

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

**Untersuchung der marginalen Adaptation von Klasse-I-
Kompositrestaurationen unter Verwendung von
unterschiedlichen Unterfüllungsmaterialien**

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

**vorgelegt von
Alexandra Fasold
aus Augsburg
2006**

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

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. M. Stöckelhuber

Dekan: Prof. Dr. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 07.12.2006

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	2
2.1 Entwicklung von Kompositmaterialien	2
2.2 Aufbau von Kompositmaterialien	3
2.2.1 Hilfsstoffe: Initiatoren, Inhibitoren, Pigmente	3
2.2.2 Die organische Matrix	4
2.2.3 Die Verbundphase	6
2.3 Die Polymerisation	6
2.4 Adhäsivtechnik	9
2.4.1 Schmelz-Adhäsiv-Technik	9
2.4.1.1 Die Schmelzhaftung	9
2.4.1.2 Die Dentinhaftung	11
2.4.2 Total-etching	14
2.4.3 Wet-bonding	14
2.4.4 Die Entwicklung der Dentinadhäsive	15
2.4.5 Die Dentinadhäsive EBS und All-Bond-2	16
2.5 Soft-Start-Polymerisation	17
2.6 C-Faktor und E-Modul	18
2.7 Verbesserung der marginalen Adaptation	19
2.8 Unterschiedliche Fülltechniken	21
2.9 Thermische Wechselbelastung	21
3 Fragestellung	22
4 Material und Methode	23
4.1 Übersicht über die Methodik	23
4.2 Auswahl und Vorbereitung der Zähne	25
4.3 Herstellung der Klasse-I-Kavitäten	26
4.3.1 Präparation	26
4.3.2 Haftvermittlung	26
4.3.3 Applikation des Kompositmaterials	26
4.3.4 Ausarbeitung und Politur	30
4.4 Thermische Wechselbelastung	31
4.5 Replikaherstellung	31
4.6 Quantitative Randanalyse am REM	32

4.7 Statistische Verfahren	36
5 Ergebnisse	37
5.1 Auswertung REM	37
6 Diskussion	43
6.1 Fragestellung	43
6.2 Material und Methode	44
6.2.1 Präparation und Fülltechnik	44
6.2.2 Ausarbeitung und Politur	45
6.2.3 Replikaherstellung und Randanalyse	45
6.3 Diskussion der Ergebnisse	46
6.3.1 Überschussproblematik	46
6.3.2 Die Polymerisation	47
6.3.3 Vergleich zwischen Feinhybridkomposit und Komposit	50
6.3.4 Verwendung unterschiedlicher Dentinadhäsive	50
7 Schlussfolgerung	52
8 Zusammenfassung	53
9 Literaturverzeichnis	54
10 Materialliste	65
11 Messdatei	66
12 Danksagung	70
13 Curriculum vitae	71

1 Einleitung

In den letzten Jahrzehnten stieg die Nachfrage nach Kompositmaterialien – insbesondere durch die kontroverse Diskussion des Dentalamalgams hervorgerufen. Somit wurde die Entwicklung eines zahnfarbenen Materials mit geringer Toxizität, einfacher Handhabung und guter Langzeitprognose notwendig. Nicht nur die Erwartungen des Zahnarztes wie z.B. auch die Wirtschaftlichkeit, Zeitersparnis und ein vielseitiges Anwendungsspektrum - neben den bereits erwähnten Punkten, sondern auch die Forderungen der Patienten wie Ästhetik, Geschmacksneutralität etc. sollten erfüllt werden (Dietschi D., Spreafico R., 1997).

Bezüglich der zeit-, kosten- und technisch- aufwendigen Herstellung von Gold- oder Keramikinlays stellen die Komposite eine Erweiterung des Behandlungsspektrums heutzutage dar (Boer W. M., 1998; Lutz et al., 1993). Ihr Anwendungsbereich erstreckt sich von der Fissurenversiegelung (Ferrazini G., 1996) bis zur Versorgung von Kavitäten der Klassen I und II (Bergmann et al., 1990; Hickel R. et al., 1994; Hickel R., 1997; Roulet J. F., 1997 b; Roulet J. F., 1994), sowie im Frontzahnbereich. Korrekturen von Klasse III- und IV-Kavitäten sowie Kronenrekonstruktionen nach Frontzahntraumen (Boer W. M., 1998; Staehle H. J., 1999) betreffend, bieten die Kompositmaterialien dem Behandler gute Farb- und Formgestaltungsmöglichkeiten (Lutz et al., 1984; Noack M. J., 1988 a, b; Roulet J. F., 1997 a; Frankenberger et al., 1999 b). Im Bereich der Kieferchirurgie dient es zur Schienung und als Befestigung bzw. Überzug zum Schutz vor Schleimhautirritationen. In der Kieferorthopädie finden Komposite Anwendung zur adhäsiven Befestigung von Brackets. Des Weiteren können sie als Aufbaumaterial bei prothetischen Versorgungen eingesetzt und zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen herangezogen werden.

Aufgrund der mit den Kompositen zusammenhängenden Adhäsivtechnik kann die Versorgung minimalinvasiv, d.h. substanzschonend erfolgen (Boer W. M., 1998; Staehle H. J., 1999).

2 Literaturübersicht

2.1 Die Entwicklung von Kompositmaterialien

Mit der Erfindung der PMMA wurde 1931 der Grundstein für die Kompositmaterialien gelegt. Aufgrund auftretender Probleme wie z.B. der hohen Polymerisationsschrumpfung und der geringen Dimensionsstabilität, wurde eine Optimierung der Polymere vorangetrieben. Zudem waren Pulpatoxizität und geringe Abrasions- und Druckfestigkeit zu beobachten. Somit erfolgte durch Bowen in den 60er Jahren die Entwicklung eines Füllungsmaterials auf Harz basierend, welches mit Quarzsand aufgefüllt wurde. Dieser Grundbaustein ist heutzutage als Bowen-Resin bekannt. Hierbei handelt es sich um ein Epoxidharz bzw. um ein Additionsprodukt eines Epoxidharzes und einer Methylmetacrylsäure. Soz. ein aromatisches Dimethacrylat (Bisphenol A – Glycidylmethacrylat = BISGMA). Aufgrund mangelnder Festigkeit wurde die Matrix mit anorganischen Substanzen wie Aluminium- und Borosilikate, oder Quarzsand aufgefüllt. Diesen Verbund versuchte man mittels Silanisierung zu verbessern. Probleme wie Herauslösen der Füllkörper, erschwerte Ausarbeitung, Verfärbung und Plaqueretention führten zur Weiterentwicklung der Matrix. Es entstanden die Dimethacrylate (DMA oder Urethan-DMA), welche eine bessere Polierbarkeit und Pulpaverträglichkeit aufweisen. Eine weitere Optimierung besteht im Hinzufügen von Comonomeren wie Mono-, Di- oder Trimethacrylaten.

Im Allgemeinen setzt sich die Matrix aus Initiatoren, Monomeren, Stabilisatoren, Farbstoffen und weiteren Zusätzen zusammen. Die Methacrylate zeigen gute physikalische Eigenschaften, geringere Toxizität, eine relativ gute Farbstabilität und eine hohe Reaktivitätstendenz schon bei niedrigen

Temperaturen. Weiterhin ist die relativ geringe Polymerisationsschrumpfung zu erwähnen, welche die Eigenschaft des Komposits beeinflusst. Zwischen den Methacrylaten befindet sich ein organisches Zwischenglied, welches aus Polyäthern, Urethanpräpolymeren oder aromatischen Ringen bestehen kann. Dieses zentrale Molekül beeinflusst ebenfalls die Eigenschaften. Sind z.B. Hydroxylgruppen vorhanden, so besteht eine erhöhte Wasseraufnahme.

Aufgrund der permanenten Forschung und der daraus entstandenen Optimierungen sind diese geruchs- und geschmacksneutraler und v. a. toxikologisch vertretbarer als ihre Vorgänger, die reinen Methacrylate.

2.2 Aufbau von Kompositmaterialien

2.2.1 Hilfsstoffe: Initiatoren, Inhibitoren, Pigmente

Initiatoren stellen Hilfsstoffe dar, die durch chemische oder physikalische Aktivierung in Radikale zerfallen. Diese gehen eine Reaktion mit den Doppelbindungen der Monomere ein, wobei Polymerketten entstehen. Bezüglich des Farbverhaltens der Komposite spielen die Initiatoren eine große Rolle, da sie eine Eigenfarbe besitzen oder es zur Entstehung von Nebenprodukten führen kann. Des Weiteren bestimmen diese Matrixbestandteile die Aushärtung der Komposite in Bezug auf Polymerisations- und Vernetzungsverhalten.

Bei den Inhibitoren handelt es sich meist um sterische Phenole (Hydrochinomonomethyläther), welche eine vorzeitige Polymerisation unterbinden, indem sie eine Bindung mit zu früh entstandenen Radikalen eingehen. Somit ist eine längere Lagerung der Komposite möglich. Für eine vielfältige Farbgestaltung bei Füllungsmaterialien finden Pigmente, zumeist Eisenoxide, Verwendung.

Als weitere Hilfsstoffe sind UV-Stabilisatoren, Weichmacher und optische Aufheller zu nennen.

2.2.2 Die Organische Matrix

Für eine Optimierung der Eigenschaften der Kunststofffüllungen werden der Matrix Füller zugesetzt (Janda R., 1988 b). Diese führen zu einer Veränderung des Elastizitätsmoduls sowie zu einer gesteigerten Zug- und Druckstabilität. Demzufolge wird eine größere Verschleißfestigkeit erzielt. Bei diesen Füllern handelt es sich um Keramiken, Quarz, Siliziumdioxide oder Glas. Als weitere Aufgabe dieser Füllstoffe kann die Beeinflussung der Wasseraufnahme und des Polymerisationsschrumpfungsgrades sowie die Minimierung des linearen thermischen Expansionskoeffizienten angeführt werden. Somit führt eine geringere Partikelgröße der Füller zu weniger Verschleiß und ein erhöhter Anteil an Füllstoffen zu einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung. Laut Lutz et al., 1983 sind die Komposite nach Art der Füller einzuteilen. Hierbei sind die konventionellen Komposite mit Makrofüller zu nennen, welche eine Teilchengröße zwischen 5 und 10 μm besitzen. Sie bestehen aus Keramik, Quarz und Glas, wobei die letztgenannten Schwermetalle wie z.B. Strontium und Bariumsulfat oder Lanthanide enthalten können. Dadurch wird Röntgenopazität erreicht. Beim Vergleich von Füller und Matrix wird ein Härteunterschied deutlich. Dies kann bei Einwirkung von externen Faktoren wie z.B. Hydrolyse zum Verlust der Füllkörper aus der Matrix führen. Demzufolge besteht ein Problem bei der Politur. Weiterhin zeigt die Matrix eine geringe Abrasionsstabilität. Durch das Herausbrechen der Makrofüller resultiert eine raue Oberfläche, die eine gute Voraussetzung für Plaqueretention und Verfärbungen bietet (Lutz et al., 1983; Roeters J., De Kloet H., 1992).

Als weitere Gruppe sind die Hybridkomposite zu erwähnen, die sowohl Makro- als auch Mikrofüller aus Siliziumdioxid enthalten. Die mittlere Teilchengröße kann kleiner als 2 μm , zwischen 2 bis 10 μm und mehr als 10 μm betragen. Heutzutage kann sie kleiner als 1 μm sein. Hierbei stellen die Makrofüller mit ca. 85 % gegenüber den Mikrofüllern mit ca. 15 % den Hauptteil dar. Diese Komposite vereinen die Vorteile von den konventionellen Kompositen und den

Mikrofüllerkompositen. Sie zeigen Röntgenopazität und aufgrund der reduzierten Teilchengröße eine bessere Oberflächenbeschaffenheit. Daraus resultieren eine bessere Polierbarkeit und eine geringere Plaqueretention. Zudem wird eine höhere Abrasions- und Verschleißstabilität erreicht. Die Hybridkomposite haben sich bezüglich der Ästhetik, der guten Verarbeitbarkeit, der guten Randgestaltung und der Volumenstabilität bewährt und finden heutzutage ein großes Behandlungsspektrum.

Weiterhin sind die homogenen Mikrofüllerkomposite zu nennen. Im Durchschnitt beträgt ihre Teilchengröße ca. 0,01 bis 0,04 μm . Hierbei handelt es sich um hochdisperse Kieselsäuren, d.h. um Siliziumdioxid (Söderholm K. J., Schmideder J., 1998). Die Bezeichnung homogen rührt von der Teilchengröße der Mikrofüller, die geringer als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts ist, her (Lutz et al., 1983). Diese Partikel verfügen über eine große Oberfläche. Somit erfolgt bei großer Menge eine erhöhte Viskosität. Ebenfalls sind eine starke thermische Expansion und eine große Polymerisationsschrumpfung zu beobachten. Neben den bereits erwähnten Punkten sind die Mikrofüller besser polierbar.

Folglich können bessere ästhetische Ergebnisse erzielt werden, v. a. spielt das Verringern der Plaqueretention eine große Rolle (Janda R., 1988 b). Ein Herausbrechen der Partikel wie bei den Makrofüllern ist kaum zu beobachten, was sich auf das Verschleißverhalten positiv auswirkt. Bei den inhomogenen Mikrofüllerkompositen handelt es sich um einen Verbund zwischen dem hochdispersen Siliziumdioxid, den Mikrofüller-Komplexen und einer organischen Matrix. Es gibt verschiedene Herstellungsarten. Zum einen werden solche Komposite auf eine Teilchengröße von ca. 20 bis 30 μm zermahlen, um splitterförmige Vorpolymerisate zu erreichen. Zum anderen werden kugelförmige Vorpolymerisate hergestellt, welche der Kompositmatrix zugefügt werden. Als weitere Möglichkeit besteht die Sinterung von Siliziumdioxidpartikeln mit darauf folgender Zerkleinerung in etwas größere

Teilchen. Daraus resultieren Mikrofülleragglomerate (Lutz et al., 1983, Roulet J. F., 1987). Durch ihre gute Polierbarkeit und Oberflächenbeschaffenheit sind sowohl gute ästhetische Ergebnisse als auch eine geringe Verschleißrate möglich. Jedoch zeigen diese Mikrofüllerkomposite bezüglich ihrer physikalischen Eigenschaften und Röntgenopazität gegenüber den vorher erwähnten Mikrofüllern Nachteile. Bei nur 50 % Füllkörperanteil ist eine Beeinträchtigung der Vickers-Härte, des Elastizitätsmoduls und der Biegestabilität zu beobachten. Zusätzlich bestehen eine höhere Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung. Eine Schwachstelle stellt der Verbund zwischen Matrix und splitterförmige Vorpolymerisat dar, welcher unter Kaudruck in Mitleidenschaft gezogen wird. Dies bewirkt eine höhere Verschleißrate, die sich besonders im Seitenzahnbereich auswirkt. Heutzutage sind meist splitterförmige Vorpolymerisate vertreten.

Zum Erreichen einer höheren Röntgenopazität wird meist Ytterbiumtrifluorid zugefügt.

2.2.3 Die Verbundphase

Durch die Silanisierung des Füllstoffs wird eine Optimierung des Verbunds zwischen Füllstoff und Matrix erreicht. Für gewöhnlich findet 3-Methacryloxypropyltrimetoxisilan und Vinyltriethoxysilan heutzutage Verwendung (Roulet J. F., 1987). Dadurch kommt es zu einer Steigerung der Druck- und Biegefestigkeit. Aber dieser Verbund kann z.B. durch saure Hydrolyse destabilisiert werden und daraus resultiert eine höhere Verschleißrate.

2.3 Die Polymerisation

Bei der Polymerisation werden Monomere durch Initiatoren, die nach ihrer Anregung in Radikale zerfallen, zu Polymeren dreidimensional vernetzt (Ernst et al., 1996; Venhoven B. J., 1996). Das bedeutet, die Initiatoren gehen mit den

Doppelbindungen der Monomere eine Reaktion ein. Die Lichtquantenenergie bewirkt eine Aktivierung der Initiatoren.

Jedoch kommt es bei der Polymerisation zur Konversion, d.h. es bleiben Doppelbindungen zurück. Dies führt zu einem Anstieg des Restmonomergehalts und zur Bildung von Nebenprodukten, die sich toxikologisch negativ auswirken können. Bezüglich des Restmonomergehalts konnten Pulpairritationen beobachtet werden, jedoch wurden allergische Reaktionen nicht manifestiert (Ernst et al., 1996; Geurtsen W., 1989).

Einen weiteren negativen Aspekt stellt die Polymerisationsschrumpfung dar, wodurch eine optimale marginale Adaptation nicht möglich ist. Durch Spannungen innerhalb der Füllung kann es zu kleinen Mikrorissen und dem Verlust der Füllkörper kommen (Hickel et al., 1994 a). Dies führt zu einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit, zu einer Minderung der Verschleißfestigkeit, zu verstärkten Verfärbungen und zu gesteigerten Wasseraufnahme (Ernst et al., 1996; Geurtsen W., 1989). Darüber hinaus kann dies Pulpenirritationen bis zur Pulpenschädigung und zu Sekundärkaries zur Folge haben (Reeves et al., 1995).

Die lichthärtenden Komposite lassen sich von den chemisch-lichthärtenden unterscheiden, während bei den Erstgenannten sowohl UV-Licht-härtende als auch Halogenlicht-härtende vertreten sind. Als Initiator dient Benzoinmethyläther bei den UV-Licht-härtenden Kompositen. Dieser muss auf die Wellenlänge des verwendeten Lichts abgestimmt sein. Jedoch lässt sich eine optimale Tiefenpolymerisation nur schlecht realisieren. Heutzutage verfügen die Polymerisationsgeräte über eine Wellenlänge von ca. 400 bis 520 nm im Blaulichtspektrum (Ernst et al., 1996).

Bei diesem Typ von Kompositmaterialien wird der Polymerisationsgrad bzw. die Aushärtung von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Somit spielt der Abstand der Lichtquelle, deren Wellenlänge, die Intensität und die Bestrahlungsdauer eine große Rolle (Ernst et al., 1996; Geurtsen W., 1989;

Ruyter I. E., 1988). „Die Lichtintensität ist umgekehrt proportional zum Quadrat der Entfernung Lichtaustrittfenster – Füllungsoberfläche. „ (Hellwig et al., 1991). Weiterhin hängt die Polymerisation von der Beschaffenheit des Komposits ab. So wirken sich mikrogefüllte Komposite aufgrund der erhöhten Lichtstreuung und Absorption nachteilig aus. Die Farbe des Komposits ist ebenfalls nicht zu vernachlässigen, da eine bessere Tiefenpolymerisation bei hellerem Kolorit erzielt werden kann (Ruyter I. E., 1988). Durch direkte Bestrahlung kann man eine große Umsetzung der Methacrylatgruppen erreichen. Demgegenüber existieren chemisch härtende Komposite, die als zwei-Pasten-System zu erwerben sind. Diese zeigen Nachteile bei der Ausarbeitung auf, da es beim Anmischen zu Lufteinschlüssen und somit zu Porositäten und einer verringerten Verschleißfestigkeit kommen kann. Die chemisch härtenden Komposite neigen zu einer erhöhten Plaqueretention und zu Verfärbungen. Im Vergleich zu den lichthärtenden Kompositen besteht ein verminderter Polymerisationsgrad, welcher einen erhöhten Restmonomergehalt zu Folge hat. Einerseits wirkt sich die Tatsache nachteilig aus, dass dem Behandler die Vorbereitungszeit durch die chemische Aushärtungsreaktion vorgegeben wird. Andererseits bedarf es nicht einer zusätzlichen Energiezufuhr, da eine Aushärtung innerhalb ca. 5 min erreicht wird.

Diesen Kompositen werden Initiatoren, bei denen es sich meist um Benzoylperoxid handelt, zugefügt. Jene gehen eine Reaktion mit tertiären Aminen, den Akzeleratoren, während des Anmischvorgangs ein. Zusätzlich beinhalten sie 4-Methoxyphenol als Inhibitor, um eine bessere Lagerfähigkeit zu erreichen.

Im Gegensatz zu den chemisch härtenden Kompositen wird bei den dual-härtenden Materialien die Polymerisation durch zwei verschiedene Initiatorsysteme eingeleitet. Das Material härtet nach einer bestimmten Zeit von selbst chemisch aus, wobei eine schnellere Initialhärtung durch Lichtapplikation erzielt werden kann (Janda R., 1988). Der Vorteil dieser Systeme besteht in der

chemischen Aushärtung, die eine ausreichende Tiefenhärtung v. a. in nicht lichtzugänglichen Bereichen gewährleistet (Janda R., 1988; Roulet J. F., 1987; Viohl J., 1982).

Anwendung finden diese Materialien bei der Provisorienherstellung, bei der adhäsiven Befestigung von Zahnersatz bzw. Inlays sowie bei Stumpfaufbauten.

2.4 Die Adhäsivtechnik

2.4.1 Schmelz-Ätz-Technik

2.4.1.1 Die Schmelzhaftung

Mit der Schmelz-Ätz-Technik wurde 1955 von Buonocore der Grundstein für einen festen Verbund zwischen Zahn und Kompositmaterial gelegt. Da sich zwischen der hydrophilen Zahnhartsubstanz und dem hydrophoben Füllungsmaterial keine dauerhafte Verbindung herstellen lässt, resultieren häufig mangelhafte Randadaptationen, d.h. Randspalten. Dank dieser erneuten Methode konnten die Folgen, wie z.B. die Entstehung von marginalen Verfärbungen und von Sekundärkaries, minimiert werden. Zusätzlich optimiert dies das durch die Präparation entstandene Makroretentionsrelief auf substanzschonende Art und Weise (Boer W. M., 1998; Fröhlich et al., 1996; Simonsen R. J., 1985; Staehle H. J., 1999; Van Meerbeck et al., 1998).

Zuerst erfolgt eine Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mittels einer Säure, bei der es sich meist um 30 bis 40 % Orthophosphorsäure handelt, zur Erzielung eines retentiven Ätzmusters. Nebenbei werden EDTA, Essig-, Oxal-, Salz-, Salpeter- und Zitronensäure heutzutage verwendet. Hierbei werden durch Ätzung 8 bis 10 µm der Schmelzoberfläche in 60 s entfernt (Roeters J., De Kloet H., 1992). Somit können Oberflächenvergrößerung (Buonocore M. G., 1955; Geurtsen N., 1989; Roulet J. F., Blunck U., 1996; Swift et al., 1995), Rauigkeit aufgrund eines entstandenen Mikroretentionsreliefs und bessere Benetzbarkeit erreicht werden. Untersuchungen mit dem

Rasterelektronenmikroskop (REM) verdeutlichen, dass bereits eine Ätzzeit von 15 s kein schlechteres Retentionsmuster bewirkt als nach 60 s. Bezüglich der marginalen Adaptation und des Scherverhaltens zeigten Versuche *in vitro*, dass 15 und 60 s ähnliche Ergebnisse bringen (Barkmeier et al., 1986; Glasspoole E. A., Erickson R. L., 1986; Gilpatrick R.O., Ross J.A. 1991; Gwinnett A. J., Garcia-Goodoy F., 1992). Anhand von klinischen Nachuntersuchungen von Fissurenversiegelungen konnte keine Minderung der Schmelzhaftung festgestellt werden. Bei der Verwendung von 30 bis 40 % Phosphorsäure konnten die besten Ergebnisse beobachtet werden, da hierbei sowohl eine effektive Ätztiefe als auch ein wieder entfernbare Präzipitat aus Dikalziumphosphat-Dihydrat entstehen (Gottlieb et al., 1982; Silverstone L. M., 1974). Wohingegen bei einer Konzentration von unter 30 % die Bildung von sog. Brushit folgt, wodurch eine adhäsive Verankerung schlecht realisierbar ist. Die Beschaffenheit der Zahnhartsubstanz und die Richtung der angeschnittenen Schmelzprismen beeinflussen wesentlich den Erfolg der Säure-Ätz-Technik.

Quer angeschnittene Prismen bewirken sehr gute Resultate, da zumeist Prismenkerne herausgelöst werden (Crawford et al., 1987; Haller B., Bischoff H., 1993). Diese sind bei paralleler Präparation der Kavitätenwände vorhanden. Dagegen kann es bei längs angeschnittenen Prismen zu deren Lockerung aus dem Prismenverbund und schließlich zu mangelhaftem Randschluß führen.

Milchzähne bedürfen einer längeren Ätzzeit von 90 s zur Erzielung einer optimalen Ätztiefe, da sie aus aprismatischem Schmelz zusammengesetzt und höher mineralisiert sind. Im approximal-cervikalen Bereich sind die Prismen parallel zur Oberfläche ausgerichtet, so dass durch Anshrägung der Kavitätenränder und der dadurch entstehenden Oberflächenvergrößerung quer angeschnittene Prismen und ein besseres Ätzmuster erzielt werden kann (Cheung G. S. P., 1990; Dietschi et al., 1995 b; Hugo et al., 1999, Lutz et al., 1984). Eine Anshrägung bewirkt, dass nicht gestützte, gelockerte und freiliegende Schmelzprismen am Kavitätenrand entfernt werden, und somit ein

Einbrechen von Randspalten oder Mikrofrakturen bei Kaubelastung verhindern werden. Zusätzlich lassen sich eine optimale Ästhetik und Farbgestaltung durch den sog. long bevel realisieren. Auch birgt die Fluoridierung im Zuge der Schmelz-Ätz-Technik gewisse Nachteile, da die Säureresistenz des Schmelzes gesteigert wird.

Das durch die Schmelzätzung entstandene Mikroretentionsrelief kann in drei verschiedene Ätzmuster gegliedert werden. So handelt es sich bei Ätztyp I um das Herauslösen der Prismenkerne. Bei Typ II wird die Peripherie der Prismen angeätzt. Werden sowohl die Zentren als auch die Peripherie aufgelöst, so erhält man Typ III, welcher zu einem ungenügenden Retentionsmuster führt (Silverstone et al., 1975).

2.4.1.2 Die Dentinhaftung

Aufgrund der organischen Bestandteile des Dentins gestaltet sich eine adhäsive Verankerung eines hydrophoben Füllungsmaterials schwierig. Somit wurden Dentinhaftvermittler erfunden, die ein Bindeglied zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit darstellen. Sie besitzen ein breites Anwendungsspektrum, welches von der Behandlung überempfindlicher Zahnhälse, als Versiegler bei Dentin-Pulpa-Irritationen bis zur Retentions- und Randgestaltungsverbesserung führt. Aber auch spielt der bei der Präparation entstehende Smearlayer, welche sich aus Dentinliquor, Odontoblastenfortsätzen, Kollagen- und Hydroxylapatittrümmern zusammensetzt, eine wichtige Rolle. Als weitere Bestandteile sind Mikroorganismen mit deren Stoffwechselprodukten, Blut und Speichel zu nennen. Diese Schmierschicht bewirkt einerseits einen verminderten Austritt von Dentinliquor und das Eindringen von Mikroorganismen, andererseits kann sie selbst Bakterien beinhalten oder optimale Haftung von Adhäsiven und Füllungsmaterialien negativ beeinflussen. Die Dentinadhäsive basieren sowohl auf chemischer als auch auf mikromechanischer Verbindung

zum Dentin. Der chemische Haftmechanismus beruht auf metallische, ionische und polare bzw. unpolare kovalente Bindungen.

Es traten einige Probleme bei den konventionellen Dentinadhäsiven auf. Nämlich durch den unbehandelten Smearlayer können nur geringe Haftwerte von 2 bis 6 MPa erzielt und bei Wassereinlagerung deren Hydrolyse hervorgerufen werden. Die mikromechanische Verankerung besteht aus einem Mehrkomponentensystem, dem Konditioner, Primer, Adhäsiv und dem Bonding.

Unter Dentinkonditionierung versteht man die Dentinvorbehandlung mittels Säuren. Dies hat die Freilegung der Dentinkanälchen, die Demineralisation der Dentinoberfläche und die Auflösung bzw. die Entfernung der Dentintubuli zur Folge. Des Weiteren entsteht ein retentives Ätzmuster und die Freilegung der Kollagenfasern. Bei der Ätzung mittels Komplexbildnern, die mit den Kalziumionen des Hydroxylapatits reagieren, erfolgt der Einbau von Aminogruppen oder Metallionen in das Dentin. Heutzutage finden 10 bis 40 % Phosphor -, 2,5 bis 4 % Salpeter -, 10 % Malein - und Zitronensäure oder 5 bis 16 % EDTA Verwendung (Blunck U., Haller B., 1999; Swift E. J., Cloe B. C., 1993). Untersuchungen haben ergeben, dass eine völlige Demineralisation des Dentins durch Metallionen nicht stattfindet und dass die Adhäsivpolymerisation und die Kollagenvernetzung mit HEMA durch Aminogruppen positiv beeinflusst werden.

Daraufhin erfolgt das Priming, welches auf Wasser-, Aceton- oder Ethanol-basierend für eine bessere Benetzung des Dentins mit dem Bonding sorgt. Es existieren sowohl funktionelle Monomere, die zum Methacrylatanteil auch Maleinat- und Phosphatgruppen enthalten und somit Hydroxylapatit auflösen, als auch nicht funktionelle Monomere. Letztere Gruppe, die Triethylenglykoldimethacrylat und Hydroxyethylmethacrylat beinhaltet, ist aufgrund ihrer geringen Viskosität für eine geeignete Benetzung verantwortlich. Zusätzlich wird Glutaraldehyd verwendet, das das Bakterienwachstum

unterbindet, die HEMA-Polymerisation katalysiert und die Kollagenmatrix stabilisiert. Als weiterer Zusatzstoff ist die Maleinsäure zu nennen, mit deren Hilfe ein Komplex mit Kalzium gebildet und folglich Hydroxylapatit aufgelöst wird.

Dentinadhäsive, die den eigentlichen Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial darstellen, zeichnen durch ihre niedrige Viskosität und ihren amphiphilen Charakter aus. Nach einer Einwirkzeit von 20 s erfolgt das verblasen mit Luft, wobei darauf geachtet werden muß, dass keine übermäßige Anreicherung an Sauerstoff erfolgt.

Bei den Schmelzadhäsiven handelt es sich um hydrophile und niedrigvisköse Gemische, den Dimethacrylaten. Das Dentinadhäsiv ist über Verzahnung, Verklettung und intratubuläre Zapfen am Dentin verankert. Untersuchungen unter dem REM und dem TEM ergaben, dass die gute Haftung der Adhäsive durch den mikromechanischen Verbund erzielt wird, nämlich durch die oben bereits erwähnten Verzahnung, Verklettung und Zottenbildung.

Die Dentinadhäsive lassen sich in zwei Gruppen einteilen. Bei der ersten Gruppe wird der Smearlayer aufrechterhalten, wohingegen bei der zweiten Gruppe die Schmierschicht völlig entfernt wird oder bereits deren gelösten Bestandteile ausgefällt werden. Den ersten Mechanismus betreffend, führen Primer aufgrund ihres niedrigen pH-Wertes von ca. 2,5 zu einem Auflösen des Hydroxylapatits und somit zum sog. Entanglement. Das bedeutet, dass eine Verfilzung zwischen Kollagenfasern und Füllungsmaterial in dem Smearlayer stattfindet. Die Haftwerte betragen ca. 5 MPa. Untersuchungen sowohl im REM als auch des Verhaltens auf Scherkräfte ergaben, dass die Schmierschicht die Schwachstelle darstellt. Heutzutage finden sie kaum noch Verwendung. Durch die Anätzung mittels Säuren wird der Smearlayer aufgelöst, wobei das effektivste Ergebnis bei der Verwendung von 10 % Malein- oder Phosphorsäure erreicht wird. Nachdem der Primer in die Dentintubuli penetriert ist, erfolgt eine Ausformung von Kunststoff-Tags. Bei genaueren Untersuchungen des Dentins kann man ein

Kollagenfasernetz erkennen, welches von Monomeren durchdrungen werden kann. Dies hat die Entstehung einer Hybridlayer zur Folge, die keine unwesentliche Rolle beim Verbund zwischen Dentin und Komposit spielt. Die Histologie des Dentins, der Polymerisationsgrad und die Infiltrationstiefe der Primer beeinflussen die Eigenschaften der Hybridschicht. Eine Wiederausfällung der gelösten Schmierschichtanteile wird durch selbstkonditionierende Primer erzielt. Des Weiteren erfolgen die Freilegung der Kollagenfasern, die Eröffnung der Dentintubuli und die Demineralisation des intertubulären Dentins. Nach der Penetration des Primers kommt es zur Bildung einer Hybridschicht und von Kunststoff-Tags.

2.4.2 Total-etching

Hierbei werden Schmelz und Dentin mit der gleichen Säure, zumeist Phosphor- oder Maleinsäure, vorbehandelt. Die durch Ätzung hervorgerufenen Demineralisation des Dentins und Entfernung des Smearlayer begünstigen das Eindringen der Monomere des Adhäsivs (Fusayama et al., 1979; Fusayama T., 1989; Blunck U., Haller B., 1999; Erickson R. L., 1994; Nakabayashi N., 1994, Pashley et al., 1993; Swift et al., 1995). Besonders das Monomer HEMA zeigt wegen seiner Hydrophililität diesbezüglich günstige Eigenschaften. Die Nachteile der Total-etching-Technik bestehen in der Gefahr der übermäßigen Dentindemineralisierung und des Kollabierens der Kollagenfasern. Durch das Herauslösen von Hydroxylapatitkristallen wird das Zusammenbrechen des Kollagennetzwerkes unterstützt.

2.4.3 Wet bonding

Diese von Kanca und Gwinnett betitelte Technik beinhaltet, dass man bei einigen Dentinadhäsiven nach Applikation auf feuchtes Dentin größere Haftwerte erzielen konnte. Das bedeutet aber nicht, dass auf ein trockenes

Arbeitsfeld verzichtet werden kann. Ebenfalls führen Kontaminationen durch Blut und Speichel zu geringeren Haftwerten, da deren Proteine das Infiltrieren des Primers behindern. Durch das Feuchthalten kann man das Kollabieren von Kollagenfasern in Folge von Austrocknung vermeiden. Hierbei finden Lösungsmittel wie Aceton Anwendung, welche das im Dentin vorhandene Wasser verdrängen und somit die Haftung positiv beeinflussen.

2.4.4 Die Entwicklung der Dentinadhäsive

Im Laufe der Zeit haben die Dentinadhäsive eine große Entwicklung durchgemacht. Zu den Adhäsiven der ersten Generation, die in den 50iger Jahren entstanden, gehören die Derivate von Bis-GMA, des sog. BOWEN-Moleküls. Doch konnten mit diesen Adhäsiven keine guten Haftwerte erzielt werden, insbesondere ihrer großen Anfälligkeit auf Feuchtigkeit. Anfang der 80iger Jahre wurden die Adhäsive der zweiten Generation entwickelt. Hierbei sind Bis-GMA und HEMA zu nennen, die aus halogenierten Phosphorsäureester von ungefüllten Kunststoffharzen bestehen. Bei dieser Gruppe konnten Haftwerte von ca. 1 bis 10 MPa erreicht werden. Aber auch diese zeigten eine hohe Anfälligkeit im wässrigen Milieu, was keinen guten Beitrag zur marginalen Integrität leistet. Ein zusätzlicher Faktor besteht in der großen Tendenz zur Verbindung mit dem Smearlayer als mit der Zahnhartsubstanz (Blunck U., Haller B., 1999; Swift et al., 1995). Mit den Adhäsiven der dritten Generation erzielte man einen großen Fortschritt, indem die Schmierschicht entfernt bzw. modifiziert wurde. Somit können die Monomere weit ins Dentin penetrieren und bessere Haftwerte von 24 bis 30 MPa beobachten. Die Dentinadhäsive der fünften Generation sind seit den 90igern zu erwerben. Sie sind als „one-bottle-System“, d.h. Adhäsiv und Primer als eine Lösung, bekannt. Klinische Untersuchungen ergaben Haftwerte bis zu über 30 MPa (Blunck U., 1996; Fröhlich et al., 1996; Gwinnett A. J., Kanca J. A., 1992; Lutz

et al., 1993; Nakayabashi N.,1982/1994; Nakayabashi N., Pashley D. H., 1998; Roulet J. F., 1994; Van Dijken et al., 1998).

2.4.5 Die Dentinadhäsive EBS und All-Bond-2

Bei den zu untersuchenden Zähnen wurden die Dentinadhäsive All-Bond-2 (Bisco, Schaumburg, USA) und EBS (3M Espe, Seefeld, Deutschland) verwendet. Das ethanolbasierende Dentinadhäsivsystem EBS verfügt über einen Haftwert von 9,8 MPa (May et al., 1997) und über Scherhaftwerte von 17,2 - 33,6 MPa (El Kalla I. H., Garcia-Godoy F., 1998). Auffallend ist die große Differenz der erwähnten Scherhaftwerte, die in unterschiedlichen Laboratorien gemessen wurden (Øilo G., Olsson S., 1990). Jedoch können Ergebnisse von in-vitro-Studien nicht direkt auf die klinische Anwendung übertragen werden (Finger W. F., 1988).

Der Haftmechanismus des Dentinadhäsivs EBS am Dentin basiert auf der Diffusion des Primers ins Kollagennetz unter Bildung einer Hybridschicht mittels HEMA, die wasserlöslich und aushärtbar ist (El Kalla I. H., Garcia-Godoy F., 1998). Laut Hersteller kann die Primerkomponente Methacrylmagnesiumchelate mit dem Kalzium im Dentin unter Bildung von Methacryl-Kalzium-Chelat reagieren, so dass eine chemische Bindung ans Dentin entstehen kann. In einer 1-Jahres-Studie von Tyas und Burrow konnte die von van Dijken 1997 analysierten Ergebnisse von mit EBS behandelten Klasse-V-Restaurationen bestätigt werden.

Bei dem azetonbasierenden Adhäsiv All-Bond-2 wird ebenfalls sowohl für das Dentin als auch für den Schmelz ein Conditioner verwendet. Dieser führt zur Demineralisation des Dentins und zur Freilegung der Kollagenfasern. Die Eindringtiefe des Primers beträgt ca. 4 µm. Dadurch entsteht ein Hybridlayer, der zum Haftmechanismus beitragen kann (Prati et al., 1993). Die Haftwerte bei

pulpanahem Dentin betragen ca. 30 - 40 % der Haftwerte von peripherem Dentin (Suzuki T., Finger W., 1988).

Bezug nehmend auf andere Studien berichteten Fortin et al. (1994) über Scherhaftwerte von 9,4 MPa, Barkmeier et al. (1991) über 39,99 MPa und Perdiago et al. (1993) über 22,5 MPa. In einer weiteren Untersuchung fanden Nakajima et al. (1995) heraus, dass die Biegefestigkeit von All-Bond-2 bei normalem Dentin 26,9 +/- 8,8 MPa beträgt, wobei deren Werte vom Dentintyp abhängen. All-Bond-2 erzielte in einer Studie von Klasse-V-Restaurationen höhere Scherhaftwerte als die zu vergleichenden Dentinadhäsive und zeigte die geringsten Spaltbildungen an der Dentin-Zement-Grenze auf (Arbabzadeh et al., 1998).

2.5 Soft-Start-Polymerisation

Ein wichtiger Faktor bei Adhäsivrestaurationen besteht in der Reduktion der bei der Polymerisation auftretenden Spannungen und in der Verlängerung der sog. "Flow-Phase" eines Komposits. Durch die Soft-Start-Polymerisation, oder auch Zwei-Stufen-Polymerisation genannt, kann die Intensität des applizierten Lichts bei der Aushärtung gesteuert werden. Bei dieser Polymerisationsart wird die Intensität -mit einer geringen Intensität beginnend- langsam gesteigert (Koran P., Kurschner R., 1997; Mehl et al., 1997; Watts D. C., Hindi A. Al., 1998). Auf diese Weise wird die Flow-Phase des Komposits verlängert und die Polymerisationsreaktion verlangsamt (Feilzer et al., 1995; Koran P., Kurschner R., 1997), so dass eine verbesserte marginale Adaptation erreicht werden kann (Hentschel D., 1997; Lösche et al., 1993; Lösche G. M., 1999; Mehl et al., 1997).

Die bei der Polymerisation resultierenden Spannungen werden durch die Zusammensetzung des Komposits beeinflusst (Bowen R. L., 1967; Feilzer et al., 1990 b; Ernst et al., 2003; Lambrechts et al., 1997). Das bedeutet, dass die Rheologie auf die Komposit-Monomer-Komponente zurückzuführen ist. Bei

durchschnittlichen Kompositen bzw. Kompositen älterer Generation bestehen die Monomere meist aus Di-Methacrylaten. Bei den zu untersuchenden Materialien handelt es sich um Multi-Acrylate, die eine Veränderung in der Reaktivität bewirken können. Weitere wichtige Faktoren bei der Spannungsreduktion sind das E-Modul, die Polymerisationsschrumpfung und der Flow (Feilzer et al., 1990 a; Feilzer et al., 1987). Janda fand 1988 heraus, dass sich ein hoher Füllstoffvolumenanteil und große Monomermoleküle günstig auswirken (Janda, 1988 a, b). Des Weiteren ergab eine Studie, dass die Biegefestigkeit durch die Soft-Start-Polymerisation gesteigert, während der E-Modul nicht signifikant verändert wurde (Mehl et al., 1997).

2.6 C-Faktor und E-Modul

Definitionsgemäß stellt der Configuration factor, auch als C-Faktor betitelt, das Verhältnis der gebundenen zu den freien Kompositoberfläche dar (Bowen R. L., 1967; Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987). Je größer die Anzahl der gebundenen Kompositoberflächen, desto höhere Werte erreicht die Schrumpfungsspannung. Folglich weist ein höherer C-Faktor auf eine Tendenz zur Randspaltbildung unter Kaubelastung hin. Zug- und Scherversuche ergaben, dass Dentinadhäsivsysteme heutzutage Haftwerte von ca. 24 bis 30 MPa erzielen (Eick et al., 1993). Mitunter darf aber nicht vergessen werden, dass allein Studien über Haftwerte von Adhäsiven nicht ausreichen, um deren Beitrag zur marginalen Adaptation beurteilen zu können. Vielmehr spielen andere Faktoren wie Liquorfluss, die Beschaffenheit der Kavität, die Polymerisationsschrumpfung und der Eigenschaft der Dentinoberfläche eine große Rolle. Hierbei konnte man beobachten, dass bei einem größeren C-Faktor – abhängig von der Kavitätenform (Davidson et al., 1984; Nakabayashi N., Pashley D. H., 1998) – die Polymerisationsschrumpfung durch ein Adhäsivsystem herabgesetzt wird. Daraus resultieren Zugspannungen, welche eine Belastung für den Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial darstellen

und zur Randspaltbildung führen. Bei lichthärtenden Kompositen hat der Polymerflow nur geringen Einfluss auf das Spannungsverhalten, da die Polymerketten zu schnell ihre Beweglichkeit verlieren. Diesem kann man entgegenwirken, indem flexible Schichten mit einem geringen Elastizitätsmodul zwischen Zahn und Füllungsmaterial eingebracht werden. Allgemein lässt sich über das E-Modul sagen, dass dieses direkt proportional zum Füllstoffgehalt ist (Ruyter I. E., 1988). So zeigen z. B. stopfbare Kompositen ein höheres E-Modul. Mit der Zusammensetzung des Kompositmaterials kann das E-Modul variieren. Das E-Modul der Füllkörper und der Matrix zeigt in dessen Höhe deutliche Unterschiede (Suh N. P., 1986). In einem Komposit bestehen zwei verschiedene elastische Phasen. Durch eine Erhöhung des Matrixanteils als auch durch Veränderung des Füllkörpervolumenanteils kann das E-Modul beeinflusst werden (Braem et al., 1989). Studien ergaben, dass je höher das E-Modul, desto kleiner die Verschleißfragmente. Bei einem kleinen E-Modul kommt es zum Herauslösen von großen Verschleißpartikeln, so dass aus deren Verlust Mikrodefekte an der Oberfläche resultieren (Kunzelmann K.-H., 1996 b). Je nach Indikation müssen verschiedene Anforderungen erfüllt werden. So beeinflusst ein niedriges E-Modul den Randschluss bei Klasse IV-Kavitäten positiv (Kemp-Scholte C. M., Davidson C. L., 1990). Dagegen bedarf es bei Restaurationen im Seitenzahnbereich eines höheren E-Moduls- ähnlich dem des Dentins, um unter Kaubelastung Standhaftigkeit zu zeigen (Lambrechts et al., 1987; Nakayama et al., 1974).

2.7 Verbesserung der marginalen Adaptation

Die bei der Aushärtung resultierenden Kontraktionskräfte können durch ein geringes Kunststoffvolumen reduziert werden. Aus diesem Grund sollte die Restorationskavität bzw. die Füllungslänge gering gehalten werden (Hickel et al., 1994 b). Somit kann das Randschlussverhalten durch eine Unterfüllung verbessert werden (Hembree J. H., 1989; Hickel et al., 1994 a; Krejci et al.,

1988), wie in Abbildung 1 dargestellt. Es existieren jedoch andere Auffassungen, dass eine bessere marginale Adaptation durch die Total-Bond-Technik erzielt werden kann (Dietrich T., 1997; Dietschi et al., 1995 a). Darüber hinaus führt die Anwendung der Inkrementtechnik zur Reduktion von Spannungen und somit zu einem besseren Randschluss (Dietschi D., Spreafico R., 1997; Königsberg et al., 1989; Krejci et al., 1996). Diese Technik wird durch die Abbildung 2 ersichtlich. Die schichtweise Applikation und Aushärtung des Komposits bewirken eine Kompensation der Spannungen und die einzelnen Kompositschichten zeigen eine zufrieden stellende Haftung untereinander (Koenigsberg et al., 1989; Boyer et al., 1984).

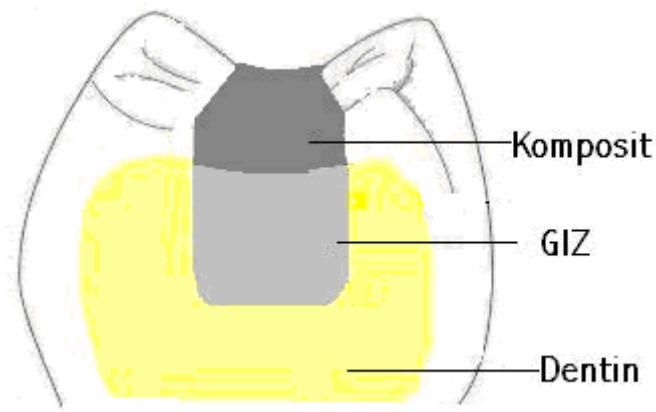


Abb. 1 Grafik über eine Versorgung mit einer Unterfüllung mit GIZ

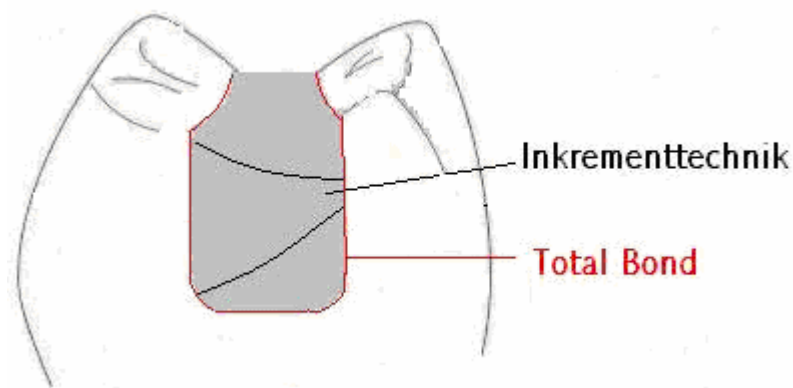


Abb. 2 Grafik über die Inkrementtechnik

2.8 Unterschiedliche Fülltechniken

Bei der sog. „Sandwich-Technik“ werden niedrigvisköse Komposite verwendet. Durch den geringeren Anteil an Füllkörpern zeigen sie eine geringere Festigkeit auf Biege-, Zug- und Druckbelastungen, so dass von deren Verwendung in Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten, die höheren Belastungen standhalten müssen, abgeraten wird (Bayne et al., 1998). Auch Glasionomere fanden als sog. „stress-breaker“ Anwendung (Krejci et al., 1980). Ein Unterfüllungsmaterial kann durch seine langsam ablaufende Abbindezeit oder durch seine niedrigere Viskosität den Randschluss positiv beeinflussen (Hannig et al., 1997). Durch eine nicht vollständig abgelaufene Abbindezeit des Unterfüllungsmaterials kann es zu Spannungen, im Falle von nicht absoluter Trockenheit, zu Quellungen kommen. Dies führt zu Rissen und somit zu schlechten Ergebnissen bzgl. der marginalen Adaptation bei Kompositrestaurationen.

Eine weitere Methode zur Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung besteht in der Applikation des Kompositmaterials in mehreren Schichten und dessen Aushärtung, wobei eine Schichtstärke von 2 mm nicht überschritten werden sollte (Hellwig et al., 1991). Doch anhand von zahlreichen Untersuchungen konnte festgehalten werden, dass die Anwendung dieser Inkrementtechnik nicht die Entstehung von Randspalten ausschließen kann (Hannsen E. K., 1986; Hinoura et al., 1988; Lutz et al., 1985).

2.9 Thermische Wechselbelastung

Thermische Wechselbelastungen haben sich bei In-vitro-Studien bewährt, um Aussagen über die Langlebigkeit von Füllungsmaterialien für die Verwendung am Patienten zu treffen (Brown et al., 1972; Crim G. A., Mattingly S. L., 1981; Crim et al., 1985). Unsere Zähne sind durch die Nahrungsaufnahme permanent unterschiedlichen Temperaturschwankungen ausgesetzt. Durch den

unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial resultieren Randspaltbildungen aufgrund von Spannungen an der adhäsiven Verbundfläche (Brown et al., 1972; Janda R., 1988b; Wendt et al., 1992; Schuckar M., Geurtsen W., 1995). Die thermische Wechselbelastung stellt eine gute Beurteilungsmethode für Langzeitprognosen dar (Bowen et al., 1983; Crim et al., 1985; Krejci et al., 1986; Lutz et al., 1984; Roulet J. F., 1987). Jedoch sollte nach Roulet der thermischen Wechselbelastung nicht zuviel Beachtung geschenkt werden.

3 Fragestellung

Das Ziel dieser Untersuchungsreihe war, die Randqualität stopfbarer Komposite in schmelzbegrenzten Klasse I-Kavitäten durch eine In-vitro-Studie zu bestimmen. Dabei wurden unterschiedliche Dentinbondingsysteme, Unterfüllungsmaterialien und Lichthärtungssysteme herangezogen, um die Aussage über die marginale Adaptation zu spezifizieren.

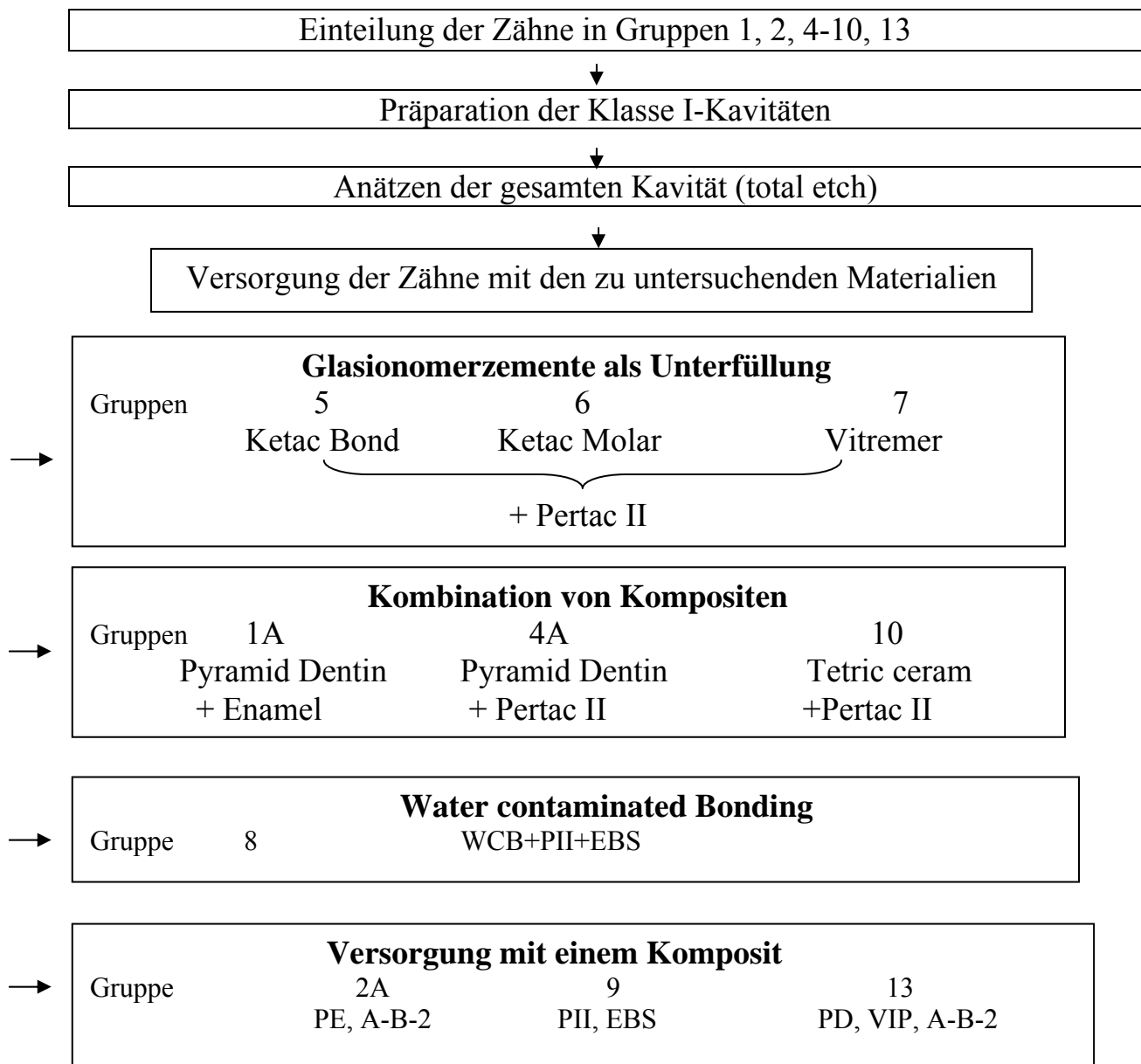
Ein zu untersuchender Punkt lag in der Anwendung verschiedener Dentinadhäsivsysteme sowie deren Auswirkung auf die marginale Adaptation aufgrund ihrer Haftwerte und deren Verhalten auf externe Einflüsse. Des Weiteren wurden Gruppen mit Glasionomorzementen versorgt, um einerseits dieses Material als Volumensubstituent andererseits die total-bond-Technik zu berücksichtigen. Der 3. Faktor bestand in der unterschiedlichen Lichthärtungstechnik, um den Einfluss von Lichtmodulation und –intensität auf die Randqualität zu analysieren. Durch die Verwendung von Kompositen als einziger Substituent können Auswertungen zu deren Adhäsion am Dentin durchgeführt werden.

Als Methodik dienten die quantitative Randanalyse sowie die Auswertung mittels Rasterelektronenmikroskop.

Dabei sollte der Wahl diverser Füllungsmaterialien und der Alternative zu Amalgam Beachtung geschenkt werden.

4 Material und Methode

4.1 Übersicht über die Methodik

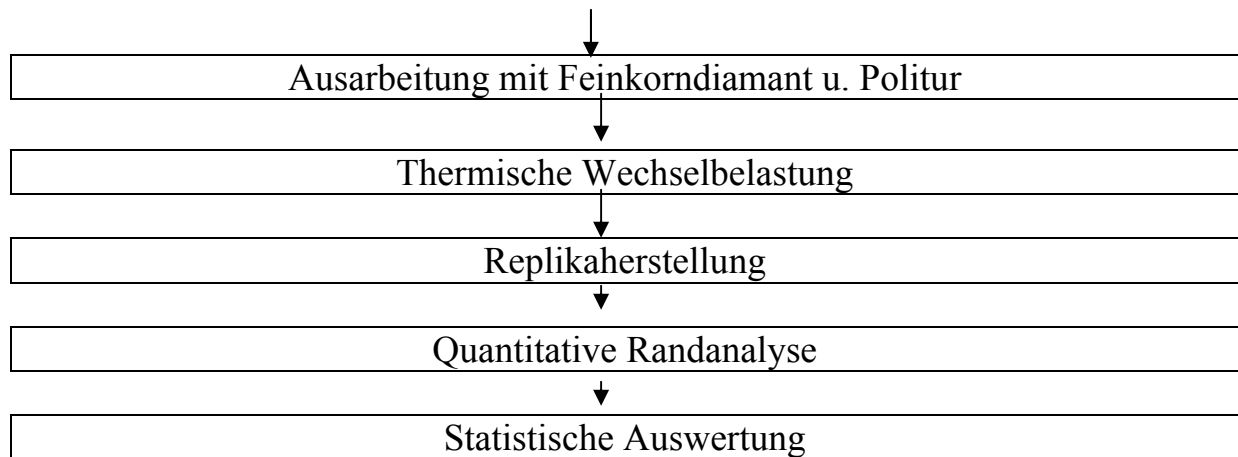


→

Verschiedene Polymerisationslampen							
Gruppen	1A	1B	2A	2B	4A	4B	13
	PD	PD	PE	PE	PD	PD	PD
	+PE	+PE			+PII	+PII	
		VIP		VIP		VIP	VIP

→

Verschiedene Dentinadhäsive									
<u>EBS</u>	4A	4B	5	6	7	8	10	9	
	PD	PD	KB	KM	VI	Wcb	TC	PII	
		VIP							
	+ Pertac II								
<u>A-B-2</u>	1A	1B	2A	2B			13		
	PD	PD	PE	PE			PD		
	+PE	+PE		VIP			VIP		
		VIP							



A-B-2 = All-Bond-2

VIP = Lichthärtung mittels Variable Intensitiy Polymerizer

EBS = Bonding-System EBS

Wcb = Water contaminated Bonding

Weitere Codes sind folgender Tabelle zu entnehmen

Abb. 3 Schematische Übersicht über Material und Methode

Aufstellung der untersuchten Materialien:

Material	Materialart	Hersteller	Code	Adhäsiv	Konditionierung
Pyramid Dentin	Hybridkomposit	Bisco	PD	All-Bond- 2	37% Phosphorsäure
Pyramid Enamel	Hybridkomposit	Bisco	PE	All-Bond- 2	37% Phosphorsäure
Pertac II	Feinsthybridkomposit	Espe	PII	EBS	37% Phosphorsäure
Ketac Bond	Glasionomerzement	Espe	KB		
Ketac Molar	Glasionomerzement	Espe	KM		
Tetric ceram	Hybridkomposit	Vivadent	TC		37% Phosphorsäure
Vitremer	Tri-cure- Glasionomerzement	3M	VI		

Tab. 1 Übersicht über die verwendeten Füllungsmaterialien

4.2 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Als Grundlage dieser Untersuchung fanden 130 extrahierte menschliche Molaren der 2. Dentition Verwendung. Bei der Auswahl wurde besonders darauf geachtet, dass durch die Extraktion keine Beschädigungen vorhanden waren, keine kariöse Läsionen bestanden, und dass das Wurzelwachstum vollständig abgeschlossen war. Die Zähne wurden mittels Bürsten und Küretten gründlich gereinigt und von Desmodontalfasern befreit. Als nächster Schritt erfolgte die Randomisierung der Zähne auf 10 Versuchsgruppen, wobei die ersten 3 Gruppen aus jeweils 20 Zähnen und jede weitere Gruppe aus 10 Zähnen besteht. Um ein Verwechseln der Molaren auszuschließen, wurden diese mittels eines kugelförmigen Diamanten fortlaufend nummeriert. Vor und während der Arbeitsschritte wurden die Zähne in mit Natriumazid angereicherter Ringerlösung gelagert, wodurch ein Austrocknen vermieden werden konnte.

4.3 Herstellung der Klasse-I-Kavitäten

4.3.1 Präparation

Die Kavitätenpräparation erfolgte unter direkter Sicht, um möglichst standardisierte Klasse-I-Kavitäten, zu erreichen. Für diese Studie wurden speziell Klasse-I-Präparationen herangezogen, um eine worst-case-Simulation darzustellen, da hierbei kein Spannungsausgleich durch Zahndeformation möglich ist. Die Präparation erfolgte mittels eines zylindrischen Diamantschleifkörpers mit 80 µm Korngröße (Intensiv, ISO-Nr. 157 524, Ø 1,3 mm). Eine Anchrägung der Kavitätenränder wurde nicht angelegt, sondern lediglich auf die Beseitigung von losen Schmelzprismen geachtet, um einen deutlichen Randverlauf zu erzielen.

4.3.2 Haftvermittlung

Bei den Gruppen 5-7 wurde auf ein Legen einer Unterfüllung verzichtet. Bei der Total-Etch-Technik wurde 37 % iges Phosphorsäuregel auf alle Kavitäten appliziert, welches nach einer Einwirkzeit von 30 s mit dem Wasserspray gründlich entfernt wurde. Danach erfolgte die Trocknung mittels Luftspray, wobei darauf geachtet wurde, ein Austrocknen zu vermeiden. Bei den Gruppen, bei denen das Komposit Pyramid verwendet wurde, kam das Dentinadhäsiv All-Bond-2, bei denjenigen mit Pertac II der Haftvermittler EBS zum Einsatz.

4.3.3 Applikation des Kompositmaterials

Die Testzähne wurden mittels der horizontalen Inkrementtechnik gefüllt. Die Schichtstärke betrug ca. 1,5 - 2 mm. Die Polymerisation der Gruppen 1, 2, 4 erfolgte durch die VIP durch pulse-delay-Technik. Die Lichthärtung der Molaren, die mit Pertac II versorgt wurden erfolgte durch eine Espe-Highlight-Lampe. Die Belichtungszeit der letztgenannten Gruppen betrug 40 s pro Inkrement.

Bei der pulse-delay-Technik wird jedes Inkrement, welches ca. 1,5 - 2 mm beträgt, 10 s bei 500 - 600 mW/cm² lichtgehärtet. Nach Aushärtung der letzten Schicht wird die Füllung in den nächsten 3 - 5 min ausgearbeitet und poliert. Daraufhin erfolgt ein weiteres Aushärten für 30 s bei Klasse I bei 500 - 600 mW/cm². Mit dieser Methode können Spannungen innerhalb der Füllung, die durch die Polymerisationsschrumpfung hervorgerufen werden, bis zu 34 % reduziert werden (Suh et al., 1999).

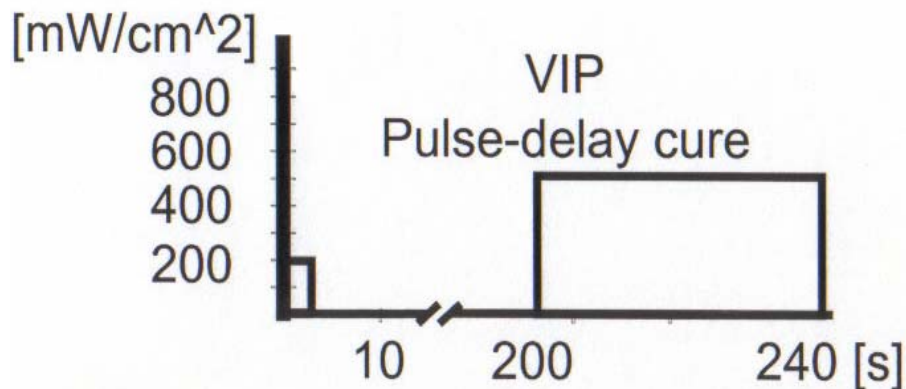


Abb. 4 Polymerisationsverlauf mit der VIP

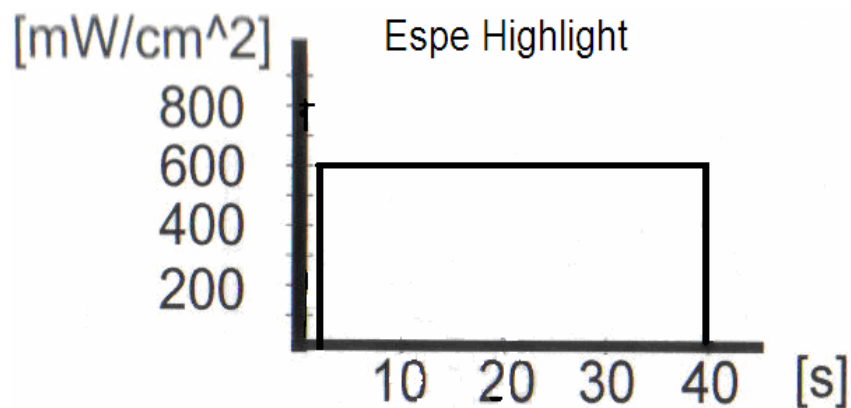


Abb. 5 Polymerisationsverlauf mit Espe Highlight

Bei den Gruppen 1, 2, 4 und 13 finden die Hybridkomposite Pyramid Dentin und Enamel Anwendung. Dabei wurde Pyramid Dentin als Unterfüllungsmaterial mit endgültiger Füllung durch Pertac II, Pyramid Enamel bei den Gruppen 2, Pyramid Dentin bei den Gruppen 4 und 13 als einzige Substituent herangezogen. Dieses ist ebenfalls ein hochgefülltes Hybridkomposit, welches aufgrund seiner hohen Festigkeit und der optimalen Ästhetik sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich Anwendung findet. Bei den Gruppen 5 - 7 wurden Unterfüllungen mit den Glasionomerzement Ketac Bond, Ketac Molar und Vitremer nach vorausgegangenem Total-Etching gelegt. Danach erfolgten die Applikation des Dentinadhäsivs EBS und die definitive Versorgung durch Pertac II. Bei dem Glasionomerzement Vitremer handelt es sich um einen Tri-cure-Glasionomerzement, dessen Haftungsmechanismus am Resinteil diskutiert wird. Eine weitere kontroverse Auffassung besteht bezüglich dessen Haftmechanismus im Vergleich zur Anwendung von Dentinadhäsiven.

Die Zähne der Gruppe 8 wurden mit Pertac II unter water contaminated bonding restauriert. Die Gruppe 9 beinhaltet lediglich Pertac II-Restaurationen, während bei der Gruppe 10 zusätzlich Tetric ceram als Unterfüllung verwendet wurde. Dies soll einerseits der besseren Benetzung andererseits als stress-breaker dienen. Als letzte Testgruppe ist die Gruppe 13 mit Pyramid Dentin als Füllungsmaterial zu nennen.

Bei Pyramid handelt es sich um ein lichthärtendes, radioopakes Hybridkomposit, das für Klasse-I-und Klasse-II-Restaurationen geeignet ist. Dabei existieren zwei unterschiedliche Compositmassen, Pyramid Dentin und Pyramid Enamel. Laut Hersteller ist Pyramid Dentin ein höchst gefülltes (80%) stopfbares Komposit, welches sowohl im Approximalbereich als auch in okklusionstragenden Gebieten verwendet werden kann. Durch die hochvisköse Konsistenz kann dieses Material ähnlich konventionellem Amalgam gehandelt werden. Es kann als einziger Substituent oder als Basisinkrement an der Dentin-

Zement-Grenze herangezogen werden. Zur Erzielung einer optimalen Ästhetik kann zusätzlich Pyramid Enamel verwendet werden, welches sich durch die gute Modellier- und Polierbarkeit auszeichnet. Pyramid Enamel enthält ca. 60 % Glasfüller, 3-7 % Triethylenglykoldimethacrylat und 15-40 % Bisphenol-A-Dimethacrylat. Pyramid Dentin beinhaltet den gleichen Gehalt an Glasfüllern und Triethylenglykoldimethacrylat, unterscheidet sich jedoch durch 7-13 % Bisphenol-A-Dimethacrylat und 5-10 % Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat.

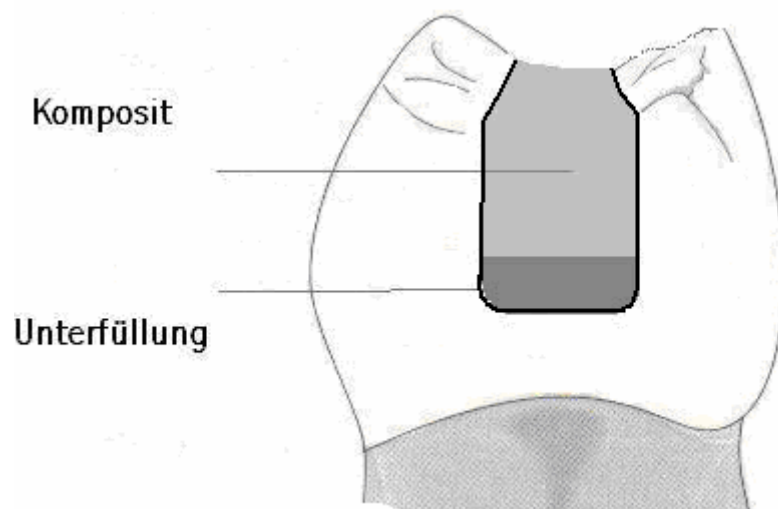


Abb. 6 Restauration mit Unterfüllung

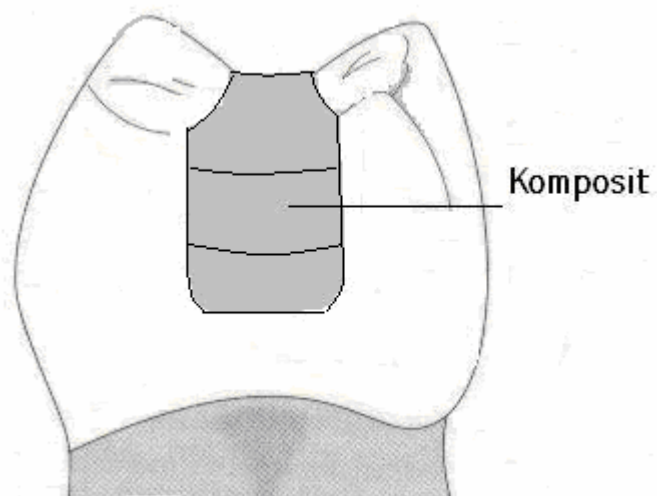


Abb. 7 In mehreren Schichten gelegte Kompositrestauration

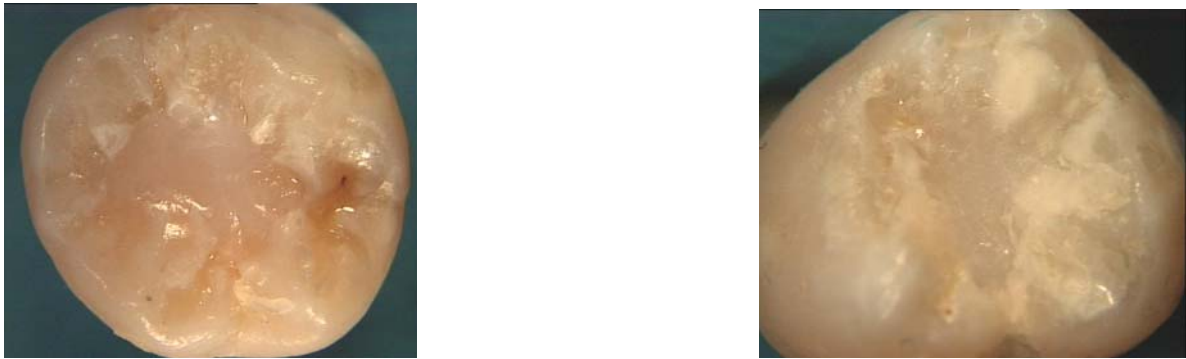
Gruppe	Nummer	Füllstoff
1A	1-10	Pyramid Dentin + Enamel
1B	11-20	Pyramid Dentin+Enamel,VIP
2A	21-30	Pyramid Enamel, only
2B	31-40	Pyramid Enamel, only, VIP
4A	41-50	Pyramid Dentin + Pertac II
4B	51-60	Pyramid Dentin + Pertac II, VIP
5	61-70	Ketac Bond + Pertac II
6	71-80	Ketac Molar + Pertac II
7	81-90	Vitremer + Pertac II
8	91-100	Water cont.bond + Pertac II
9	101-110	Pertac II , only
10	111-120	Tetric ceram + Pertac II
13	121-130	Pyramid Dentin, VIP unit

Tab.2 Übersicht über die Gruppierung der Zähne nach den zu untersuchenden Materialien

4.3.4 Ausarbeitung und Politur

Nach der Restaurationsherstellung erfolgte die Ausarbeitung mit Feinstkorndiamanten der Korngröße 40 µm und 15 µm unter Wasserkühlung (Krejci et al., 1986; Lösche G. M., Blunck U., 1988; Schmid et al., 1991). Besondere Beachtung wurde der Randgestaltung geschenkt, um Überschüsse zu vermeiden. Zusätzlich wurden die Füllungen mit Enhancepolierern der Firma Dentsply (Konstanz, Deutschland) in Kelch- und Birnenform und mit Polierbürsten mit Polierpaste überarbeitet. Zuletzt wurden mittels einer

Trennscheibe Markierungsrillen jeweils an der mesialen oder distalen Zahnfläche, nach okklusal übergehend, gesetzt.



Kl.-I-Versorgung mit P II

Kl.-I-Versorgung mit PD, VIP

Abb. 8 Abbildung von gelegten Klasse-I-Restaurationen

4.4 Thermische Wechselbelastung

Die Zähne wurden nach Restaurationsherstellung einer thermischen Wechselbelastung mittels eines Thermocycling-Gerätes unterzogen. Die Temperatur der Wasserbäder betrug 5°C und 55°C. Hierbei wurden 500 Zyklen durchgenommen, bei denen sich die Eintauchzeit auf 30 s und die Transferzeit auf 5 s beliefen. Im Anschluss an diesen thermischen Belastungstest folgten die Herstellung der Replika und deren Bespatterung.

4.5 Replikaherstellung

Nach der thermischen Wechselbelastung wurden Replika hergestellt. Die Abformung wurde mit Impregum Penta von 3M Espe durchgeführt, welches in eine zylindrische Metallform gefüllt wurde. Nach gründlicher Reinigung und Trocknung des Zahnes wurde dieser zuerst mit Abformmaterial an seiner Okklusalfäche benetzt und anschließend mit dieser in Metallzylinder eingebracht. Die Abbindezeit betrug 6 min.

Unter Berücksichtigung der Rückstellung des Impregums erfolgte der Ausguss dieser Abdrücke nach 24 h mit dem Epoxidharz EPOXY-DIE® (Ivoclar, Schaan, Lichtenstein), welches im Verhältnis 5:1 angemischt wurde. Die auf diese Weise hergestellten Replika wurden nach einer Aushärtezeit von wiederum 24 h aus dem Abdruck entfernt und mittels eines elektrisch leitfähigen Karbonklebers Leit-C-Plast (Neubauer Chemikalien, Münster, Deutschland) auf spezielle Probeträger appliziert. Der nächste Schritt beinhaltet die Gewinnung an Leitfähigkeit der Replika, indem sie durch die Sputteranlage Polaron SEM Autocounting Unit E 5200 unter Vakuum für 5 min bei einer Stromstärke von 10 mA mit Gold beschichtet wurden. Somit erreichte man eine mittlere Goldschichtstärke von 20 nm.

4.6 Quantitative Analyse am REM

Die Analyse der marginalen Adaptation erfolgte durch das REM Leitz AMR 1200 bei 200facher Vergrößerung. Jede Okklusalfäche bzw. jeder okklusale Übergang von Füllungsmaterial zu Zahnhartsubstanz wurde vermessen und ausgewertet. Die bei der Vermessung entstehenden Einzelbilder wurden am PC digitalisiert und anhand der Software Quanti-Gap berechnet.

Zum Aufbau des REM's ist zu erwähnen, dass der Computer an das REM (über dessen Videoausgang) angeschlossen ist. Somit ist die Übertragung der bei der Vermessung entstehenden Einzelbilder auf den Bildschirm möglich. Durch die Software Quanti-Gap, bei der es sich um ein Programm zur qualitativen und quantitativen Randanalyse handelt, kann der gesamte Füllungsrand – in Einzelbildern aufgegliedert - am Computerbildschirm beurteilt werden. Die quantitative Randanalyse wird durch den im Programm bestehenden Längenmodus durchgeführt, d.h. das abgebildete Randsegment kann mit einer Geraden nachgezogen werden. Durch das Ändern der Bewertungskriterien A-E an jedem Bildabschnitt kann jedes Randsegment einem speziellen Kriterium

zugeordnet werden. Die während der Messung gewonnenen Einzellängen werden durch Quanti-Gap addiert und in einer Datei gespeichert.

Randanalyse am REM

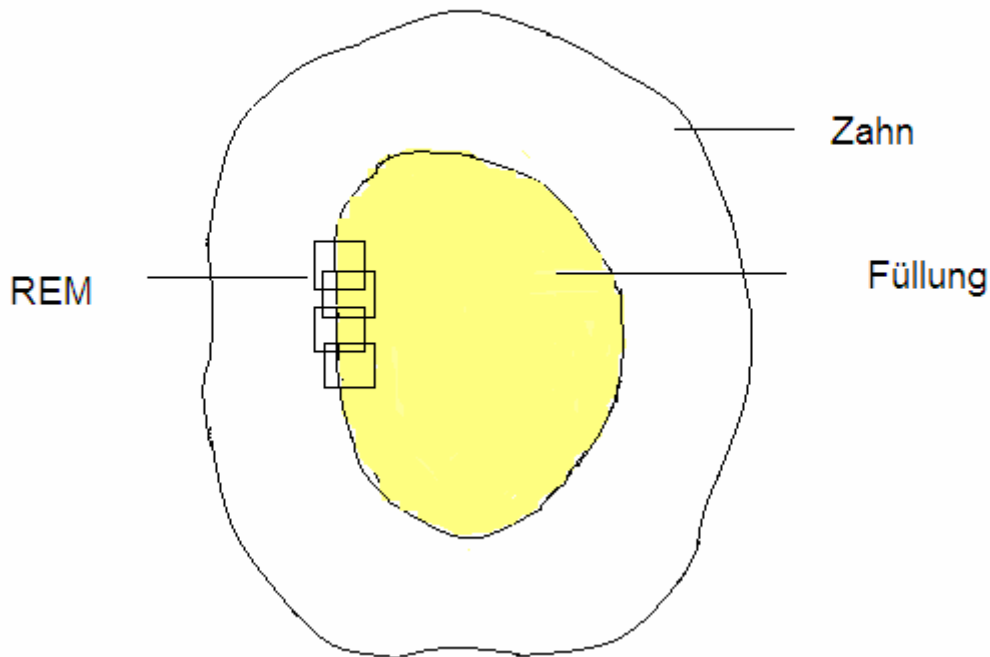


Abb. 9 Grafik über Verfahrensweise der Randanalyse mit Hilfe des REM

Folgende Kriterien wurden zur Beurteilung der Randqualität herangezogen:

A = Perfekter Rand	Kontinuierlicher Übergang zw. Zahn und Komposit.
B = Überschuss	Komposit liegt außerhalb des Füllungsrandes.
C = Unterschuss	Füllungshöhe und Zahnfläche liegen nicht auf einer Ebene; ein Spalt liegt noch nicht vor.
D = Quellung	wulstartig erhabene Randstruktur durch Quellung.
E = Randspalt	Zahn und Komposit sind durch einen eindeutigen Spalt voneinander getrennt.
F = Artefakt	Randqualität ist durch z.B. Replikafehlern nicht beurteilbar.

Dokumentierte Randschlusskriterien unter Vergrößerung mittels des Rasterelektronenmikroskopes:



Abb. 10 Aufnahme eines perfekten Randschlusses unter dem REM

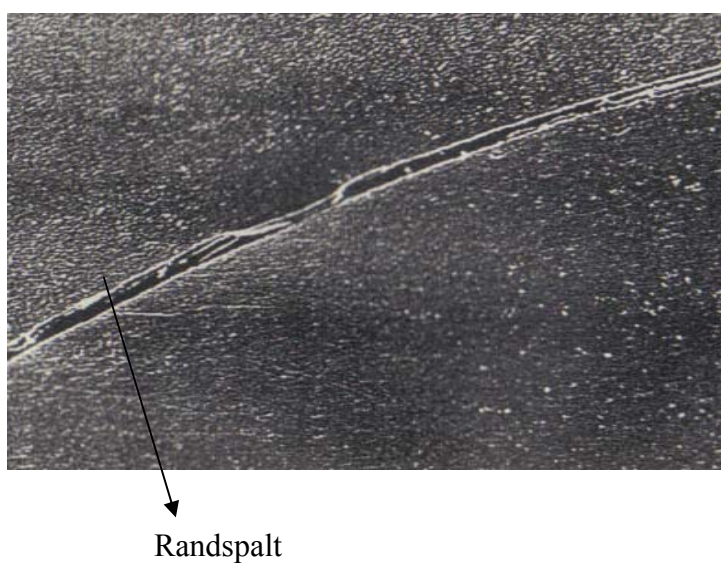
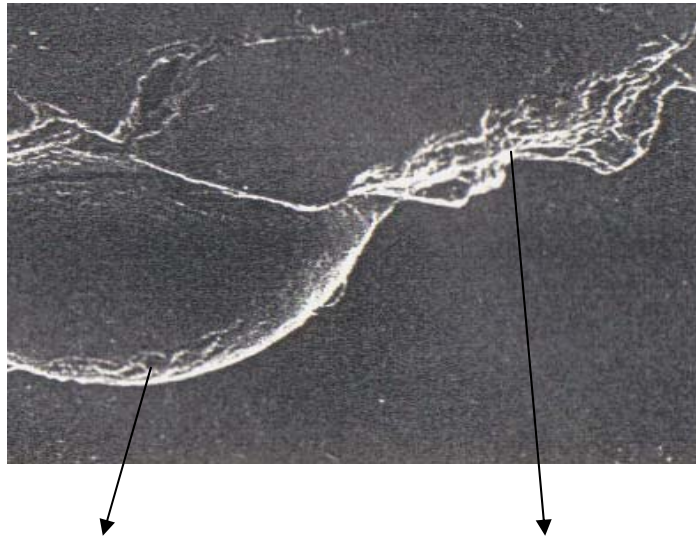


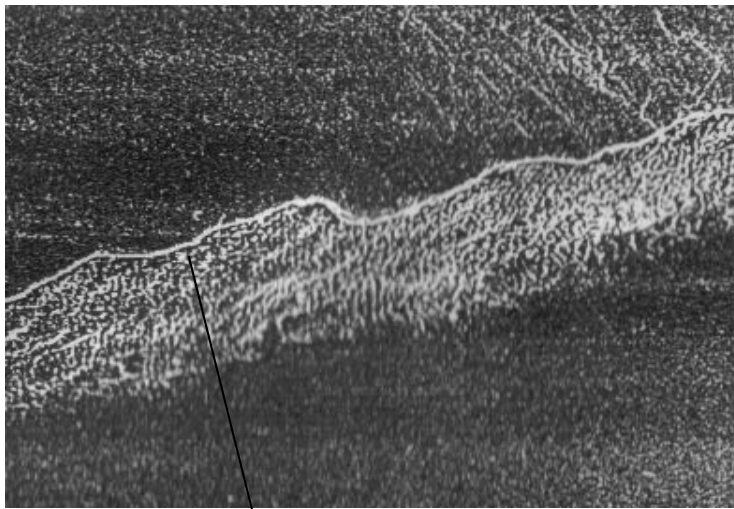
Abb. 11 Aufnahme eines Randspaltes unter dem REM



Artefakt

Überschuss

Abb. 12 Aufnahme eines Artefaktes und eines Überschusses unter dem REM



Unterschuss

Abb. 13 Aufnahme eines Unterschusses unter dem REM

4.7 Statistische Verfahren

Durch die Statistiksoftware SPSS für Windows 11.0 erfolgte die statistische Auswertung, wobei nichtparametrische Tests wie Kruskal-Wallis-H-, Bonferroni-Korrektur und Mann-Whitney-U-Test, herangezogen wurden. Als Signifikanzniveau α wurde $p < 0,05$ gesetzt. Ein signifikanter F-Wert des Kruskal-Wallis-Test sagt lediglich aus, dass mindestens zwei der untersuchten n Stichproben bei der gegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit signifikant voneinander differieren. Paarweise Stichprobenvergleiche dienen der Ausfilterung, welche der Stichproben signifikant voneinander abweichen. Dazu wurde der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Die Wahrscheinlichkeit, dass sich ein oder mehrere Stichprobenpaare als statistisch unterschiedlich zeigen, steigt mit der Zunahme der durchgeführten Tests. Dennoch besteht die Gültigkeit der Nullhypothese. Aus diesem Grund führte man zusätzlich die Bonferroni-Korrektur aus. Das bedeutet, dass eine Multiplikation des einfachen Signifikanzniveaus p mit der Testanzahl durchgeführt wurde.

Die graphische Darstellung der statistischen Auswertung wird in Form von Boxplots präsentiert. Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse kann durch die Ausdehnung der Boxplots analysiert werden. D.h. eine weitere Streuung der Ergebnisse und eine somit schlechte Reproduzierbarkeit zeichnen sich durch eine große Ausdehnung aus.

5 Ergebnisse

5.1 Auswertung REM

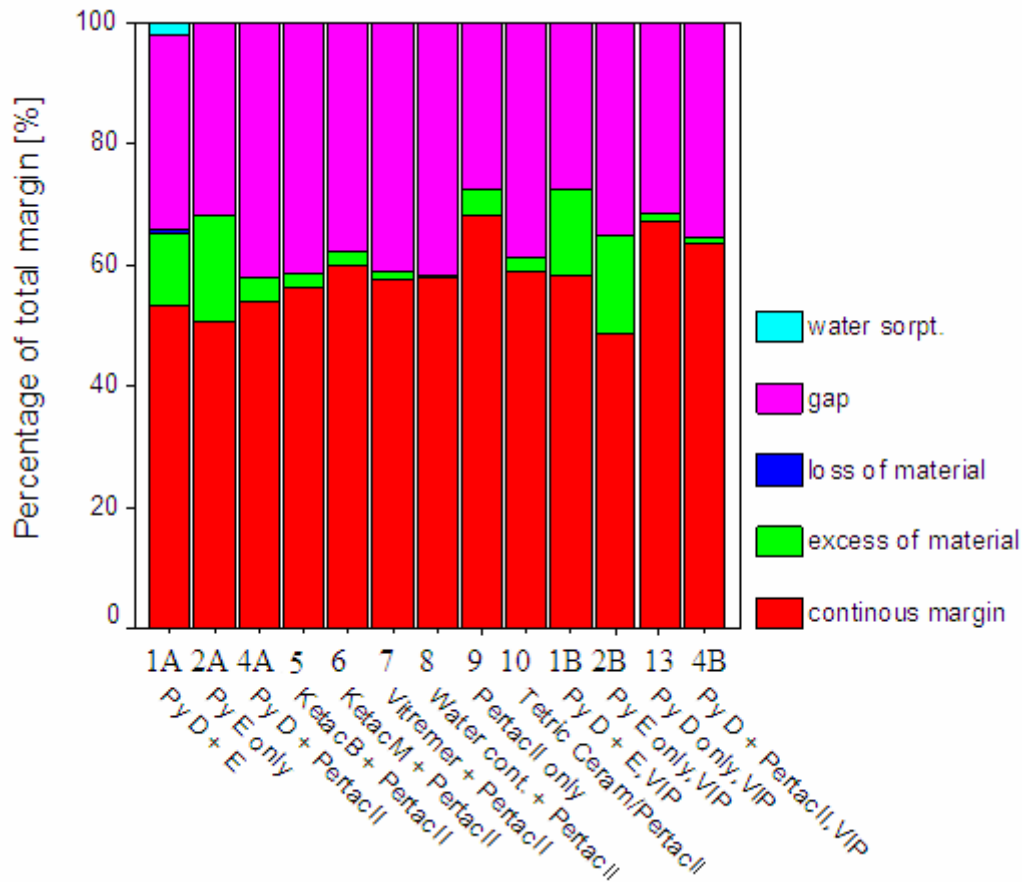


Abb. 14 Übersichtstabelle der zu untersuchenden Materialien nach dem Randschlussverhalten

Ziel dieser Untersuchung war die Beurteilung der marginalen Adaptation diverser Kompositmaterialien unter Gliederung in verschiedene Kriterien, perfekter Randschluss, Überschuss, Unterschuss, Randspalt und Quellung. Abbildung 14 stellt eine Zusammenfassung der in Gruppen eingeteilten zu untersuchenden Füllungsmaterialien dar, wobei die unterschiedlichen Kriterien des Randschlussverhaltens farblich dargestellt wurden. Besonders wichtige Faktoren stellen ein perfekter Randschluss sowie entstandene Randspalten dar. Die Auswertung durch das Rasterelektronenmikroskop (REM) führte zu folgenden Ergebnissen:

Den höchsten Wert in der Kategorie „Perfekter Randschluss“, was durch die Abbildung 15 illustriert wird, zeigte die Gruppe 9, in der Pertac II verwendet

wurde, mit ca. 68,3 %. Als nächstes folgt die Gruppe, in der die Kavitäten mit Pyramid Dentin unter Aushärtung mit der VIP versorgt wurden, mit ca. 67,1 %. Bei einem Wert von ca. 63,4 % liegt die Gruppe 4 B mit Pyramid Dentin + Pertac II, VIP. Bei 60% und darunter positionierten Werten liegen die Gruppe 6 (Ketac Molar + Pertac II) mit 59,8 %, die Gruppe 1 B mit Pyramid Dentin + Enamel, VIP mit 58,5 % , die Gruppe 10 (Tetric ceram + Pertac II) mit 58,4 %, und die Gruppe 8 mit Pertac II, bei der eine Kontamination mit Wasser, Speichel und Blut berücksichtigt wurde, mit 58 % eng beieinander. Darauf folgend sind die Gruppe 7 (Vitremmer + Pertac II) mit 57,7 %, die Gruppe 5 (Ketac Bond + Pertac II) mit 56,2 % und die Gruppe 4 A (Pyramid Dentin + Pertac II) mit 54,2 % zu nennen. Die Gruppe 1 A (Pyramid Dentin + Enamel) und die Gruppe 2 A (Pyramid Enamel) folgen mit 53,3 % und 50,6 %. Mit einem größeren Abstand erscheint die Gruppe 2 B mit Pyramid Enamel, VIP mit 48,8 %.

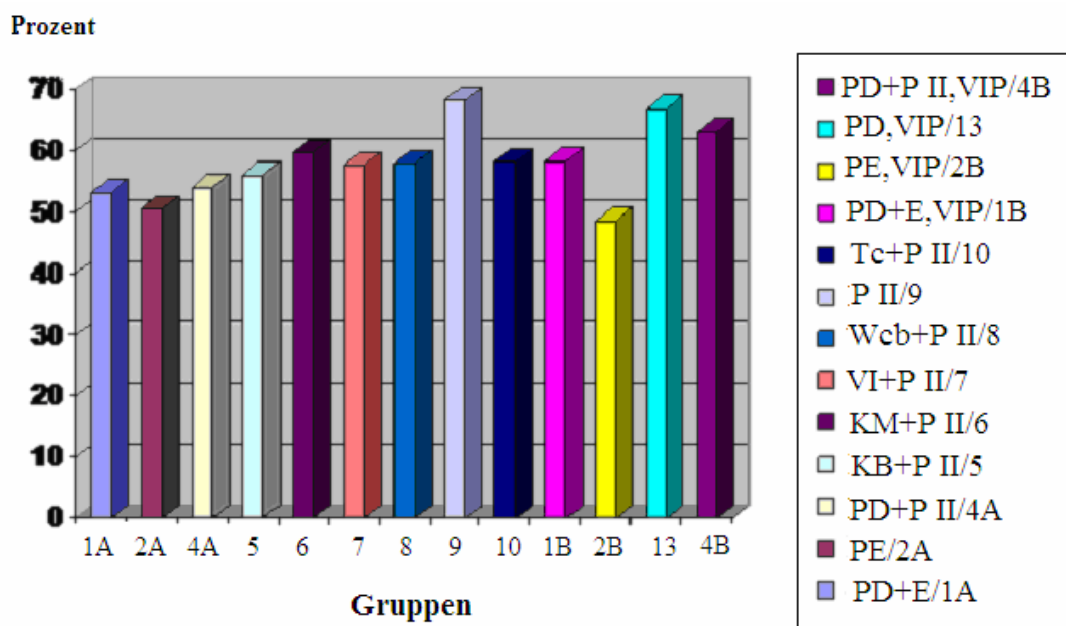


Abb. 15 Übersicht über prozentuale Verteilung in der Kategorie Perfekter Randschluss

Die Abbildung 16 veranschaulicht in der Kategorie „Überschuss“, dass die Gruppe 2 A (Pyramid Enamel) bei 17,7 %, die Gruppe 2 B mit Pyramid Enamel, VIP bei 15,8 %, die Gruppe 1 B mit Pyramid Dentin + Enamel, VIP bei 14,5 % und die Gruppe 1 A (Pyramid Dentin + Enamel) bei 11,6 % liegen. Mit einem weit geringeren Wert sind die Gruppe 4 A (Pyramid Dentin + Pertac II) und die Gruppe 9 (Pertac II) mit 3,7 % zu nennen. Bei 2,4 % Überschuss folgen die Gruppe 5 (Ketac Bond + Pertac II), die Gruppe 6 (Ketac Molar + Pertac II) und die Gruppe 10 (Tetric ceram + Pertac II) bei 2,32 %. Die Gruppe 7 (Vitremmer + Pertac II), die Gruppe 4 B mit Pyramid Dentin + Pertac II, VIP verzeichnen 1,22 % sowie die Gruppe mit Pyramid Dentin, VIP 1,46 %. Mit 0,6 % ist die Gruppe 8 (Water contaminated bonding + Pertac II) zu erwähnen.

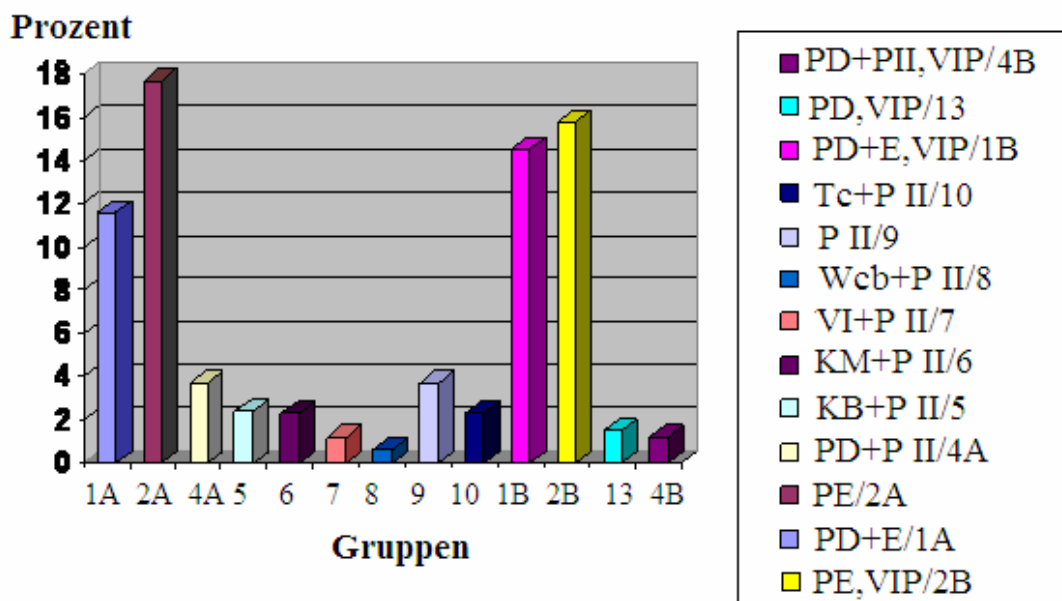


Abb. 16 Übersicht in der Kategorie Überschuss

„Unterschuss“ und „Quellung“ konnten lediglich bei der Gruppe 1 A (Pyramid Dentin + Enamel) mit 1 % und 1,8 % beobachtet werden.

Wie in Abbildung 17 ersichtlich, liegen mit den höchsten Werten bei der Untersuchung nach „Randspalt“ die Gruppe 13 (Pyramid Dentin, VIP) mit 45,1 %, die Gruppe 4 A (Pyramid Dentin + Pertac II) mit 42,1 %, Gruppe 8 (Water contaminated bonding + Pertac II) mit 41,5 %, Gruppe 5 (Ketac Bond + Pertac II) mit 41,5 % und die Gruppe 7 (Vitremmer + Pertac II) mit 40,8 % eng beieinander. Bei einem Wert von 38,4 % folgt die Gruppe 10 (Tetric ceram + Pertac II) und bei 37,8 % die Gruppe 6 (Ketac Molar + Pertac II). Die Gruppen 4 B mit Pyramid Dentin + Pertac II, VIP und 2 B mit Pyramid Enamel, VIP weisen jeweils einen Wert von 35,4 % auf. Danach sind die Gruppe 1 A (Pyramid Dentin + Enamel) sowie die Gruppe 2 A (Pyramid Enamel) mit 31,7 % anzuführen. Unter 30 % liegen die Gruppe 9 (Pertac II) mit 27,9 % und die Gruppe 1 B mit Pyramid Dentin + Enamel, VIP mit 27,3 %.

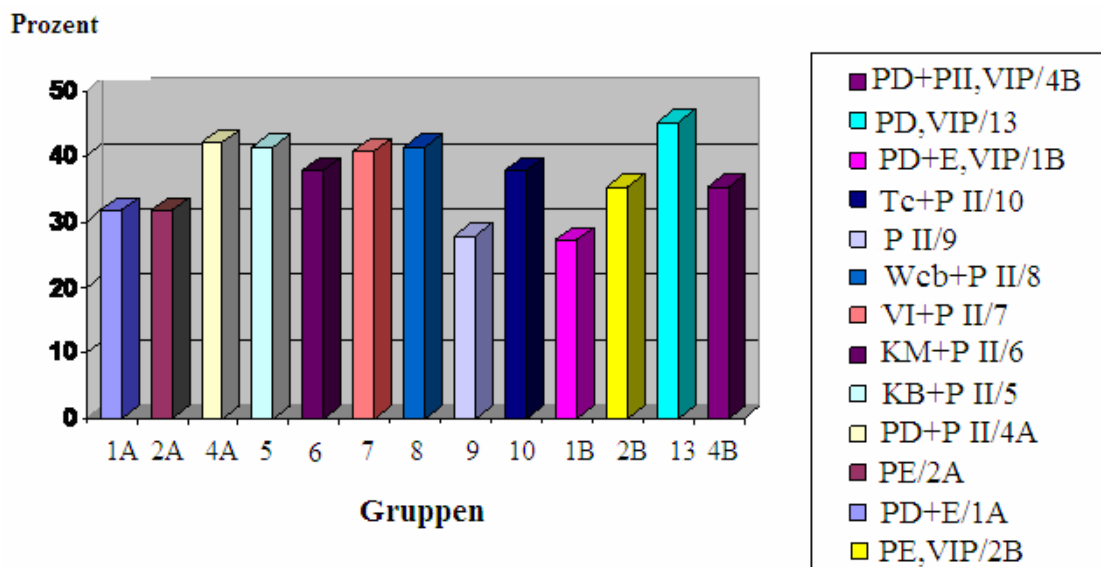


Abb. 17 Übersicht der zu untersuchenden Gruppen in der Kategorie Randspalt

Prozent

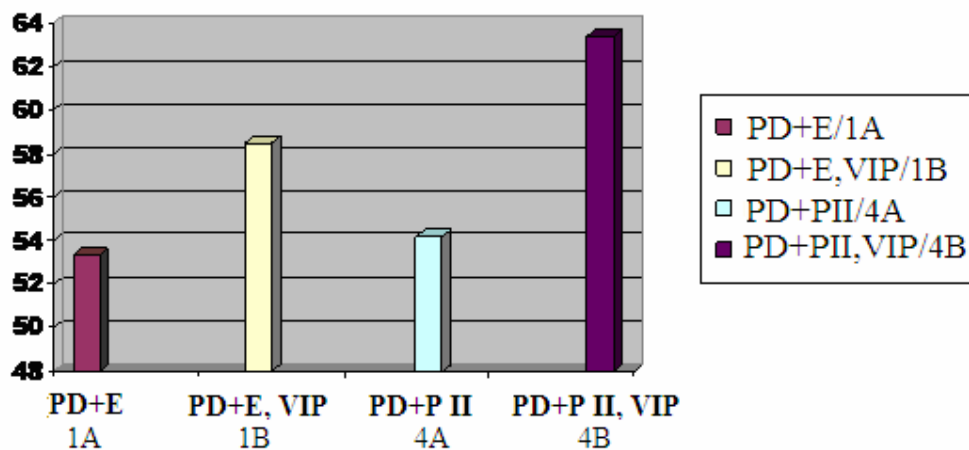


Abb. 18 Vergleich der Gruppen PD+E sowie PD+PII unter Verwendung der VIP in der Kategorie perfekter Randschluss

Die Abb. 18 zeigt den deutlichen Unterschied in der Kategorie „perfekter Randschluss“ bei den Materialien Pyramid Dentin + Enamel sowie Pyramid Dentin + Pertac II unter Verwendung verschiedener Polymerisationslampen. Die Anwendung der VIP weist ein deutlich besseres Randschlussverhalten auf, was aufgrund einer besseren Aushärtung zur Reduktion innerer Spannungen und somit zu geringeren Spaltbildungen zurückzuführen ist. Das Ergebnis des Vergleichs zwischen der Gruppen 4 A und 4 B mit adjustiertem Alpha-Niveau zeigt eine statistische Signifikanz.

Der Vergleich der Gruppen 1 A (53,3 %), 2 A (50,6 %) und 4 A (54,3 %) in der Kategorie „Randspalt“ weist mit adjustiertem Alpha-Niveau eine statistische Signifikanz (Abb. 19). Der paarweise Vergleich der Gruppen 5 (41,5 %), 6 (37,8 %), 7 (40,8 %), und 9 (27,9 %) mit dem Kruskal-Wallis-Test lässt eine statistische Signifikanz mit adjustiertem Alpha-Niveau bei der Untersuchung des Randspaltverhaltens erkennen (Abb. 19).

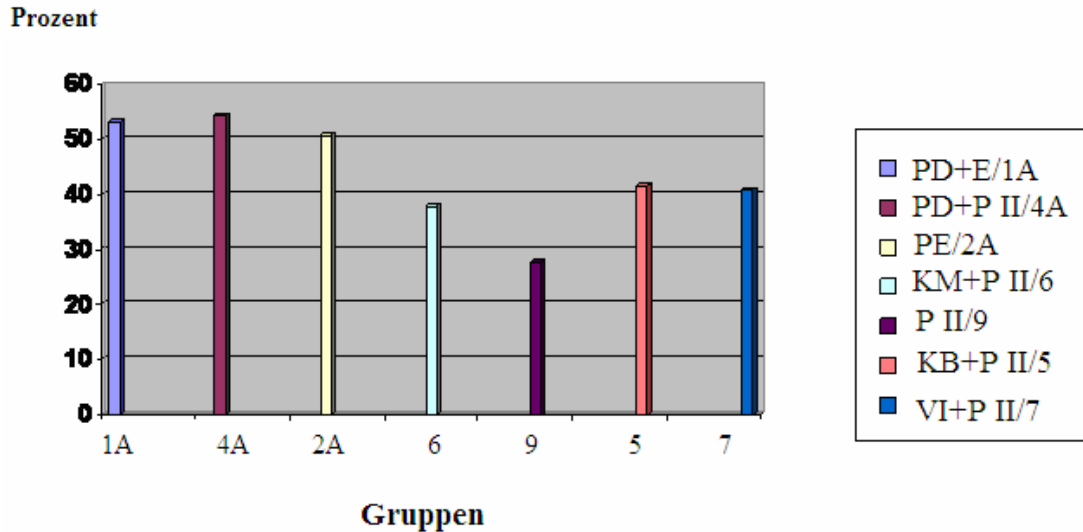


Abb. 19 Vergleich in der Kategorie Randspalt

Der Vergleich (Abb. 20) der Gruppen 9 (27,9 %) und 10 (37,8 %) in der Kategorie „Randspalt“ weist mit dem Mann-Whitney-U-Test mit einem Alpha-Niveau eine statistische Signifikanz auf.

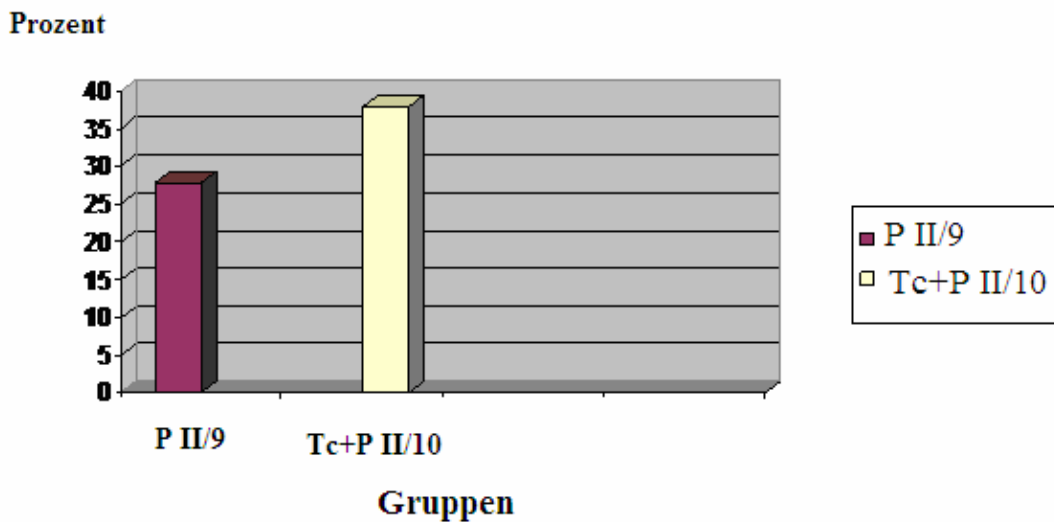


Abb. 20 Vergleich der Gruppen 9 und 10 in der Kategorie Randspalt

Die Tabelle (Abb. 21) zeigt das Verhalten bezüglich der Spaltbildung. Daran ist deutlich zu erkennen, dass das häufigste Auftreten von Randspalten bei den Gruppen 5 (41,5 %), 7 (40,8 %) und 8 (41,5 %) beobachtet werden kann.

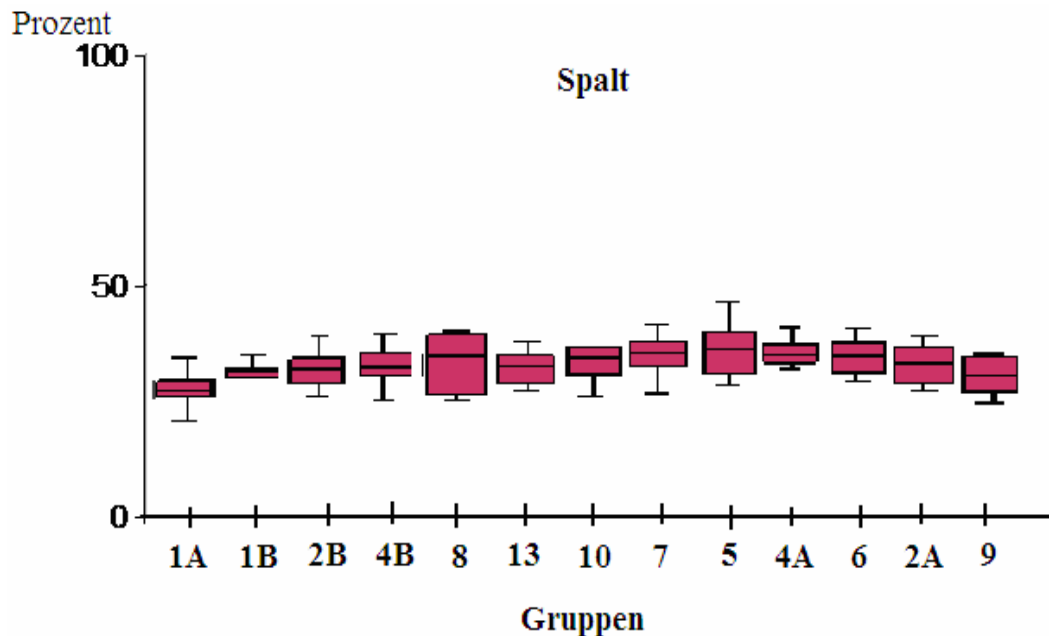


Abb. 21 Übersicht der zu untersuchenden Gruppen in der Kategorie Randspalt

6 Diskussion

6.1 Fragestellung

Hygroskopische Expansion, unterschiedliche thermische Expansionsverhalten und Polymerisationsschrumpfung führen zu Volumenveränderungen des Füllungsmaterials. Die dadurch resultierenden Spannungen können somit die Randspaltbildung begünstigen, was zu Pulpairritationen bis zur vollständigen Schädigung, Sekundärkaries und Hypersensivitäten führen kann (Reeves et al., 1995). Aus diesem Grund ist ein optimaler Verbund zwischen Komposit und Kavitätenwand unerlässlich und dessen weitere Optimierung Ziel der Industrie. Obwohl die Ergebnisse von In-vitro-Untersuchungen nicht unmittelbar die Klinik wieder spiegeln, sind sie dennoch zur Beurteilung des

Randschlussverhaltens sehr aufschlussreich (Roulet J. F., 1994; Hannig M., Bott B., 2000).

6.2 Material und Methode

Zur Untersuchung wurden extrahierte Molaren der 2. Dentition verwendet. Besondere Bedeutung galt der intakten Schmelzstruktur, um die Randqualität nicht dadurch zu beeinflussen. Der Faktor der von Karies zerstörten Zahnhartsubstanz wurde durch die Auswahl der Testzähne ausgeschlossen, um einen Vergleich zu anderen Studien zu ermöglichen. Ein weiterer vernachlässigbarer Faktor besteht im Alter der Zähne. Die Randomisierung erzielt eine gemischte Zusammensetzung aller Gruppen. Studien haben bereits gezeigt, dass das Alter der Zähne die Qualität nicht signifikant beeinflusst (Mixson et al., 1993).

6.2.1 Präparation, Fülltechnik und Polymerisation

Für die Versuchsgruppen wurden Klasse-I-Kavitäten angelegt, bei denen eine adhäsive Präparationsform berücksichtigt wurde (Luescher et al., 1977; Luescher et al., 1978). Buonocore wies bereits im Jahr 1955 darauf hin, dass weder makromechanische Retentions- noch Widerstandsformen benötigt werden.

Ziel einer guten Kompositrestauration besteht in einer perfekten marginalen Adaptation. Da die Polymerisation zu einer Volumenveränderung der Komposite und damit zu Spannungen innerhalb der Schichten führt, kommt es zu Randspaltbildungen. Um diese Schrumpfung zu reduzieren, bedient man sich der schichtweisen Applikation des Füllungsmaterials. Dies führt dazu, dass die Volumenreduktion der ersten Schicht durch die nachfolgende Schicht kompensiert wird (Hickel et al, 1994; Krejci et al, 1986; Krejci.et al, 1987; Eakle et al., 1990). Auf diese Weise ist auch eine vollständige Aushärtung jeder

einzelnen Schicht gewährleistet (Tjan et al., 1992). Des Weiteren wird die Polymerisationsschrumpfung durch eine geringe Schichtdicke, die nicht 2 mm überschreiten sollte (Hellwig et al., 1991), beeinflusst. Das Komposit wurde bei den Testzähnen durch die horizontale Inkrementtechnik appliziert, wobei eine Schichtstärke von 2 mm nicht überschritten wurde. Bei den Gruppen 1, 2, 4 erfolgte die Polymerisation mit der VIP durch die pulse-delay-Technik. Die Gruppen 4-10 wurden mit der ESPE-Highlight für 40 s je Schicht ausgehärtet.

6.2.2 Ausarbeitung und Politur

Nach Krejci & Lutz 1984 besteht die Ausarbeitung von Kompositrestaurationen in Grob-, Feinarbeiten und Politur. Da die Okklusalfäche aufgrund des Fissurenreliefs schwer zugänglich für mit Aluminiumoxid beschichteten Soflex-Scheiben ist, wurden Diamantschleifkörper mit abnehmender Körnung unter Wasserkühlung verwendet (Krejci I., Lutz F., 1984; Lutz et al., 1985). Dadurch konnten grobe Überschüsse beseitigt werden. Für die Politur wurden Enhance-Polierer sowie Bürsten mit Polierpasten verwendet. Das Ziel der Ausarbeitung und Politur besteht in der Beseitigung der Sauerstoffinhibitionsschicht, die sich an jeder Kompositoberfläche bildet. Diese würde die mechanische und physikalische Belastbarkeit sowie das Verhalten bzgl. der Farbstoffaufnahme negativ beeinflussen (Bausch et al., 1981; Reinhardt K. J., 1991). Durch eine glatte Oberfläche werden die Plaqueadhäsion und die daraus resultierenden Gefahr der Sekundärkaries vermindert (Chen et al., 1988; Schmidt et al., 1991; Vanherle et al., 1989).

6.2.3 Replikatechnik und Randanalyse

Zur Auswertung der Randqualität von Restaurationen stehen funktionelle und morphologische Tests zur Verfügung. Bei letztgenannter Methode kann die Herstellung von Replika, die bei morphologischen Untersuchungen nicht

zerstört werde, mit anschließender Randanalyse durch das REM aufgeführt werden. Die Analyse der marginalen Adaptation im REM hat sich bei der Adhäsivtechnik bewährt (Dietschi et al., 1995; Friedl et al., 1997; Krejci et al., 1996; Kunzelmann et al., 1993; Lösche et al., 1996). Da die Proben –wie bereits erwähnt- nicht zerstört werden, können diese für weitere Untersuchungen herangezogen werden. Eine exakte Messung wird durch die Genauigkeit des Abformmaterials und die Zeichnungsfeinheit des Epoxidharzes möglich (Roulet et al., 1989; Roulet J.F., 1987a/b). Die Untersuchung der Randqualität wurde am REM unter 200facher Vergrößerung durchgeführt. Durch die Aufgliederung des Füllungsrandes in kleinste Segmente und Messpunkte wird die quantitative Auswertung auch bei kleinen Gruppengrößen möglich (Blunck U., 1988; Roulet et al., 1989; Roulet J.F., 1987a/b). Mit Hilfe der Software Quanti-gap werden Einzellängenmessungen sowohl markiert als auch zu einem bestimmten Beurteilungskriterium zugeordnet. Die statistische Auswertung erfolgte durch SPSS 11.0 für Windows. Dabei wurden die prozentualen Anteile der einzelnen Kriterien in Relation zur gesamten Füllungslänge berechnet.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

6.3.1 Überschussproblematik

Bei zahnfarbenen Kompositfüllungen ist die Ausarbeitung und Politur oft problembehaftet, da Überschüsse schwer zu erkennen sind. Dies wird durch das okklusale Fissurenrelief meist verstärkt. Überschüsse haben zur Folge, dass sowohl der Selbstreinigungseffekt eingeschränkt, erneut Plaqueanlagerung begünstigt (Meyer G., 1997) und somit das Risiko der Sekundärkaries begünstigt wird. Bei Klasse I-Kavitäten, d.h. unter guter Sicht, können Überschüsse noch relativ einfach entfernt werden (Frankenberger et al., 1999). Jedoch der Approximalbereich bei Klasse II-Kavitäten birgt die Gefahr, sowohl bei Inlay- als auch bei Kompositrestaurationen, Überschüsse zu übersehen

(Ciucchi et al., 1990; Frankenberger et al., 1999; Schmeiser R., Hannig M., 1999).

Das Auftreten von Überschüssen kann bei allen zu untersuchenden Gruppen manifestiert werden. Jedoch sind bei den Gruppen, bei denen Pyramid Enamel bzw. eine Kombination von Pyramid Dentin und Enamel Anwendung findet, erhöhte Werte zu beobachten. Die Problematik an den Überschüssen besteht darin, dass absolut keine sichere Aussage über die Beschaffenheit der Randqualität getroffen werden kann. D.h. unter diesem Materialüberschuss kann sich ein perfekter Randschluss oder ein Randspalt befinden. Dieses Problem ist nicht zu lösen. Aus diesem Grund spielt die Sorgfalt des Behandlers eine große Rolle, um diese potentielle Fehlerquelle so gering wie möglich zu halten.

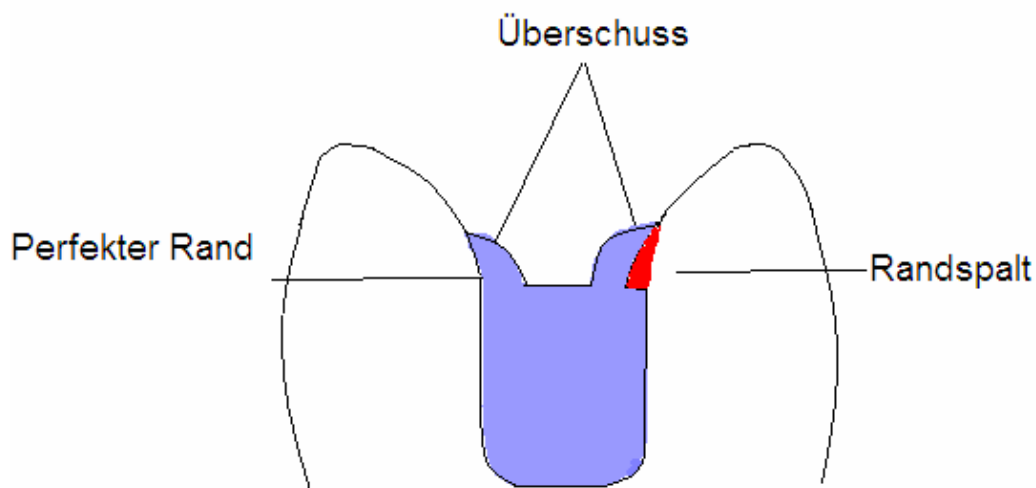


Abb. 22 Schematische Darstellung der Überschussproblematik

6.3.2 Die Polymerisation

Natürlich spielt die Polymerisationslampe, die über ausreichende Intensität im aktivierenden Wellenlängenbereich verfügen muss, bei einer vollständigen Aushärtung auch eine große Rolle (Asmussen E., 1984; Breeding et al., 1991;

Hellwig et al., 1991; Lösche G. M., Blunck U., 1988; Lösche G. M., 1990; Manhart J., 2000). Um einen Verlust an mechanischer und physikalischer Belastbarkeit des Komposits auszuschließen, sollte die Polymerisationsdauer die von Herstellern vorgegebene Zeit nicht unterschreiten. Toxikologische und allergologische Reaktionen können aufgrund der durch unzureichende Aushärtung aus der Matrix diffundierenden Monomere hervorgerufen werden (Breeding et al., 1991; Janda R., 1988; Mackert J. R., 1991). Des Weiteren können die resultierenden Volumenänderungen zu Spannungen in der Restauration führen und sich somit ebenfalls negativ auf die marginale Adaptation auswirken.

In dieser Studie schnitten die Gruppen, die mit der VIP und der pulse-delay-Technik ausgehärtet wurden im Kriterium „perfekter Randschluss“ besser ab, als die anderen Gruppen, bei denen die Aushärtung durch eine Halogenlampe erfolgte.

Studien unterstützen diese Ergebnisse, da die Post-Gel-Schrumpfung bei der pulse-delay-Technik geringere Werte aufweist als nach Soft-start-Polymerisation (Yap et al., 2002). Darüber hinaus kann die nach der Aushärtung verbleibende Spannung auf ca. 34 % reduziert werden (Suh et al., 1999). Eine klinische Untersuchung von Restaurationen mit Pyramid unter Lichthärtung mit der VIP kamen zu folgender Schlussfolgerung: sowohl die verminderte Spannung als auch die im Komposit enthaltenen Photoinitiatoren, die sich ebenfalls positiv auf die Aushärtung auswirken, erzielten eine bessere marginale Adaptation (Kanca J., 1999). Ilie et al. untersuchten im Jahr 2004 das Aushärteverhalten von Kompositen unter Verwendung unterschiedlicher Polymerisationslampen, wobei LED-, Halogen- und Plasmalampen herangezogen wurden. Es konnte gezeigt werden, dass entweder eine geringe Intensität von 800 mW/cm² bei langer Belichtung von 20 s oder ein langsamer Intensitätsanstieg zu einer maximalen Polymerisation der Schichtstärke in Bezug auf die Oberflächenhärte der jeweiligen Belichtung führten. Die pulse-delay

zeigte eine hohe Effizienz bei der Verringerung der Belichtungszeit (12 s) unter Berücksichtigung der gleichen Materialhärte. Ein weiterer Punkt dieser Studie bestand in der Berücksichtigung der applizierten Lichtdosis, wobei deutliche Unterschiede zwischen LED- und Halogenlampen resultierten. So konnten bessere Ergebnisse bei Erhöhung der Belichtungszeit von 4 s auf 10 s bei Halogenlampen bei einer konstanten Dosis von 12000 mWs/cm² unter Herabsetzung der Intensität von 3000 auf 12000 mW/cm² erzielt werden. Die Auswertung von LED-Lampen bei einer Dosis von 16000 mWs/cm², einer Intensität von 400 bzw. 800 mW/cm² und einer Belichtungszeit von 40 s bzw. 20 s ergab schlechtere Resultate. Eine Verringerung der Lichtdosis wirkte sich lediglich bei der pulse-delay positiv aus. Dies konnte durch die vorliegende Studie mit den Gruppen, bei denen die VIP zur Anwendung kam, bestätigt werden. Bei der pulse-delay kam es zu einer geringeren applizierten Lichtdosis (15000 mWs/cm² bzw. 18000 mWs/cm²) im Vergleich zu der angewendeten Halogenlampe, deren Dosisbereich bei 16000 mWs/cm² bzw. 24000 mWs/cm² liegt. Daraus resultiert bei der Lichtapplikation eine geringere Umsatzrate, was zu einer geringeren Polymerisationsschrumpfung und einer besseren marginalen Adaptation führt.

Andere Resultate erzielte eine Studie, in der die pulse-delay-Technik bei Klasse-V-Füllungen untersucht wurde (Krejci et al., 2005). Bei dieser konnte kein signifikanter Unterschied bzgl. eines perfekten Randschlusses im Dentin und ein gering schlechteres Ergebnis im Schmelz zur Kontrollgruppe festgestellt werden. Darüber hinaus steht eine Veränderung von Kreuzverbindungen der Polymerstrukturen durch die pulse-delay-Technik zur Diskussion sowie die große Erfahrung des Behandlers, da die Reduktion der Randspaltbildung unter Anwendung der pulse-delay vom verwendeten Komposit abhängt.

6.3.3 Vergleich zwischen Feinhybridkomposit und Komposit

Studien ergaben, dass bei der genauen Betrachtung des Randschlusses, eindeutige Unterschiede zwischen den normalen Kompositmaterialien und den neu entwickelten Fein- bzw. Feinsthybridkompositen bestehen. Komposite verfügen über ein größeres Schrumpfungsverhalten als Feinhybridkomposite (Chen et al., 1999; Pelka et al., 1998; Soltesz U., 1998; Venhoven et al., 1998).

In Anlehnung an diese Studien konnte in der vorliegenden Untersuchung bestätigt werden, dass Feinhybridkomposite, die z. B. in der Gruppe 9 mit Pertac II verwendet wurden, in der Kategorie „Perfekter Randschluss“ mit 68,3 % eine bessere marginale Adaptation als die Gruppen mit den Kompositen Pyramid Dentin + Enamel (1 A) mit 53,3 % und Pyramid Enamel (2 A) mit 50,6 % zeigten. Die Ergebnisse bzgl. der Spaltbildung konnten ebenfalls mit der in der angegebenen Literatur angeführten geringen Tendenz der Feinhybridkomposite zur Spaltbildung (Gruppe 9, Pertac II, 27,9 %) in Einklang gebracht werden.

Ein nicht zu vernachlässigender Faktor besteht in den Photoinitiatoren des Komposites, die zusätzlich zu den verwendeten Lichtlampen einen Einfluss auf die marginale Adaptation haben (Kanca J., 1999), wie es z.B. bei dem Komposit Pyramid der Fall ist.

6.3.4 Verwendung unterschiedlicher Dentinadhäsive

Nicht zu vernachlässigen ist die Anwendung von Dentinadhäsiven, die eine große Varianz in Ihren Haftwerten aufzeigen und sich somit auf das Randschlussverhalten auswirken können. Die Penetration in die Dentintubuli und somit die Beeinflussung der Haftwerte hängt sowohl von der Viskosität als auch von der chemischen Zusammensetzung der Adhäsivsysteme ab. In dieser Studie wurden die Adhäsive All-Bond-2 und EBS verwendet. Obwohl nicht die Adhäsivsysteme zur Beurteilung standen, konnten bessere Ergebnisse bei EBS verzeichnet werden. Der Vergleich der verwendeten Dentinadhäsive zeigt, dass EBS mit einer Biege- von 9,8 MPa und eine Scherkraftfestigkeit von 17,2-33,6

MPa (El Kalla I. H., Garcia-Gogoy F., 1998; May et al., 1997) über höhere Werte verfügt, während All-Bond-2 eine Biegefestigkeit von 9,29 MPa und eine Scherkraftfestigkeit von 14,8 MPa aufzeigt. Studien, bei denen das Adhäsivsystem EBS in Verbindung mit Pertac II verwendet wurde, haben bei einer 1-Jahres-Kontrolle ein gutes Randschlussverhalten bei 97 % der Versorgungen gezeigt. Lediglich eine Restauration wies Verfärbungen auf, was u.a. auf einen Anwendungsfehler, wie z.B. unzureichendes Anätzen oder zu starkes Trocknen des Primers, zurückzuführen ist. Bei einer generellen Problematik seitens des Dentinadhäsivs hätten mehrere Fälle mit Verfärbungen verzeichnet werden können (Tyas M. J., Burrow M. F., 2000). Jedoch spielen nicht nur hohe Haftwerte des Adhäsivsystems eine große Rolle, um eine optimale marginale Adaptation zu erreichen, sondern diese kann durch das E-Modul des verwendeten Komposits ebenfalls beeinflusst werden. So wird bei Seitenzahnrestorationen ein hohes E-Modul benötigt, um der täglichen Kaubelastung Stand halten zu können.

Diese Untersuchung zeigt ähnlich gute Ergebnisse bzgl. eines guten Randschlusses bei Versorgungen mit EBS, jedoch sind die Unterschiede zu dem Adhäsiv All-Bond-2 nur sehr gering.

7 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser In-vitro-Studie bezüglich des Randschlussverhaltens von Klasse-I-Versorgungen an Molaren führen zu folgenden Schlussfolgerungen: Die Gruppen, bei denen die Polymerisation durch die VIP mit der pulse-delay-Technik erfolgte, zeigten ein besseres Randschlussverhalten als die Gruppen, die durch die Halogenlampe ausgehärtet wurden.

In dieser Studie wurden die Dentinadhäsive All-Bond-2 und EBS gegenübergestellt, wobei die Gruppen, die mit EBS behandelt wurden, bessere marginale Adaptationen erzielten.

Ein weiterer Punkt bestand im Vergleich der verwendeten Komposite. Das Feinhybridkomposit Pertac II, auch in Kombination mit Glasionomerkementen als Unterfüllung, erreichte ein besseres Randschlussverhalten als die Hybridkomposite Pyramid Dentin und Pyramid Enamel.

Bei dieser Untersuchung konnte kein signifikanter Unterschied bzgl. eines perfekten Randschlusses zwischen den Restaurationen mit Glasionomerkementen als Unterfüllungsmaterial und denjenigen mit der Total-Bond-Technik, wobei in einer Gruppe water contaminated bonding berücksichtigt wurde, festgestellt werden.

Bei allen zu untersuchenden Gruppen können Überschüsse verzeichnet werden, was auf das Fissurenrelief und die Farbauswahl bei Kompositrestaurationen zurückzuführen ist. Bei den Gruppen mit Pyramid Dentin und Enamel bedarf es aufgrund der optimalen Farbgestaltung durch die verwendeten Schmelz- und Dentinmassen erfahrener und sorgfältiger Behandler.

8 Zusammenfassung

An 130 kariesfreien, extrahierten Molaren wurden standardisierte Klasse-I-Kavitäten angelegt. Der nächste Schritt beinhaltete die Randomisierung der Zähne in 10 Gruppen, welche mit den jeweils zu untersuchenden Füllungsmaterialien nach Herstellerangaben versehen wurden. Daraufhin erfolgte eine thermische Wechselbelastung der Testzähne (5°/55°). Für die qualitative und quantitative Randalanalyse im REM bei 200facher Vergrößerung wurden Replika hergestellt. Mit Hilfe des Kruskal-Wallis-H-Test und des Mann-Whitney-U-Tests wurden die statistischen Daten angelegt.

Den höchsten Wert bei der Untersuchung eines perfekten Randschlusses wies die Gruppe 9, bei der Pertac II und das Dentinadhäsiv EBS verwendet wurde, auf. Die meisten Überschüsse traten bei der Restauration mit Pyramid Enamel auf. Die höchste Anzahl von Randspalten war bei den Füllungen mit Pyramid Dentin zu verzeichnen.

Das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass die Verwendung von Polymerisationslampen mit großer Polymerisationstiefe wie die VIP das Randschlussverhalten durch eine ausreichende Aushärtung und somit Reduktion innerer Spannungen begünstigt. Weiterhin stellen zahnfarbene Restaurationen bezüglich des Überschusses ein Problem für den Behandler dar, dem beim Legen der Füllung und Ausarbeitung höchste Genauigkeit abverlangt wird. Das Heranziehen von unterschiedlichen Unterfüllungsmaterialien wie Komposite und Glasionomerezemente bergen folgende Schwierigkeiten in sich, sowohl einen optimalen Verbund zwischen den unterschiedlichen Materialien herzustellen als auch innere Spannungen durch unzureichende Aushärtung zu vermeiden.

9 Literaturverzeichnis

1. Arbabazdeh F., Gage J.P., Young W. G., Shahabi S., Senson S. M.: Gap measurement and bond strength of five selected adhesives systems bonded to tooth structure. *Australian Dental Journal* 43: (3): 175-180 (1998)
2. Asmussen E.: Der Einfluss der Vorpolymerisation auf die Härte von Photopolymerisaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 39: 968-969 (1984)
3. Barkmeier W. W., Gwinett A. J., Shaffer S. E.: Effects of 15 vs 60 enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Oper Dent* 11: 111-116 (1986)
4. Barkmeier W. W., Suh B. I., Cooley R. L.: Shear bond strength to dentin and Ni-Cr-Be alloy with All-bond universal adhesive system. *J. Esthet. Dent.* 3148-3153 (1991)
5. Bausch J. R., De Lange C., Davidson C. L.: The influence of temperature on some physical properties of dental composites. *J. Oral. Rehabil.* 8: 309-317 (1981)
6. Bayne S. C., Thompson J. Y., Swift E. J., Stamatiades P., Wilkerson M.: A characterization of first- generation flowable composites. *J. Am. Dent. Assoc.* 129: 567-57 (1998)
7. Bergmann P., Noack M. J., Roulet J. F.: Der Einfluss der Kavitätenform auf das Randverhalten von Klasse-I-Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 663-666 (1990)
8. Blunck U.: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrändern im Dentin in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 939-943 (1988)
9. Blunck U.: Dentinhaftmittel-Übersicht und Auswahlkriterien. *DAZ-Forum* 53: 39-50 (1996)
10. Blunck U., Haller B.: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50: 1021-1033 (1999)
11. Boer W. M.: Überblick über die Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. *Quintessenz* 49: 871-881 (1998)
12. Bowen R. L.: Adhesive bonding of various materials to tooth tissues: VI Forces developing in direct filling materials during hardening. *J. Am. Dent. Assoc.* 74: 439-445 (1967)
13. Bowen R.L.: Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidylmethacrylate. *US Patent* 3066112 (1962)
14. Bowen R. L., Nemoto K., Rapson J. E.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *Am. Dent. Assoc.* 106: 475-477 (1983)

15. Boyer D. B., Chan K. C., Reinhart J. W.: Build-up and repair of light-cured composites: bond strength. *J. Dent. Res.* 63: 1241-1244 (1988)
16. Braem M., Finger W., Van Doren V. E., Lambrechts P., Venerle G.: Mechanical properties and fillers fraction of dental composites. *Dent. Mater.* 5, 346 (1989)
17. Breeding L. C., Dixon D. L., Caughman W. F.: The curing potential of lightactivated composite resin luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 65: 512-518 (1991)
18. Brown W. S., Jacobs H. R., Thompson W. F.: Thermal fatigue in teeth. *J. Dent. Res.* 51: 461-467 (1972)
19. Buonocore M. G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* 34: 849-853 (1955)
20. Buonocore M. G., Matsui A., Nett A. J.: Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to binding; *Arch Oral Biol* 13: 61-70 (1968)
21. Chen R. C. S, Chan D. C. N., Chan K. C.: A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite. *J. Prosthet. Dent.* 59: 292-297 (1988)
22. Cheung G. S. P.: A scanning electron microscopic investigation on the acidetched cervical margin of class II cavities. *Quintessence Int.* 21: 299-302 (1990)
23. Ciucchi B., Bouillaguet S., Holz J.: Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques. *Quintessence Int* 21: 663-669 (1990)
24. Crawford P. J. M., Whittaker D. K., Owen G. M.: The influence of enamel prism orientation on leakage of resin-bonded restorations. *J. Oral. Rehabil.* 14: 283-289 (1987)
25. Crim G. A., Mattingly S. L.: Evaluation of two methods for assessing marginal leakage. *J. Posthet. Dent.* 45: 160-163 (1981)
26. Crim G. A., Swartz M. L., Phillips R. W.: Comparison of four thermocycling techniques. *J. Prosthet. Dent.* 53: 50-53 (1985)
27. Davidson C. L., De Gee A. J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J. Dent. Res.* 63:146-148 (1984)
28. Davidson C. L., De Gee A. J., Feilzer A.: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J. Dent. Res.* 63: 1296-1399 (1984)
29. Davidson C. L., De Gee A. J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J. Dent. Res.* 63: 146-148 (1984)
30. Dietrich T.: Marginale Adaptation von direkten Klasse-II-Kompositrestaurationen *Zahnmed. Diss. Berlin* (1997)

31. Dietschi D., Holz J.: Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen. Schweiz Monatsschr. Zahnmed. 100: 1332-1335 (1990)
32. Dietschi D., De Siebenthal G., Neveu-Rosenstand L., Holz J.: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations : an in vitro evaluation. Quintessence Int. 26: 717-727 (1995)
33. Dietschi D., Scampa U., Campanile G., Holz J.: Marginal adaptation and seal of direct and indirect class II composite resin restorations: An in- vitro evaluation. Quintessence Int. 26: 127-138 (1995)
34. Dietschi D., Spreafico R.: Aktuelle Konzepte für adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich. Quintessence Int. 26: 717-727 (1995 a)
35. Dietschi D., Spreafico R.: Aktuelle Konzepte für adhesive Restaurationen im Seitenzahnbereich . Quintessenz 48: 477-496 (1997)
36. Eakle W. S., Ito R. K.: Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composit resin restorations. Quintessence Int. 21: 369-374 (1990)
37. Eick J. D., Robinson S. J., Byerley T. J., Chappelow C. C.: Adhesive and nonshrinking dental resins of the future. Quintessence Int. 24: 632-640 (1993)
38. El Kalla I. H., Garcia-Godoy, F.: Bond strength and interfacial micromorphology of four adhesive systems in primary and permanent molars. J. Dent. Child. 65: 169-176 (1998)
39. Erickson R. L.: Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. Phillip J. 11: 149-158 (1994)
40. Ernst C. P., Schauer F., Willershausen B., Hickel R.: Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten (I). Acta Med Dent Helv 1: 58-62 (1996)
41. Ernst C. P., Brand N., Frommator U., Ripplin G., Willershausen B.: Reduction of polymerization shrinkage and marginal microleakage using soft-start-polymerization. J. Esthet. Restor. Dent. 5 (2): 93-103 (2003)
42. Feilzer A. J., De Gee A. J., Davidson C. L.: Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J. Dent. Res. 66: 1636-1639 (1987)
43. Feilzer A. J., De Gee A. J., Davidson C. L.: Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. J. Dent. Res. 69: 36-39 (1990 a)
44. Feilzer A. J., De Gee A. J., Davidson C. L.: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. Dent. Mater 6: 167-171 (1990 b)
45. Ferrazini G.: Systematische Fissurenversiegelung der ersten beiden Molaren. Acta. Med. Dent. Helv. 1:13-16 (1996)

46. Finger W. J.: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am. J. Dent.* 1: 184-188 (1988).
47. Fortin D., Swift E.J., Denehy G. E., Reinhart J. W.: Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent. Mater.* 10: 253-258 (1994)
48. Frankenberger R., Krämer N., Pelka M., Petschelt A.: Internal adaptation and overhang formation of direct class II resin composite restorations. *Clin Oral Invest* 3: 208-215 (1999)
49. Friedl K.-H., Schmalz G., Hiller K.-A., Mortazavi F.: Marginal adaptation of Composite restorations versus hybridionomer/composite sandwich restorations. *Oper. Dent.* 22:21-29 (1997)
50. Fröhlich M., Schneider H., Merte K.: Oberflächeninteraktionen von Dentin und Adhäsiv. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 51: 173-176 (1996)
51. Fusayama T., Nakamura M., Kurosaki N., Iwaku M.: Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J. Dent. Res.* 58: 1364-1370 (1979)
52. Fusayama T.: Concepts in operative dentistry. *Quintessence Int.* 18: 633-641 (1989)
53. Goldman M.: Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust. Dent. J.* 28: 156-161 (1983)
54. Gordon M., Plasschaert A. J. M., Soelberg K. G., Bogdon M. S.: Mikroleakage for composite resin over a glass ionomer cement base in Class V restorations. *Quintessence Int.* 16: 817-820 (1985)
55. Geurtsen W.: *Klinik der Kompositfüllung.* München, Hanser Verlag (1989)
56. Gilpatrick R. O., Ross J. A., Simonsen R. J.: Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. *Quintessence Int.* 22: 47-49 (1991)
57. Glasspoole E. A., Erickson R. L.: Effect of etching and rinsing times on composite to enamel bond strength. *J. Dent. Res.* 65: 285, Abstr No 1046 (1986)
58. Gottlieb E. W., Retief D. H., Jamison H. C.: An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *J. Prosthet. Dent.* 48: 48-51 (1982)
59. Gwinnett A. J.: Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch. Oral. Biol.* 16: 731-738 (1971)
60. Gwinnett A. J.: Bonding of restorative resins to enamel. *Int. Dent. J.* 38: 91-96 (1988)
61. Gwinnett A. J., Garcia-Godoy F.: Effect of etching time and etching concentration on resin shear bond strength to primary tooth enamel. *Am. J. Dent.* 5: 237-239 (1992)

62. Gwinnett A. J., Kanca J. A.: Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am. J. Dent.* 5: 73-77 (1992)
63. Haller B., Bischoff H.: *Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik.* Quintessenz, Berlin (1993)
64. Hannig M., Bott B., Höhnk H.-D., Mühlbauer E. A.: CbC-filling-a new concept für tooth-colored Class II restorations with proximal margins located in dentin. *J. Dent. Res.* 76: 314, Abstr. No. 2403, (1997)
65. Hansen E. K.: Effect of cavity depth and application technique on marginal adaptation of resin in dentin cavities. *J. Dent. Res.* 65: 1319-1321 (1986)
66. Hellwig E., Klimek J., Achenbach K.: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lighthärtenden Komposit- Füllungsmaterialien. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 46: 270-273 (1991)
67. Hembree J. H.: Mikroleakage at the gingival margin of class I composite restorations with glass-ionomer liner. *J. Prosthet. Dent.* 61: 28-30 (1989)
68. Hentschel D.: Der Einfluss verschiedener Lichtintensitäten auf die Randqualitäten zweier Kompositmaterialien in zylindrischen dentinbegrenzten Kavitäten in vitro. *Zahnmed. Diss. Berlin* (1997)
69. Hickel R., Kunzelmann K.-H., Obermeier T.: Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich-Teil I. *ZWR* 103: 610-618 (1994 a)
70. Hickel R., Kunzelmann K.-H., Schreyger D.: Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich-Teil II. *ZWR* 103: 690-697 (1994 b)
71. Hickel R.: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 52: 572-585 (1997)
72. Hinoura K., Moore B. K., Phillips R. W.: Tensile bond strength between glass ionomer cement and composite resins. *J. Am. Dent. Assoc.* 114:167-172 (1987)
73. Hugo B., Lussi A., Hotz P.: Die Präparation der Schmelzrandschrägung bei approximalen Kavitäten. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 102: 1181-1188 (1992)
74. Hugo B., Hofmann N., Klaiber B., Suki K., Stassinakis A.: Randqualität von kleinen und großen Klasse-II-Kompositfüllungen bei unterschiedlichem Kavitätenrandwinkel und unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. 13. Jahrestagung DGZ, Saarbrücken (1999)
75. Ilie N., Kunzelmann, K.-H., Hickel R.: Strategien der Lichtpolymerisation und deren Auswirkungen auf die initiale Härte und Polymerisationstiefe. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 59 (7): 398-404 (2004)
76. Janda R.: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III). *Quintessenz* 39: 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398 (1988 a-c)

77. Kanca J.: Clinical experience with Pyramid stratified aggregate restorative and the VIP unit. *Compend. Contin. Educ. Dent. Suppl.* 25: 67-72 (1999)
78. Kemp-Scholte C. M., Davidson C. L.: Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increasing flexibility. *J. Dent. Res.* 69: 1240-1243 (1990)
79. Koenigsberg S., Fuks A., Grajower R.: The effect of three filling techniques on marginal leakage around class II composite resin restorations in vitro. *Quintessence Int.* 20: 117-121 (1989)
80. Koran P., Kurschner R.: Stress reduction in composites due to two-step-polymerization. *J. Dent. Res.* 76: 313, Abstr. No 2393 (1997)
81. Krejci I., Lutz F.: Kompositfüllungen – das 1x1 des Ausarbeitens. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 94: 1015-1028 (1984)
82. Krejci I., Lutz F., Lüscher B., Maffioli E.: Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile. *Swiss. Dent.* 7: 47-52 (1986)
83. Krejci I., Sparr D., Lutz F.: A three-sided light curing technique. *Quintessence Int.* 18:125-131 (1987)
84. Krejci I., Lutz F., Krejci D.: The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional class II composite restorations. *Quintessence Int.* 19: 191-198 (1988)
85. Krejci I., Lohrer C., Lutz F.: Modifizierte Kavitätenformen und Techniken für mittelgroße adhäsive Kompositfüllungen der Klasse II. *Acta Med. Dent. Helv.* 1: 91-96 (1996)
86. Krejci I., Petrac M., Lutz F.: Wear and marginal adaptation of resin-reinforced glass-ionomer class II restoration. *Acta Med Dent Helv* 1: 117-122, 1996
87. Krejci I., Planinic M., Stavridakis M., Bouillaguet S.: Resin composite shrinkage and marginal adaptation with different pulse-delay light curing protocols. *Eur. J. Oral. Sci.* 113 (6):531-536 (2005)
88. Kunzelmann K.-H., Krause F., Hickel R.: Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 48:724-727 (1993)
89. Kunzelmann K.-H.: Glass-ionomer cements, hybrid-glassionomers and compomers-laboratory trials-wear resistance. *Academy of dental materials. Transactions* 9 (1996b)
90. Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.: Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper. Dent.* 12: 53-78 (1987)

91. Lambrechts P., Willems G., van Meerbeek B., Perdigão J., Vanherle G.: Amalgam replacement: Can direct resin composite restorations handle the problem? In: Degrange, M.: Roulet, J. F. (eds.). Minimally invasive restorations with bonding. Quintessenz Chicago, 51-59 (1997)
92. Lösche G. M., Blunck U.: Die Schmelz-Ätz-Technik. Zahnärztl. Welt 169 (1988)
93. Lösche G. M.: Colour measurement for comparison of campherchinon conversion rate. J. Dent. Res. 69: 232 (1990)
94. Lösche G. M., Schürg, C., Roulet, J. F.: The influence of curing light intensity on marginal adaptation of composite fillings. J. Dent. Res. 72, 264: Abstr. No. 1284 (1993)
95. Lösche G. M.: Klasse-II-Kompositfüllungen mit und ohne konfektionierte Glaskeramik-Inserts. Dtsch. Zahnärztl. Z. 51: 389394 (1996)
96. Lösche G. M.: Marginal adaptation of class II composite fillings: Guided polymerization vs reduced light intensity. J. Adhesive Dent. 1: 31-39 (1999)
97. Luescher B., Lutz F., Ochsenbein H., Mühlemann H. R.: Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. J. Prosthet. Dent. 37: 300-309 (1977)
98. Luescher B., Lutz F., Ochsenbein H., Mühlemann H. R.: Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. J. Prosthet. Dent. 39: 409-413, 171 (1978)
99. Lutz F., Phillips R. W., Roulet J. F., Imfeld T.: Komposits - Klassifikation und Wertung. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 93: 914-929 (1983)
100. Lutz F., Cochran M. A., Mörmann W.: Adhäsive Restauration- Flop oder Hit? Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 94: 1124-1131 (1984)
101. Lutz F., Sectos J. C., Phillips R. W.: New finishing instruments for composit resins. J. Am. Dent. Assoc. 107: 575-580 (1985)
102. Lutz F., Krejci I., Schupbach P.: Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 103: 537-549 (1993)
103. Mackert J. R.: Dental amalgam and mercury. J. American. Dent. Assoc. 122: 662-65 (1991)
104. Manhart J.: Stopfbare Komposite - Die Alternative für den Seitenzahnbereich? Zahnarzt. Wirtschaft – Praxis 8: 127-129 (2000)
105. Manhart J.: Selbstkonditionierende Adhäsivsysteme. BZB 7/8: 22-24 (2002)
106. May K. N., Swift J. R., Bayne S. C.: Bond strength of a new dentin adhesive system. Am. J. Dent. 10:195-198 (1997)

107. Mehl A., Sobota M., Hickel R.: Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 52 (12): 824-827 (1997)
108. Meyer G.: Parodont und Füllung. In: Heidemann, D. (Hrg.): *Parodontologie/Praxis der Zahnheilkunde 4*, Urban & Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore, 3. Auflage, 295-304 (1997)
109. Mixson J. M., Richards N. D., Mitchell R. J.: Effekts of dentin age and bonding on microgap formation. *Am. J. Dent.* 6: 72-76 (1993)
110. Nakabayashi N.: Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. *Jpn. Soc. Dent. Mater.* 1: 78-81 (1982)
111. Nakabayashi N.: Adhäsiv-Bonding mit 4-META; *Phillip. J.* 11: 159-162 (1994)
112. Nakabayashi N., Pashley D.H.: *Hybridization of dental hard tissues.* Quintessence, Tokyo (1998)
113. Nakayama W. T., Hall D. R., Grenoble D. E., Katz J. L.: Elastic properties of dental resin restorative materials. *J. Dent. Res.* 53: 1121-1126 (1974)
114. Nakajima M. Sano H., Burrow M. F., Tagami J., Yoshiyama M., Ebisu S., Ciucchi B., Russell C. M., Pashley D. H.: Tensile bond strength an SEM evaluation of caries- affected dentin using dentinadhesives. *J. Dent. Res.* 74: 1679-1688 (1995)
115. Noack M. J.: Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 43: 919-922 (1988a)
116. Noack M. J.: Randschluss von Frontzahnfüllungen mit Hybrid- und Mikrofüllerkompositen nach einer Tragezeit von 6 Monaten. *Quintessenz* 49: 773-779 (1998)
117. Øilo G., Olsson S.: Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dent. Mater.* 6: 138-144 (1990)
118. Pashley D. H., Ciucchi B., Sano H., Horner J.A.: Permeability of dentino adhesivs agents. *Quintessence Int.* 24: 618-631 (1993)
119. Pelka D. H., Sindel J., Frankenberger R.: Eigenschaften und Handling eines weißen stopfbaren Füllstoffes. *Zahnärztl. Mitt.* 88 (6): 636-641 (1998)
120. Perdigao J., Swift E. J., Cloe B. C.: Effect of etchants, surface moisture and resin composite on dentin bond strength. *Am. J. Dent.* 6: 61-64 (1993)
121. Prati C., Mongiorgi R., Paresshi A., Galloni C., Ferrieri P.: Correlation between bond strength of bonding agents and dentin conditioners. *J. Dent. Res.* 72:386; Abstr. 2266 (1993)

122. Reeves G. W., Fitchi J. G., Hembree J. H., Puckett A. D.: Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper. Dent.* 20: 230-235 (1995)
123. Reinhardt K. J.: Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. *Dtsch. Zahnärztl. Z.*; 46: 204-208 (1991)
124. Roeters J., De Kloet H.: *Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit. Quintessenz*, Berlin (1992)
125. Roulet J. F.: A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int.* 18: 543-552, 1987 a
126. Roulet J. F.: *Degradation of dental polymers*. Karger Verlag, Basel (1987 b)
127. Roulet J. F., Reich T., Blunck U., Noak M. J.: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc.* 3: 147-159 (1989)
128. Roulet J. F.: Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 49: 859-866 (1994)
129. Roulet JF, Blunck U: Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. *Neue Gruppe* 9: 10-13 (1996)
130. Roulet J. F.: Benefits and disadvantages of tooth-colored alternatives to amalgam. *J. Dent.* 25:459-473 (1997 b)
131. Ruyter I.E.: Composites-characterisation of composite filling materials: reactor response. *Adv. Dent. Res.* 2: 122-129 (1988)
132. Schmeiser R., Hannig M.: Randqualität approximaler Kompositfüllungen in sonoabrasiv bearbeiteten „Mikro“-Kavitäten. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 54: 127-132 (1999)
133. Schmideder J.: Bonding. In Schmideder J.: *Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlanten der Zahnmedizin*, Band 15, Thieme, Stuttgart (1998)
134. Schmidt O., Krejci I., Lutz F.: Ausarbeitung von adhäsiven zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 101:177-184 (1991)
135. Schuckar M., Geurtsen W.: Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 50: 164-166 (1995)
136. Silverstone L. M.: Fissure sealants: Laboratory studies. *Caries Res.* 8: 2-26 (1974)
137. Silverstone L. M., Saxon C. A., Dogon I. L., Fejerskov O.: Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 9: 373-387 (1975)

138. Simonsen R. J.: Conservation of tooth structure in restorative dentistry. *Quintessence Int.* 16: 15-24 (1985)
139. Söderholm K. J., Schmidseder J.: Komposits – Materialkunde. In: Schmidseder J: *Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlant der Zahnmedizin, Band 15.* Thieme (1998)
140. Soltesz U.: Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Zahnärztl. Mitt.* 88 (1): 1404-1406 (1998)
141. Spreafico R.: Direct resin composite restorations in posterior teeth. In: Degrange M., Roulet J.-F. (eds): *Minimally invasive restorations with bonding.* Quintessence, Chicago 51-59 (1997)
142. Staehle H. J.: Minimally invasive restorative treatment. *J. Adhesive Dent.* 1: 267-284 (1999)
143. Suh N. P.: *Tribophysics,* Prentice-Hall, New Jersey (1986)
144. Suh B. I., Feng L., Wang Y., Cripe C., Cincione F., de Rjik W.: The effect of the pulse-delay cure technique on residual strain in composites. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 20 (2 Suppl.): 4-12(1999)
145. Suzuki T., Finger W.: Dentine adhesives: Sites of dentine vs bonding of composite resins. *Dent. Metr.* 4: 379-383 (1988)
146. Swift E. J., Cloe B. C.: Shear bond strength of new enamel etchants. *Am. J. Dent.* 6: 162- 164 (1993)
147. Swift E. J., Perdiago J., Heymann H. O.: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int.* 26: 95-110 (1995)
148. Tjan A. H. L., Bergh B. H., Lindner C.: Effects of various increment techniques on marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J. Prosthet. Dent.* 67: 62-66 (1992)
149. Tyas M. J., Burrow M. F. †: Clinical evaluation of EBS dentine bonding agent: one year results. *Aust. J. Dent.* 45 (2): 115-117 (2000)
150. Van Dijken J. W. V.: Clinical effectiveness of nine dentin adhesives in Class V cervical lesions. *J. Dent. Res.* 76: 185; Abstr. No. 1369 (1997)
151. Van Dijken J. W. V., Hörstedt P., Waern R.: Directed polymerization shrinkage versus a horizontal incremental filling technique: Interfacial adaptation in vivo in class II cavities. *Am. J. Dent* 11:165-172 (1998)
152. Van Meerbeek B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.: The clinical performance of adhesives. *J. Dent.* 26: 1-20 (1998)

- 153. Vanherle G., Lambrechts P., Braem M.: Erfahrungen mit Komposit-Füllungsmaterialien im Seitenzahnbereich. Dtsch. Zahnärztl. Z. 44: 664-668 (1989)**
- 154. Venhoven B. J.: Dental resin composites- curing and contraction. Bio-Rad. Veenendaal (1996)**
- 155. Venhoven B. A. M., Rezende J. A., De Gee A. J.: Setting shrinkage of alkaglass and some other materials. Academic Center for Dentistry Amsterdam (1998)**
- 156. Viohl J.: Polymerisationstiefe von photopolymerisierenden Füllungskunststoffen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 37: 194-196 (1982)**
- 157. Watts, D. C., Hindi, A., A.I.: "Soft-start" photo-polymerization effects in resin-composite restoratives. J. Dent. Res. 77: 658, Abstr. No. 216 (1998)**
- 158. Wendt S. I., Mc Innes P. M., Dickinson G. I.: The effect of thermocycling in mikroleakage analysis. Dent. mater. 8: 181-184 (1992)**
- 159. Yap A.U., Soh M. S., Siow K.S.: Post-gel shrinkage with pulse activation and soft-start polymerization. Oper. Dent. 27 (1): 8-87 (2002)**

10 Materialliste

- Elipar Highlight, Polymerisationslampe, ESPE, Seefeld
- Impregum Penta, Polyetherabformmasse, 3M ESPE AG, Seefeld
- Pentamix, Anmischgerät, 3M ESPE AG, Seefeld
- Thermowechselbad Haake W15, Fa. Willy Tec, München
- LEIT-C-PLAST®, Karbonkleber Plastic Conductive Carbon Cement, Neubauer Chemikalien, Münster
- EPOXY-DIE®, Epoxidharz, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
- SEM Autocoating Unit E5200, Sputteranlage, Polaron Equipment Ltd.
- Quorum Technologies, Newhaven, England.
- Leitz AMR 1200, Rasterelektronenmikroskop, Leitz, Wetzlar
- STEMI SV 11, Lichtmikroskop, Zeiss, Oberkochen
- Software für Quantitative Randanalyse: „Quanti-Gap®“, Stefan Küppers, Erlangen
- Software für Statistik: SPSS 11.0 for Windows, SPSS Inc. Chicago, IL, USA

ESPE Ketac Bond Aplicap, Glasionomer Unterfüllungsmaterial

ESPE Ketac- Molar Aplikap, Glasionomer

3M Vitremer, Glasionomerzement

VIVADENT Tetric ® Ceram (A 3), Hybridkomposit ; Cavifil

Espe Pertac II, Feinsthybrid-Komposit

Bisco Pyramid Dentin, Hybridkomposit

Bisco Pyramid Enamel, Hybridkomposit

11 Messdatei

Zahn	Perfekt	Überschuss	Unterschuss	Quellung	Spalt	Artefakt
1	662	0	0	168	17	0
2	12798	1634	0	0	7241	431
3	4284	2214	297	0	5719	0
4	4137	1382	356	0	3379	158
5	13479	3201	0	0	8443	989
6	9895	4643	0	314	5465	0
7	18561	2462	0	0	9286	1849
8	17279	2572	272	0	14046	30910
9	16875	3573	0	0	10715	404
10	10011	3440	0	0	6981	1078
11	15795	3708	0	0	9544	1715
12	20257	0	0	0	11798	1753
13	23721	9730	310	0	10295	5147
14	34080	7252	0	0	11795	1483
15	26059	9509	0	0	14683	1711
16	13430	4501	0	0	12468	1390
17	12674	5621	0	0	12076	2314
18	25421	6805	0	0	11230	1666
19	14414	709	0	0	1684	729
20	15717	5099	0	0	3120	333
21	19258	10249	0	0	189108	4705
22	24213	5790	0	0	16543	4513
23	22429	5992	0	0	7334	2253
24	22381	2298	0	0	6777	1581
25	24751	6168	0	0	8548	3022
26	21453	10385	0	0	11525	1892
27	22168	10763	0	0	15096	1759
28	26243	4112	0	0	18818	3990
29	19854	7896	0	0	13140	1641
30	11347	11295	0	0	12779	1679
31	23062	13272	0	0	16006	0
32	15199	12286	0	0	8040	82
33	17135	2289	0	0	11492	1801
34	16444	3769	0	0	11606	320
35	22517	9302	0	0	6177	0
36	20665	7102	0	0	12061	816
37	16525	2719	0	0	13679	1824
38	20854	3198	0	0	14310	754
39	22184	2394	0	0	19056	1037

40	12339	7980	0	0	5479	0
41	22697	7457	0	0	14718	1500
42	27365	2506	0	0	14908	3409
43	19026	539	0	0	12694	2563
44	22599	1254	0	0	21180	774
45	22210	744	0	0	25281	2626
46	20641	0	0	0	12131	787
47	19349	810	0	0	14366	732
48	21846	277	0	0	13658	813
49	12967	1608	0	0	17119	1642
50	20957	693	0	0	17497	665
51	25256	429	0	0	19260	2094
52	19767	420	0	0	15322	1606
53	14606	1322	0	0	10282	990
54	15846	400	0	0	17293	1503
55	22219	0	0	0	7232	295
56	30352	0	0	0	14110	1057
57	22597	595	0	0	9498	430
58	19200	0	0	0	10418	1181
59	24371	450	0	0	13556	932
60	18563	294	0	0	11679	1412
61	19049	0	0	0	12924	825
62	15328	795	0	0	8160	230
63	19259	1461	0	0	17501	2456
64	20549	1494	0	0	10763	16910
65	27711	1192	0	0	20234	1257
66	22395	254	0	0	12300	1060
67	25903	1312	0	0	8414	1530
68	24101	378	0	0	14858	1214
69	19413	761	0	0	16300	0
70	23907	0	0	0	17824	973
71	24959	0	0	0	16334	697
72	28338	337	0	0	27201	682
73	16080	2755	0	0	16754	0
74	17435	401	0	0	9063	546
75	21378	1453	0	0	21398	1313
76	25370	812	0	0	27434	1009
77	20536	0	0	0	8197	1517
78	17562	1033	0	0	11574	0
79	18227	0	0	0	11085	795
80	28736	1068	0	0	19659	2513
81	22363	826	0	0	15069	2096
82	24530	0	0	0	21739	1663

83	20050	580	0	0	1964	1643
84	19954	726	0	0	6395	985
85	26753	589	0	0	15686	1189
86	16413	393	0	0	18489	10910
87	28022	859	0	0	10845	520
88	30722	656	0	0	15108	750
89	10768	0	0	0	12461	0
90	18654	467	0	0	18316	1031
91	24204	786	0	0	13938	1858
92	18203	0	0	0	14166	3637
93	16080	0	0	0	169107	1561
94	20581	1020	0	421	14709	1476
95	9470	0	0	0	5555	3045
96	22382	0	0	0	11739	2013
97	22598	0	0	0	19780	3024
98	19905	0	0	0	4295	1240
99	17463	0	0	0	18628	950
100	21878	204	0	0	4597	1150
101	21359	2101	0	0	16034	0
102	13254	1702	0	0	4498	907
103	174910	780	0	0	15445	492
104	9834	3634	0	0	5452	1523
105	191067	0	0	0	10798	2293
106	22808	0	0	0	11527	2480
107	25032	1060	0	0	15534	1205
108	21782	0	0	0	15882	9108
109	21756	287	0	0	7901	2328
110	25323	1098	0	0	11439	736
111	13149	1084	0	0	5646	1144
112	28619	327	0	0	15188	1170
113	33876	1071	0	0	16850	3771
114	30909	1744	0	0	27111	2499
115	33443	0	0	0	13426	707
116	13466	810	0	0	10234	1175
117	13577	2234	0	0	11681	1308
118	24298	0	0	0	15296	1234
119	19435	0	0	0	16655	1063
120	15232	0	0	0	10194	1613
121	23905	492	0	0	15731	2327
122	279103	456	0	0	18134	448
123	22371	0	0	0	12051	377
124	7722	873	0	0	12530	307
125	15809	0	0	0	8371	795

126	19474	776	0	0	14887	4065
127	16766	370	0	0	6757	1352
128	12920	0	0	0	6817	319
129	209107	954	0	0	14381	2325
130	28154	1658	0	0	11957	2493

12 Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann möchte ich mich herzlich für die Themenstellung und die Betreuung dieser Dissertation bedanken.

Herrn Dipl.-Ing. T. Obermeier danke ich für die Beratung und Betreuung am Rasterelektronenmikroskop sowie für dessen Hilfestellung bei PC-Problemen.

Weiterhin gilt großer Dank Herrn Dr. Hamm, der mir bei der Lösung von statistischen Problemen immer zur Seite stand.

Besonderer Dank gilt meiner Familie, besonders meinen Eltern und meinem Mann, die mir dieses Studium ermöglicht haben und mir immer tatkräftig zur Seite standen.

13 Curriculum vitae

Persönliche Daten	Alexandra Fasold, geb. Haasl geb. am 01.03.1975, Augsburg Staatsangehörigkeit: deutsch
Familie	Ehemann: Dr. med. dent., MSc Implantologie Peter A. Fasold Vater: Josef Haasl, Studiendirektor Mutter: Christa Haasl, Bankkauffrau Schwester: Michaela Kollmannsberger, Rechtsanwältin
Schulbildung	1981-1985 Pestalozzi Grundschule Diedorf 1985-1994 A.B. von Stetten`sches Institut Augsburg 1994 Abitur
Studium	1995-2001 Studium der Zahnheilkunde an der Ludwigs- Maximilians- Universität München April 1997 Naturwissenschaftliche Vorprüfung Oktober 1998 Zahnärztliche Vorprüfung August 2001 Staatsexamen
Assistenzzeit	2002-2005 Assistenzzeit in Augsburg seit 2006 Selbständig in Augsburg