Unterstützung bei der Bearbeitung bedanken.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn OA Dr. K.H. Kunzelmann für die Betreuung während der Laufzeit der klinischen Studie.

Sodann möchte ich vor allem ZMA Ruth Oswald und allen anderen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Poliklinik danken für die hilfreiche Unterstützung bei der Patientenbetreuung, Behandlung und Erstellung der Dokumentationsunterlagen für die klinische Studie.

Schließlich möchte ich besonders herzlich auch meinen Eltern danke dafür sagen, daß sie mir dieses Studium ermöglicht haben, und mir dabei stets hilfreich zur Seite standen.

Lebenslauf

Persönliches

Name:
Vornamen:
Geburtsdatum:
Geburtsort:

Loher
Cornelia Elisabeth Maria
14.01.1963
Vilsbiburg

Eltern:

Johann Loher, Schreinermeister
Eise Loher, geb. Hones

Geschwister:

Hermann Loher
Angelika Loher
Hans Loher

Ausbildung

1969 - 1973
1973 - 1982
25.06.1982
1983 - 1985
1985 - 1986
1986 - 1991
25.02.1992

Grundschule Gerzen
Staatl. Gymnasium Vilsbiburg
Abitur
Berufsausbildung Zahnarzthelferin
Berufstätigkeit Zahnarzthelferin
Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München
Approbation als Zahnärztin

Beruf

seit 01.03.1992

Assistentin an der Universitätszahnklinik München,
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Direktor Prof. Dr. R. Hinkel