Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel

Einfluss verschiedener Dentinadhäsive und Fülltechniken auf die Randqualität von Klasse-II-Kompositrestaurationen

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

vorgelegt von
Christiane Glomb
aus
Immenstadt
2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.H. Kunzelmann

Mitberichtersatter: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

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

Tag der münlichen Prüfung: 26.02.2002

Meinem Großvater
Dr. rer. nat. Ernst Günther †

1 Einleitung **9**
2 Literaturübersicht **11**
2.1 Polymerisationsschrumpfung 11
2.2 Die Säure-Ätz-Technik 11
2.3 Dentin-Bonding-Agents 13
2.3.1 Mehrflaschensysteme 14
2.3.2 Einflaschensysteme 15
2.4 Inkrementtechnik oder „bulk-placement“ 17
2.5 Fliessfähige Komposite 18
2.6 Inserts 19
2.6.1 Beta-Quartz-Inserts 20
2.6.2 SDS-Inlay-System 21
2.6.3 Cerafil-Kegelstumpfinserts 21
2.6.4 Cerana-Keramik-Inlay 21
2.6.5 SonicSys-Inlays 22
2.7 Matrizen 22
3 Fragestellung **26**
4 Material und Methode **27**
4.1 Übersicht über die Methodik 27
4.2 Vorbereitung 27
4.3 Präparation 28
4.4 Applikation des Ätzmittels 30
4.5 Applikation des Dentinadhäsivs 30
4.5.1 Syntac classic 30
4.5.2 Syntac® Single-Component™ 30
4.5.3 Syntac® Sprint™ 31
4.6 Applikation des Komposits 32
4.6.1 Tetric 32
4.6.2 Tetric Flow 34
4.6.3 Tetric Flow als “stress-breaker” 34
4.7 Applikation der Sonicsys-Inserts 34
4.8 Ausarbeitung und Politur 35
4.9 Feuchtigkeitslagerung 35
4.10 Replikaherstellung 35
4.11 Kausimulation und thermische Wechselbelastung 36
4.12 Qualitative und quantitative Randanalyse 38
5 Ergebnisse **40**
5.1 Allgemeines 40
5.2 Statistisches Verfahren 40
Abkürzungen 41
5.3 Variation in der Versuchsanordnung – Der Einfluss der Reihenfolge der Belastung auf die Randqualität 42
5.3.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten 42

5.3.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten 44
5.3.2.1 Schmelzanteil: 44
5.3.2.2 Dentinanteil: 45
5.4 Vergleich Lichtmatrize/Stahlmatrize – Einfluss der Matrize auf die Randqualität 47
5.4.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten 47
5.4.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten 48
5.4.2.1 Schmelzanteil 48
5.4.2.2 Dentinanteil 50
5.5 Vergleich verschiedener Dentinadhäsive 51
5.5.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten 51
5.5.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten 53
5.5.2.1 Schmelzanteil 53
5.5.2.2 Dentinanteil 54
5.6 Vergleich verschiedener Fülltechniken 56
5.6.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten 56
5.6.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten 58
5.6.2.1 Schmelzanteil 58
5.6.2.2 Dentinanteil 60
5.7 Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes 62
5.7.1 Gruppe 08: Syntac Classic 63
5.7.2 Gruppe 04: Syntac Single – Component 64
5.7.3 Gruppe 09: Syntac Sprint 66
5.7.4 Gruppe 05: Tetric Flow 67
5.7.5 Gruppe 06: SonicSys-Inserts: 69
5.7.6 Gruppe 10: Tetric + Tetric Flow (stress-breaker): 70
5.7.7 Gruppe 07: Tetric + Lichtmatrize 71
6 Diskussion 74
6.1 In-vitro-Untersuchung 74
6.1.1. Material und Methode 74
6.1.1.2 Fülltechnik und Polymerisation 75
6.1.1.3 Ausarbeitung und Politur 76
6.1.1.4 Feuchtigkeitslagerung 77
6.1.1.6 Replikatechnik und Randanalyse 78
6.1.2 Ergebnisse 79
6.1.2.1 Einfluss der Reihenfolge der Belastung auf die Randqualität 79
6.1.2.2 Einfluss der Matrize auf die Randqualität 81
6.1.2.3 Vergleich verschiedener Dentinadhäsive 82
6.1.2.4 Vergleich verschiedener Fülltechniken 84
6.1.2.5 Lokalisation des Füllungsrandes 86
6.2 Schlußfolgerungen 88
7 Zusammenfassung 90

8 Literatur 92
Anhang 109
9.1 Mittelwerte und Standardabweichungen aller Gruppen 109
9.1.1 Schmelzkasten und Schmelzanteil des Dentinkastens vor Belastung: 109
9.1.2 Schmelzkasten und Schmelzanteil des Dentinkastens nach Belastung: 111
9.1.3 Dentinanteil vor Belastung: 113
9.1.4 Dentinanteil nach Belastung: 115
9.2 Materialliste 117
9.3 Danksagung 118
9.4 Lebenslauf 119

1 Einleitung

Seit über 100 Jahren ist Amalgam ein bewährtes und häufig verwendetes Füllungsmaterial im okklusionstragenden Seitenzahnbereich [Dietschi D.,Holz J.,1990; Hellwig E. et al., 1995].

Obwohl wissenschaftlich nicht begründet, wurde 1992 die Indikation für Amalgam vom Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) eingeschränkt. So soll Amalgam u. a. nicht mehr bei Milchzähnen, im Zahnhalsbereich bzw. als Stumpfaufbau verwendet werden. Bei Klasse-I- und Klasse-II-Füllungen sollen, wenn möglich, andere plastische Werkstoffe oder Inlays vorgezogen werden [Roulet J.-F., 1994; Hickel R. et al., 1994; Hickel R., 1997].

Aufgrund der daraus resultierenden Verunsicherung der Patienten und einem gesteigerten ästhetischen Bewußtsein, wurden daher in den letzten Jahrzehnten besonders im Bereich der adhäsiven Zahnheilkunde eine Vielzahl neuer Füllungsmaterialien entwickelt [Willems G. et al., 1993; Dietschi D. et al., 1994].

Das Interesse an ästhetischen Restaurationsmaterialien geht jedoch schon in das 19. Jahrhundert zurück. Bereits 1856 wurden konfektionierte Keramikinlays hergestellt [Hoffmann-Axthelm W. 1973]. Ein Hindernis für den klinischen Erfolg stellte jedoch der Mangel an einem geeigneten Befestigungsmaterial dar [Nyman J.E., 1905].

Die Entwicklungen im Bereich der direkten ästhetischen Füllmaterialien begann 1871 mit der Einführung der Silikatzemente [Fletcher T., 1871], gefolgt von den ungefüllten Kunstharzen 1937 [Blumenthal L.M.,1947]. Den Beginn der modernen adhäsiven Zahnheilkunde stellt jedoch die Einführung der Schmelzätzung von Buonocore 1955 und das von Bowen 1962 entwickelte Kompositmaterial auf der Grundlage von Bis-GMA dar.

Bis vor einigen Jahren konnten diese Materialien jedoch nicht mit Amalgam oder Goldrestaurationen mithalten. Ungenügende marginale Adaptation, besonders im Dentin im approximalen Bereich, und geringe Verschleißfestigkeit führten zu

klinischen Mißerfolgen [Lutz F. et al., 1985; Roulet J.-F., 1987; Willems G. et al., 1993;Dietschi D. et al., 1994; Dietschi D. et al., 1995]. Verbesserungen diesbezüglich brachten erst die Mitte/Ende der 80er Jahre entwickelten Feinpartikelhybridkomposite und Dentinadhäsive der 3.-5. Generation.

Laut der aktuellen Stellungnahme der DGZ/DGZMK sind Komposite heute bei kleinen und mittelgroßen Klasse-I- und Klasse-II-Läsionen indiziert, wenn die Kavitäten schmelzbegrenzt sind und die okklusale Abstützung nicht ausschließlich auf der Restauration erfolgt. In Bezug auf dentinbegrenzte Kavitäten werden noch Langzeitergebnisse benötigt. In-vitro Daten zeigen jedoch, daß auch mit neuen Dentinadhäsiven mehr Randspalten auftreten als bei schmelzbegrenzten Kavitäten.

Hauptproblem der Kompositmaterialien bleibt also weiterhin die Polymerisationsschrumpfung, die begrenzte Verschleißfestigkeit und die eingeschränkte Frakturfestigkeit.

2 Literaturübersicht

2.1 Polymerisationsschrumpfung

Die Restauration von Zähnen mit Kompositen ist immer mit einer Polymerisationsschrumpfung verbunden. Durch die Konversion der Monomermoleküle in ein polymeres Netzwerk werden die einzelnen Moleküle dichter gepackt, wodurch während des Aushärtungsvorgangs Spannungen im Komposit aufgebaut werden. Die Grösse der auftretenden Spannungen ist abhängig von den Materialeigenschaften und vom Verhältnis „gebondeter" zu freier Oberfläche [Bowen R.L., 1967; Davidson C.L. et al., 1984; Feilzer A.J. et al., 1987]. Ist der Verbund zur Zahnhartsubstanz unzureichend, wird die Bildung von Randspalten gefördert, wodurch die Lebensdauer der Füllung bereits initial stark beeinträchtigt wird.

Um dieses Problem zu vermindern, bestehen verschiedene synergistisch wirkende Lösungsstrategien: Säure-Ätz-Technik, Dentinadhäsive, Inkrementtechnik, spezielle Lichthärtungstechniken, Sandwichfüllungen, Inserts, Komposit- oder Keramikinlays [Davidson C.L.,Feilzer A.J., 1997; Hickel R. et al., 1994; Rees J.S., Jacobsen P.H., 1989]. Auf einige dieser Lösungsmöglichkeiten wird nun in den folgenden Kapiteln näher eingegangen.

2.2 Die Säure-Ätz-Technik

Die Schmelzoberfläche eines präparierten Zahnes ist mit einem proteinreichen Film, (Smear layer) bedeckt [Eick J.D. et al., 1970]. Um einen dauerhaften Verbund zwischen Komposit und Schmelz zu erzielen, muß dieser Smear layer entfernt, und die Schmelzoberfläche verändert werden, um sie aufnahmefähiger für das Adhäsiv zu machen. Buonocore (1955) gelang es erstmals diesen Schritt mit Hilfe von 85% iger Phosphorsäure zu erreichen. Diese sogenannte Schmelzkonditionierung stellt seitdem die Grundlage der adhäsiven Restaurationen dar [Buonocore M.G., 1955; Swift E.J., 1995; Gwinnett A.J., 1988].

Durch die Konditionierung des Schmelzes mit Säure werden etwa 10 µm der Schmelzoberfläche entfernt und ein mikroretentives Relief geschaffen, wobei die Oberfläche vergrößert, die Reaktionsfähigkeit des Schmelzes erhöht und die Benetzbarkeit verbessert wird [Hellwig E. et al., 1995]. Dabei können drei verschiedene Ätzmuster entstehen. Bei Typ 1 werden die Schmelzprismen aufgelöst, während bei Typ 2 nur eine Lösung in der Prismenperipherie auftritt. Typ 3 stellt eine Mischform von Typ 1 und 2 dar [Silverstone L.M. et al., 1975].

Das beste retentive Ätzmuster wird mit Phosphorsäure der Konzentration zwischen 30% und 40% erzielt [Silverstone L.M., 1974]. Gewöhnlich wird 37%ige Phosphorsäure verwendet. Stärkere Konzentrationen lösen weniger Calciumionen, woraus geringere Ätztiefen resultieren [Manson-Rahemtulla B., Retief D.H., 1984]. Geringere Konzentrationen führen laut einiger Studien zu den gleichen Haftkräften wie sie mit 30-40%iger Phosphorsäure erreicht werden [Soetopo A. et al., 1978; Gottlieb E.W., Retief D.H., 1982; Gwinnett A.J., Kanca J., 1992].

Gefordert wurde früher eine Ätzzeit von 60 Sekunden. In einigen Studien konnte jedoch mittlerweile gezeigt werden, daß eine Reduzierung der Zeit auf 15 Sekunden zu gleichen Oberflächenrauhigkeiten, Haftkräften und Randspaltverhalten führt [Barkmeier W.W. et al., 1985; Barkmeier W.W. et al., 1986; Bastos P.A.M., Retief D.H., 1988; Gilpatrick R.O., Ross J.A., 1991; Shaffer S.E., Barkmeier W.W., 1987; Crim G.A., Shay J.S., 1987].

Das applizierte Ätzgel wird nach entsprechender Zeit gründlich mit Hilfe des Wassersprays für 10-15 Sekunden abgespült und die Kavität mit Druckluft getrocknet, bis der Schmelz kreidig-opak erscheint. Anschließend wird das Adhäsiv, bestehend aus Bisphenol A-glycidylmethacrylat oder Urethandimethacrylat in geeignetem Lösungsmittel, aufgetragen. Es dringt in die Mikroporositäten ein und bildet sogenannte „tags" aus, wodurch ein mikromechanischer Verbund zwischen Schmelz und Adhäsiv entsteht [Gwinnett A.J., 1988].

2.3 Dentin-Bonding-Agents

Während die Randspaltbildung am Übergang Schmelz/Komposit mittels der von Buonocore eingeführten Säure-Ätz-Technik verhindert werden konnte, ergaben sich Schwierigkeiten einen dauerhaften Verbund zwischen Dentin und Komposit herzustellen. Ein Problem stellt dabei der Gegensatz von hydrophoben Komposit zu hydrophilen Dentin, mit 30 Vol.-% organischer Masse , 25 Vol.-% Wasser, nach außen gerichtetem Liquordruck von 25-30 mm Hg und die Entstehung einer Schmierschicht infolge der Präparation, dar [Fröhlich M. et al., 1996].

Man versuchte die Haftung am Dentin auf verschiedene Arten zu verwirklichen. Mit den Dentinadhäsiven der ersten Generation (z.B. Cosmic Bond, DeTrey; Cervident, SS-White und Palakav, Kulzer) wurde analog zur Schmelzkonditionierung das Dentin mit Phosphorsäure angeätzt, um eine mikromechanische Verankerung in den Dentinkanälchen zu erreichen. Die Eröffnung der Dentintubuli durch die Säure führte jedoch zu einem übermäßigen Ausstrom an Dentinliquor, der eine effektive Verbindung mit dem hydrophoben Adhäsiv verhinderte [van Meerbeek B. et al., 1994].

Daraufhin bemühte man sich bei der zweiten Generation von Dentinadhäsiven (z.B. Scotchbond, Bondlite, Dentin-Adhesit) einen chemischen Verbund mit der Zahnhartsubstanz herzustellen. Dazu diente ein bifunktionelles Basismolekül, das eine freie Methacrylat-Dopppelbindung zur Reaktion mit dem Komposit und eine chemisch-aktive Gruppe zur Bindung an Calciumionen besaß. Wegen ihrer ungenügenden Benetzungsfähigkeit und der isolierenden Wirkung der Schmierschicht erwiesen sich jedoch auch diese Adhäsive als untauglich [van Meerbeek B. et al., 1994; Burke F.J., McCaughey A.D., 1995].

Ein entscheidender Fortschritt stellte in den 80er Jahren die Einführung einer Vorbehandlung des Dentins mit Primern dar, die aus HEMA, Glutaraldehyd und Wasser bestehen, und eine Benetzung des Dentins mit den hydrophoben Bonding Agents erleichtern. [Haller B., 1998]. Da bei diesen Adhäsiven der dritten Generation

keine Säurekonditionierung stattfand, entstand ein modifizierter „Smear-layer“ , dessen Verbundfestigkeit zum Dentin jedoch auch noch nicht ausreichend war.

2.3.1 Mehrflaschensysteme

Dentinadhäsive lassen sich nach verschiedenen Kriterien klassifizieren z.B. nach der Anzahl der Haftvermittler-Komponenten (Mehrkomponenten-Adhäsive, Einkomponenten-Adhäsive). Weitere Unterteilungen ergeben sich aus der Art der Ätztechnik (selektive Schmelzätzung oder Total Etching) sowie aus der Art der jeweiligen Behandlung der Dentinschmierschicht (Imprägnierung der Schmierschicht, vollständige Entfernung der Schmierschicht oder Auflösung der Schmierschicht mit anschließender Ausfällung).

Bei den Mehrflaschensystemen erfolgt die Behandlung des Dentins mit verschiedenen Komponenten. Zuerst werden Schmelz und Dentin simultan mit sogenannten Konditionierern vorbehandelt (=Total-Etch). Ein Konditionierer ist definiert als ein Agens, das die Zahnoberfläche durch seinen niedrigen pH-Wert (Säure) oder eine Chelatbildung mit Kalzium reinigt, dabei weitgehend die Schmierschicht entfernt und das oberflächliche peri- und intertubuläre Dentin entkalkt [van Meerbeek B. et al., 1994]. Die Dentinätzung sollte jedoch bei Verwendung von Phosphorsäure nicht länger als 15 s dauern, da es ansonsten zu einer Denaturierung des Kollagens kommt. Das Ätzgel und die gelösten Bestandteile werden anschließend gründlich abgespült und das überschüssige Wasser mit dem Luftbläser entfernt. Die Dentinoberfläche sollte jedoch nicht vollständig getrocknet werden (= wet-bonding), um ein Kollabieren des Kollagenfasernetzes zu verhindern [Haller B., Fritzenschaft A., 1999; Gwinnett A.J.,Kanca J., 1992]. Die vollständige Penetration des anschließend applizierten Primers wird dadurch erleichtert [Manhart J. et al., 2000; Gwinnett A.J.,Kanca J., 1992; Gwinnett A.J., 1994]. Der Primer enthält penetrationsfähige amphiphile Monomere, die die Benetzung der Dentinoberfläche mit dem Adhäsiv verbessern. Die hydrophilen Gruppen weisen eine Affinität zur Hydrathülle der Kollagenfasern auf, während die hydrophoben Gruppen

der Kopolymerisation mit dem nachfolgenden Adhäsiv dienen. Die bifunktionellen Monomere des Primers sind meist in Alkohol oder Aceton gelöst, die durch ihre wasserabstoßenden Eigenschaften und aufgrund ihrer Flüchtigkeit ideale Carrier sind, um diese Monomere auf der feuchten Dentinoberfläche auszubreiten. [van Meerbeek B. et al., 1994]. Zu den am häufigsten verwendeten Monomeren zählt das 2.Hydroxyethylmethacrylat (HEMA).

Das Adhäsiv ist der eigentliche Haftvermittler zwischen Komposit und vorbehandeltem Dentin. Adhäsive enthalten überwiegend hydrophobe Monomere (z.B. BisGMA, UEDMA). Diese dringen in die Tubuli und in die Mikrohohlräume zwischen den freigelegten Kollagenfasern ein. Die Durchmischungszone aus demineralisiertem Dentin und Kunststoff wird als „Hybridschicht“ bezeichnet [Nakabayashi N. et al., 1982; Haller B., 1998; van Meerbeek B. et al., 1994; Walshaw P., McComb D., 1996]. Fröhlich et al. (1996) stellten jedoch fest, daß die Kunststoffzotten keinen Kontakt zur Tubuluswand haben, und deshalb wohl eher nur der Versiegelung der Dentinwunde dienen und zur Haftkraft nur in geringem Maße beitragen [Fröhlich M. et al., 1996]. Walshaw et al. (1995) dagegen konnten zeigen, daß die Kunststoff „tags“ nur im oberen Bereich von 2-3µm Kontakt zur Tubuluswand haben. Eine verlängerte Ätzzeit, mit daraus resultierenden tiefer eröffneten Tubuli, erweist sich deshalb nicht als vorteilhaft [Walshaw P.R., McComb D., 1996; Walshaw P.R., McComb D., 1995].

Der niedrige Elastizitätsmodul der Adhäsivschicht soll die Schrumpfungsspannung absorbieren und so die Polymerisationsschrumpfung teilweise kompensieren können [Walshaw P.R., McComb D., 1996; Haller B., 1998].

2.3.2 Einflaschensysteme

Um die Vorbehandlung des Dentins für den Zahnarzt zu erleichtern und zu beschleunigen wurden von den Herstellern neue Produkte mit reduzierter Komponentenzahl und Arbeitsschritten entwickelt. Bei diesen Haftvermittlern der 5. Generation unterscheidet man die Einflaschensysteme von den

„selbstkonditionierenden Primern". Die Einflaschensysteme enthalten Primer und Bonding in einer Lösung, das nach der Konditionierung mit 37%iger Phosphorsäure auf Schmelz und Dentin appliziert wird [Kanca J., 1997]. Diese Adhäsivsysteme stehen mit Wasser, Aceton oder Alkohol als Lösungsmittel zur Verfügung. Auch bei Einflaschensystemen kommt es zur Bildung einer Hybridschicht und Kunststoffzotten [Ferrarri M. et al., 1997]. Die besten Haftkräfte konnten für Adhäsive auf Acetonbasis ermittelt werden, wenn ein sogenanntes „Wet-bonding" durchgeführt wird [Gwinnett A.J., Kanca J., 1992; Elhabashy A., Swift E.J. Jr., 1994; Kanca J., 1992]. Es wurde aber auch festgestellt, daß acetonbasierte Systeme techniksensitiver sind und bei einer zu trockenen Dentinoberfläche die Haftkräfte sinken. Bei wasserbasierten Systemen besteht die Möglichkeit über eine Rückbefeuchtung des Dentins eventuell kollabiertes Kollagennetzwerk wieder aufzurichten und die Monomerpenetration somit zu begünstigen [Manhart J. et al., 2000].

Bei den selbstkonditionierenden Primern entfällt der separate Arbeitsschritt der Phosphorsäureätzung. Sie enthalten bereits Säuren (z.B. Maleinsäure) oder Monomere mit sauren funktionellen Gruppen [Haller B., 1998; Hannig M. et al., 1999; Kugel G., Ferrari M., 2000]. Das Risiko eines Kollabieren des Kollagenfasernetzes wird vermindert, da die Säuren nicht wieder abgespült werden. Wie in einigen Studien gezeigt werden konnte, gewähren selbstätzende Primer ohne vorherige Phosphorsäurekonditionierung einen belastungsstabilen Randschluß in schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Vor einer generellen klinischen Empfehlung müssen allerdings noch die Langzeitstabilität und Hydrolyseanfälligkeit abgeklärt werden [Gordan V.V. et al., 1997; Perdigao J. et al., 1997; Hannig M. et al., 1999].

2.4 Inkrementtechnik oder „bulk-placement"

Die Fülltechnik stellt eine weitere Möglichkeit dar, die marginale Adaptation zu verbessern. Im Laufe der Jahre wurden die verschiedensten Methoden diesbezüglich entwickelt. Die MOD-Kavität kann entweder mit nur einer Portion Komposit gefüllt werden, was als „bulk-placement" bezeichnet wird, oder in mehreren Schichten, der sogenannten Inkrementtechnik. Die Verbindung der einzelnen Inkremente miteinander wird durch eine Schicht geringerer Monomerkonversion an der Kompositoberfläche ermöglicht. Durch den Luftsauerstoff wird die Polymerisation oberflächlich inhibiert [Rueggeberg R.A., Margeson D.H., 1990].

Bei der Inkrementtechnik bestehen verschiedene Möglichkeiten die einzelnen Inkremente in die Kavität einzubringen. Das Komposit kann in horizontalen Schichten, buccolingualer bzw. diagonaler Schichtung oder in einer horizontalen und zwei vertikalen Schichten appliziert werden [Tjan A.H.J. et al., 1992; Eakle W.S., Ito R.K., 1990; Neiva I.F., Andrada de M.A., 1998].

Krejci und Lutz (1986) entwickelten die Umhärtungstechnik, die sich dadurch auszeichnet, daß die Schrumpfungsvektoren stets zum Füllungsrand orientiert sind. Die Kompositschichten werden dazu jeweils vom Kavitätenrand her mit der Polymerisationslampe bestrahlt. Dies wird indirekt für die erste zervikale approximale Schicht durch seitlich reflektierende Leuchtkeile (Luciwedges) erreicht [Krejci I. et al.,1986; Krejci I. et al., 1987; Lutz F. et al., 1986a; Lutz F. et al., 1986b]. Welche der Fülltechniken wirklich zu einer Verbesserung der Randqualität führt, konnte bislang nicht eindeutig gezeigt werden. Einige Autoren konnten keinen Unterschied zwischen Inkrementtechnik und bulk-placement feststellen [Puckett A. et al., 1992; Koprulu H. et al., 1995; Tjan A.H. et al., 1992].

Lutz (1986), Crim (1985), Koenigsberg (1989), Cheung (1990) und de Wet (1991) dagegen befürworten die Inkrementtechnik, da es ihrer Meinung nach zu einer geringeren Randspaltbildung kommt. Der entstehende Platz durch die Schrumpfung der ersten Schicht wird durch die zweite Schicht Komposit aufgefüllt und so fort.

Dadurch wird insgesamt mehr Komposit in die Kavität eingebracht und die Schrumpfungshohlräume vermindern sich [Koenigsberg S., Fuks A., 1989]. Verluis stellte diese Annahme 1996 in Frage. Bei der Aushärtung des Komposites in einzelnen Inkrementen treten wesentlich höhere Spannungen innerhalb der Füllung auf. Diese Spannungen führen zu Deformationen, nämlich einer Verkleinerung, der Kavität, die dadurch letztendlich mit weniger Komposit gefüllt ist als nach bulk-placement. Außerdem wird der Komposit-Zahnhartsubstanz-Verbund wesentlich stärker belastet [Verluis A. et al., 1996]. Auch Jedrychowsky (1998) beobachtete die geringsten Schrumpfungsspannungen für die Applikation einer einzigen Portion Komposit.

Andererseits nehmen die Mikrohärtewerte innerhalb einer Schicht von der Oberfläche zur Tiefe hin ab. Hellwig et al. (1991) konnten zeigen, daß eine Schichtdicke weniger als 2 mm betragen sollte um eine ausreichende Aushärtung zu garantieren. Zudem ist eine Mindestpolymerisationszeit von 40 s je Schicht erforderlich.

2.5 Fliessfähige Komposite

Ende 1996 kam die erste Generation der „flowable" Komposite auf den Markt (z.B. Tetric Flow, Vivadent; Aeliteflo, Bisco; Flow-it, Jeneric/Pentron; Revolution, Kerr Co.; Versaflo, Centrix).

Diese neuen Materialien zeichnen sich auf Grund ihrer guten Fliesseigenschaften durch eine ausgezeichnete Benetzung aller Kavitätenteile aus [Wissenschaftlicher Dienst/Februar 1997].

Die niedrige Viskosität wird durch einen geringeren Anteil an Füllstoffen bei gleicher Partikelgröße, als in den herkömmlichen Hybridkompositen, erreicht. Dies führt jedoch zu anderen physikalischen Eigenschaften. So besitzen sie einen niedrigeren Elastizitätsmodul und eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung. Auch die Bruch-,

Biege-, Druck- und Verschleißfestigkeit fällt bei den fliessfähigen Kompositen schlechter aus als bei den traditionellen Kompositen [Bayne S.C. et al., 1998].

Das Indikationsgebiet der fliessfähigen Komposite beschränkt sich somit auf belastungsarme Regionen, zur Versorgung von Zahnhalsdefekten, Minikavitäten, erweiterten Fissurenversiegelungen und Schmelzdefekten. Als Liner in Klasse-II-Füllungen führen sie zu einem besseren Randschlußverhalten [Ferdiniakis K. , 1998; Frankenberger R. et al., 1999]. Durch ihren geringen E-Modul tragen sie hier zur Relaxation polymerisationsbedingter Spannungen an der Grenzfläche Komposit/Dentin bei und können möglicherweise kaubelastungsinduzierte Kräfte abpuffern [Hannig M., Bott B., 2000; Uno S., Finger W.J., 1995; Ikemi T., Nemoto K., 1994].

Beachtet werden sollte aber die oft schwierige und unkontrollierbare Handhabung der „flowable" Komposite auf Grund ihrer geringen Viskosität.

2.6 Inserts

Medizinhistorisch gesehen gehören Inserts zu den ältesten Zeugnissen zahnärztlicher Füllungstechnik. So zeigt ein Schädel aus dem 6. Jahrhundert nach Christus aus Mittelamerika schmückende Jadeinlays in den Oberkieferfrontzähnen. In unserem Kulturkreis fanden Inserts aus Walroß- oder Flußpferdbein zur Füllungstherapie ab 1820, sowie als Porzellan-Schliff-Füllung ab 1850 Verwendung. Mit der Einführung der Feingußtechnik zur Herstellung paßgenauer Edelmetallinlays verschwand das Verfahren vorübergehend aus dem Blickfeld der Zahnmedizin [Stachniss V., Pust M., 1996].

Seit einigen Jahren führt der Wunsch nach ästhetischen Seitenzahnfüllungen und die Diskussion um Amalgam zur Entwicklung unterschiedlicher Ansätze, Kompositwerkstoffe als Ersatz für metallbasierte Restaurationen anwenden zu können [Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1998].

Verfahrenstechnisch steht die Versorgung mit Inserts zwischen der direkten Kompositfüllung und der klassischen Einlagefüllung [Salomon-Sieweke U. et al., 2000]. Inserts sind industriell vorgefertigte konische Formkörper aus nichtmetallischen zahnfarbenen Werkstoffen. Der Formkörper wird unter Verwendung der Adhäsivtechnik mit einem Komposit in die Kavität eingeklebt. Dadurch wird das Volumen des Komposit in der Kavität auf ca. 20% reduziert, während das Insert den Defekt bis zu ca. 80% ausfüllt. Das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung wird verringert, das E-Modul der Füllung durch den eingelagerten keramischen Formkörper erheblich erhöht und die thermische Expansion minimiert. Die marginale Integrität konnte dadurch verbessert werden [Applequist E.A., Meiers J.C., 1996; Bott B., Hannig M., 1995; Cheung, G.S.P., 1990; Godder B. et al., 1994; Stachniss V., Pust M., 1996; Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1998; Hannig M. et al., 1995; Bott B., Hannig M., 1994; Lösche G.M., 1996; Tani Y. et al., 1993]. Einige Untersuchungen zeigten jedoch, daß sich vor allem nach In-vitro-Belastungstests Randspaltbildungen in dentinbegrenzten Kavitäten durch Keramikinserts und –inlays nicht ganz vermeiden lassen [Hannig M. et al., 1995; Krejci I. et al., 1993; Kunzelmann K.-H. et al., 1993].

Auf dem deutschen Dentalmarkt werden derzeit fünf Insertsysteme angeboten.

2.6.1 Beta-Quartz-Inserts

Diese Inserts bestehen aus Beta-Quartz-Glaskeramik mit schmelzähnlicher Härte und Abrasionsverhalten. Sie wurden von Bowen (1988) entwickelt und sind derzeit international am weitesten verbreitet [Donly K.J., Ellis R.K., 1989; Bowen R.L. et al., 1991; Rada R.E., 1993; Hickel R. et al., 1994; Applequist E.A., Meiers J.C., 1996; Worm D.A., Meiers J.C., 1996].

Die Beta-Quartz-Inserts gibt es in insgesamt 35 verschiedenen Formen und Größen, die sich in 6 verschiedene Gruppen unterteilen lassen. Die Standardformen R,T und L existieren jeweils in 3 verschiedenen Größen (small, medium und large). Daneben sind die Inlayformen „Occlusal-Insert", „Proximal-Insert" und „Class-II-Insert"

erhältlich. Alle Inserts sind vom Hersteller anwendungsfertig vorbereitet, d.h. geätzt und silanisiert [Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1998].

2.6.2 SDS-Inlay-System

Die Formkörper bestehen aus Feldspatkeramik und sind ebenfalls in zahlreichen Formen verfügbar, die im Gegensatz zu den Beta-Quartz-Inserts besser auf Klasse-II-Kavitäten abgestimmt sind. Die Farbe der Inserts ist zugunsten einer besseren Lichtleitung sehr transparent eingestellt. Für die Inserts Q_2 und Q_3 sowie R_1 und R_2 stehen von der Firma Brasseler formkongruente, oszillierende Präparierinstrumente zur Verfügung [Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1998].

2.6.3 Cerafil-Kegelstumpfinserts

Das Cerafil-System wurde auf der Grundlage eines Patentes von Stachniss (1993) entwickelt. Die kegelstumpfförmigen Inserts bestehen aus Empress-Keramik. Sie weisen einen Konuswinkel von 4° auf, während der Konuswinkel des zugehörigen Präparierdiamanten 5° beträgt. Das System zeichnet sich dadurch aus, daß neben den Inserts ein umfangreiches Präparations- und Endbearbeitungsinstrumentarium zusammengestellt wurde. Die Inserts sind ebenfalls werkseitig geätzt, silanisiert und mit Bonding benetzt [Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1998].

2.6.4 Cerana-Keramik-Inlay

Es handelt sich um Kegelstumpfinlays aus Leuzitkeramik, die in 3 Größen erhältlich sind. Passend zu den Inserts gibt es formkongruente Präparierdiamantinstrumente. Zur nachbarzahnschonenden Präparation von Klasse-II-Kavitäten wird ein Diamantinstrument angeboten, das nur halbseitig diamantiert ist.

Bei größeren okklusalen Kavitäten kann die Kaufläche durch überlappende Inserts gestaltet werden [KunzelmannK.-H., Hickel R., 1998].

2.6.5 SonicSys-Inlays

Dieses System wurde von Hugo (1996) entwickelt. Die Inserts bestehen aus leucit-verstärkter Keramik und sind werkseitig geätzt und silanisiert. Erhältlich sind die SonicSys-Inlays in 3 Größen (2,3 und 4). Dazu gibt es paßgenaue SonicSys approx Spitzen (2,3 und 4) jeweils in der Ausführung für mesial und distal. Die Präparationsaufsätze sind nur auf der Funktionsfläche diamantiert, was eine exakte Bearbeitung des Approximalraumes unter Kontakt zum Nachbarzahn ermöglicht. Die Arbeitsansätze werden durch ein pneumatisch angetriebenes, im Schallbereich oszillierendes Handstück (KaVo Sonicflex) in Schwingungen versetzt [Klumpp M., 1999; SonicSys Technikanleitung, KaVo und Vivadent].

2.7 Matrizen

Bei geschlossener Zahnreihe ist eine direkte Gestaltung der approximalen Zahnflächen mit einem ausreichend strammen Approximalkontakt durch freie Modellation nicht möglich. Daher ist man auf die Verwendung von Matrizen angewiesen. Man unterscheidet Kunststoffmatrizen von Metallmatrizen, konturierte von nicht konturierten Matrizen, sowie Matrizen, die für Matrizenhalter vom Typ Tofflemire vorgesehen sind, von Teilmatrizen [Dörfer C., Schriever A., 1998; Kunzelmann K.-H., 2001].

Lutz und Krejci (1986) empfehlen Kunststoffmatrizen in Kombination mit Leuchtkeilen. Die Schrumpfungsvektoren weisen dadurch auch zervikal zum Füllungsrand und es wird somit eine bessere marginale Adaptation erreicht. Zu den gleichen Ergebnissen kamen auch Pollak (1987), Donovan et al. (1990) und Von Beetzen et al. (1993).

Kunststoffmatrizen sind jedoch nicht individuell verformbar und relativ dick. Aufgrund der bedingten Stopfbarkeit der Komposite kann deshalb oft kein ausreichend starker Approximalkontakt und anatomisch bauchig geformter Zahn modelliert werden.

Metallmatrizen dagegen sind relativ dünn, verformbar und leichter in den Interdentalraum einzuführen. Kays et al. (1991), Neiva et al. (1998) und Dietrich et al. (1999) erzielten unter Verwendung von Metallmatrizen im Dentin eine bessere Randqualität als mit Kunststoffmatrizen. Zurückzuführen ist dies eventuell auf die reflektierende Wirkung des Metalls.

Bei Kavitäten, deren Extensionen in bukko-lingualer Richtung weit geöffnet sind, folgen vor allem Transparentmatrizen dem Zug des Matrizenhalters, wodurch eine weitgehend geradlinige Verbindung zwischen den bukkalen und lingualen Kavitätenrändern den Kontaktpunkt zum Nachbarzahn verhindern. Bei Zähnen, die sich nach zervikal deutlich verjüngen, ergibt sich bei planen Matrizen eine nach oben trichterförmig offene Form. In diesen beiden Situationen ermöglichen konturierte Matrizen, d.h. Matrizen mit einer konvexen Auswölbung, eine anatomisch bessere Gestaltung der Approximalflächen und des Kontaktpunktes.

Geeignet zur besseren Gestaltung eines starken Kontaktpunktes scheinen auch die HO Band Matrizen (Young Dental) zu sein. Aufgrund eines besonderen Herstellungsverfahren (micromachining) haben diese Matrizen im Kontaktbereich nur eine Dicke von 13 µm und außerhalb des Kontaktbereichs eine Dicke von 50 µm.

Eine Alternative zu den Matrizen, die den ganzen Zahn umfassen, stellen die Teilmatrizen dar. Vorteilhaft sind hier die Systeme Palodent, Composi Tight sowie Contact Matrizen, da sie konvex konturiert und außerdem mit 30 µm Dicke deutlich dünner sind als die für klassische Matrizenhalter konzipierte Matrizen. Die Applikation erfolgt mit Hilfe von Metallringen, die durch ihre Elastizität den Kontaktpunkt zusätzlich erweitern sollen. Bei den Teilmatrizen Microstrips (Dental Innovations) ist der Kontaktbereich ebenfalls mit einer Dicke von 13 µm gefräst worden.

Erschwert ein Matrizenhalter das Legen der Keile zur zervikalen Adaptation der Matrize, so bietet sich das Supermat-Matrizensystem (Hawe Neos) oder das Lucifix-System (Hawe Neos) an. Bei beiden Systemen sind keine Matrizenhalter erforderlich [Kunzelmann K.-H., Hickel R., 2001].

Matrizen-system	Hersteller	konturiert	Dicke im Kontaktpunktbereich [µm]	Material	Matrizentyp
Composi Tight	Garrison Dental Solution/3M Vertrieb Henry Schein	Ja	30	Metall	Teilmatrizen
Palodent	Darway Inc.	Ja	30	Metall	Teilmatrizen
Contact Matrix	Danville Materials	Ja	30-40	Metall	Teilmatrizen
Matrizen bombiert	Hawe Neos Dental	Ja	35,50	Metall	Matrizen wie Typ Toflemire
Transparent Sectional Matrizen	Hawe Neos Dental	Ja	50	Kunststoff	Teilmatrizen
Prämolar- und Molarbänder Transparent	Hawe Neos Dental	Ja	75	Kunststoff	Matrizen wie Typ Tofflemire
Microbands	Dental Innovations	Nein	10-15	Metall	Matrizen wie Typ Tofflemire
Microstrips	Dental Innovations	Nein	10-15	Metall	Teilmatrizen
HO Bands	Young Dental	Nein	25	Metall	Matrizen wie Typ Tofflemire
Matrizen	Hawe Neos Dental	Nein	30,38,45	Metall	Matrizen wie Typ Tofflemire
Bimatrix	Hawe Neos Dental	Nein	38	Metall und Kunststoff	Matrizen wie Typ Tofflemire
Matrix-Bänder	Vertrieb Hager & Werken	Nein	40	Metall	Matrizen wie Typ Tofflemire
Mylar Dispens-A-Strip	Mylardent, Vertrieb Hager & Werken	Nein	50	Kunststoff	Matrizenband
Polyester-Striprolls, Hawe Stopstrip, Hawe Transparent Strips	Hawe Neos Dental	Nein	50	Kunststoff	Matrizenband,-streifen
Universalstrips	Frasako	Nein	50	Kunststoff	Matrizenstreifen
Ivory Matrizen	Hahnenkratt	Nein	50	Metall	Teilmatrizen
Walser Matrizen	Dr. Walser GmbH/Vertrieb Henry Schein	Nein	50	Metall	Teilmatrizen
Transparent-matrizen	Hawe Neos Dental	Nein	75	Kunststoff	Matrizen wie Typ Tofflemire

Tabelle 1: Auswahl verschiedener Matrizensysteme für Klasse-II-Kavitäten.

3 Fragestellung

Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluß verschiedener Dentinadhäsive und Fülltechniken auf die marginale Adaptation von Klasse-II-Kompositrestaurationen in einem In-vitro-Experiment zu bestimmen. Es erfolgte eine quantitative Randanalyse vor und nach künstlicher Alterung durch Thermowechselbelastung und Kausimulation.

Im einzelnen sollten folgende Punkte Beachtung finden:

- hat die Reihenfolge der künstlichen Belastung Einfluß auf die Randspaltbildung ?
- wie wirken sich die verschiedenen Dentinadhäsive auf die marginale Integrität der Klasse-II-Kompositfüllungen aus ?
- wie wirkt sich die Wahl der Matrize auf die Randqualität aus?
- kommt es durch die Verwendung von SonicSys-Inserts zu einer Verbesserung der Randqualität ?
- führt der Einsatz von Tetric flow als „stress-breaker" zu einer besseren marginalen Adaptation ?

4 Material und Methode

4.1 Übersicht über die Methodik

Variation in der Versuchsanordnung						
Gruppe	**DBA**	**Komposit**	**Matrize**	**Lagerung**		
01	Syntac SC	Tetric	Lichtm.	24h/37°C	TWL	Kausimulator
02	Syntac SC	Tetric	Lichtm.	24h/37°C	Kausimulator	TWL
03	Syntac SC	Tetric	Lichtm.	24h/37°C	TWL + Kausimulator	

Vergleich Lichtmatrize / Stahlmatrize						
Gruppe	**DBA**	**Komposit**	**Matrize**	**Lagerung**	**TWL**	**Kausimulator**
04	Syntac SC	Tetric	Stahlmatrize	24h/37°C	2000× 5°/55°	50000×50N
07	Syntac SC	Tetric	Lichtmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N

Vergleich verschiedener DBA						
Gruppe	**DBA**	**Komposit**	**Matrize**	**Lagerung**	**TWL**	**Kausimulator**
08	Syntac classic	Tetric	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N
04	Syntac SC	Tetric	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N
09	Syntac sprint	Tetric	Stahlmatrize	24h/37^C	2000×5°/55°	50000×50N

Vergleich verschiedener Fülltechniken						
Gruppe	**DBA**	**Komposit**	**Matrize**	**Lagerung**	**TWL**	**Kau-simulator**
04	Syntac SC	Tetric classic	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N
05	Syntac SC	Tetric flow	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N
06	Syntac SC	Sonicsys-Insert	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N
10	Syntac SC	CBF(Tetric flow+Tetric)	Stahlmatrize	24h/37°C	2000×5°/55°	50000×50N

Tabelle 4.1: Einteilung der Versuchsgruppen

4.2 Vorbereitung

Als Material für diese Untersuchung dienten 80 extrahierte menschliche Molaren. Verwendung fanden nur karies- und füllungsfreie Zähne, die zwischen allen Arbeitsschritten in Ringerlösung aufbewahrt wurden, um eine Austrocknung zu verhindern. Vor der Präparation erfolgte eine Reinigung der Zähne. Mit Küretten wurden anhaftende Gewebsreste und Zahnstein entfernt. Danach fand eine Säuberung

mit Zahnbürste und Zahnpaste statt. Die Molaren wurden anschließend randomisiert auf zehn Versuchsgruppen mit jeweils acht Zähnen verteilt.

4.3 Präparation

An allen 80 Molaren wurden standardisierte mod - Kavitäten präpariert. Dies erfolgte mit dem Mikromotor unter Verwendung eines KaVo-Rotring-Winkelstücks bei einer Drehzahl von ca. 40000 U/min unter maximaler Wasserkühlung. Ein zylinderförmiger Diamantschleifkörper mit einer Körnung von 100 µm und abgerundeter Stirnseite diente der Grobpräparation. An jedem Zahn wurde ein schmelzbegrenzter und ein dentinbegrenzter approximaler Kasten angelegt. Die Präparationsgrenze lag folglich bei einem Kasten 1 - 1,5mm koronal und bei dem anderen Kasten 1 - 1,5mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze. In oro-vestibulärer Richtung betrug die Breite des Kastens etwa 4 mm.

Der okklusale Isthmus wurde mit einer Breite von 4 mm und einer Tiefe von 3 - 4 mm präpariert. Die Kavität wurde anschließend mit einem zylinderförmigen Finierdiamanten mit einer Korngröße von 50 µm nachbearbeitet. Abschließend wurde die Kavität mit dem Druckluft-Wasser-Spray gereinigt.

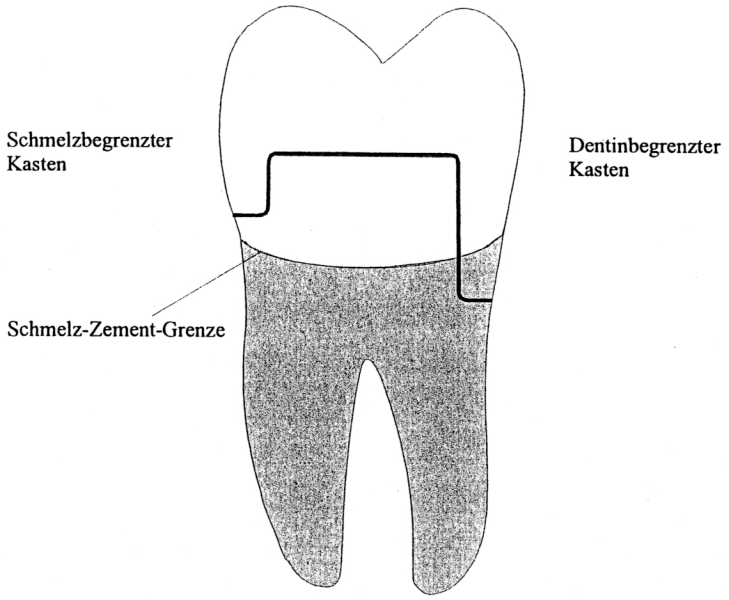

Abb. 4.1: Schematische Darstellung der approximalen Kästen

Bei den Zähnen der Gruppe 06 wurden nun die approximalen Extensionen mit der SONICSYS *approx* Spitze Nr. 2 von KaVo nachbearbeitet. SONICSYS sind oszillierende Instrumente. Sie besitzen eine diamantierte Arbeitsseite und eine glatte Seite, die während der Präparation Kontakt zum Nachbarzahn hat, der als Führungsfläche dient. Die approximalen Ränder wurden durch die SONICSYS *approx* Spitze abgeschrägt und die Kästen standardisiert zur Aufnahme der formgleichen Sonicsys Inlays. Die SONICSYS *approx* Spitze wurde während der Präparation parallel zu der zu restaurierenden Zahnfläche gehalten. Die untere Kante des Instruments lag 0,2 - 0,5 mm außerhalb der Präparationsgrenze.

4.4 Applikation des Ätzmittels

Auf das Legen einer Unterfüllung wurde in allen Versuchsgruppen verzichtet.
Die Schmelz- und Dentinkonditionierung erfolgte bei allen Kavitäten mit der Total-Etch-Technik. Das Ätzgel Email Preparator GS von Vivadent, ein 37%iges Phosphorsäuregel, wurde von den Schmelzrändern beginnend auf die gesamte Kavität aufgetragen. Die Einwirkzeit betrug für den Schmelz 30 s und das Dentin 15 s. Das Ätzmittel wurde dann 20 s mit dem Wasserspray abgespült, und die Kavität vorsichtig trocken geblasen, wobei eine zu starke Austrocknung vermieden wurde, da die Kavitäten im Sinne des Wetbondings weiter behandelt wurden.

4.5 Applikation des Dentinadhäsivs

4.5.1 Syntac classic

In der Gruppe 08 wurde nach der Ätzung das Mehrflaschensystem Syntac Classic als Schmelz- und Dentinadhäsiv eingesetzt. Auf die schonend getrocknete, aber noch spiegelnd feuchte Kavitätenoberfläche erfolgte die Applikation des Primers mit einem Pinsel. Der Primer enthält Tetraethylenglycoldimethacrylat und Maleinsäure in wässriger Acetonlösung. Nach einer Einwirkzeit von 15 s wurde die Kavität mit dem Luftbläser getrocknet. Anschließend wurde das Adhesive, bestehend aus Polyethylendimethacrylat und Glutaraldehyd (50%) in wässriger Lösung, aufgetragen und nach 10 s getrocknet. Zuletzt wurde Heliobond appliziert, die Überschüsse mit dem Luftbläser verblasen und 20 s mit der Polymerisationslampe Translux CL von Kulzer lichtgehärtet.

4.5.2 Syntac® Single-Component™

Bei allen Zähnen, außer in Gruppe 08 und 09, wurde der Einkomponenten-Haftvermittler Syntac® Single-Component™ verwendet. Es ist ein Adhäsiv auf

Wasserbasis das HEMA, MMPAA, Maleinsäure, Fluoridverbindungen, Initiatoren und Stabilisatoren enthält. Auf die noch leicht feuchte Kavitätenoberfläche erfolgte die Applikation einer ersten Schicht Syntac SC. Nach 20 s Einwirkzeit wurde das Adhäsiv vorsichtig verblasen und 20 s lichtgehärtet. Während dieses ersten Arbeitsschrittes dient die Maleinsäure einer weiteren Dekalzifizierung des Dentins und einer erleichterten Penetration der Monomere. HEMA und MMPAA penetrieren in die freiliegenden Kollagenfasern und stabilisieren diese. Anschließend wurde eine zweite Schicht Syntac SC aufgetragen, sofort verblasen und 20 s polymerisiert. Die zweite Schicht Syntac SC bewirkt eine weitere Erhöhung der HEMA und MMPAA Konzentration. Außerdem kommt es zur Bildung von Wasserstoffbrücken mit den Kollagenfasern und zur Ankoppelung an Ca-Ionen. Das Ergebnis ist eine mikromechanische Verankerung durch die Ausbildung einer Hybridschicht und „tags" in den Dentintubuli, und ein chemischer Verbund über Wasserstoffbrücken und Ca-Ionen Komplexe [Vivadent, Wissenschaftlicher Dienst, 1996].

4.5.3 Syntac® Sprint™

Bei den Zähnen der Gruppe 09 wurde der Einkomponeneten-Haftvermittler Syntac Sprint nach der Schmelz-und Dentinkonditionierung für 10 s auf die Kavitätenoberfläche gepinselt. Nach einer Einwirkzeit von 15 s wurde die erste Schicht Komposit appliziert und danach für 40 s polymerisiert.
Syntac Sprint enthält als Lösungsmittel Wasser und Aceton im Verhältnis 1:1. Das Wasser soll zu einer Rehydratation von zu trockenem Dentin führen und das kollabierte Kollagenfasernetz renaturieren. Das Aceton dient dem Wasserentzug von zu nassem Dentin. Syntac Sprint ist deshalb unempfindlich gegenüber verschiedenen Feuchtigkeitsbedingungen des Dentin [Vivadent, Scientific Service, 1997].

4.6 Applikation des Komposits

4.6.1 Tetric

Je nach Versuchsgruppe (siehe Tab. Kapitel 4.1) wurde eine Stahlmatrize von Tofflemire oder eine transparente Frasaco Matrize von Franz Sachs angelegt und an den Zahn adaptiert.

Das Komposit wurde in insgesamt sechs Inkrementen in die Kavität eingebracht und mit einem Stopfinstrument kondensiert. Jede Schicht wurde sofort für 40 s mit der Polymerisationslampe Translux CL von Kulzer ausgehärtet. Die Belichtung erfolgte immer von okklusal.

Der schmelzbegrenzte Kasten wurde mit einem Inkrement vom Kastenboden bis auf Höhe des Isthmus gefüllt, der dentinbegrenzte Kasten wurde mit zwei übereinander liegenden Inkrementen ebenfalls bis auf Höhe des Isthmusbodens gefüllt. In den restlichen Teil der Kavität, vom Ishtmusboden bis zur Okklusionsebene, wurden drei weitere Inkremente eingebracht. Das erste Inkrement wurde von der Grenzfläche Ishtmusboden - Kavitätenwand (in mesio-distaler Richtung) schräg zur okklusalen Begrenzung der gegenüberliegenden Kavitätenwand hochgezogen. Das zweite Inkrement wurde von der Mitte der Schrägfläche der zuvor eingebrachten Portion in entgegengesetzter Schräge wieder hoch bis zur okklusalen Begrenzung der kontralateralen Kavitätenwand plaziert. Das so entstandene, von approximal betrachtet, nach okklusal offene V wurde mit einem letzten Inkrement gefüllt.

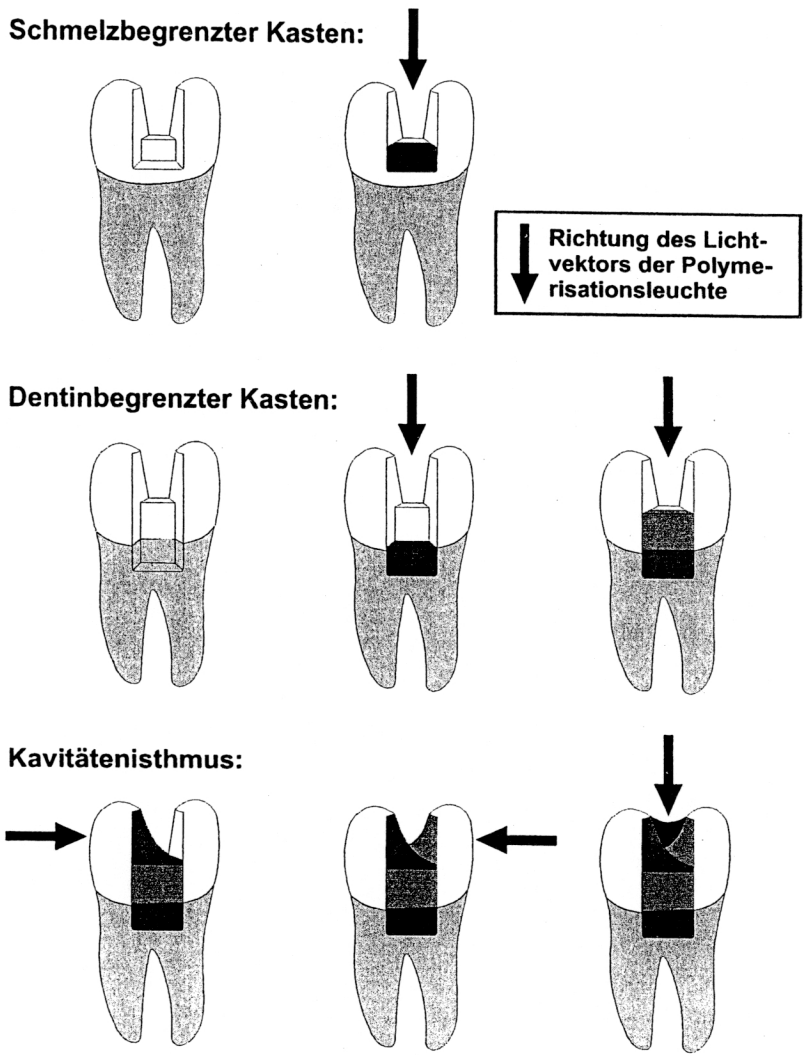

Abb. 4.2: Schematische Darstellung der Inkrementapplikation

4.6.2 Tetric Flow

Die Kavitäten der Gruppe 05 wurden mit insgesamt sechs Schichten Tetric flow gefüllt, die jeweils 40 s lichtpolymerisiert wurden. Die Schichtung erfolgte wie unter 4.6.1 beschrieben. Die einzelnen Inkremente wurden mit der Applikationskanüle des Cavifils in die Kavität eingebracht. Tetric flow gehört zu den „flowable" Kompositen. Durch die Fließfähigkeit des Materials kommt es zu einer guten Benetzung aller Kavitätenteile [Vivadent, Wissenschaftl.Dienst, 1997]. Eine zusätzliche Adaptation mit einem Stopfinstrument war nicht nötig.

4.6.3 Tetric Flow als "stress-breaker"

In Gruppe 10 wurden die Kavitäten zuerst mit einer etwa 1mm dicken Schicht Tetric flow gefüllt und 40 s lichtgehärtet. Darüber erfolgte dann die Applikation von sechs Inkrementen Tetric wie unter 4.6.1 beschrieben, die ebenfalls jeweils 40 s polymerisiert wurden.
Da es mit Tetric Flow zu einer besseren Benetzung der Kavitätenoberfläche kommt soll mit dieser Fülltechnik die Randqualität verbessert werden.

4.7 Applikation der Sonicsys-Inserts

Nach der Vorbehandlung der Kavitäten der Gruppe 06 mit Syntac SC, wie unter 4.5.2 beschrieben, wurde eine Stahlmatrize angelegt. Dann erfolgte die Applikation einer 1mm dicken Schicht Tetric Flow mittels einer Applikationspistole entlang der gingivalen und axialen Wände der approximalen Extensionen. Anschließend wurde das SONICSYS Inlay von Vivadent mit dem Inlayhalter aus der Dose entnommen, bis zum fühlbaren Widerstand in den approximalen Kasten eingebracht und 40 s lichtpolymerisiert. Der Isthmus wurde mit drei Inkrementen Tetric gefüllt.

4.8 Ausarbeitung und Politur

Nach Abschluß der Polymerisation wurden alle Füllungen mit einem Finierdiamanten der Korngröße 50 µm mit einem KaVo-Rotring-Winkelstück bei mitteltouriger Drehzahl ausgearbeitet und Überschüsse entfernt. Die Politur erfolgte mit Sof-Lex™ Scheibchen unter Wasserkühlung mit einem KaVo-Grünring-Winkelstück. Diese flexiblen, aluminiumoxidbeschichteten Scheiben wurden mit abnehmender Korngröße eingesetzt, bis eine spiegelnd glatte, riefenfreie Zahn- und Füllungsoberfläche visuell erkennbar war.
Abschließend wurde mit einem spitzen Diamanten jede Füllung nummeriert. Außerdem wurden Markierungskerben am Übergang von der Okklusalfläche zur mesio-approximalen bzw. zur disto-approximalen Extension angebracht, um bei der späteren Vermessung immer die gleiche Gesamtlänge des Füllungsrandes zu erhalten.

4.9 Feuchtigkeitslagerung

Die Zähne wurden nach der Politur 24 Stunden bei 37°C in Ringerlösung gelagert.

4.10 Replikaherstellung

Unmittelbar nach dem Legen der Füllungen wurden Replika der Zähne der Gruppe 01, 02 und 03 hergestellt. Von allen anderen Proben wurden die Replika nach der 24stündigen Feuchtigkeitslagerung angefertigt. Außerdem erfolgte eine Replikaherstellung von allen Proben nach der thermischen Wechselbelastung und nach der Kausimulation. Als Abformmaterial diente Impregum® Penta von 3M ESPE, das im dazugehörenden Pentamix-Dosierspender angemischt wurde. Die Abformmasse wurde in eine zylindrische Metallform eingebracht und der gereinigte und getrocknete Zahn mit der jeweils abzuformenden Fläche (dentinbegrenzte bzw.

schmelzbegrenzte Extension) leicht in die Masse eingedrückt und nach 6 min wieder entfernt.

Um die Rückstellkräfte des Abformmaterials zu berücksichtigen wurden die Abdrücke erst nach einer 24stündigen Lagerung mit dem Epoxidharz EpoxyDie® ausgegossen. EpoxyDie® wurde im Verhältnis 5:1 (Basispaste : Härter) angemischt und nach einer Härtungszeit von 24 Stunden bei Raumtemperatur dem Abdruck entnommen. Es entstanden pro Zahn je ein Replika des schmelzbegrenzten Kastens und ein Replika des dentinbegrenzten Kastens, die der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung zugeführt wurden.

Die Replika wurden dazu mit dem leitfähigen Karbonkleber Leit-C-Plast® auf speziellen Probenträgern fixiert. Um die Replika leitfähig zu machen erfolgte nun eine Goldbeschichtung mit der Sputteranlage POLARON SEM Autocoating Unit E 5200 unter folgenden Bedingungen:

Pressure	5×10^{-2} mbar
Timer	300 sec
Current/Voltage	10 mA

Es wurde dadurch eine Goldschichtstärke von 20 nm erreicht.

4.11 Kausimulation und thermische Wechselbelastung

Zur Vorbereitung für die Kausimulation wurden die Zähne auf speziellen Probenträgern fixiert. Die Okklusalfläche wurde parallel zur Probenträgerfläche ausgerichtet und die Zähne dann mit lichthärtendem Komposit befestigt.

Die Zähne der Gruppe 01, 02 und 03 wurden in unterschiedlicher Reihenfolge den Belastungen ausgesetzt. Bei Gruppe 01 erfolgte zuerst eine thermische Wechselbelastung von 500 Zyklen (5/55°C für je 30 s) in der Thermowechselanlage WEDC 1V. Diese besteht aus zwei Wechselbädern mit Thermostaten, einem sich

zyklisch bewegendem Arm mit Korb, einem Verbindungsschlauch zwischen den beiden Bädern zur Niveauregelung und einer automatischen Nachfüllanlage. Der Füllstandsensor befindet sich im Warmbad und aktiviert eine Pumpe, die die fehlende Flüssigkeit ins Warmbad pumpt.

Danach erfolgte die mechanische Belastung im computergesteuerten Münchner Kausimulator 2. Die Proben wurden okklusal in der Zentralfissur der Füllung mit einer vertikalen Kraft von 50 Newton belastet, deren Einwirkzeit 0,5 Sekunden dauerte. Insgesamt wurden 50000 Zyklen durchlaufen. Als standardisierte Antagonisten dienten Steatitkugeln mit einem Durchmesser von 3 mm. Diese sind hinsichtlich der Parameter Härte und Abrasionsbeständigkeit vergleichbar mit nativem Zahnschmelz [Fang H. et al., 1993]. Die Versuchszähne waren außerdem auf gefederten Hartgummisockeln, die leichte Ausgleichsbewegungen erlaubten, montiert, was der Simulation des Zahnhalteapparates diente.

Die Zähne der Gruppe 02 wurden zuerst der mechanischen und dann der thermischen Belastung zugeführt. Die Versuchsbedingungen waren jedoch die Gleichen.

Die Proben der Gruppe 03 erfuhren eine simultane thermische und mechanische Belastung. Es konnte aus technischen Gründen aber eine Temperatur von 5°C nicht erreicht werden. Die untere Extremtemperatur lag deshalb bei 11°C.

Ab Gruppe 04 wurden alle Zähne zuerst einer Thermowechsellast (5°/55°C; 2000 Zyklen á 30 s) ausgesetzt und dann der Kausimulation wie oben beschrieben.

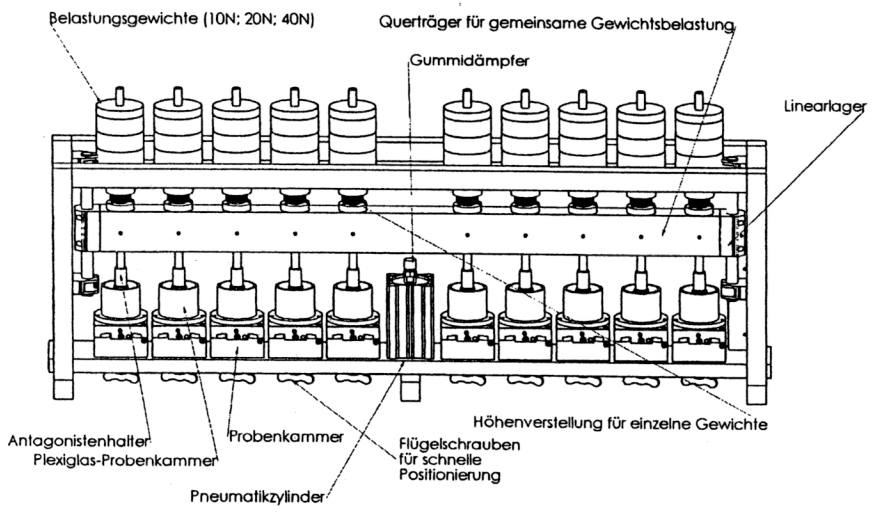

Abb. 4.3: Schematische Darstellung des Kausimulators

4.12 Qualitative und quantitative Randanalyse

Die Randanalyse der approximalen Füllungsränder erfolgte im Rasterelektronenmikroskop (REM) Leitz AMR 1200 bei 200facher Vergrößerung.
Die segmentweisen Abbildungen des Füllungsrandes auf dem REM-Bildschirm wurden auf einen PC übertragen und mit Hilfe der Software Quanti-Gap® vermessen. Zur quantitativen Randanalyse diente der im Programm enthaltene Längenmodus, nach dessen Aktivierung der Füllungsrand mit einer Linie nachgezogen werden konnte. Die Bewertungskriterien A-E zur qualitativen Randanalyse konnten an jeder beliebigen Stelle des Randabschnittes geändert werden. Jeder Bereich des Füllungsrandes wurde somit einem bestimmten Kriterium zugeordnet. Die Länge aller Einzelbewertungen wurde von Quanti-Gap aufsummiert und gespeichert. Die Daten für Füllungsränder im Schmelz und Dentin wurden getrennt erfaßt und gespeichert.

Die Kriterien für die Beurteilung der Randqualität wurden folgendermaßen definiert:

A:	Perfekter Rand	Kontinuierlicher Übergang zwischen Zahn und Komposit
B:	Randspalt	Zahn und Komposit sind durch eindeutigen Spalt oder Haarriß voneinander getrennt
C:	Nicht beurteilbar	aufgrund von Artefakten bzw. Replikafehlern
D:	Quellung	wulstartig erhabene Randstruktur durch Quellung des Dentinadhäsivs
E:	Überschuss	Komposit liegt der Zahnoberfläche außerhalb der Kavität auf

5 Ergebnisse

5.1 Allgemeines

Die Auswertung des Füllungsrandes erfolgte, wie schon beschrieben, nur an den Approximalflächen. Der Randschluss der Kompositfüllungen wurde auf folgende Qualitätskriterien hin untersucht:

A: Perfekt
B: Spalt
C: Artefakt
D: Quellung
E: Überschuss

Da das Bewertungskriterium E (Überschuss) nur in den seltesten Fällen auftrat wurde es im Folgenden nicht mehr berücksichtigt. Die Kriterien A-D wurden prozentual im Verhältnis zur gesamten Randlänge berechnet. Die Auswertung wurde dabei in drei Abschnitte des Füllungsrandes untergliedert:

- Schmelzbegrenzter Kasten **vor** Belastung und **nach**Belastung
- Dentinbegrenzter Kasten/Schmelzanteil **vor** Belastung und **nach**Belastung
- Dentinbegrenzter Kasten/Dentinanteil **vor** Belastung und **nach**Belastung

Dadurch kann ein Vergleich der verschiedenen Materialien und Fülltechniken in den einzelnen Abschnitten der Zahnhartsubstanz gezogen werden.

5.2 Statistisches Verfahren

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten wurde mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS for Windows 10.0 vorgenommen.

Aufgrund der geringen Stichprobengröße von n=8 wurden Nichtparametrische Tests durchgeführt. Zur Untersuchung von n unabhängigen Stichproben wurde der Kruskal-Wallis-H-Test, einschliesslich des exakten Monte-Carlo-Verfahrens, eingesetzt. Als Signifikanzniveau α wurde $p < 0,05$ gewählt. Ein signifikanter F-Wert des Kruskal-Wallis-H-Tests besagt aber nur, dass bei der gegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit mindestens zwei der untersuchten n Stichproben signifikant unterschiedlich sind. Um herauszufinden, welche der Stichproben signifikant voneinander abweichen, benötigt man paarweise Stichprobenvergleiche. In diesem Fall diente dazu der Mann-Whitney-U-Test. Je mehr Tests durchgeführt werden, desto wahrscheinlicher wird es, dass sich ein oder mehrere Stichprobenpaare als statistisch unterschiedlich darstellen, obwohl die Nullhypothese gültig ist. Deshalb wurde anschließend eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt, d.h. das einfache Signifikanzniveau p wurde mit der Anzahl Tests multipliziert [Wiseman M.,2000].

Abkürzungen

In den folgenden Diagrammen und Tabellen werden die nachstehenden Abkürzungen verwendet:

Gruppeneinteilung:

G01 – G10 = Gruppe 1 – 10 , entsprechend Tabelle 4.1

Abschnitte des Füllungsrandes:

SK = Füllungsrand im schmelzbegrenzten Kasten
S-DK = Füllungsrand im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens
D-DK= Füllungsrand im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

Belastung:

TWL = Thermowechsellast

Kausi = Kausimulator

t0 = vor Belastung

t1 = nach Belastung

5.3 Variation in der Versuchsanordnung – Der Einfluss der Reihenfolge der Belastung auf die Randqualität

5.3.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

a) vor Belastung (Abb. 5.1):

Die Auswertung der Randqualität des schmelzbegrenzten approximalen Kastens vor Belastung zeigte für kein Kriterium signifikante Gruppenunterschiede.

Die Anteile an perfektem Rand lagen zwischen 85% (G03) und 90% (G01 und G02). Ein Randspalt war zu 0,8% (G02) bis 3,6% (G03) zu finden. Eine Quellung trat nur in Gruppe 2 zu 0,6 % auf.

b) nach Belastung (Abb. 5.1):

Nach Belastung konnten statistisch signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Perfekter Rand", „Spalt" und „Artefakt" festgestellt werden.

Der Anteil an perfektem Rand sank in den Gruppen 01 und 02 nach Belastung ab. Er lag bei 86,2% (G01) und 85,4% (G02). In Gruppe 03 (gleichzeitig thermische und mechanische Belastung) konnte ein Anstieg an perfektem Rand verzeichnet werden (94,7%). Zurückzuführen ist dies hier jedoch auf den, im Vergleich zu vor der

Belastung, geringeren Anteil des Kriteriums Artefakt (1,8%), das damit auch signifikant besser als in Gruppe 02 war. Die, durch die Belastung hervorgerufene, Spaltbildung war in allen drei Gruppen nur geringfügig. Die Gruppe 01 (TWL/Kausi) schnitt dabei jedoch mit 4,3% signifikant schlechter ab, als Gruppe 02 (Kausi/TWL) mit 0,7%.

Eine Quellung trat in keiner der drei Gruppen auf.

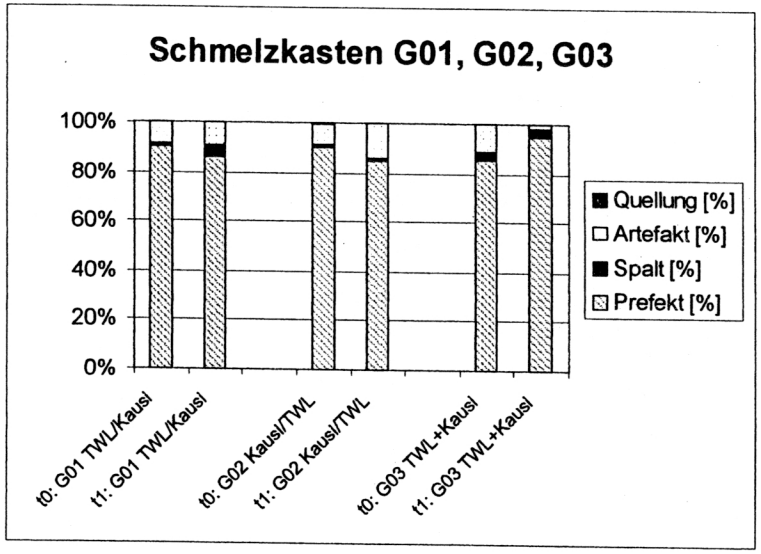

Abb. 5.1: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im schmelzbegrenzten Kasten der Gruppen 01-03 vor und nach Belastung.

5.3.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten

5.3.2.1 Schmelzanteil:

a) vor Belastung (Abb. 5.2):
Vor Belastung zeigten sich im Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens signifikante Gruppenunterschiede für das Kriterium „Spalt", die jedoch nach Bonferroni-Korrektur des U-Tests nicht mehr zu finden waren.

Der Prozentanteil an perfektem Randschluß lag zwischen 89,4% (G03) und 95,9% (G01). Ein Randspalt war auf 0,9% (G01) bis 4,7%(G03) der Füllungsrandlänge zu finden. Ein nichtbeurteilbarer Füllungsrand aufgrund von Artefakten trat zu 3,2% (G01) bis 8,7% (G02) auf. Eine Quellung des Materials konnte nicht festgestellt werden.

b) nach Belastung (Abb. 5.2):
Nach der Belastungssituation waren signigfikante Gruppenunterschiede für das Kriterium „Spalt" zu verzeichnen.

Die Werte für perfekten Rand sanken nach Belastung für die Gruppen 01 und 02 auf 91,4% bzw. 86,5% ab. In Gruppe 03 konnte ein Anstieg des prozentualen Anteils „perfekter Rand" registriert werden (93,7%). Demgegenüber traten hier nun weniger Randspalten auf (2,1%). In Gruppe 02 war gar keine Spaltbildung im Schmelzanteil zu erkennen. Sie war damit signifikant besser als Gruppe 01, in der zu 3,3% ein Spalt zu ersehen war. Es muss allerdings berücksichtigt werden, dass in Gruppe 02 der Anteil an „Artefakt" mit 13,5% wesentlicher höher lag als in Gruppe 01 (5,2%) und in Gruppe 03 (4,1%). Eine Quellung des Materials lag auch hier in keiner Gruppe vor.

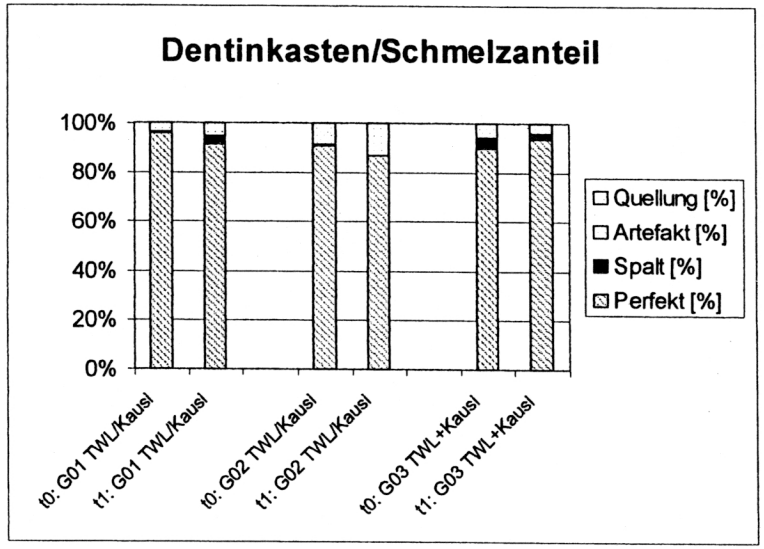

Abb. 5.2: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens der Gruppen 01-03 vor und nach Belastung.

5.3.2.2 Dentinanteil:

a) vor Belastung (Abb. 5.3):
Während beim Kruskal-Wallis-H-Test noch ein signifikanter Gruppenunterschied für das Kriterium „Quellung" angezeigt wurde, waren nach Bonferroni-Korrektur des Mann-Whitney-U-Tests signifikante Unterschiede nicht mehr vorhanden.

Der Anteil an „perfektem Rand" war im Dentin deutlich schlechter als im Schmelz. Die Werte lagen zwischen 51,1% (G01) und 64,6% (G02). Ein Spalt war auf 26,2% (G01) bis 34,2% (G03) der Füllungsrandlänge zu finden. Nicht beurteilbare Artefakte traten zwischen 6,4% (G03) und 19,3% (G02) auf. Eine Quellung war nur in Gruppe 03 mit 7,7% zu vermerken.

b) nach Belastung (Abb. 5.3):

Bei der Auswertung ergaben sich nach der Belastung signifikante Unterschiede für die Bewertungskriterien „Artefakt" und „Quellung".

Der prozentuale Anteil an perfektem Rand blieb gleich oder verbesserte sich durch die Belastungssituation. Die Werte lagen in einem Intervall von 58,2% (G02) bis 65,2% (G03). Ebenso verhielt es sich mit dem Kriterium „Spalt", das zwischen 14,1% (G03) und 26,9% (G01) auftrat. Auch die nichtbeurteilbaren Abschnitte des Füllungsrands veränderten sich durch die Belastung kaum. Gruppe 02 schnitt mit 18,7% jedoch signfikant schlechter ab als Gruppe 03 mit 6,4%. Die Quellung in Gruppe 03 verstärkte sich durch die Belastung und war mit 14,3% signifikant schlechter als in den beiden anderen Gruppen.

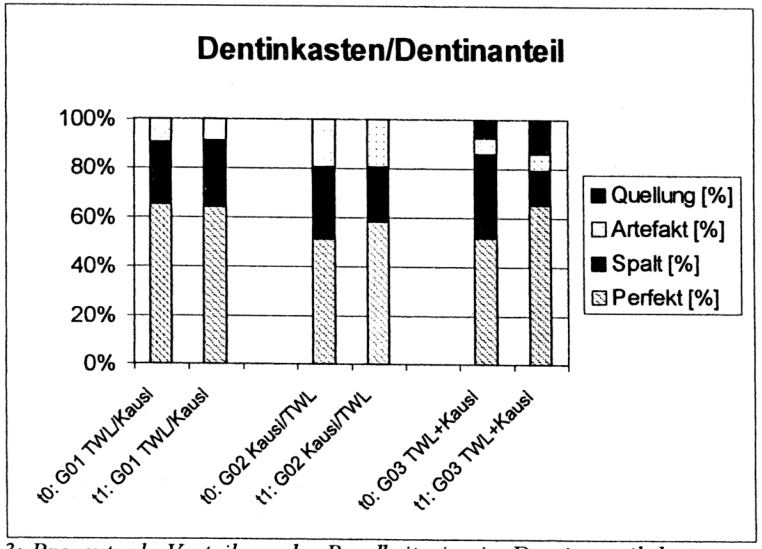

Abb. 5.3: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens der Gruppen 01 – 03 vor und nach Belastung.

5.4 Vergleich Lichtmatrize/Stahlmatrize – Einfluss der Matrize auf die Randqualität

5.4.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

a) vor Belastung (Abb. 5.4):

Vor Belastung traten keine signifikanten Gruppenunterschiede auf.

Der Anteil an perfektem Rand lag bei Gruppe 04 (Stahlmatrize) bei 90,3% und bei Gruppe 07 (Lichtmatrize) bei 93,1%. Ein Spalt trat mit der Stahlmatrize zu 2,1% auf und bei der Lichtmatrize zu 6,0%. Nichtbeurteilbare Randabschnitte waren zu 7,6% bei der Stahlmatrize und zu 0,9% bei der Lichtmatrize zu finden. Eine Quellung konnte bei beiden Gruppen nicht verzeichnet werden.

b) nach Belastung (Abb. 5.4):

Es ließen sich nach Belastung statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppe für die Kriterien „Spalt" und „Artefakt" sichern.

Bei den Füllungen, die mit Lichtmatrize gelegt wurden, nahm durch die Belastung der Anteil an perfektem Rand deutlich ab (72,8%). Parallel dazu stieg der Wert für das Kriterium „Spalt" (25,7%) und war damit signifikant schlechter als mit Stahlmatrize (4,2%). Für das Kriterium „Artefakt" schnitt die Gruppe 04 (Stahlmatrize) mit 5,9% signifikant schlechter ab als G07 (Lichtmatrize) mit 0,3%.

Eine Quellung kam in beiden Gruppen zu jeweils 1,2% vor.

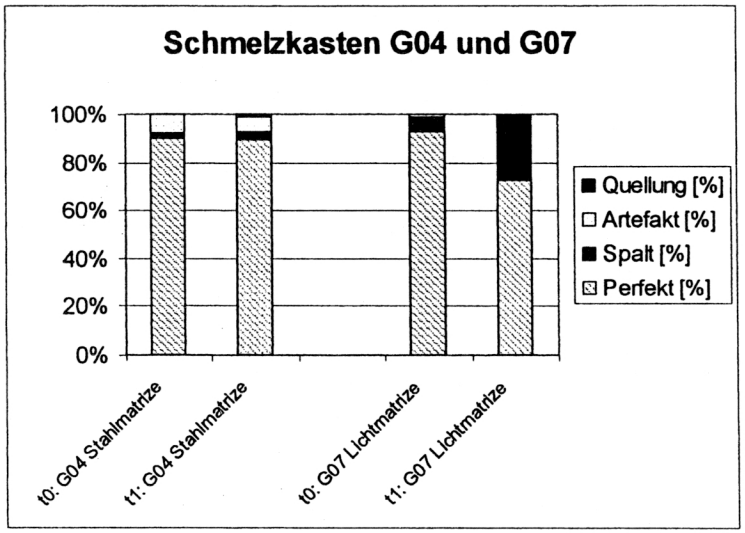

Abb. 5.4: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im schmelzbegrenzten Kasten vor und nach Belastung.

5.4.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten

5.4.2.1 Schmelzanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.5):

Vor Belastung konnten für den Schmelzanteil keine signifianten Unterschiede eruiert werden.

Ein perfekter Rand war in beiden Gruppen zu jeweils 96,7% zu finden. Ein Spalt stellte sich in der Gruppe 04 (Stahlmatrize) zu 1,3% und in der Gruppe 07 (Lichtmatrize) zu 3,0% dar. Die Werte für „Artefakt" lagen bei 0,3% (G07) und 2,0% (G04). Eine Quellung war in beiden Gruppen nicht vorhanden.

b) nach Belastung (5.5):

Nach Belastung zeigten sich statistisch signifikante Gruppenunterschied für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt".

Während in der Gruppe 04 (Stahlmatrize) der Anteil an perfektem Rand durch die Belastung kaum zurückging (94,8%), sank er in der Gruppe 07 (Lichtmatrize) auf 61,0% ab und war damit signifikant schlechter. Analog dazu verhielt sich der prozentuale Anteil an „Spalt". Gruppe 07 (Lichtmatrize) schnitt hier mit 38,6% signifikant schlechter ab als Gruppe 04 (Stahlmatrize) mit 2,0 %. Artefakte waren in Gruppe 04 zu 2,9%, und in Gruppe 07 zu 0,5% zu finden. Eine Quellung trat mit Lichtmatrize (G07) gar nicht auf und mit Stahlmatrize (G04) nur zu 0,4%.

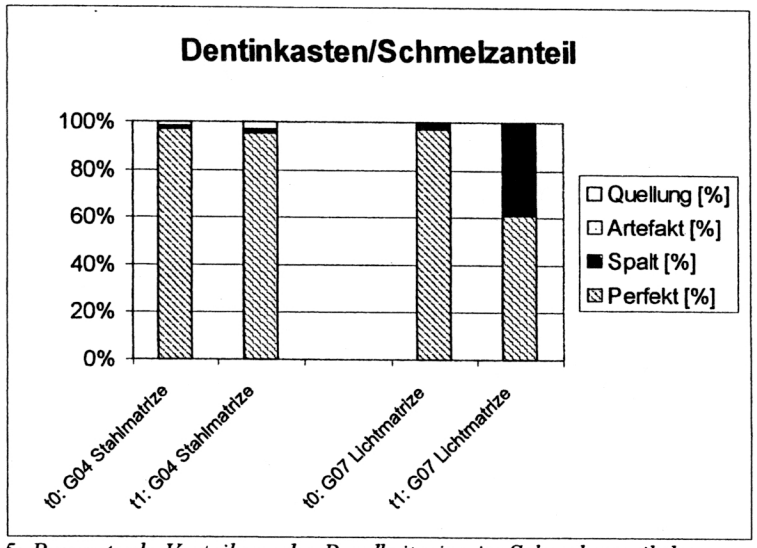

Abb. 5.5: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens vor und nach Belastung.

5.4.2.2 Dentinanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.6):
Es zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Die Werte für perfekten Rand lagen in Gruppe 04 bei 50,2% und in Gruppe 07 bei 44,5%. Ein Spalt konnte bei der Stahlmatrize (G04) auf 40,2% der gesamten Randlänge festgestellt werden und bei der Lichtmatrize (G07) zu 53,6%. Artefakte zeigten sich in Gruppe 04 zu 7,3% und in Gruppe 07 zu 1,9%. Eine Quellung konnte in Gruppe 07 (Lichtmatrize) nicht registriert werden. In Gruppe 04 (Stahlmatrize)trat eine Quellung zu 2,3% auf.

b) nach Belastung (Abb. 5.6):
Nach der Belastung konnten signifikante Unterschiede für die Kriterien „Spalt" und „Artefakt" festgestellt werden.

Durch die Belastungssituation sank wiederum der Anteil an perfektem Rand in G04 (Stahlmatrize) auf 50,8% und in G04 (Lichtmatrize) auf 24,5% ab. Mit 72,9% war der Anteil an Spalt in Gruppe 07 signifikant höher als in Gruppe 04 mit 37,1%. Artefakt zeigten sich in Gruppe 04 mit 6,5% signifikant häufiger als in Gruppe 07 mit 0,2%. Eine Quellung lag in Gruppe 04 zu 5,7% und in Gruppe 07 zu 2,4% vor.

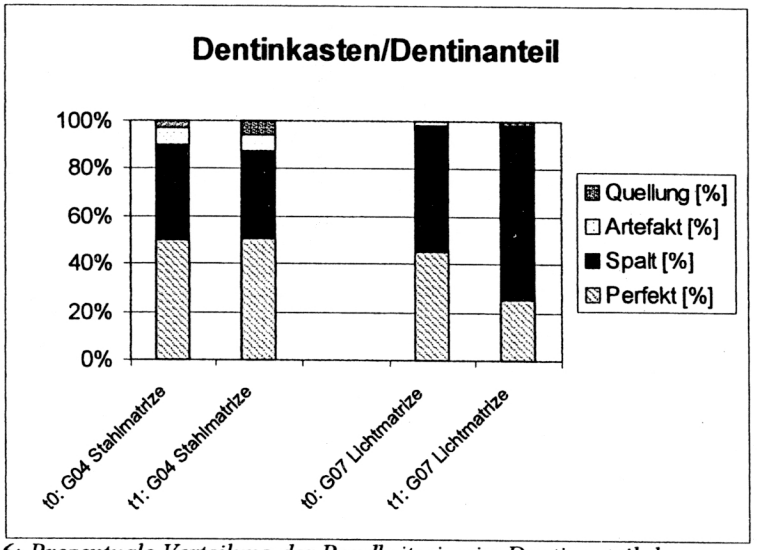

Abb. 5.6: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens vor und nach Belastung.

5.5 Vergleich verschiedener Dentinadhäsive

5.5.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

a) vor Belastung (Abb. 5.7):
Vor der Belastung zeigten sich für die Kriterien „Perfekt", „Spalt" und „Artefakt" signifikante Gruppenunterschiede.

Der Anteil an perfektem Rand war in Gruppe 09 (S. Sprint) mit 98,0% signifikant höher als in Gruppe 08 (S. Classic) mit 88,0%. Der höchste Anteil an Spalt war in Gruppe 08 (S.Classic) mit 9,7% zu verzeichnen. Sie war damit signifkant schlechter als Gruppe 09 (S.Sprint). Hier lag der Wert bei 1,2%. Artefakte traten zwischen 0,9% (G09) und 7,6% (G04) auf. Eine Quellung war in keiner der drei Gruppen ersichtlich.

b) nach Belastung (Abb. 5.7):

Nach Belastung zeigte sich nur für das Kriterium „Artefakt" ein signifikanter Gruppenunterschied. Damit kann jedoch keine Aussage zum Einfluss der drei Dentinadhäsive auf die Randqualität getroffen werden.

In allen drei Gruppen sank durch die Belastung der Anteil an perfektem Rand ab. Die Werte lagen nun zwischen 85,2% (S.Classic) und 93,6% (S.Sprint). Analog dazu nahm der prozentuale Anteil an Spalt zu und lag nun zwischen 4,2% (S.Single-Comp.) und 11,0% (S.Classic). Artefakte waren in G08 nicht zu erkennen, in den beiden anderen Gruppen traten sie zu 4,2% (G04) und 5,9% (G09) auf. Eine Quellung stellte sich zwischen 0,3% (G09) und 3,7% (G08) dar.

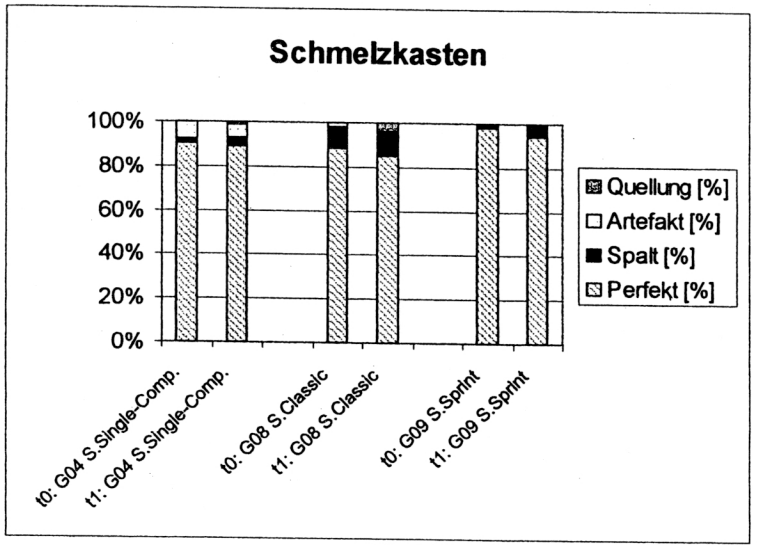

Abb. 5.7: Prozentuale Verteilung der Randkriterien des Schmelzkastens vor und nach Belastung.

5.5.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten

5.5.2.1 Schmelzanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.8):

Vor Belastung zeigte sich beim Kruskal-Wallis-H-Test ein signifikanter Gruppenunterschied für das Kriterium „Artefakt". Nach Bonferroni-Korrektur des paarweisen Mann-Whitney-U-Test waren keine signifikanten Unterschiede mehr vorhanden.

Der Anteil an perfektem Rand war in allen drei Gruppen ähnlich und lag zwischen 93,9% (S.Classic) und 96,7% (S.Single-Comp.). Ein Spalt war auf 1,3% (S.Single-Comp.) bis 5,6% (S.Classic) der gesamten Randlänge zu finden. Artefakte traten nur in Gruppe 04 zu 2,0% und in Gruppe 08 zu 0,4% auf. Eine Quellung war bei keiner der drei Gruppen zu erkennen.

b) nach Belastung (Abb. 5.8):

Nach Belastung konnten keine signifikanten Gruppenunterschiede festgestellt werden.

Die Werte für perfekten Rand sanken nur sehr geringfügig ab. Sie lagen für S.Classic bei 92,8%, für S.Single-Component bei 94,8% und für S.Sprint bei 96,1%. Parallel dazu nahm auch der Anteil an Spalt kaum zu und lag zwischen 2,0% (S.Single-Comp.) und 6,3% (S.Classic). Artefakte stellten sich zwischen 0,5% (S.Classic) und 2,9% (S.Single-Comp.) dar. Eine Quellung war bei Gruppe 04 (S.Single-Comp.) zu 0,4% und bei Gruppe 08 (S.Classic) zu 0,3% zu finden.

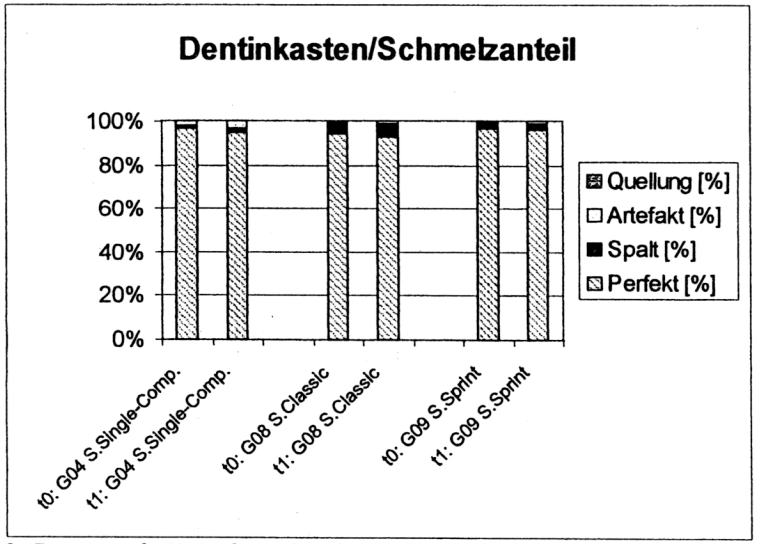

Abb. 5.8: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens der Gruppen 04, 08 und 09 vor und nach Belastung.

5.5.2.2 Dentinanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.9):

Vor Belastung stellten sich signifikante Unterschiede für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt" heraus.

Der Anteil an perfektem Rand war in Gruppe 09 (S.Sprint) mit 74,0% signifikant höher als in Gruppe 08 (S.Classic) mit 46,7%. In Gruppe 04 (S.Single-Comp.) lag er bei 50,2%. Das Kriterium „Spalt" trat in Gruppe 09 (S.Sprint) mit 16,5% signifikant seltener auf als in Gruppeg 08 (S.Classic) mit 45,1%. Die Werte für das Kriterium „Artefakt" lagen im Bereich von 4,5% (G09) und 7,3% (G04). Eine Quellung war zwischen 2,3% (G04) und 5,0% (G09) zu finden.

b) nach Belastung (Abb. 5.9):

Mit dem Kruskal-Wallis-H-Test konnten signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Spalt" und „Artefakt" festgestellt werden, die jedoch nach paarweisem Vergleich und der damit verbundenen Bonferroni-Korrektur nicht mehr auftraten, obwohl die Mittelwerte sich zum Teil stark unterschieden. Ursache dafür ist die große Streuung der Werte (siehe Abb. 5.10).

Der Anteil an perfektem Rand stieg nach der Belastung an. Die Werte lagen für S.Single-Component bei 50,8%, für S.Classic bei 65,5% und für S.Sprint bei 80,0%. Ein Randspalt zeigte sich zwischen 14,0% (S.Sprint) und 37,1% (S.Single-Comp.). Artefakte waren zwischen 0,9% (S.Sprint) und 6,5% (S.Single-Comp.) zu finden. Die Werte für Quellung verschlechterten sich durch die Belastung und lagen nun zwischen 5,1% (S.Sprint) und 7,0% (S.Classic).

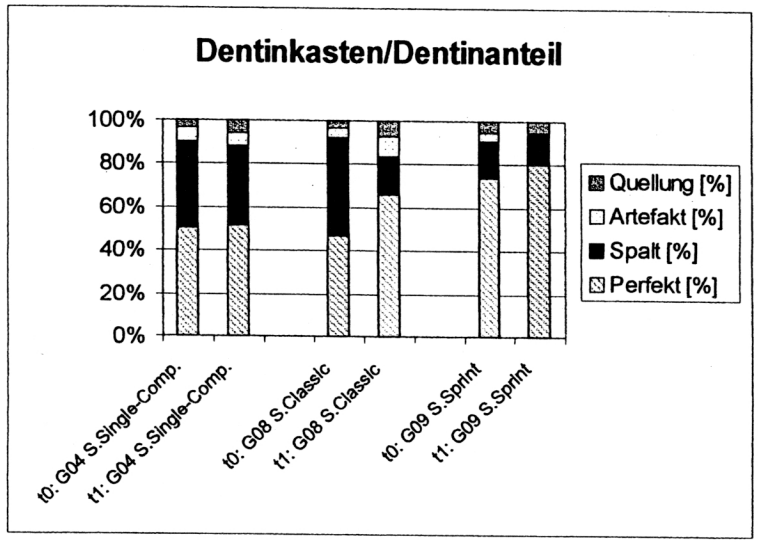

Abb. 5.9: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens der Gruppen 04, 08 und 09 vor und nach Belastung.

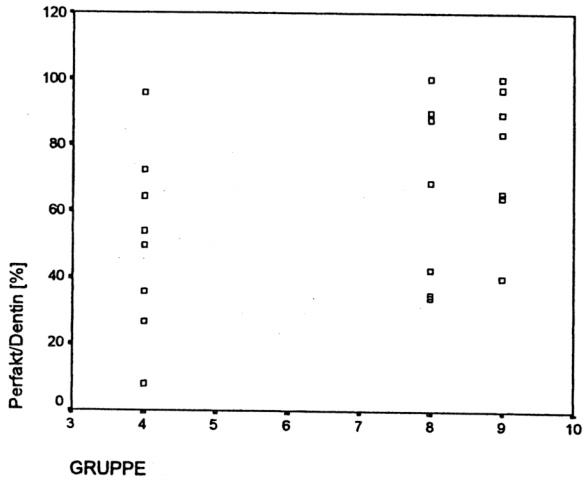

Abb. 5.10: Streudiagramm, zeigt die Streuung der Fälle der Gruppen 04, 08 und 09.

5.6 Vergleich verschiedener Fülltechniken

5.6.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

a) vor Belastung (Abb. 5.11):

Es stellte sich nur für das Kriterium „Artefakt" ein signifikanter Gruppenunterschied heraus, was jedoch nichts über die Qualität der einzelnen Fülltechniken aussagt.

Der größte Anteil an perfektem Rand mit 94,3% war bei der Technik mit Tetric Flow als „stress-breaker" (=G10) zu finden, gefolgt von der SonicSys-Insert-Technik (=G06) mit 90,4% und der normalen Inkrement-Technik mit Tetric (=G04/90,3%). Am schlechtesten schnitt die Gruppe 05 mit 80,8%, bei der die Kavität nur mit Tetric Flow gefüllt wurde, ab. Die Spaltbildung lag zwischen 2,1% (G04 und G10) und 4,0% (G05). Bei Gruppe 05 waren mit 15,2% signifikant mehr Artefakte zu erkennen

als in Gruppe 10 mit 0,8%. Eine Quellung konnte nur bei Gruppe 10 mit 2,9% registriert werden.

b) nach Belastung (Abb. 5.11):

Auch hier war ein signifikanter Gruppenunterschied nur für das Kriterium „Artefakt zu verzeichnen.

Der Anteil an perfektem Rand sank in Gruppe 04 (Inkrementtechnik) mit nun 88,7% und Gruppe 05 (nur Tetric Flow) mit nun 79,0% nur geringfügig ab. In Gruppe 06 (Inserts) veränderte sich der Anteil an perfektem Rand durch die Belastung nicht (90,1%), während er bei Gruppe 10 (stress-breaker) am stärksten abfiel und nur noch bei 85,9% lag. Die Werte dür das Kriterium „Spalt" waren in Gruppe 10 (stress-breaker) mit 10,9% am Höchsten. Auch in Gruppe 06 (Inserts) kam es mit 8,6% zu einer deutlichen Zunahme an Spalt, was hier jedoch auf die Abnahme des Kriteriums „Artefakt" zurückzuführen ist. Bei Gruppe 04 war zu 4,2% und in Gruppe 05 zu 2,3% ein Spalt zu beobachten. Die prozentualen Anteile für „Artefakt" zeigten auch nach Belastung wiederum signifikante Unterschiede. Die Gruppe 05 war mit 17,8% signifikant schlechter als alle anderen Gruppen, die Artefakte nur zwischen 0,4% (G10) und 5,9% (G04) aufwiesen. Eine Quellung war in der Gruppe der Inserts nicht festzustellen. In den anderen Gruppen nahm die Quellung durch die Belastung zu und die Werte lagen hierfür bei 0,9% (G05=nur Tetric Flow) bis 2,9% (G10= stress-breaker).

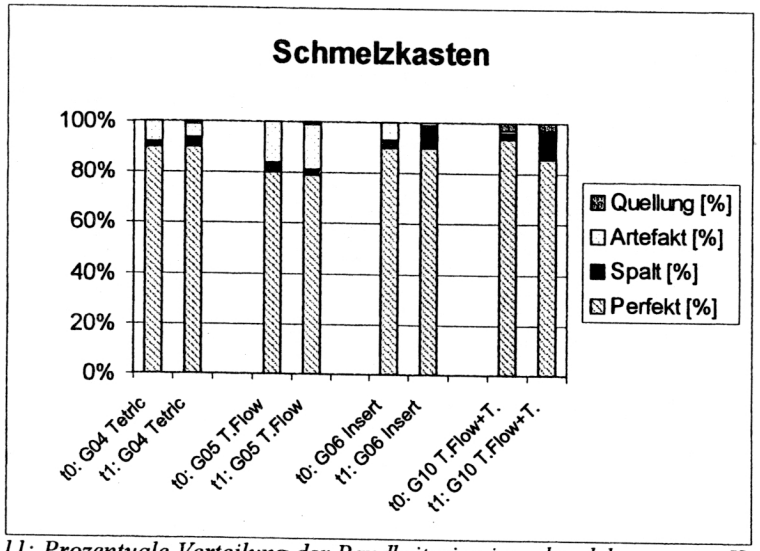

Abb. 5.11: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im schmelzbegrenzten Kasten der Gruppen 04, 05, 06 und 10 vor und nach Belastung.

5.6.2 Dentinbegrenzter approximaler Kasten

5.6.2.1 Schmelzanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.12):
Vor Belastung lieferte der Kruskal-Wallis-H-Test signifikante Unterschiede für das Kriterium „Perfekt", die jedoch nach Bonferroni-Korrektur des paarweisen Vergleichs nicht mehr vorhanden waren.

Mit 100% Anteil an perfektem Rand lag die Gruppe 06 (Inserts) mit einer Tendenz zur Signifikanz vor Gruppe 05 (nur Tetric Flow / 97,4%), Gruppe 04 (Tetric / 97,0%) und Gruppe 10 (stress-breaker / 96,2%). Analog dazu fiel auch die Spaltbildung gering aus (G04 = 1,3% ; G05 = 1,5%; G10 = 1,4%). Nichtbeurteilabare Randabschnitte aufgrund von Artefakten waren zwischen 1,1% (G05) und 2,0%

(G04) zu finden. Eine Quellung war nur in Gruppe 10 (stress-breaker) mit 1,1% zu vermerken.

b) nach Belastung (Abb. 5.12):
Nach Belastung traten signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Perfekt" und „Artefakt" auf.

Durch die Belastungssituation sanken die prozentualen Anteile an perfektem Rand in allen Gruppen ab. Am meisten verschlechterte sich Gruppe 05 (nur Tetric Flow). Hier war nun nur noch zu 82,1% ein perfekter Rand zu finden. Ansonsten lagen die Werte im Bereich von 94,8% (G04 und G10) und 96,6% (G06). Spalten zeigten sich zwischen 2,0% (G04) und 12,3% (G05). In Gruppe 05 (nur Tetric Flow) waren mit 4,6% signifikant mehr Artefakte zu sehen als in Gruppe 10 (stress-breaker) mit 0,0%. Eine Quellung war nur in Gruppe 04 (Tetric) zu 0,4% und in Gruppe 05 (nur Tetric Flow) zu 1,1% vorhanden.

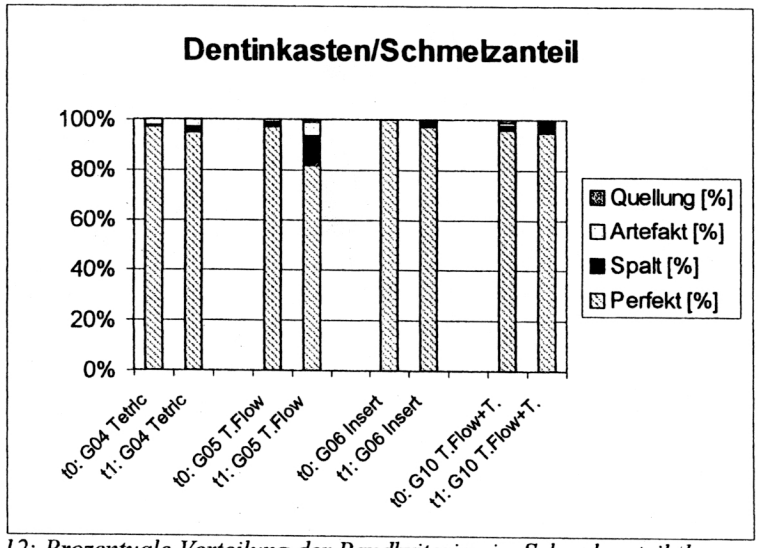

Abb. 5.12: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens der Gruppen 04, 05, 06 und 10 vor und nach Belastung.

5.6.2.2 Dentinanteil

a) vor Belastung (Abb. 5.13):

Im Dentinanteil konnte für das Kriterium „Perfekt" vor Belastung eine Tendenz zur Signifikanz festgestellt werden . Zurückzuführen ist dies auf die große Streuung der Werte.

Gruppe 06 (Inserts) erzielte mit 89,5% einen grösseren Anteil an perfekten Rand als Gruppe 10 (stress-breaker) mit 75.5%, Gruppe 05 (nur Tetric Flow) mit 78,5% und Gruppe 04 (Tetric) mit 50,2%. Eine Spaltbildung war analog dazu zwischen 5,6% (G06) und 40,2% (G04) zu registrieren. Die Werte für das Kriterium „Artefakt" lagen zwischen 2,6% (G10) und 8,6% (G05). Eine Quellung stellte sich nur in Gruppe 10 mit 1,2% und in Gruppe 04 mit 2,3% dar.

b) nach Belastung (Abb. 5.13):

Es zeigte sich nur für das Kriterium „Artefakt" ein signifikanter Gruppenunterschied, was wiederum keine Aussage über die Qualität der Fülltechniken zuläßt. Ansonsten traten auch wieder wegen der großen Streuung der Werte keine signifikanten Unterschiede auf.

Während in den Gruppen 04, 05 und 10 durch die Belastung der Anteil an perfektem Rand gleich blieb bzw. nur gerinfügig absank, verschlechterten sich die Werte hierfür in Gruppe 06 (Inserts) deutlich und lagen nur noch bei 68,2%. Eine Spaltbildung konnte zwischen 13,8% (G05) und 37,0% (G04) eruiert werden. In Gruppe 05 traten mit 13,5% signifikant häufiger Artefakte auf als in Gruppe 10 mit 2,6%. Eine Quellung war auch nach Belastung nur in Gruppe 10 und Gruppe 04 zu jeweils 5,6% zu verzeichnen.

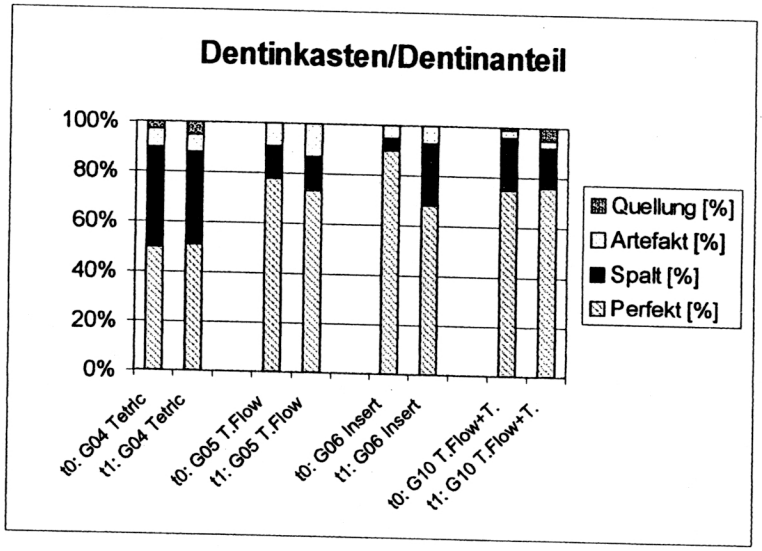

Abb. 5.13: Prozentuale Verteilung der Randkriterien im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kasten der Gruppen 04, 05, 06 und 10 vor und nach Belastung.

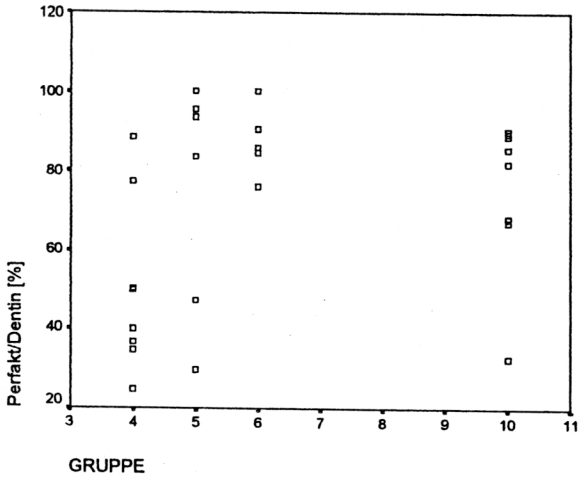

Abb. 5.14: Streudiagramm, zeigt die Streuung der einzelnen Fälle in Gruppe 04, 05, 06 und 10.

5.7 Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes

Zur Beurteilung der Wirkung der verschiedenen Materialien und Fülltechniken auf Schmelz und Dentin, wurden nun innerhalb der Gruppen 04 – 10 die Randqualität an den unterschiedlichen Füllungsrandabschnitten untersucht und miteinander verglichen.

5.7.1 Gruppe 08: Syntac Classic

a) vor Belastung (Abb. 5.15)

Es traten hochsignifikante Unterschiede in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt" , und signifikante Unterschiede für die Kriterien „Artefakt" und Quellung auf.

Der Anteil an perfektem Rand lag in den schmelzbegrenzten Randabschnitten SK und S-DK bei 88,0% bzw. 94,0% und war damit hochsignifikant besser als im dentinbegrenzten Bereich D-DK mit 46,7%. Ebenso verhielt es sich mit dem Vorkommen von Spalten. So waren davon in den Bereichen SK und S-DK nur 9,7% bzw. 5,7% zu finden, während der Antel an Spalt im Bereich D-DK bei 45,1% lag. Artefakte traten zu 0,4% (S-DK) bis 5,0% (D-DK) auf. Eine Quellung war nur im Dentin (D-DK) mit 3,2% zu verzeichnen.

b) nach Belastung (Abb. 5.15):

Hier trat nur ein signifikanter Unterschied für das Kriterium „Artefakt" auf.

Der Anteil an perfektem Rand stieg durch die Belastung im dentinbegrenzten Bereich an (65,5%), während er im Schmelzbereich weitestgehend gleich blieb (SK = 85,0%; S-SK = 92,8%). Analog dazu verbesserte sich der Anteil an Spalt im Bereich D-DK auf 17,9%, während wiederum im Bereich SK und S-DK kaum eine Änderung festzustellen war (11,0% bzw. 6,3%). Artefakte waren nur im Breich S-DK zu 0,5% und im Bereich D-DK zu 9,5% zu erkennen. Durch die Belastung kam es nun auch zu einer Quellung im Schmelzbereich. Sie lag in SK bei 3,7% und in S-DK bei 0,3%. Die Quellung in D-DK verschlechterte sich auf 7,0%.

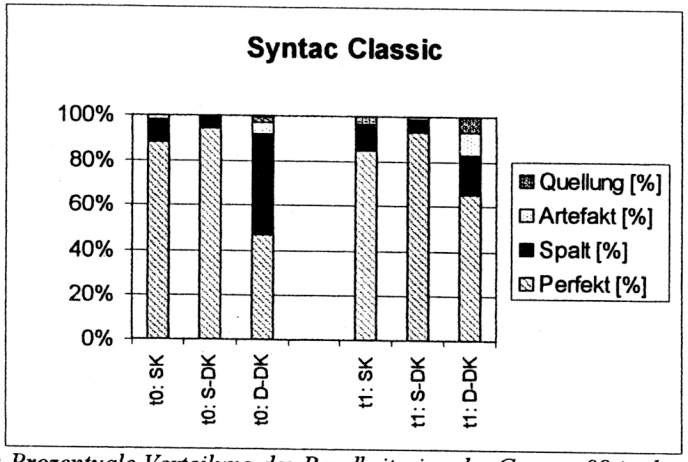

Abb. 5.15: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 08 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.2 Gruppe 04: Syntac Single – Component

a) vor Belastung (Abb. 5.16):

Vor Belastung zeigten sich höchst signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Füllungsrandbereichen für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt".

Im schmelzbegrenzten Füllungsrand SK und S-DK war der Anteil an perfektem Rand mit 90,3% bzw. 96,7% signifikant öfters zu finden als im dentinbegrenzten Bereich D-DK mit 50,2%. Parallel dazu konnte ein Spalt im Bereich SK und S-DK nur zu 2,1% bzw. 1,3% registriert werden, während im Bereich D-DK auf 40,2% der Randlänge, und damit sigifikant häufiger, ein Randspalt zu sehen war. Artefakte kamen zu 2,0% (S-DK) bis 7,6% (SK) vor. Eine Quellung war auch bei diesem Adhäsiv nur im Dentin zu erkennen.

b) nach Belastung (Abb. 5.16):

Auch hier traten höchst- bzw. hoch signifikante Unterschied für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt" auf.

Durch die Belastung änderten sich die Werte in allen drei Füllungsrandabschnitten nur unwesentlichen. Der Schmelzbereich SK und S-DK schnitt mit 88,7% bzw. 94,8% für das Kritreium „Perfekt" wiederum sigifikant besser ab als D-DK mit 50,8%. Ebenso war der Anteil an Spalten im Bereich SK und S-DK mit 4,2% bzw. 2,0% signifikant geringer als im dentinbegrenzten Bereich mit 37,1%. Artefakte kamen zwischen 2,9% (S-DK) und 6,5% (D-DK) vor. Die Quellung verschlechterte sich durch die Belastung im Bereich D-DK auf 5,7%. Außerdem war nun auch im Schmelzebreich eine Quellung zu finden (SK = 1,3%; S-DK = 0,4%).

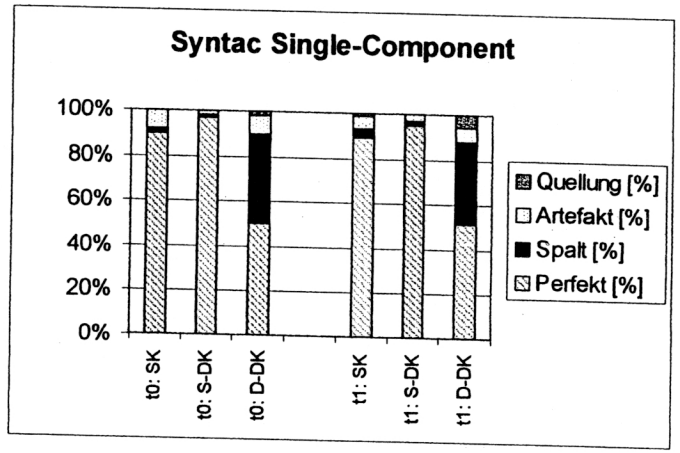

Abb. 5.16: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 04 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.3 Gruppe 09: Syntac Sprint

a) vor Belastung (Abb. 5.17):

Vor Belastung wies nur das Kriterium „Perfekt" einen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Randabschnitten auf.

Auch hier waren die Anteile an perfekten Rand im Schmelzbereich mit 98,0% (SK) und 96,6% (S-DK) signifikant häufiger vertreten als im Dentin mit 74,0%. Umgekehrt dazu waren im Schmelz nur zu 1,2% (SK) bzw. 3,4% (S-DK) Spalten zu finden, während der Anteil dafür im Dentin bei 16,5% lag. Artefakte stellten sich im Bereich SK zu 0,9% und im Bereich D-DK zu 4,5% dar. Eine Quellung war wie bei den anderen beiden Adhäsiven nur im Dentin zu 5,0% zu vermerken.

b) nach Belastung (Abb. 5.17):

Nach Belastung waren zwischen den einzelnen Randabschnitten keine statistisch signifikanten Unterschiede vorhanden.

Dies lag an einem Anstieg des Anteils an perfektem Rand im Dentin auf 80,0%, während sich im Schmelz die Werte hierfür nur unwesentlich verschlechterten und nun bei 93,7% (SK) und 96,0% (S-DK) lagen. Spalten stellten sich zu 5,6% (SK) bzw. 2,7% (S-DK) im Schmelz und zu 14,0% im Dentin dar. Artefakte zeigten sich zwischen 0,5% (SK) und 1,2% (S-DK). Nach der Belastung lag nun auch eine Quellung im Schmelz zu 0,3% (SK) vor. Im Dentin blieb sie mit 5,1% unverändert.

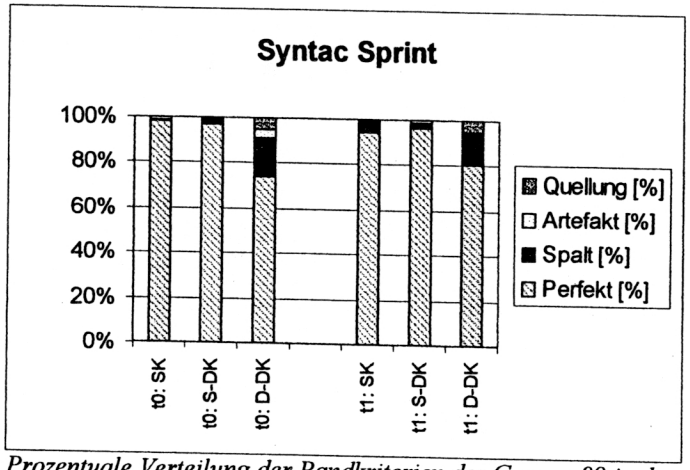

Abb. 5.17: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 09 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.4 Gruppe 05: Tetric Flow

a) vor Belastung (Abb. 5.18):

Es zeigten sich signifikante Unterschiede für die Kriterien „Perfekt" und „Artefakt".

Der Anteil an perfektem Rand war im Bereich SK mit 80,8% signifikant schlechter als im Bereich S-DK mit 97,3%. Im Dentin war auf 78,5% der Randlänge ein perfekter Rand zu finden. Das schlechte Ergebnis im Bereich SK ist jedoch nicht auf eine Erhöhte Spaltbildung zurückzuführen, diese lag hier nur bei 4,0%, sondern auf den hohen Anteil an Artefakt (15,2%). Im Bereich S-DK traten zu 1,5% Spalten auf und im Dentin zu 12,9%. Artefakte waren im Bereich S-DK nur zu 1,5% zu finden, und somit signifikant seltener als in SK. Im Dentinbereich waren zu 8,6% Artefakte zu erkennen.

b) nach Belastung (Abb. 5.18):

Nach Bonferroni-Korrektur des Mann-Whitney-U-Tests waren signifikante Unterschiede nur für das Kriterium „Artefakt“ zu verzeichnen.

Im Bereich S-DK sank durch die Belastung der Anteil an perfektem Rand auf 82,1% ab und war nun ähnlich wie im Bereich SK (79,0%) und D-DK (72,8%). Auch hier war wiederum im Bereich SK der Anteil an Spalt nur 2,3%, während Artefakte zu 17,8% auftraten. Eine Beurteilung für den Bereich SK ist somit nicht möglich. Im Bereich S-DK waren auf 12,3% der Randlänge Spalten zu finden und im Dentin zu 13,8%. Artefakte zeigten sich im Bereich S-DK zu 4,6% und im Bereich D-DK zu 13,5%.

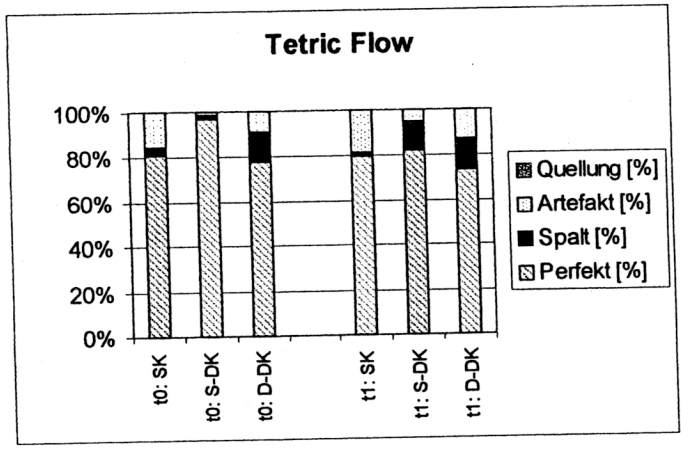

Abb. 5.18: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 05 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.5 Gruppe 06: SonicSys-Inserts:

a) vor Belastung (Abb. 5.19):

Vor Belastung zeigte sich für das Kriterium „Perfekt“ ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Randabschnitten.

Der Anteil an perfektem Rand im Bereich S-DK war mit 100,0% signifikant besser als im Dentin mit 89,5%. Im Bereich SK lag er bei 90,4%. Spalten waren im Schmelz zu 2,3% und im Dentin zu 5,6% zu sehen. Die Werte für Artefakte lagen bei 4,9% (D-DK) und 7,4% (SK). Eine Quellung des Materials war in keinem Bereich ersichtlich.

b) nach Belastung (Abb. 5.19):

Nach Bonferroni-Korrektur des Mann-Whitney-U-Tests zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Dies lag in diesem Fall an einem Extremwert im Dentinbereich.

Durch die Belastung sanken die Werte für „Perfekten Rand“ auf 90,1% (SK), 96,6% (S-DK) und 68,2% (D-DK) ab. Der Anteil an Spalt stieg im Dentin deutlich auf 24,5% an. Im Bereich SK und S-DK stiegen die Werte auf 8,6% bzw. 3,0%. Artefakte traten zwischen 0,4% (S-DK) und 7,4% (D-DK) auf. Eine Quellung konnte auch nach Belastung nicht eruiert werden.

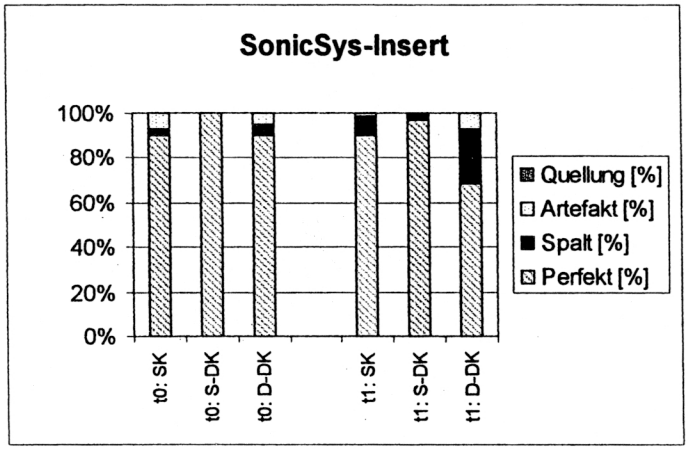

Abb. 5.19: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 06 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.6 Gruppe 10: Tetric + Tetric Flow (stress-breaker):

a) vor Belastung (Abb. 5.20):

Vor Belastung zeigten sich signifikante Unterschiede für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt". Nach der Bonfferoni-Korrektur jedoch nur noch für das Kriterium „Perfekt".

Die Anteile an perfektem Rand waren im Bereich SK und S-DK mit 94,3% bzw. 96,2% signifikant höher als im Dentin mit 75,5%. Analog dazu traten im Dentin mit 20,7% mehr Randspalten auf als im Schmelz mit 2,1% (SK) und 1,4% (S-DK). Artefakte waren nur zwischen 0,8% (SK) und 2,6% (D-DK) vertreten. Die Quellung war in allen Randabschnitten ähnlich. Sie lag in SK bei 2,9%, in S-DK bei 1,1% und in D-DK bei 1,2%.

b) nach Belastung (Abb. 5.20):

Nach Belastung zeigte sich aufgrund der breiteren Streuung der Werte keine signifikanten Unterschiede mehr für die einzelnen Randabschnitte.

Während sich durch die Belastung der Anteil an perfektem Rand im Bereich S-DK mit 94,8% und im Bereich D-DK mit 75,5% kaum änderte, sank er im Bereich SK auf 85,9% ab. Im Dentin sank der Anteil an Spalt auf 16,3% ab, was aber auf die Zunahme der Quellung auf 5,6% zurückzuführen ist. Im Schmelz waren nach Belastung mehr Randspalten zu finden (SK = 10,9%; S-DK = 5,2%). Die Werte für Artefakte blieben weitgehend unverändert (SK = 0,4%; S-DK = 0,0%; D-DK = 2,6%). Die Quellung verschlechterte sich nur, wie schon erwähnt im Dentin, während sie im Schmelz annähernd gleich blieb (SK = 2,9%; S-DK = 0,0%).

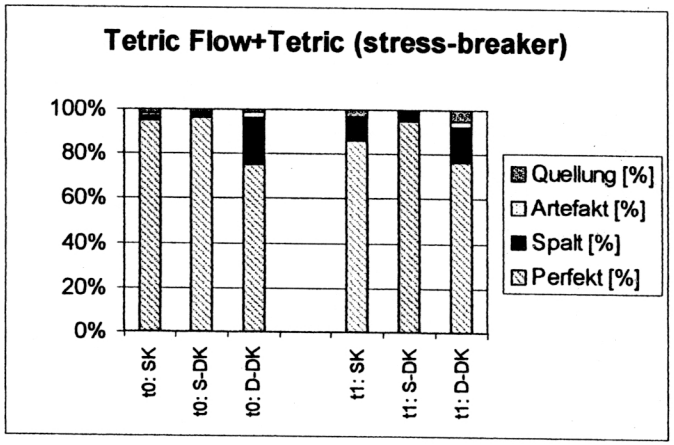

Abb. 5.20: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 10 in den einzelnen Randabschnitten.

5.7.7 Gruppe 07: Tetric + Lichtmatrize

a) vor Belastung (Abb. 5.21):

Vor Belastung konnten hoch signifikante Unterschied für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt" festgestellt werden.

Der Anteil an perfektem Rand war im Randabschnitt SK und S-DK mit 93,1% bzw. 96,7% hoch signifikant häufiger vertreten als im Dentin mit 44,5%. Demgegenüber waren im Dentin mit 53,6% hoch signifikant mehr Randspalten als im Schmelz zu finden (SK = 6,0%; S-DK = 3,0%). Die Werte für das Kriterium „Artefakt" lagen zwischen 0,3% (S-DK) und 1,9% (D-DK). Eine Quellung stellte sich in keinem Randabschnitt dar.

b) nach Belastung (Abb. 5.21):
Nach Belastung zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschied für die Kriterien „Perfekt" und „Spalt".

Durch die Belastung sanken die Werte für „perfekten Rand" stark ab. Im Schmelz lagen sie nun nur noch bei 72,8% (SK) und 60,9% (S-DK) und im Dentin nur noch bei 24,5%. Im Dentin traten mit 72,9% signifikant mehr Randspalten auf als im Schmelz mit 25,7% (SK) und 38,6% (S-DK). Die Werte für das Kriterium Artefakt veränderten sich kaum (SK = 0,3%; S-DK = 0,5%; D-DK = 0,2%). Nach der Belastung konnte nun jedoch eine Quellung im Bereich SK zu 1,2% und im Bereich D-DK zu 2,4% festgestellt werden.

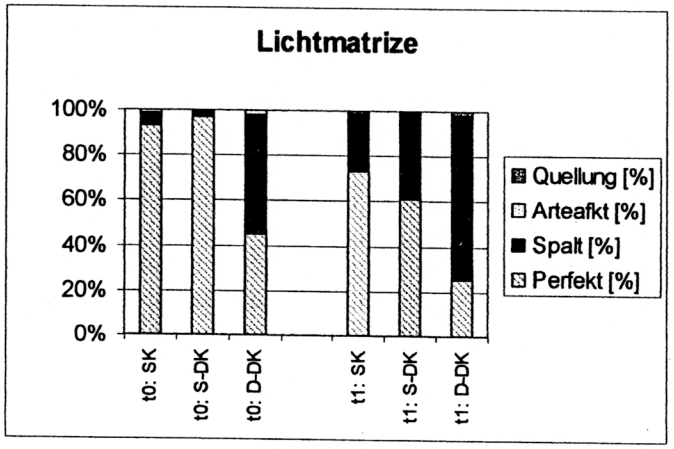

Abb. 5.21: Prozentuale Verteilung der Randkriterien der Gruppe 07 in den einzelnen Randabschnitten.

6 Diskussion

6.1 In-vitro-Untersuchung

Resultate von In-Vitro-Untersuchungen sind nie unmittelbar auf die klinische Situation übertragbar. Sie ermöglichen nur eine relative Einschätzung und geben einen Anhalt für die Beurteilung des Randschlussverhaltens von Füllungen [Hannig M., Bott B., 2000]. Trotzdem wurde bei der vorliegenden Studie darauf geachtet, die klinische Situation weitestgehend zu imitieren.

6.1.1. Material und Methode

6.1.1.1 Kavitätenpräparation

Bei Kompositfüllungen kann auf eine makromechanische Retensions- und Widerstandsform verzichtet werden [Buonocore M.G., 1955]. Kavitäten mit abgerundeten Ecken in der approximalen Extension lieferten eine bessere marginale Adaptation als Kavitäten mit einer rechtwinkligen approximalen Extension [Douvitsas G., 1991; Lutz F. et al., 1985]. Dementsprechend wurden die MOD-Kavitäten in vorliegender Sudie präpariert. Idealerweise sollte der Kavitätenrand allseits von Schmelz begrenzt sein [Stellungnahme der DGZMK; Hugo B. et al., 1992]. Bei der Präparation im approximalen Bereich werden dabei jedoch die Schmelzprismen nicht quer, sondern längs zur Prismenachse getroffen. Daraus resultiert aber ein ungenügend retentives Ätzmuster und somit geringere Retention des Kompositmaterials [Crawford P.J.M. et al., 1987]. Von vielen Autoren wird daher eine Anschrägung des Kavitätenrandes empfohlen [Hugo B. et al., 1992; Lösche G.M. et al., 1993; Dietschi D. et al., 1995]. Im approximalen Bereich ist es jedoch sehr schwierig eine kontrollierte Anschrägung zu erzielen. Außerdem ist im zervikalen Bereich oft nur wenig Schmelz vorhanden. *Hickel et al.* konnten 1992 in

einer Studie zeigen, dass sich bei Adhäsivinlays ohne Anschrägung die Randqualität nicht verschlechterte. In der vorliegenden Studie wurde auf eine Anschrägung ebenfalls verzichtet.

In der Realität läßt sich meist auch keine allseits schmelzbegrenzte Kavität verwirklichen, da gerade im Approximalbereich die kariöse Läsion bis zur Schmelz-Zement-Grenze bzw. darüber hinaus reicht, oder eine bereits vorhandene Amalgamfüllung mit entsprechender Ausdehnung ersetzt werden soll [Brännström M. et al., 1984]. Um den Einfluss der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin auf die Randqualität beurteilen zu können, wurden in dieser Studie bei allen Kavitäten zwei Extensionen präpariert. Eine davon lag 1 - 1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze, die Andere befand sich dentinbegrenzt 1,5 - 2 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze.

6.1.1.2 Fülltechnik und Polymerisation

Die Polymerisationsreaktion der Komposite bewirkt eine Volumenreduktion mit daraus resultierender Randspaltbildung. Um das Ausmaß der Schrumpfung zu verringern, hat sich die schichtweise Applikation des Kompositmaterials bewährt. Hierdurch kompensiert die nachfolgende Schicht die Schrumpfung der vorausgegangen Schicht [Hickel R. et al., 1994; Eakle W.S., Ito R.K., 1990; Krejci I. et al., 1986; Krejci I. et al., 1987]. Die Dicke der einzelnen Schicht sollte höchstens 2 mm betragen, um eine ausreichende Aushärtung zu garantieren [Hellwig E. et al., 1991]. Aus diesen Gründen wurden die Kavitäten dieser Studie in der approximalen Extension mit horizontalen Schichten und im Isthmusbereich mit schräg verlaufenden Schichten gefüllt.

Eine andere Möglichkeit die Polymerisationsschrumpfung zu minimieren besteht im Einsatz von Inserts. Diese industriell vorgefertigten Megafüllkörper füllen die Kavität bis zu ca. 80% aus. Das Volumen des Komposit wird damit auf 20% reduziert [Stachnis V., Pust M., 1996]. In Gruppe 06 wurden daher SonicSys-Inserts in beide approximale Extensionen eingesetzt.

Seit kurzem wird auch eine Verbesserung der marginalen Adapation durch den Einsatz von fliessfähigen Kompositen als Liner disskutiert. Durch ihren geringeren E-Modul tragen sie an der Grenzfläche Dentin/Komposit zu einer Relaxation polymerisationsbedingter Spannungen bei [Hannig M., Bott B., 2000; Uno S., Finger W.J., 1995]. Um den Einfluss von Tetric Flow auf die Randqualität zu überprüfen wurden die Kavitäten der Gruppe 05 nur mit Tetric Flow gefüllt. In Gruppe 10 wurde Tetric Flow als „stress-breaker" appliziert und die Kavitäten dann mit Tetric in der zuvor beschriebenen Inkrementtechnik restauriert.

Die mit der Polymerisation assoziierte Schrumpfung zeigt einen Schrumpfungsvektor in Richtung der Lichtquelle. Krejci empfiehlt deshalb ein Lichthärteverfahren mit Leuchtkeilen, um auch zervikal eine möglichst gute marginale Adaptation zu erzielen [Krejci I. et al., 1987]. In den meisten Praxen werden jedoch auf diese teuren Leuchtkeile verzichtet und außerdem Stahlmatrizen benutzt. Um diese realitätsnahe Situation nachzuahmen, wurden alle Füllungen, bis auf Gruppe 07, mit Stahlmatrize gelegt. Die Polymerisation jeder Schicht erfolgte für 40 s nur von okklusal.

6.1.1.3 Ausarbeitung und Politur

Die Ausarbeitung und Politur der approximalen Füllungsflächen erfolgte unter direkter Sicht, um Überschüsse, die die rasterelektronenmikroskopische Auswertung erschweren, vollständig zu entfernen [Hannig M., Bott B., 2000]. Hieraus erklärt sich auch der vernachlässigbar geringe Anteil des Kriteriums „Überschuss" in dieser Studie. Der Ausarbeitung dienten feine Finierdiamanten unter Wasserkühlung. Zur Politur von Kompositfüllungen werden flexible aluminiumoxidbeschichtete Scheibchen empfohlen. Sie gewährleisten eine effektive Glättung des Füllmaterials durch gleichmäßigen Abtrag von organischer Matrix und anorganischen Füllkörpern [Chen R.C.S., Chan D.C.N., 1988].

6.1.1.4 Feuchtigkeitslagerung

Bei Kompositen erfolgt eine Wasseraufnahme durch Diffusion in die organische Matrix. Der Grad der Wasseraufnahme hängt dabei vom Füllkörperanteil, Füllkörpertyp und der Verbindung von Füllkörper und Matrix ab [Braden M., Clarke A.J., 1984; Fan P.L. et al., 1985; Oysaed H., Ruyter I.E., 1986; Feilzer A.J. et al., 1990]. Diese hygroskopische Expansion kann den von der Polymerisationsschrumpfung herrührenden Volumenverlust teilweise kompensieren [Torstensen B., Brännström M., 1988]. Um also Überlagerungsphänomene mit der anschließenden thermischen und mechanischen Belastung auszuschließen, wurden die Zähne nach der Politur für 24 Stunden in Ringerlösung gelagert.

6.1.1.5 Thermische und mechanische Belastung

Die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Komposit und Zahnhartsubstanz führen bei Temperaturschwankungen zu Spannungen an der Verbundzone Zahnhartsubstanz/Restauration [Wendt S.I et al., 1992; Schuckar M., Geurtsen W., 1995]. Wie in einigen Studien gezeigt werden konnte, kommt es dadurch besonders im dentinbegrenzten Bereich zur Entstehung von Randspalten [Stratmann R.G., Donly K.J., 1991; Mandras R.S. et al., 1991; Schuckar M., Geurtsen W., 1995]. Auch wenn einige Autoren keinen Einfluss auf die Randqualität feststellen konnten, sollte eine Materialprüfung die thermische Wechselbelastung beinhalten [Eakle W.S., 1986; Wendt S.I. et al., 1992]. Die Thermowechselbelastung ist ein In-vitro-Prozess, bei dem die Versuchszähne Extremtemperaturen ausgesetzt werden, die der Mundhöhle vergleichbar sind [Wendt S.I. et al., 1992]. In der Literatur am häufigsten zu finden ist dabei eine 30sekündige Verweildauer der Proben in 5°C kaltem, bzw. 55°C warem Wasser bei einer Zyklenzahl von 2000 [Blunck U., 1988; Haller B. et al., 1993; Kunzelmann K.-H., 1996].

Berücksichtigt werden sollte auch die Kaubelastung. So führt eine axiale Last auf einen extrahierten Zahn zu einer Kavitätendeformation von 0,1 - 1,0 µm/kg. Diese Formveränderung kann das Ablösen des Komposits von der Zahnhartsubstanz

bewirken [Jörgensen K.D. et al., 1976; Raadal M., 1979; Qvist V., 1983]. Computergesteuerte Kausimulatoren dienen bei In-vitro-Studien einer wirklichkeitsgetreuen Imitation der Kaubelastungskomponente [Krejci I. et al., 1990; Kunzelmann K.-H., 1996]. Die Versuchszähne waren in acht voneinader unabhängigen Prüfkammern über eine Metallhalterung auf beweglichen Hartgummisockeln gelagert. Diese Puffer erlauben geringe laterale Abgleitbewegungen der Proben und eine Dämpfung der okklusalen Belastung, was der ligamentären Aufhängung der Zähne im Parodontium entspricht [Krejci I. et al., 1990; Kunzelmann K.-H., 1996]. Als standardisierte Antagonisten wurden Steatitkugeln mit 3 mm Durchmesser verwendet, die hinsichtlich der Parameter Härte und Abrasionsbeständigkeit mit Zahnschmelz vergleichbar sind [Wassel R.W. et al., 1991; Fang H. et al., 1993]. Um den Einfluss der Reihenfolge der Belastung auf die Randqualität zu überprüfen wurden die Zähne der Gruppe 01 zuerst einer Thermowechsellast und dann der Kausimulation unterworfen, während es bei den Zähnen der Gruppe 02 genau umgekehrt war. In Gruppe 03 erfolgte eine simultane thermische und mechanische Belastung.

6.1.1.6 Replikatechnik und Randanalyse

Es stehen unterschiedliche Methoden zur Beurteilung der Randqualität von Restaurationen zur Verfügung. Zu den funktionellen Verfahren gehören Penetrationstests mit Farbstoffen oder Isotopen, Beizen mit Silbernitrat, Perkolations- oder bakteriologische Tests [Roulet J.F., 1987; Roulet J.F., 1994; Schaller et al., 1988]. Sie eignen sich allerdings nur für In-vitro-Studien, können nur einmal angewandt werden und ermöglichen deshalb keine Beurteilung bei Langzeitstudien [Roulet J.F., 1987].

Zu den morphologischen Untersuchungsmethoden gehören visuelle und taktile klinische Verfahren, sowie die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop. Letztere hat sich zur Analyse von adhäsiven Restaurationen bewährt [Dietschi et al., 1995; Friedl et al., 1997; Krejci et al., 1996;

Kunzelmann et al., 1993; Lösche A.C. et al., 1996]. Die Abformgenauigkeit des Polyäthers, sowie die Zeichnungsgenauigkeit des Epoxidharzes als Basismaterial für die Replikas ermöglichen genaue und reproduzierbare Messungen [Roulet J.F., 1987a, 1987b; Roulet J.F. et al., 1989]. Da es sich um ein indirektes Verfahren handelt werden die Orginalproben nicht belastet und können mehrmals untersucht werden. Die quantitative Randanalyse eignet sich auch für In-vivo-Studien und zur Verlaufsbeurteilung bei Longitudinalstudien [Roulet J.F., 1987a, 1987b].

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Replikas bei 200facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop ausgewertet. Mit der Software „Quanti-Gap" ließen sich auf dem Bildschirm exakte Streckenlängen markieren und einem bestimmten Bewertungskriterium zuordnen. Die Randanalyse erfolgte getrennt für schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsrand. Die Daten wurden mit SPSS für Windows 10.0 ausgewertet. Ermittelt wurden die prozentualen Anteile der einzelnen Kriterien in Bezug auf die gesamte Füllungsrandlänge. Die Prozentsätze wurden dann statistisch weiterverarbeitet. Wie in der Literatur beschrieben sind auch bei geringer Probenzahl genaue Aussagen möglich [Blunck U., 1989].

6.1.2 Ergebnisse

6.1.2.1 Einfluss der Reihenfolge der Belastung auf die Randqualität

Bei Kompositfüllungen wird nicht nur eine initiale, sondern auch dauerhaft perfekte marginale Adaptation gefordert, da eine sekundäre Spaltabdichtung durch Korrosionsprodukte wie beim Amalgam fehlt [Krejci I. et al., 1986].

Der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient von Komposit und Zahnhartsubstanz führt jedoch bei Erwärmung zum Lösen des adhäsiven Verbundes am Übergang Füllung/Zahn [Kunzelmann K.-H. et al., 1993]. Auch eine okklusale Druckbelastung kann die marginale Adaptation beeinträchtigen. Eine axiale Last führt zu einer Kavitätendeformation von 0,1 - 1,0 µm/kg. Diese Formveränderung kann das Ablösen des Komposits bewirken [Jörgensen K.D. et al., 1976; Raadal M. et

al., 1979; Qvist V. et al., 1983]. Um diese Faktoren zu berücksichtigen werden bei In-vitro-Studien die Proben einer Thermowechsellast und Kausimulation unterworfen. Die Art bzw. Reihenfolge der Belastung ist dabei jedoch in den einzelnen Studien unterschiedlich. So werden reine Thermowechselbelastungen, zeitlich voneinander getrennte Thermowechselbelastung und Kausimulation, und simultane Thermowechselbelastung und Kausimulation durchgeführt [Kunzelmann K.-H. et al., 1993; Stewart G.P. et al., 1986; Davidson C.L. et al., 1993; Wendt S.I. et al., 1992; Schuckar M. et al., 1995; Manhardt J., 1996]. Es stellt sich also die Frage, ob die Resultate der verschiedenen Studien miteinander verglichen werden können.

In vielen Sudien konnte gezeigt werden, dass eine thermische und mechanische Belastung zur Bildung von Randspalten führt [Stratmann R.G. et al, 1991; Lundin S.-A. et al., 1991; Erickson J., Jensen M.E., 1986; Mandras R.S. et al., 1991]. Andere Autoren konnten keine Verschlechterung der Randqualität durch die Belastung feststellen [Darbyshire P.A. et al., 1988; Munksgaard E.C. et al., 1985; Stewart G.P. et al., 1986]. Diese Diskrepanz könnte auf die unterschiedlichen Materialien, Applikationstechniken, Art und Reihenfolge der Belastung und der Lokalisation des Füllungsrandes zurückzuführen sein [Davidson C.L. et al., 1993].

In der vorliegenden Studie wurden deshalb in den Gruppen 01 – 03 alle Füllungen unter den gleichen Bedingungen gelegt. Vor Belastung waren dadurch weder im Schmelz noch im Dentin signifikante Unterschiede für die einzelnen Bewertungskriterien vorhanden. Durch die thermische und mechanische Belastung sanken im Schmelzbereich in den Gruppen 01 und 02, bei denen die Belastung zeitlich getrennt erfolgte, die Anteile an perfektem Rand ab und lagen bei 86 % (G01) und 85% (G02). Die Spaltbildung war nur geringfügig. In Gruppe 03 (simultane thermische und mechanische Belastung) jedoch kam es im Schmelz zu einem Anstieg des Anteils an perfektem Rand. Ursache dafür ist die Abnahme des Kriteriums „Artefakt".

Im Dentinbereich bestand bereits ein initial geringerer Anteil an perfektem Rand. Die Werte lagen zwischen 51% (G01) und 64% (G02). Durch die Belastung kam es im Dentin in allen Gruppen zu einer leichten Verbesserung der Randqualität. In Gruppe 03 trat eine signifikant höhere Quellung auf als in den beiden anderen Gruppen.

In Bezug auf die Kriterien „perfekter Rand" und „Spalt" scheint also die Reihenfolge der Belastung keinen Einfluss zu haben. Die Verbesserung der Randsituation durch Belastung im Dentin kann auf Quellungen zurückzuführen sein, die im REM primär nicht immer als Quellung identifiziert werden können [Thonemann B. et al., 1995]. Bereits andere Autoren beobachteten Kunststoffausquellungen an der Grenzfläche zwischen Komposit und Dentin [Kemp-Scholte C.M. et al., 1989; Kunzelmann K.-H. et al., 1993]. Die Enstehung von Quellungen in Gruppe 03 wurde möglicherweise durch die gleichzeitige thermische und mechanische Belastung begünstigt oder in Gruppe 01 und 02 wurde der Füllungsrand fälschlicherweise als „perfekt" interpretiert. Langfristig gesehen kann die Wasseraufnahme aber durch hydrolytische Degradationsprozesse zu einer Spaltbildung führen [Haller B. et al., 1993; Kemp-Scholte C.M. et al.].

6.1.2.2 Einfluss der Matrize auf die Randqualität

Zur Gestaltung eines Approximalkontaktes bei Klasse-II-Kavitäten ist eine Matrize notwendig [Dörfer C., 1998]. Damit die Schrumpfungsvektoren bei der Polymerisation zum zervikalen Füllungsrand weisen wurde von Krejci die Kombination von Kunststoffmatrize mit Leuchtkeilen empfohlen [Krejci I. et al., 1986]. Da diese Matrizen jedoch nicht verformbar und relativ dick sind, ist es oft schwierig einen ausreichend starken und anatomisch bauchigen Approximalkontakt zu erhalten. Metallmatrizen sind in dieser Beziehung wesentlich einfacher handzuhaben.

In der vorliegenden Studie wurde vor Belastung mit beiden Matrizenarten im Schmelz perfekte Füllungsränder zu 90,3% (Stahlmatrize) und zu 93,1% (Lichtmatrize) erzielt. Im Dentin lag der Anteil an perfektem Rand bei 50,2%

(Stahlmatrize) bzw. 44,5% (Lichtmatrize). Die beiden Gruppen unterschieden sich vor Belastung also nicht signifikant voneinander. Durch die thermische und mechanische Belastung kam es jedoch bei der Gruppe mit Lichtmatrize zu einer deutlichen Zunahme an Randspalten sowohl im Schmelz (25,7%) als auch im Dentin (72,9%), während sich bei der Gruppe mit Stahlmatrize die Randsituation kaum änderte. Hier traten im Schmelz nur zu 4,2% ein Spalt auf und im Dentin zu 37,1%.
Auch *Kays et al.* 1991, *Neiva et al.* 1998 und *Dietrich et al.*1999 erzielten mit Metallmatrizen eine bessere marginale Adaptation. Zurückzuführen ist dies vermutlich auf die reflektierende Wirkung des Metalls [Kays B.T. et al., 1991]. In den genannten Studien wurden die Füllungsränder nur nach Belastung ausgewertet. Es ist also leider nicht nachvollziehbar, ob auch hier die Spaltbildung erst durch die Belastung entstanden ist.

6.1.2.3 Vergleich verschiedener Dentinadhäsive

In der vorliegenden Studie sollten unter anderem verschiedene Ein- und Mehrflaschenadhäsive des gleichen Herstellers miteinander verglichen werden. Um bei der Beurteilung der Adhäsive Überlagerungen durch unterschiedliche Polymerisationsschrumpfung, thermische Expansionskoeffizienten und Elastizitätsmoduli des Kompositmaterials auszuschließen, wurde immer das Komposit Tetric verwendet.
In zahlreichen In-vitro-Studien konnten bei zirkulär schmelzbegrenzten Klasse-II-Kavitäten, auch unter Belastungsbedingung, akzeptable Kompositfüllungen erzielt werden [Hannig M. et al., 2000; Swift E.J. et al., 1995]. Auch in der vorliegenden Untersuchung zeigten die Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Randanalyse für den schmelzbegrenzten approximalen Bereich eine relativ gute marginale Adaptation. Vor Belastung erwies sich dabei Syntac Sprint mit 98% „perfektem Rand" als signifikant besser als das Mehrkomponentensystem Syntac Classic mit 88% „perfektem Rand". Durch Thermowechsellast und Kausimulation verschlechterte sich die Randqualität geringfügig. Die Werte lagen nun zwischen

85,2% (S.Classic) und 93,6% (S.Sprint). Für die verschiedenen Dentinadhäsive waren nach Belastung keine signifikanten Unterschiede zu finden.
Auch unter Verwendung moderner Adhäsivsysteme besteht nach wie vor das Problem in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten randspaltfreie Füllungen zu erreichen [Hannig M. et al., 1995; Santini A. et al., 1999; Manhart J. et al., 2000]. In vorliegender Studie schnitten ebenfalls alle Adhäsive im dentinbegrenzten Bereich schlechter ab. Ein perfekter Randschluss war vor Belastung nur zu 46,7% (S.Classic) bis 74% (S.Sprint) zu beobachten. Die thermische und mechanische Belastung bewirkte eine leichte Verbesserung des Anteils an perfektem Rand. Dies liegt möglicherweise an einer Quellung am Übergang Komposit/ Dentin wie unter 6.1.2.1 beschrieben.
Obwohl sich die Mittelwerte zum Teil um deutliche Prozentanteile unterschieden, konnte nach Belastung zwischen den Adhäsiven kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden, was an der großen Streuung der Werte liegt. Das wiederum weist daraufhin, dass die Randqualität stark von der Verarbeitung abhängig ist.
Der Unterschied der getesteten Adhäsive besteht nicht nur darin, dass es sich um Ein- und Mehrflaschenadhäsive handelt, sondern auch in den Lösungsmitteln. So ist der Primer des Mehrkomponentensystems Syntac Classic in Aceton gelöst, Syntac Single-Component in Wasser und Syntac Sprint in einem Aceton/Wasser-Gemisch.
Welches Lösungsmittel bevorzugt werden sollte hängt vom Feuchtigkeitszustand des Dentins ab. Der Vorteil von Aceton besteht darin, dass es die Wassermoleküle im Kollagennetzwerk verdrängt und die Oberflächenspannung des Wassers auf der Dentinoberfläche herabsetzt und dadurch die Penetration der Monomermoleküle in das Netzwerk erleichtert. Bleiben Wassermoleküle im Netzwerk zurück, so wird die Polymerisation des Adhäsivs negativ beeinflußt, da die Wassermoleküle mit den Monomeren um Platz konkurieren. [Jacobsen T. et al., 1995; Kanca J. et al., 1992; Tay F.R. et al., 1996]. Die Lösungsmittelmoleküle werden mit dem Luftbläser verdampft, so dass nur die aktiven Monomere zurückbleiben [van Meerbeek et al.,

1998]. Dies könnte die Ursache der mangelnden Randqualität des wasserbasierten Syntac Single-Component erklären (50% perfekter Rand).

Andererseits scheint Aceton techniksensitiver in Bezug auf die Feuchtigkeit der Dentinoberfläche zu sein. Wurde die Dentinoberfläche nach dem Ätzvorgang zu stark getrocknet, so kollabierte das Kollagenfasernetz und die Monomere wurden in ihrer Infiltration behindert. Wasserbasierte Adhäsive besitzen in diesem Fall den Vorteil durch Rehydratation das Netzwerk wieder aufzurichten [van Meerbeek et al., 1998; Perdigao J., 1999]. In der vorliegenden Studie wurden alle Adhäsive auf eine feuchte Dentinoberfläche (moist-bonding) aufgetragen. Im dentinbegrenzten Bereich erzielte Syntac Sprint auf Aceton/Wasser-Basis mit 80% „perfektem Rand" eine bessere Randqualität als Syntac Classic auf reiner Acetonbasis mit 65%.*Santini et al.* kamen 1999 zu dem gleichen Ergebnis. Syntac Sprint scheint durch sein Aceton/Wasser-Gemisch unterschiedliche Oberflächenfeuchtigkeiten besser auszugleichen als die beiden anderen Adhäsive und ist somit weniger empfindlich gegenüber zu trockenem oder zu feuchtem Dentin.

6.1.2.4 Vergleich verschiedener Fülltechniken

In vorliegender Studie sollte der Einfluss verschiedener Fülltechniken auf die marginale Adaptation untersucht werden. Um dem Volumenverlust des Komposits infolge der Polymerisationsschrumpfung entgegen zu wirken, wird das Material portionsweise in die Kavität eingebracht und lichtgehärtet. Eine Schichtdicke sollte dabei maximal 2 mm sein, damit eine ausreichende Aushärtung gewährleistet ist [Hellwig et al., 1991]. Aber auch diese Inkrementtechnik kann, besonders in dentinbegrenzten Kavitäten, eine Randspaltbildung nicht verhindern [Eakle et al., 1990; Hansen E.K., 1986; Hinoura K. et al., 1988; Catafamo S. et al., 1987; Lutz F. et al., 1985]. Auch in der vorliegenden Untersuchung wurde mit der Inkrementtechnik im dentinbegrenzten Bereich nur zu 50,2% ein perfekter Rand erzielt.

Ein anderes Konzept die marginale Adapation zu verbessern besteht im Einsatz von fliessfähigen Kompositen. Die niedrige Viskosität dieser Materialien wird durch

einen geringeren Füllköperanteil erreicht. Daraus resultiert jedoch eine geringere Biege- , Zug- und Druckfestigkeit als bei Hybridkompositen. In Klasse-I und II-Kavitäten mit hoher Belastung sollten sie deshalb als alleiniges Füllmaterial nicht benutzt werden [Bayne et al., 1998]. Aufgrund der geringen Viskosität und guten Benetzbarkeit von Oberflächen eignen sie sich vielmehr als Liner. Bereits in den 80er Jahren wurden von *Krejci et al.* Glasionomerzemente als Liner empfohlen, die wegen ihrer Elastizität als „stress-breaker" fungieren und belastungsinduzierte Kräfte abfangen. In einer Studie von *Payne* (1999) konnte mit „flowable" Kompositen eine noch bessere marginale Integrität erzielt werden als mit Glasionomerzementen. Der nierdrige E-Modul dieser Matrialien führt zu einer Relaxation polymerisationsbedingter Spannungen an der Grenzfläche Komposit/Dentin [Bott B. et al., 1997; Haller B. et al., 1998; Ikemi T. et al., 1994; Uno S. et al., 1995; Swift E. J. Jr. et al., 1996]. In vorliegender Studie wurde im Schmelzbereich mit Tetric Flow als alleinigem Füllmaterial (G 05) und als Liner (G 10) ein perfekter Rand von 97,4% bzw. 96,2% erzielt. Im dentinbegrenzten Bereich konnte mit Tetric Flow eine bessere marginale Adapation erreicht werden als mit Tetric/Inkrementtechnik (G04). Ein perfekter Randschluss war zu 78% (G05) bzw. 75% (G10) zu finden. Diese Ergebnisse stimmen mit anderen Studien überein [Frankenberger R. et al., 1999; Ferdiniakis K., 1998]. Durch die thermische und mechanische Belastung sank im schmelzbegrenzten Bereich der Anteil an perfektem Rand deutlich ab, wenn Tetric Flow als alleiniges Füllmaterial verwendet wurde. Dies bestätigt die oben beschriebene geringe Belastungsstabiltät. Als Liner können fliessfähige Komposite kaubelastungsinduzierte Kräfte besser abpuffern [Davidson C.L., 1993; Hannig M. et al., 2000]. Deshalb entstanden durch die Belastung bei Gruppe 10 kaum Randspalten. Am dentinbegrenzten Füllungsrand verschlechterte sich die marginale Integrität weder in Gruppe 05 (nur T. Flow) noch in Gruppe 10 (T.Flow als stress-breaker). Ursache dafür ist vermutlich der geringe Füllkörperanteil, der die hygroskopische Expansion begünstigt und somit den Randschluss verbessert [Torstensen B. et al., 1988; Hansen E.K. et al., 1989].

Der größte Anteil an perfektem Rand konnte sowohl im Schmelz (100%) als auch im Dentin (89,5%) bei Einsatz von SonicSys-Inserts erzielt werden. Auch bei*Dietschi et al.* (1998) war die marginale Adaptation bei Füllungen mit Inserts derjenigen mit Inkrementtechnik überlegen. Durch das Insert wird das Kompositvolumen in der Kavität auf bis zu 20% reduziert [Stachniss V. et al., 1995]. Die Funktion des Komposits reduziert sich auf die eines Fügewerkstoffs zwischen Keramik und Zahnhartsubstanz [Haas M. et al., 1992]. Vorteil des SonicSys-Systems ist die Formkongruenz zwischen Insert und Präparationsaufsatz. Zudem sind die SonicSys approx Spitzen nur auf der Arbeitsfläche diamantiert, was eine Bearbeitung des Approxiamlraumes unter Kontakt zum Nachbarzahn ermöglicht [Hugo B., 1996]. Durch den keramischen Formkörper wird das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung verringert. Außerdem werden die thermischen Expansionskoeffizienten von Füllung und Zahnhartsubstanz einander angenähert [Bott B. et al., 1994; Hickel R., 1997; Schuckar M. et al., 1995; Roulet J.-F., 1994]. Im schmelzbegrenzten Kavitätenbereich erwiesen sich auch in dieser Studie die SonicSys-Inserts als belastungsstabil. Nach thermischer und mechanischer Belastung war im Dentin jedoch nur noch zu 68% ein perfekter Randschluss vorhanden. Damit erwiesen sich die Füllungen mit Inserts geringfügig schlechter als mit Tetric Flow. Berücksichtigt werden muss aber, dass die gute Randqualität bei Tetric Flow eventuell auf der hygroskopischen Expansion des Materials beruht.

6.1.2.5 Lokalisation des Füllungsrandes

Entscheidenden Einfluss auf die marginale Adapatation hatte die Lage des Füllungsrandes im Zahn. Die Auswertung mit dem Rasterelektronenmikroskop und der Software „Quantigap" ermöglicht eine getrennte Bewertung einzelner Randabschnitte [Roulet J.-F., 1987].

In den schmelzbegrenzten Randabschnitten SK und S-DK waren vor Belastung signifikant mehr Anteile an perfektem Rand zu beobachten als im dentinbegrenzten Bereich DK. Durch die thermische und mechanische Belastung verbesserte sich die

marginale Integrität aber am dentinbegrenzten Füllungsrand, während im Schmelzbereich der Anteil an perfektem Rand geringfügig absank. Zurückzuführen ist dies vermutlich auf Kunststoffausquellungen an der Grenzfläche Dentin/Komposit, die bei der Bewertung fälschlicherweise als „perfekter Rand" identifiziert worden waren. Diese Quellungen zeigten eine positive Assoziation mit dem Auftreten von Randspalten. *Kemp-Scholte* und *Davidson (1989)* beobachteten diese Volumenzunahme des Komposits durch hygroskopische Expansion nur an denjenigen Randabschnitten, die initial, d.h. nach Legen der Füllung, Randspalten aufgewiesen hatten. Erst mit zunehmendem Alterungsprozess und hydrolytischer Degeneration des Kunststoffes kommt es zu einer, auch im Rasterelektronenmikroskop, diagnostizierbaren Spaltbildung [Thonemann B., 1995].

Obwohl die modernen Dentinadhäsive bei Prüfungen der Verbundfestigkeit im Labor Haftwerte von 24 bis zu über 30 MPa erreichen [Haller B., 1994], liefern diese Ergebnisse aber nur eine geringe Aussagekraft über die klinische Leistungsfähigkeit bezüglich der Randqualität, da sie die Geometrie und Randverhältnisse der Kavität, die Mikromorphologie der Dentinoberfläche an unterschiedlichen Kavitätenabschnitten und den Einfluss der Polymerisationsschrumpfung nicht klinisch relevant berücksichtigen [Krejci et al., 1994; Swift et al., 1995].

Sowohl im schmelz-, als auch im dentinbegrenzten Bereich, traten Randspalten vor allem am Übergang der senkrechten approximalen Kastenwände zum horizontalen Kastenboden, sowie entlang des Kastenbodens, auf. Bedingt durch die Polymerisation von okklusal entwickeln sich Spannungen an den weiter von der Lichtquelle entfernten Kompositanteilen, also am Füllungsrand [Lutz F. et al., 1986]. Übersteigen diese Spannungen die adhäsive Verbundfestigkeit, so kommt es zur Ausbildung von Randspalten.

Aber auch aus mathematischen Gründen ist die durchschnittliche Randqualität in den Dentinanteilen der dentinbegrenzten Kästen schlechter. Zum Einen ist der Dentinanteil im Vergleich zum Schmelzanteil der Kavität an sich schon kleiner. Zum Anderen nimmt der Anteil des Kastenbodens, an dem vermehrt Spalten auftreten, an

der Gesamtlänge des dentinbegrenzten Füllungsrandes einen höheren Teil ein, als der entsprechende Wert im Schmelzkasten.

6.2 Schlußfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden In-vitro-Studie lassen sich folgende Schlußfolgerungen hinsichtlich der marginalen Adapatation von direkten Klasse-II-Komposit-Restaurationen mit zervikalen Kavitätenrändern im Schmelz und Dentin ableiten:

Die Reihenfolge von thermischer und mechanischer Belastung hat keinen Einfluss auf die Randqualität. Im Dentin war zwar das Kriterium „Quellung" bei simultaner Belastung signifikant häufiger zu verzeichnen. Dies kann aber auf einen fälschlicherweise als „perfekt" identifizierten Füllungsrand bei getrennter Belastung zurückzuführen sein.
Mit einer Metallmatrize lassen sich in schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten belastungsstabilere Kompositfüllungen erzielen als mit Lichtmatrize.

Mit dem Einflaschenadhäsiv Syntac Sprint konnte sowohl im Schmelz als auch im Dentin die beste marginale Adaptation erreicht werden. Das bedeutet nicht, dass Einkomponentensysteme grundsätzlich besser sind als Mehrkomponentensysteme, da zwischen Syntac Classic und Syntac Single-Component keine signifikanten Unterschiede bestanden. Vielmehr scheint es auf das Lösungsmittel des Adhäsivs anzukommen. Ein Aceton/Wasser-Gemisch ist unterschiedlichen Dentinfeuchtigkeitszuständen gegenüber weniger empfindlich als rein wasser- oder acetonbasierte Systeme.

Die Randspaltbildung in dentinbegrenzten Kavitäten läßt sich mit Inserts stark reduzieren. Auch mit fliessfähigen Kompositen als Liner kann eine bessere marginale Adaptation als mit der üblichen Inkrementtechnik erzielt werden.

Unabhängig von Material und Fülltechnik läßt sich aber nach wie vor das Problem der Randspaltbildung in dentinbegrenzten Kavitäten nicht befriedigend lösen.

Bei der Interpretation der Resultate gilt es zu berücksichtigen, dass die In-vitro-Testung der Adhäsive und Fülltechniken an kariesfreien Zähnen ohne Simulation des Pulpainnendruckes erfolgte. Der unter klinischen Bedingungen herrschende Ausfluss von Dentinliquor kann die Effektivität der Materialien negativ beeinträchtigen.

7 Zusammenfassung

Die Suche nach einem geeigneten Füllungsmaterial als Amalgamersatz führte in den letzten Jahren zu einem rasanten Fortschritt in der Adhäsivtechnologie. Infolge der Polymerisationsschrumpfung und unterschiedlicher thermischer Ausdehnungskoeffizienten ist es bisher auch mit modernen Produkten noch nicht gelungen in dentinbegrenzten Kavitäten eine randspaltfreie Kompositversorgung zu erreichen.

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden an 80 extrahierten Molaren bei Klasse-II-Kompositfüllungen das Randverhalten in Abhängigkeit verschiedener Adhäsive und Fülltechniken untersucht. Die Zähne wurden randomisiert auf zehn Gruppen verteilt (n=8) und standardisierte MOD-Kavitäten präpariert. Die zervikale Präparationsgrenze lag bei einer approximalen Extension 1 – 1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze und bei der anderen Extension 1 – 1,5 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze. Bei drei Gruppen wurden die Kavitäten mit einem der Adhäsive Synatc Classic, Syntac Single-Component und Syntac Sprint behandelt und mit Tetric gefüllt. In vier weiteren Gruppen wurden verschiedene Fülltechniken (Insert, Tetric Flow als Liner, nur Tetric Flow, Tetric in Inkrementtechnik) einander gegenübergestellt. Außerdem erfolgte ein Vergleich von Lichtmatrize und Stahlmatrize und deren Einfluss auf das Randverhalten. Nach Ausarbeitung und Politur wurden die Proben 24 h wassergelagert bei 37°C. Danach wurden sie einer Thermowechselbelastung (5°/55°C, 2000 Zyklen) und Kausimulation (50 N, 50000 Zyklen) unterzogen. Die vor und nach Belastung erstellten Epoxy-Replikas wurden im REM bei 200facher Vergrößerung mit Hilfe der qualitativen und quantitativen Randanalyse ausgewertet. Die statistische Analyse erfolgte mit der Software SPSS 10.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). Für die einzelnen Kriterien der Randanalyse wurden Mittelwerte und Standardabweichung – getrennt nach schmelz- und dentinbegrenzten Füllungsrändern – vor und nach den Belastungstests berechnet. Der

Vergleich zwischen den Untersuchungsgruppen wurde mit dem Kruskal-Wallis-H-Test und dem Mann-Whitney-U-Test hinsichtlich statistischer Unterschiede auf dem 5%-Niveau überprüft.

Die Resultate zeigen, dass bei den Dentinadhäsiven nicht die Anzahl der Komponenten für die Randqualität entscheidend ist, sondern das Lösungsmittel. Mit Syntac Sprint auf Aceton/Wasser-Basis konnte eine signifikant bessere marginale Integrität beobachtet werden als mit Syntac Classic auf reiner Acetonbasis.
Metallmatrizen führen zu belastungsstabileren Restaurationen als Lichtmatrizen.
Bei den Fülltechniken konnte im dentinbegrenzten Bereich die beste marginale Adapation mit Hilfe von Inserts erzielt werden. Auch Tetric Flow als Liner erwies sich gegenüber der üblichen Inkrementtechnik als erfolgreicher.
Trotz dieser neueren Materialien und Techniken konnte aber in dentinbegrenzten Kavitäten keine akzeptable, randspaltfreie Kompositrestauration erzielt werden.

8 Literatur

1. *Applequist E.A., Meiers J.C.*: Effect of bulk insertion, prepolymerized resin composite balls, and beta-quartz inserts on microleakage of Class V resin composite restorations, Quintessence Int 27:253-258, 1996
2. *Barkmeier W.W., Gwinnett A.J., Shaffer S.E.*: Effects of enamel etching on bond strength and morphology. J Clin Orthtod 19:36-38, 1985
3. *Barkmeier W.W., Shaffer S.E., Gwinnett A.J.*: Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. Oper Dent 11:111-116, 1986
4. *Bastos P.A.M., Retief D.H.*: Effects of etch duration on the shear bond strength of a microfiller composite resin to enamel, Am J Dent 1:151-157, 1988
5. *Bayne S.C., Thompson J.Y., Swift E.J. Jr., Stamatiades P.*: A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 129:567-577, 1998
6. *Beetzen von M.V., Nicander I., Sundstrom F.*: Microhardness and porosity of class II light-cured composite restorations cured with a transparent cone attached to the light-curing wand. Oper Dent 18:103-109, 1993
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. *Blumenthal L.M.*: Recent German developments in the field of dental resins. Fiat report No. 1185, Office of Military Government for Germany (U.S.), 1947
9. *Blunck U.*: Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositrändern im Dentin in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 43: 939 – 943,1988
10. *Blunck U.*: Vergleich zweier Kavitätenformen für die Prüfung der Wirksamkeit von Dentinhaftmitteln. Dtsch Zahnärztl Z 44: 513-516, 1989
11. *Bott B., Hannig M., Griemsmann S.*: „Sandwich"-Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Eine In-vitro-Untersuchung zum Randschlußverhalten. Dtsch Zahnärztl Z 52: 809, 1997
12. *Bott B., Hannig M.*: Optimizing class II composite resin esthetic restorations by use of ceramic inserts. J Esthet Dent 7:110, 1995
13. *Bott B.,Hannig M.*: Optimierung plastischer Kompositfüllungen durch Keramikinserts. Dtsch Zahnärztl Z 49:917-920, 1994

14. *Bowen R.L., George L.A., Marjenhoff W.A.*: Glass-ceramic inserts anticipated for megafilled composite restaurations. J Am Dent Assoc 122:71-75, 1991
15. *Bowen R.L.*: Adhesive bonding of various materials toward tooth tissues: VI Forces developing in direct filling materials during hardening. J Am Dent Assoc 74:439-445, 1967
16. *Braden M., Clarke R.L.*: Water absorption characteristics of dental microfine fillung materials. Biomat 5: 369, 1984
17. *Brännström M., Thorstenson B., Nordenvall K.J.*: The initial gap around large composite restorations in vitro: The effect of etching enamel walls. J Dent Res 63: 681 – 684, 1984
18. *Buonocore M.G.*: A simple methode of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 34: 849-853, 1955
19. *Burke F.J., McCaughey A.D.*: The four generations of dentin bonding. Am J Dent : 88-92, 1995
20. *Catafamo S., Chan D.C.N., Reinhardt J.W.*: Effects of bevelling and incremental filling on microleakage in class II restorations. J Dent Res 66 (special issue): 329 (abstr. no. 1783), 1987
21. *Chen R.C.S., Chan D.C.N.*: A quantitve study of finishing and polishing techniques for a composite. J Prosthet Dent 59: 292-297, 1988
22. *Cheung G.S.P.*: Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: A review of clinical techniques. J Prosthet Dent 63:286-288, 1990
23. *Coli P., Brännström M.*: The marginal adaptation of four different bonding agents in class II composite resin restorations applied in bulk or in two increments. Quintessence Int 24: 583-591, 1993
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., Chapman K.W.*: Reducing microleakage in Class II restorations: an in vitro study. Quintessence Int 25:781-785, 1994
26. *Crim G.A., Shay J.S.*: Effect of etchant time on microleakage. J Dent Child 54:339-340, 1987
27. *Crim G.A., Swartz M.L., Phillips R.W.*: Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dent 53:50-53, 1985
28. *Darbyshire P.A., Messer L.B., Douglas W.H.*: Microleakage in Class II Composite Restorations Bonded to Dentin Using Thermal and Load Cycling. J Dent Res 67: 585-587, 1988

29. *Davidson C.L., Feilzer A.J.*: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 25:435-440, 1997

30. *Davidson C.L., Gee de A.J.*: Relaxation of Polymerization Contraction Stresses by Flow in Dental Composites. J Dent Res 63: 146-148, 1984

31. *Davidson C.L.,Gee de A.J., Feilzer A.*: The competition between the Composite-Dentin Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress. J Dent Res 63:1396-1399, 1984

32. *Davidson Carel L., Abdalla Ali I.,BDS,MScD*: Effect of themal and mechanical load cycling on the marginal integrity of Class II resin composite restorations. Am J Dent : 39-42, 1993

33. *Dietrich Th., Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.-F.*: Marginal adaptation of direct composite and sandwich restorations in Class II cavities with cervical margins in dentine. J Dent 27:119-128, 1999

34. *Dietschi D., De Siebenthal G., Neveu-Rosenstand L., Holz J.*: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaption of resin composite Class II restorations: An in vitro evaluation. Quintessence Int 26:717-27, 1995

35. *Dietschi D., Herzfeld D.*: In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II resin composite restorations after thermal and occlusal stressing. Eur J Oral Sci 106: 1033-1042, 1998

36. *Dietschi D., Holz J.*: Die Qual der Wahl bei Seitenzahnfüllungen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1332-1335, 1990

37. *Dietschi D., Magne P., Holz J.*: Recent trends in esthetic restorations for posterior teeth. Quintessence Int 25:659-677, 1994

38. *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

39. *Donly K.J., Ellis R.K.*: Glass inserts: A New dimension in restorative dentistry. Am J Dent 2:21-24, 1989

40. *Donly K.J., Wild T.W., Bowen R.L., Jensen M.E.*: An in vitro Investigation of the Effects of Glass Inserts on the Effective Composite Resin Polymerization Shrinkage. J Dent Res 68: 1234-1237, 1989

41. *Donly K.J., Wild T.W., Jensen M.E.*: Posterior composite Class II restorations: in vitro comparison of preparation designs and restoration techniques. Dent Mater 6:88-93, 1990

42. *Donovan T., Kahn R.L.*: Restorative options for posterior teeth. J of California Dent Assoc 18:39-44, 1990

43. *Dörfer C., Schriever A.*: Die Gestaltung des approximalen Kontaktes bei adhäsiven Füllungssystemen im Seitenzahngebiet. Deutscher Zahnärztekalender:2-26, 1998

44. *Dörfer C., Steinhausen J.,Staehle H.J.*: Messung approximaler Kontaktstärken von Komposit- und Amalgamfüllungen im Seitenzahnbereich in vitro. Dtsch Zahnärtzl Z 51:335-338, 1996

45. *Douvitsas G.*: Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restoration. J Prosthet Dent 65: 475-479, 1991

46. *Eakle W.S., Ito R.K.*: Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. Quintessence Int 21:369-374, 1990

47. *Eakle W.S.*: Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. Dent Mater 2: 114-117, 1986

48. *Eberhard J., Dörfer C., Staehle H.J.*: Einfluß der Inserttechnik auf approximale Kontaktstärken bei Kompositrestaurationen invitro. Dtsch Zahnärztl Z 51:184-186, 1996

49. *Eick J.D, Wilko R.A., Anderson C.H., Sorensen S.E.*: Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. J Dent Res 49: 1359-1368, 1970

50. *Eick J.D., Robinson S.J., Byerly T.J.*: Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. Quintessence Int 24: 632-639, 1993

51. *Elhabashy A., Swift E.J. Jr.*: Bonding to etched, physiologically hydrated dentin. Am J Dent 7: 50-52, 1994

52. *Erickson J., Jensen M.E.*: Effect of pressure cycling on microleakage at composite restoration margins. J Dent Res 65: 825 (abstr. no. 895), 1986

53. *Ericson D.*: Reduction of cervical gaps in class II composite resin restorations. J Prosthet Dent 65:33-37, 1991

54. *Fan P.L., Edahl A., Leung R.L., Stanford J.W.*: Alternative interpretation of water sorption values of composite resin. J Dent Res 64: 78, 1985

55. *Fang H., Kunzelmann K.-H., Hickel R.,Petschelt A.*: Standardisierung des Antagonisten bei 2-Körper-Abriebsimulatoren. Dtsch Zahnärztl Z 48:481-483, 1993

56. *Feilzer A.J., Gee de A.J., Davidson C.L.*: Relaxation of Polymerization Contraction Shear Stress by Hygroscopic Expansion. J Dent Res 69: 36-39, 1990

57. *Feilzer A.J., Gee de C.J., Davidson C.L.*: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoratives. J Dent Res 66:1636-1639, 1987

58. *Ferdianakis K.*: Microleakage reduction from newer esthetic restorative materials in permanent molars. J Clin Pediatr Dent 22:221-229, 1998

59. *Ferrari M., Goracci G., Garcia-Godoy F.*: Bonding mechanism of three "one-bottle" systems to conditioned and unconditioned enamel and dentin. Am J Dent 10:224-230, 1997

60. *Flessa H.-P., Kunzelmann K.-H., Neubauer J., Hickel R.*: Randschluß zervikaler Füllungen bei verschiedenen Füllungstechniken. Dtsch Zahnärztl Z 49: 800-804, 1994

61. *Fletcher T.*: New plastic filling. Br J Dent Sci 14:514-516, 1871

62. *Franchi M., Breschi L.*: Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. Quintessence Int 25:431-435, 1995

63. *Frankenberger R., Krämer N., Ebert J.*: Total bonding of direct posterior composite restorations - one year results. J Dent Res 77: 1227, Abstr. Nr. 163, 1998

64. *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

65. *Frankenberger R., Krämer N., Pelka M., Petschelt A.*: Internal adaptation and overhang formation of direct class II resin composite restorations. Clin Oral Investig 3: 208-215, 1999

66. *Frankenberger R., Krämer N., Sindel J.*: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposite und Dentin-Kompomer. Dtsch Zahnärztl Z 51: 556-560, 1996

67. *Frankenberger R., Sindel J., Krämer N., Oberschachtsiek H., Petschelt A.*: Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbunds nach Total Etching. Dtsch Zahnärztl Z 53:697-700, 1998

68. *Friedl K.-H., Schmalz G., Hiller K.-A., Mortazavi F.*: Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid-ionomer/composite sandwich restorations. Oper Dent 22: 21-29, 1997

69. *Fröhlich M., Schneider H., Merte K.*: Oberflächeninteraktion von Denitn und Adhäsiv. Dtsch Zahnärztl Z 51: 173-176, 1996

70. *Gilpatrick R.O., Ross J.A.*: Resin-to-enamel bond strengths with various etching times. Quintessence Int 35:47-49, 1991

71. *Godder B., Zhukovsky L., Troushkowsky R., Epelboym D.*: Microleakage reduction using glass-ceramic inserts. Am J Dent 7:74, 1994

72. *Gordan V.V., Vargas M.A., Cobb D.S.*: Acidic primer in dentin and enamel: bond strength and microleakage. J Dent Res 76: Abstr. 408, 1997

73. *Gottlieb E.W., Retief D.H.*: An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I. Tensile bond strength studies. J Prosthet Dent 48:48-51, 1982

74. *Gwinnett A.J., Kanca J.*: Micromorphology of the bonded dentin interface and ist relationship to bond strength. Am J Dent 5:73-77, 1992

75. *Gwinnett A.J.*: Bonding of restorative resins to enamel. Int Dent J 38:91-96, 1988

76. *Gwinnett A.J.*: Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 7:144-148, 1994

77. *Gwinnett A.J.*: Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. Am J Dent 6:7-9, 1993

78. *Haas M., Arnetzl G., Wegscheider W.A., Leopold C., Lorenzi M.*: Die adhäsiven Inlaytechniken der restaurativen Zahnheilkunde: Erfahrung nach 5-jähriger klinischer Anwendung. Z Stomat 89: 29, 1992

79. *Hahn P., Schaller H.-G., Betcher V., Hellwig E.*: Untersuchung zum Randschluß von vier Insert-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 53:494-500, 1998

80. *Haller B.*: Einsatz von Dentinadhäsiven bei Seitenzahnrestaurationen. In: Pröbster, L. (Hrsg.): Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde. Moderne Behandlungsmethoden für das Seitenzahngebiet. Springer Verlag 1998

81. *Haller B.*: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49: 750 – 759, 1994

82. *Haller B., Fritzenschaft A.*: Dentinhaftung von Ein- und Mehrkomponenten-Haftvermittler bei Dry und Moist Bonding in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 1999

83. *Haller B., Hofmann N., Klaiber B.,Pfannkuch A.*: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. Dtsch Zahnärztl Z 48:100-104, 1993

84. *Haller B., Trojanski A.*: Effect of multi-step dentin bonding systems and resin-modified glass ionomer cement liner on marginal quality of dentin-bonded resin composite class II restorations. Clin Oral Invest 2: 130, 1998

85. *Haller B., Windsheimer U., Hofmann N., Klaiber B.*: Selektive Schmelzätzung oder Total Etching? Dtsch Zahnärztl Z 50: 824-827, 1995

86. *Hannig M., Bott B., Emmermann A.*: Randschlußverhalten von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Schmelzkonditionierung mit selbstätzenden Primern. Dtsch Zahnärztl Z 54:133-136, 1999

87. *Hannig M., Bott B., Möller O.*: Das Randschlußverhalten von Kompositfüllungen mit Keramikinserts in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 50:828-831, 1995

88. *Hannig M., Bott B.*: Randschlussverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55: 134-138, 2000

89. *Hannig M., Bott B.*: Randschlußverhalten von plastischen zahnfarbenen Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 55:134-138, 2000

90. *Hannig M., Kreuzkamp H., Albers H.-K.*: Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49: 595-600, 1994

91. *Hannig M., Nagel G.*:Die In-vitro-Randständigkeit verschiedener Zahnhalsfüllungen nach Thermowechsel- und okklusaler Druckbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 49: 454-458, 1994

92. *Hannig M., Reinhardt K.J., Bott B.*: Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 24:172-80, 1999

93. *Hansen E.K., Asmussen E.*: Marginal adaptation of posterior resins: Effect of dentin-bonding agents and hygroscopic expansion. Dent Mater 5: 122-126, 1989

94. *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

95. *Hassan K., Mante F.*: A modified incremental filling technique for class II composite restorations. J Prosthet Dent 58:153-156, 1987

96. *Hellwig E., Klimek J., Achenbach K.*: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46: 270-273, 1991

97. *Hellwig E., Klimek J., Attin T.:* Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Schwarzenberg, Freiburg 1995

98. *Hickel R., Eberhard H., Kunzelmann K.-H., Petschelt A.*: Randspaltbildung bei Adhäsivinlays mit und ohne Randanschrägung. Dtsch Zahnärztl Z 47: 185-188, 1992

99. *Hickel R., Klaiber B.*: Alternativen zu Amalgam. Dtsch Zahnärztl Z 47: 144-148, 1992

100. *Hickel R., Kunzelmann K.-H., Obermeier T.*: Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich- Teil I. ZWR 103: 610-618, 1994

101. *Hickel R.*: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52: 572-585, 1997

102. *Hinoura K., Setcos J.C., Phillips R.W.*: Cavity design and placement techniques for class II composites. Oper dent 13: 12-19, 1988

103. *Hoffmann-Axthelm W.*: Die Geschichte der Zahnheilkunde. Berlin: Quintessence :276-312, 1973

104. *Holan G., Eidelman E., Wright G.Z.*: The effect of internal bevel on marginal leakage at the approximal surface of class II composite restorations. Oper Dent 22:217-221, 1997

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

106. *Hugo B., Stassinakis A., Hotz B., Klaiber B.*: Reproduzierbare Präparation standardisierter Klasse-II-Kavitäten. Sonderdruck aus Dtsch Zahnärztl Z: 8-12, 1996/9-10

107. *Hugo B., Stassinakis A., Hotz P., Klaiber B.*: Die Entwicklung einer neuen Präparationsmethode zur defektbezogenen Erstversorgung approximaler kariöser Defekte. Sonderdruck aus Dtsch Zahnärztl Z 1996/9-10: 1-7

108. *Hugo B.*: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (II). Quint 47,8: 1051-1069, 1996

109. *Hugo B.*: Neue Präparations- und Restaurationsmethoden zur defektbezogenen Versorgung approximaler Karies (I). Quint 47,7: 911-923, 1996

110. *Ikemi T., Nemoto K.*: Effects of lining materials on the composite resins shrinkage stresses. Dent Mater 13:1-8, 1994

111. *Jacobsen T., Soderhold K.J.*: Some effects of water on dentin bonding. Dent Mater 11:132-136, 1995

112. *Jedrychowski J.R., Bleier R.G., Caputo A.A.*: Shrinkage stresses associated with incremental composite filling techniques. ASDC J Dent Child 65: 111-115, 1998

113. *Jörgensen K.D., Matono R., Shimokobe H.*: Deformation of cavities and resin fillings in loaded teeth. Scan J Dent Res 84: 46-50, 1976

114. *Kanca I.*: Resin bonding to wet substrate: I. Bonding to dentin. Quintessence Int 23: 39, 1992

115. *Kanca J. 3rd*: Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. Am J Dent 5: 213-215, 1992

116. *Kanca J.*: A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. Quintessence Int 22: 285-90, 1991

117. *Kanca J.*: One step bond strength to enamel and dentin. Am J Dent 10:5-8, 1997

118. *KaVo und Vivadent*: Sonicsys Technikanleitung

119. *Kays B.T., Sneed W.D., Nuckles D.B.*: Microhardness of class II composite resin restorations with different matrices and light positions. J Prosthet Dent 65: 487-490, 1991

120. *Kemp-Scholte C.M., Davidson C.L.*: Overhang of class V composite resin restorations from hygroscopic expansion. Quintessence Int 20: 551, 1989

121. *Klumpp M.*: Moderne Füllungstherapie im Seitenzahnbereich. ZMK Sonderdruck aus Heft 5/99

122. *Koenigsberg S., Fuks A.*: The effect of three filling techniques on marginal leakage around Class II composite resin restorations in vitro. Quintessence Int 20:117-121, 1989

123. *Koprulu H., Gurgan S., Onen A.*: Marginal seal of a resin-modified glass-ionomer restorative material: an investigation of placement techniques. Quintessence Int 26:729-732, 1995

124. *Krejci I., Lutz F., Krejci D.*: The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional class II composite resin restorations. Quintessence Int 19: 191-198, 1988

125. *Krejci I., Lutz F., Lüscher B., Maffioli E.*: Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile. Swiss Dent 7:47-52, 1986

126. *Krejci I., Lutz F., Oldenburg T.R.*: Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnkompositfüllungen-eine neue Fülltechnik. Swiss Dent 7:21-28, 1986

127. *Krejci I., Lutz F., Reimer M.*: Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent 21: 39-46, 1993

128. *Krejci I., Schupbach P., Lutz F.:* Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differnzierten Applikatio: Totales und Selektives Bonding und Dentinversiegelung. DFZ 34 – 48, 1994

129. *Krejci I., Sparr D., Lutz F.*: Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Komposit-Kunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen. Quintessenz 1217-1230, 1987

130. *Krejcj I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100:953-960, 1990

131. *Kugel G., Ferrari M.*: The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc 131:20S-25S, 2000

132. *Kunzelmann K.-H.:* Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Med Habil, München, 1996

133. *Kunzelmann K.-H., Hickel R.:* Klinische Aspekte der Adhäsivtechnologie mit plastischen Werkstoffen. In „Die Adhäsivtechnologie", 3M ESPE AG, Seefeld, 2001

134. *Kunzelmann K.-H., Hickel R.:*Zahnfarbene Restaurationen mit Inserts. In: Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde. Springer Verlag, Heidelberg, 1998

135. *Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: Zahnfarbene Restaurationen mit Inserts. Deutscher Zahnärztekalender 1998

136. *Kunzelmann K.-H., Krause F., Hickel R.*: Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 48:724-727, 1993

137. *Labella R., Lambrechts P., Van Meerbeck B., Vanherle G.*: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 15:128-37, 1999

138. *Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.-F.:* The effect of prolonged waterstorage on marginal adaptation of class II fillings. J Dent Res 75: 394 (abstr. no. 3013), 1996

139. *Lösche G.M., Neuerburg C.M., Roulet J.-F.*: Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 48: 26-30, 1993

140. *Lösche G.M.*: Klasse-II-Kompositfüllungen mit und ohne konfektonierte Glaskeramik-Inserts. Dtsch Zahnärztl Z 51: 389-394, 1996

141. *Lundin S.-A., Noren J.G.:* Marginal leakage in occlusally loaded, etched class II composite resin restorations. Acta Odontol Scand 49: 247-254, 1991

142. *Lutz F., Imfeld T., Barbakow F.*: Optimizing the marginal adaptation of MOD composite restorations, in Vanherle G., Smith D.C. (eds): Posterior composite resin dental restorative materials. St Paul, Minn., 3M Dental Products Div.: 405-419, 1985

143. *Lutz F., Krejci I., Barbakow F.*: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. Dent Mater 7:107-113, 1991

144. *Lutz F., Krejci I., Luescher B.*: Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. Quintessence Int 17: 659-664, 1986a

145. *Lutz F., Krejci I., Oldenburg T.R.:* Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations: a new restorative technique. Quintessence Int 17:777-784, 1986b

146. *Lutz F., Mörmann W., Krejci I.:* Seitenzahnkomposite-Ja,Nein oder Jein? Dtsch Zahnärztl Z 40:892-896, 1985

147. *Mandras R.S., Retief D.H., Russell C.M.*: The effects of thermal and occlusal stresses on the mikroleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. Dent Mater : 63-67, 1991

148. *Manhart J., Chen H.Y., Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 55: 128-133, 2000

149. *Manhart J.*: Marginale Adaptation von Klasse-II-Kompositfüllungen in Abhängigkeit von Kavitätengröße, okklusaler Belastung und verschiedenen Dentinadhäsiven. Zahnmed Diss 1996

150. *Manson-Rahemtulla B., Retief D.H.*: Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. J Prosthet Dent 51:495-498, 1984

151. *Meerbeek van B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.*: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch Zahnärztl Z 49: 977-984, 1994

152. *Meerbeek van B., Perdigao J., Lambrechts P., Vanherle G.*: The clinical performance of adhesives. J Dent 26:1-26, 1998

153. *Meerbeek van B., Yoshida Y., Lambrechts P., Vanherle G.*: A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to wet and dry dentin. J Dent Res 77: 50-59, 1998

154. *Mehl A., Hartl S., Kunzelmann K.-H., Hickel R.*: Quantitative und qualitative Randspaltanalyse zervikaler Füllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49: 815-818, 1994

155. *Miears J.R., Charlton D.G., Hermesch C.B.*: Effect of dentin moisture and storage time on resin bonding. Am J Dent 8: 80-82, 1995

156. *Mixson J.M., Eick J.D.*: Effect of two dentin bonding agents on microleakage in two different cavity designs. J Prosthet Dent 67:441-445, 1992

157. *Miyazaki M., Sato M., Onose H.*: Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. Am J Dent 11: 118-122, 1998

158. *Munksgaard E.C., Itoh K., Jörgensen K.D.*: Dentin polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermal- and load cycling. J Dent Res 64: 144-146, 1985

159. *Nakabayashi N., Kojima K., Masuhara E.*: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth states. J Biomed Mat Res 16:265-73, 1982

160. *Neiva I.F., Andrada de M.A.*: An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. Oper Dent 23:282-289, 1998

161. *Nyman J.E.*: Porcelain problems. Dent Cosmos 47:1166-1184, 1905

162. *Olmez A., Oztas N., Bilici S.*: Microleakage of resin composite restorations with glass-ceramic inserts. Quintessence Int 29: 725-729, 1998

163. *Opdam N.J., Roeters J.J., Kuijs R., Burgersdijk R.C.*: Necessity of bevels for box only ClassII composite restorations. J Prosthet Dent 80:274-279, 1998

164. *Oysaed H., Ruyter I.E.:* Water sorption and filler characteristics of composite restorations. J Dent Res 65: 1315, 1986

165. *Pallesen U., Qvist V.*: Clinical evaluation of resin fillings and inlays: 8-year report. J Dent Res 77: 914, Abstr. Nr. 2257, 1998

166. *Payne J.H.:* The marginal seal of class II restorations:flowable composite resin compared to injectable glass ionomer. J Clin Pediatr 23: 123-130, 1999

167. *Perdigao J., Pires Lopes L., Lambrechts P., Leitao J., Van Meerbeek B., Vanherle G.*: Enamel Bond strength and SEM evaluation of a self-etching primer. J Dent Res 76:314: Abstr. 2408, 1997

168. *Perdigao J., van Meerbeek M., Lopes M.M., Ambrose W.W.:* The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. Dent Mater 15: 282, 1999

169. *Pollack B.*: Composite resin fundamentals and direct technique resorations. New York State Dental Journal 53:25-27, 1987

170. *Puckett A., Fitchie J., Hembree J. Jr., Smith J.*: The effect of incremental versus bulk fill techniques on the microleakage of composite resin using a glass-ionomer liner. Oper Dent 17:186-191, 1992

171. *Qvist V.*: The effect of mastication on marginal adaptation of composite restorations in vivo. J Dent Res 62: 904-906, 1983

172. *Raadal M.*: Microleakage around preventive composite fillings in loaded teeth. Scand J Dent Res 87: 390-394, 1979

173. *Rada R.E.*: Class II direct composite resin restaurations with beta-quartz glass-ceramic inserts. Quintessence Int 11:793-798, 1993

174. *Rees J.S., Jacobsen P.H.*: The polymerization shrinkage of composite resins. Dent Mater 5:41-44, 1989

175. *Reinhardt K.-J., Teichert H., Vahl J.*: Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls für die Randständigkeit von Kompositen (2. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 39: 25-29, 1984

176. *Reinhardt K.-J., Vahl J.*: Die Bedeutung des Elastizitätsmoduls für die Randständigkeit von Kompositen (1. Mitteilung). Dtsch Zahnärztl Z 38: 946-948, 1983

177. *Retief D.H., Mandras R.S., Russell C.M.*: Evaluation of the Syntac bonding system. Am J Dent 6:17-21, 1993

178. *Roulet J.F., Reich T., Blunck U., Noack M.*: Quantitative Margin Analysis in the Scanning Electron Microscope. Scanning Microscopy 3: 147-159, 1989

179. *Roulet J.-F.*: A material scientist's view: Assessment of wear and marginal integrity. Quintessence Int 18:543-552, 1987a

180. *Roulet J.-F.:* Degradation of dental polymers. Basel, Karger Verlag, 1987b

181. *Roulet J.-F.:* Marginal integrity: clinical significance. J Dent Res 22: 9-12, 1994

182. *Roulet J.-F.*: Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. Dtsch Zahnärztl Z 49:859-866, 1994

183. *Rueggeberg F.A., Margeson D.H.*: The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res 69:1652-1658, 1990

184. *Salomon-Sieweke U., Ungermann A., Kunzelmann K.-H., Stachniss V.:* In-vitro-Evaluation keramischer Inserts zur Versorgung von Klasse-II-Kavitäten als Amalgam-Alternative. Dtsch Zahnärztl Z 55: 38-43, 2000

185. *Santini A.:* Microleakage of resin-based composite restorations using different solvent-based bonding agents and methods of drying acid-etched dentin. Am J Dent 12: 194, 1999

186. *Schaller H.G., Götze W., Bertrams U.:* Prüfung der Randständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärtzl Z 43: 914-918, 1988

187. *Schuckar M., Geurtsen W.*: Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Komposit-füllungen nach Temperaturwechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 50: 164-166, 1995

188. *Shaffer S.E., Barkmeier W.W.*: Effects of reduced acid conditioning time on enamel microleakage. Gen Dent 35:278-280, 1987

189. *Silverstone L.M., Saxton C.A., Dogon I.L.*: Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 9:373-387, 1975

190. *Silverstone L.M.*: Fissure sealants: Laboratory studies. Caries Res 8:2-26, 1974

191. *Soetopo A., Beech D.R., Hardwick J.L.*: Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel. Effect of acid concentration and washing on bond strength. J Oral Rehabil 5:69-80, 1978

192. SonicSys Technikanleitung, KaVo und Vivadent

193. *Stachnis V., Pust M.*: Keramik-Inserts und konfektionierte Inlays als Amalgam-Nachfolgetechnologien. Dtsch Zahnärztl Z 51:736-745, 1996

194. *Stachniss V., Stoll R., Wang Z., pust M.*: Vorgefertugte kegelstumpfförmige keramische Einlagefüllungen als Amalgamalternative. Zahnärztl Welt 104: 90, 1995

195. *Steinbrenner H., EickholzP., Staehle H.J.*: Zur Reproduzierbarkeit der qualitativen und quantitativen Randanalyse. Dtsch Zahnärztl Z 50:920-923, 1995

196. *Stewart G.P., Balda B.A., Norman R.D.*: The effects of mechanical loading on marginal integrity of composite restorations. Dent Mater 2: 151-152, 1986

197. *Strang R., Whitters C.J.*: Dental materials:1996 literature review. J Dent 26:191-207, 1998

198. *Stratmann R.G., Donly K.J.:* Microleakage of class II silver glass ionomer/composite restorations. Am J Dent 4: 95-98, 1991

199. *Swift E.J. Jr., Triolo P.T.*: Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. Am J Dent 9:100-104, 1996

200. *Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.E.*: Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art,1995. Quintessence Int 26: 95-107, 1995

201. *Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.O.*: Enamel bond strenghts of " one-bottle" adhesives. Pediatr dent 20:259-262, 1998

202. *Tani Y., Naambu T., Ishikawa S.*: Polymerisation shrinkage and contraction force of composite resin restorative inserted with „Megafiller". Dent Mater 12:182, 1993

203. *Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wie S.H.*: Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. J Dent Res 75: 1034-1044, 1996

204. *Tay F.R., Gwinnett A.J., Pang K.M., Wie S.H.Y.*: Variability in Microleakage Observed in a Total-etch Wet-Bonding Technique under Different Handling Conditions. J Dent Res 74: 1168-1178, 1995

205. *Tay F.R., Gwinnett A.J., Wie S.H.*: Ultrastructure of the resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting. Am J Dent 10:77-82, 1997

206. *Taylor M.J., Lynch E.*: Marginal adaptation. J Dent 21:265-273, 1993

207. *Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Hiller K.-A.*: Kunststoffquellung bei Kavitätenrändern im Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 50: 847-850, 1995

208. *Thonemann B.,Schmalz G.,Brandenstein S.,Hiller K.-A.*: Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 49: 840-844, 1994

209. *Tjan A.H., Bergh B.H., Lidner C.*: Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of classII composite resin restorations. J Prosthet Dent 67: 62-66, 1992

210. *Toida K., Watanabe A., Nakabayashi N.*: Effect of smearlayer on bonding to dentin prepared with bur. J Jpn Dent Mater 14:109-116, 1995

211. *Torstensen B., Brännström M.:* Contraction gap under composite resin restorations: Effect of hygroscopic expansion and thermal stress. Oper Dent 13: 24, 1988

212. *Torstenson B., Oden A.*: Effects of bonding agent types and incremental techniques on minimizing contraction gaps around resin composites. Dent Mater 5: 218-223, 1989

213. *Uno S., Finger W.J.*: Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. Quintessence Int 26:733-738, 1995

214. *Unterbrink G.L., Muessner R.*: Influence of light intensity on two restorative systems. J Dent 23: 183-189, 1995

215. *Unterbrink G.L.,Liebenberg W.H.*: Flowable resin composites as filled adhesives: Literature review and clinical recommendation. Quintessence Int 30:249-57, 1999

216. *Versluis A., Douglas W.H., Cross M., Sakaguchi R.L.*: Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? J Dent Res 75: 871-878, 1996

217. *Vivadent, Sientific Service*: Syntac Sprint, 1997

218. *Vivadent, Wissenschaftlicher Dienst*: Syntac Single-Component, 1996

219. *Vivadent, Wissenschaftlicher Dienst*: Tetric Flow, 1997

220. *Vossen M., Letzel H., Stadhouders A.M.*: A rapid scanning electron microscopic replication technique for clinical studies of dental restorations. Dent Mater 1: 158-163, 1985

221. *Vyver van der P.J., Wet de F.A.*: Shear bond strenght of four dentine bonding systems to dry and moist dentine. J Dent Assoc S Afr 52: 555-558, 1997

222. *Walshaw P.R., McComb D.*: Clinical considerations for optimal dentinal bonding. Quintessence Int 27:619-625, 1996

223. *Walshaw P.R., McComb P.:* SEM characterization of the resin-dentin interface produced in vivo. J Dent 23: 281-287, 1995

224. *Wassell R.W., Waals A.W.G., McCabe J F.*: A two body frictional wear test. Poster IADR, Acapulco, 1991

225. *Wassell R.W., Walls A.W.G.,van Vogt-Crothers A.J.R., McCabe J.F.*: Direct composite inlays versus conventional composite restorations: five year follow up. J Dent Res 77: 913, Abstr.Nr. 2254, 1998

226. *Wendt S.I., McInnes P.M.,Dickinson G.I.*: The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater 8: 181-184, 1992

227. *Wet de F.A., Exner H.V., du Preez I.C., van Niekerk J.P.*: The effect of placement technique on marginal adaptation of posterior resins. J Dent Assoc S Afr 46:171-174, 1991

228. *Wieczkowski G., Joynt R.B.*: Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composites. J Prosthet Dent 60: 283-287, 1988

229. *Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.*: Composite resins in the 21st century. Quintessence Int 24:641-658, 1993

230. *Wiseman M.*: SPSS für Windows Special Topics: Einige Grundbegriffe der Statistik. Leibniz-Rechenzentrum, München, 2000

231. *Worm D.A., Meiers J.C.*: Effect of various types of contamination on microleakage between beta-quartz inserts and resin composite. Quintessence Int 27:271-277, 1996

232. *Ziskind D., Avivi-Arber L., Haramati O., Hirschfeld Z.:* Amalgam-alternatives – microleakage evaluation of clinical procedures. Part I: direct composite/composite inlay/ceramic inlay. J Oral Rehabil 25: 443-447, 1998

Anhang

9.1 Mittelwerte und Standardabweichungen aller Gruppen

9.1.1 Schmelzkasten und Schmelzanteil des Dentinkastens vor Belastung:

			Mittelwert	Standardab weichung
G01 TWL/Kausi	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	90,16	8,98
		Spalt/Schmelz [%]	1,42	4,02
		Artefakt/Schmelz [%]	8,42	7,10
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	95,85	6,70
		Spalt/Schmelz [%]	,92	1,70
		Artefakt/Schmelz [%]	3,23	6,03
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G02 Kausi/TWL	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	90,21	7,61
		Spalt/Schmelz [%]	,85	1,72
		Artefakt/Schmelz [%]	8,38	6,22
		Quellung/Schmelz [%]	,56	1,59
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	90,84	12,35
		Spalt/Schmelz [%]	,51	1,43
		Artefakt/Schmelz [%]	8,65	11,09
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G03 TWL+Kausi	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	85,24	22,95
		Spalt/Schmelz [%]	3,63	8,88
		Artefakt/Schmelz [%]	11,13	14,31
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	89,41	8,23
		Spalt/Schmelz [%]	4,70	6,15
		Artefakt/Schmelz [%]	5,89	8,02
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G04 SSC+Stahlmatrize	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	90,33	8,20
		Spalt/Schmelz [%]	2,08	4,17
		Artefakt/Schmelz [%]	7,59	6,39
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,69	3,69
		Spalt/Schmelz [%]	1,27	1,76
		Artefakt/Schmelz [%]	2,04	3,28
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G05 SSC+Tetric Flow	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	80,81	12,97
		Spalt/Schmelz [%]	4,00	4,41
		Artefakt/Schmelz [%]	15,19	11,74
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	97,38	2,32
		Spalt/Schmelz [%]	1,51	1,91
		Artefakt/Schmelz [%]	1,11	2,38
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00

			Mittelwert	Standardabweichung
G06 SSC+Insert	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	90,37	10,99
		Spalt/Schmelz [%]	2,27	6,01
		Artefakt/Schmelz [%]	7,36	11,12
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	100,00	,00
		Spalt/Schmelz [%]	,00	,00
		Artefakt/Schmelz [%]	,00	,00
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G07 SSC+ Lichtmatrize	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	93,09	7,38
		Spalt/Schmelz [%]	6,03	7,03
		Artefakt/Schmelz [%]	,88	1,08
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,67	3,18
		Spalt/Schmelz [%]	3,01	3,41
		Artefakt/Schmelz [%]	,31	,83
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G08 Syntac Classic	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	88,01	10,67
		Spalt/Schmelz [%]	9,68	10,32
		Artefakt/Schmelz [%]	2,31	4,00
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	93,94	6,44
		Spalt/Schmelz [%]	5,65	6,74
		Artefakt/Schmelz [%]	,41	1,16
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G09 Syntac Sprint	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	97,92	2,19
		Spalt/Schmelz [%]	1,21	2,35
		Artefakt/Schmelz [%]	,86	1,29
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,56	4,73
		Spalt/Schmelz [%]	3,44	4,73
		Artefakt/Schmelz [%]	,00	,00
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G10 SSC+Tetric Flow+Tetric	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	94,30	7,80
		Spalt/Schmelz [%]	2,09	1,79
		Artefakt/Schmelz [%]	,75	2,12
		Quellung/Schmelz [%]	2,87	6,88
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,21	4,65
		Spalt/Schmelz [%]	1,35	2,92
		Artefakt/Schmelz [%]	1,34	3,80
		Quellung/Schmelz [%]	1,10	3,11

9.1.2 Schmelzkasten und Schmelzanteil des Dentinkastens nach Belastung:

			Mittelwert	Standardabweichung
G01 TWL/Kausi	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	86,19	9,76
		Spalt/Schmelz [%]	4,28	3,51
		Artefakt/Schmelz [%]	9,53	9,94
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	91,43	5,36
		Spalt/Schmelz [%]	3,31	3,91
		Artefakt/Schmelz [%]	5,26	3,27
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G02 Kausi/TWL	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	85,38	14,20
		Spalt/Schmelz [%]	,72	2,03
		Artefakt/Schmelz [%]	13,90	14,12
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	86,54	13,87
		Spalt/Schmelz [%]	,00	,00
		Artefakt/Schmelz [%]	13,46	13,87
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G03 TWL+Kausi	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	94,69	8,01
		Spalt/Schmelz [%]	3,51	8,42
		Artefakt/Schmelz [%]	1,79	2,33
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	93,74	6,84
		Spalt/Schmelz [%]	2,12	4,21
		Artefakt/Schmelz [%]	4,14	4,85
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G04 SSC+Stahlmatrize	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	88,65	11,01
		Spalt/Schmelz [%]	4,18	5,89
		Artefakt/Schmelz [%]	5,89	4,67
		Quellung/Schmelz [%]	1,28	3,14
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	94,76	10,50
		Spalt/Schmelz [%]	2,00	3,09
		Artefakt/Schmelz [%]	2,88	7,67
		Quellung/Schmelz [%]	,36	1,01
G05 SSC+Tetric Flow	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	79,00	12,61
		Spalt/Schmelz [%]	2,30	4,46
		Artefakt/Schmelz [%]	17,83	9,40
		Quellung/Schmelz [%]	,86	2,44
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	82,09	15,16
		Spalt/Schmelz [%]	12,25	11,78
		Artefakt/Schmelz [%]	4,58	4,11
		Quellung/Schmelz [%]	1,07	2,84

			Mittelwert	Standardabweichung
G06 SSC+Insert	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	90,06	13,18
		Spalt/Schmelz [%]	8,62	10,27
		Artefakt/Schmelz [%]	1,32	3,50
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,64	3,78
		Spalt/Schmelz [%]	2,99	4,01
		Artefakt/Schmelz [%]	,37	,90
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G07 SSC+ Lichtmatrize	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	72,79	19,13
		Spalt/Schmelz [%]	25,68	17,45
		Artefakt/Schmelz [%]	,32	,60
		Quellung/Schmelz [%]	1,21	1,94
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	60,92	20,69
		Spalt/Schmelz [%]	38,63	21,30
		Artefakt/Schmelz [%]	,45	1,19
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G08 Syntac Classic	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	85,22	16,56
		Spalt/Schmelz [%]	11,04	10,66
		Artefakt/Schmelz [%]	,00	,00
		Quellung/Schmelz [%]	3,74	6,69
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	92,81	9,53
		Spalt/Schmelz [%]	6,34	9,53
		Artefakt/Schmelz [%]	,51	1,35
		Quellung/Schmelz [%]	,34	,91
G09 Syntac Sprint	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	93,65	8,77
		Spalt/Schmelz [%]	5,58	8,89
		Artefakt/Schmelz [%]	,46	,66
		Quellung/Schmelz [%]	,31	,88
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	96,07	5,07
		Spalt/Schmelz [%]	2,72	4,00
		Artefakt/Schmelz [%]	1,21	2,31
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00
G10 SSC+Tetric Flow+Tetric	Schmelz	Perfekt/Schmelz [%]	85,86	13,10
		Spalt/Schmelz [%]	10,90	11,86
		Artefakt/Schmelz [%]	,35	,64
		Quellung/Schmelz [%]	2,90	6,11
	Dentin	Perfekt/Schmelz [%]	94,83	6,16
		Spalt/Schmelz [%]	5,17	6,16
		Artefakt/Schmelz [%]	,00	,00
		Quellung/Schmelz [%]	,00	,00

9.1.3 Dentinanteil vor Belastung:

			Mittelwert	Standardabweichung
G01 TWL/Kausi	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	64,57	20,30
		Spalt/Dentin [%]	26,24	20,32
		Artefakt/Dentin [%]	9,19	7,41
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G02 Kausi/TWL	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	51,11	24,22
		Spalt/Dentin [%]	29,60	24,11
		Artefakt/Dentin [%]	19,29	13,38
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G03 TWL+Kausi	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	51,70	26,22
		Spalt/Dentin [%]	34,23	27,76
		Artefakt/Dentin [%]	6,38	5,24
		Quellung/Dentin [%]	7,69	8,91
G04 SSC+Stahlmatrize	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	50,22	22,04
		Spalt/Dentin [%]	40,18	24,51
		Artefakt/Dentin [%]	7,27	12,15
		Quellung/Dentin [%]	2,33	4,39
G05 SSC+Tetric Flow	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	78,47	28,43
		Spalt/Dentin [%]	12,90	22,30
		Artefakt/Dentin [%]	8,63	7,90
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00

			Mittelwert	Standardabweichung
G06 SSC+Insert	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	89,53	9,39
		Spalt/Dentin [%]	5,58	9,80
		Artefakt/Dentin [%]	4,89	7,59
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G07 SSC+ Lichtmatrize	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	44,53	17,66
		Spalt/Dentin [%]	53,57	16,39
		Artefakt/Dentin [%]	1,90	3,25
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G08 Syntac Classic	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	46,74	19,53
		Spalt/Dentin [%]	45,05	21,78
		Artefakt/Dentin [%]	5,01	5,49
		Quellung/Dentin [%]	3,20	4,86
G09 Syntac Sprint	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	73,98	23,57
		Spalt/Dentin [%]	16,51	26,02
		Artefakt/Dentin [%]	4,47	9,49
		Quellung/Dentin [%]	5,04	7,49
G10 SSC+Tetric Flow+Tetric	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	75,49	19,65
		Spalt/Dentin [%]	20,71	22,06
		Artefakt/Dentin [%]	2,58	5,23
		Quellung/Dentin [%]	1,21	3,43

9.1.4 Dentinanteil nach Belastung:

			Mittelwert	Standardabweichung
G01 TWL/Kausi	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	64,17	18,74
		Spalt/Dentin [%]	26,94	20,91
		Artefakt/Dentin [%]	8,89	14,26
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G02 Kausi/TWL	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	58,18	14,39
		Spalt/Dentin [%]	23,12	13,04
		Artefakt/Dentin [%]	18,70	6,35
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G03 TWL+Kausi	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	65,19	19,99
		Spalt/Dentin [%]	14,12	17,04
		Artefakt/Dentin [%]	6,44	7,35
		Quellung/Dentin [%]	14,25	11,46
G04 SSC+Stahlmatrize	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	50,77	27,63
		Spalt/Dentin [%]	37,05	26,53
		Artefakt/Dentin [%]	6,52	5,81
		Quellung/Dentin [%]	5,66	10,50
G05 SSC+Tetric Flow	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	72,76	14,85
		Spalt/Dentin [%]	13,76	11,90
		Artefakt/Dentin [%]	13,48	9,65
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00

			Mittelwert	Standardabweichung
G06 SSC+Insert	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	68,16	18,89
		Spalt/Dentin [%]	24,48	23,60
		Artefakt/Dentin [%]	7,36	12,82
		Quellung/Dentin [%]	,00	,00
G07 SSC+ Lichtmatrize	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	24,53	22,15
		Spalt/Dentin [%]	72,92	22,73
		Artefakt/Dentin [%]	,20	,52
		Quellung/Dentin [%]	2,35	4,53
G08 Syntac Classic	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	65,47	28,11
		Spalt/Dentin [%]	17,94	21,14
		Artefakt/Dentin [%]	9,57	10,00
		Quellung/Dentin [%]	7,03	12,52
G09 Syntac Sprint	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	79,98	21,45
		Spalt/Dentin [%]	14,00	22,53
		Artefakt/Dentin [%]	,89	1,66
		Quellung/Dentin [%]	5,13	12,06
G10 SSC+Tetric Flow+Tetric	Dentin	Perfakt/Dentin [%]	75,56	19,01
		Spalt/Dentin [%]	16,28	14,04
		Artefakt/Dentin [%]	2,57	5,00
		Quellung/Dentin [%]	5,58	13,62

9.2 Materialliste

- Impregum Penta, Polyetherabformmasse, 3M ESPE AG, Seefeld
- Pentamix, Anmischgerät, 3M ESPE AG, Seefeld
- Präparierdiamanten, FG 51-3079, FG 51-3090, Horico Dental, Berlin
- Email Preparator GS, Ätzgel, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Syntac Classic, Dentinadhäsiv, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Syntac Single-Component, Dentinadhäsiv, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Syntac Sprint, Dentinadhäsiv, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Tetric, Komposit, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Tetric Flow, Komposit, Schaan, Liechtenstein
- SonicSys approx Spitze 36 mesial Gr.2, KaVo, Biberach
- SonicSys approx Spitze 37 distal Gr.2, KaVo, Biberach
- SonicSys Inlay Gr.2, Vivadent, Schaan, Liechtenstein
- Stahlmatrize, Tofflemire No. 1102, Hawe Neos Dental, Bioggio, Schweiz
- Lichtmatrize, Frasaco Matrizenband, Frasaco, Tettnang, Germany
- Translux CL, Polymeristaionslampe, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany
- Sof-Lex Pop-On, Polierscheibchen, 3M ESPE AG, Seefeld
- Steatitkugeln ∅ 3mm, Ceram Tec, Marktredwitz
- Kausimulator Münchner Modell 2, WilliyTec, München
- LEIT-C-PLAST, Karbonkleber, Neubauer Chemikalien, Münster
- EPOXY-DIE, Epoxidharz, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein
- SEM AutocoatingUnit E5200, Sputteranlage, Polaron Equipment Ltd.
- Leitz AMR 1200, Rasterelektronenmikroskop, Leitz, Wetzlar
- Software für Quantitative Randanalyse: „Quanti-Gap“, Stefan Küppers, Erlangen
- Software für Statistik: SPSS 10.0 for Windows, SPSS Inc., Chicago, USA

9.3 Danksagung

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

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

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

Bei Herrn Dr. M. Wiseman bedanke ich mich herzlich für seine außerordentliche Hilfsbereitschaft bei der statistischen Auswertung dieser Dissertation.

Herrn Hendric Wehr danke ich sehr für seine Hilfe beim Layout und allen Problemen am PC.

Schließlich möchte ich auch meinen Eltern herzlich danken, dass sie mir dieses Studium und meinen bisherigen Werdegang durch großzügige Unterstützung ermöglicht haben.

9.4 Lebenslauf

Name		Christiane Glomb
Geburtsdatum		08.08.1972
Geburtsort		Immenstadt im Allgäu
Eltern		Dr. med. dent. Klaus Glomb
		Notburga Glomb, geb. Günther
Schulbildung	1979 – 1983	Grundschule Weiler
	1983 – 1992	Gymnasium Lindenberg
Praktikum	Okt. 92 – März 93	Zahntechnik Sobeck GmbH, Lindau
Studium	SoSe 1993	Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der LMU-München
	1994	zahnärztl. naturwissenschaftliche Vorprüfung
	1995	zahnärztliche Vorprüfung
	1998	Staatsexamen (Approbation zur Zahnärztin)
Berufstätigkeit	01.09.98 – 31.01.99	Assistenzzahnärztin in der Praxis Dr. Glomb/Dr. Riester, Weiler
	01.02.99 – 31.07.01	Assistenzzahnärztin an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie (Direktor: Prof. Dr. R. Hickel)
	seit 20.08.01	Training Manager bei 3M ESPE AG, Seefeld