

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

**Marginale Adaptation von Kompositen undOrmoceren
in direkten Klasse-II-Kavitäten in Abhängigkeit von
verschiedenen Verarbeitungskonzepten**

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

**vorgelegt von
Mojgan Amin Parsa
aus
Teheran / Iran
2000**

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

Berichterstatter: PD. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann
Mitberichterstatter: Prof. Dr. P. Rammelsberg
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung: 18.04.2000

Für Hamed, Cyrus
und meine Eltern

1	EINLEITUNG	9
2	LITERATURÜBERSICHT	13
2.1	Kompositmaterialien	13
2.1.1	Aufbau	13
2.1.1.1	Organische Matrix	13
2.1.1.2	Verbundschicht (Silan)	14
2.1.1.3	Füllstoffe	14
2.1.1.4	Klassifikation und Anwendung im Seitenzahnbereich	15
2.2	Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde	16
2.2.1	Säure-Ätz-Technik	16
2.3	Haftung an Dentin	17
2.3.1	Klassifikation der Dentinadhäsive	18
2.3.1.1	Erhaltung und Einbeziehung der Schmierschicht	18
2.3.1.2	Auflösung der Schmierschicht	18
2.3.1.3	Selbstkonditionierende Primer	20
2.4	Kompomere	23
2.5	Ormocere	24
3	MATERIAL UND METHODE	26
3.1	Auswahl und Vorbereitung der Zähne	26
3.2	Präparation	26
3.3	Applikation des Ätzmittels	28
3.4	Applikation des Dentinadhäsives	29
3.4.1	Hinweise zur Bearbeitung der Dentinhaftvermittler der einzelnen Versuchsgruppen	31
3.4.1.1	Dentinadhäsive der Mehrkomponentensysteme	31
3.4.1.2	Dentinadhäsive der Einkomponentensysteme	31
3.4.1.3	Sandwich- Restaurationen	33
3.4.1.4	Ormocere	34
3.5	Applikation des Kompositmaterials	35
3.6	Ausarbeitung und Politur	38
3.7	Feuchtigkeitslagerung	38
3.8	Replikaherstellung	39

3.9	Thermische Wechselbelastung	39
3.10	Kausimulation	40
3.11	Quantitative Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop	40
3.11.1	Rasterelektronenmikroskop	40
3.11.2	Meßvorgang	41
3.11.3	Statistische Auswertung	45
4	ERGEBNISSE	46
4.1	Variation der Konditionierungsmethode (Gruppe 1 und 9) – Der Einfluß verschiedener Ätztechniken auf die Randqualität der Kompositfüllungen	48
4.1.1	Vergleich zwischen selektive Schmelzätzung und „total etch“-Technik	48
4.1.1.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten	48
4.1.1.2	Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	52
4.1.1.3	Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	56
4.2	Variation des Dentinadhäsives (Gruppe 2, 9 und 10) – Der Einfluß verschiedener Dentinadhäsive auf die Randqualität der Kompositfüllungen	59
4.2.1	Vergleich aller Dentinadhäsive untereinander an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes	59
4.2.1.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten	59
4.2.1.2	Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	63
4.2.1.3	Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	67
4.3	Variation „Sandwich-Technik“ (Gruppe 5 und 6) – Der Einfluß von sogenanntem „stress breaker“ auf die Randqualität der Kompositfüllungen	70
4.3.1	Vergleich zwischen den Gruppen 5 und 6 mit 9 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes	70
4.3.1.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten	70
4.3.1.2	Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	74
4.3.1.3	Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	78
4.4	Variation „Füllungskonzept“ – Vergleich zwischen retentivem (bulk placement, Inkrement) und adhäsivem Verarbeitungskonzept und dessen Einfluß auf die Randqualität der Kompositfüllungen	81
4.4.1	Vergleich zwischen den Gruppen 3 und 8 mit 10 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes	81
4.4.1.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten	81
4.4.1.2	Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	85
4.4.1.3	Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	89

4.5	Variation „Füllungsmaterial“ (Gruppe 4 und 7) – Vergleich zwischen verschiedenen Kompositmaterialien in ihr Schrumpfungsverhalten	92
4.5.1	Vergleich zwischen den Gruppen 4 und 7 mit 10 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes	92
4.5.1.1	Schmelzbegrenzter approximaler Kasten	92
4.5.1.2	Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	96
4.5.1.3	Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens	100

4.6	Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes nach thermischer und mechanischer Belastung	103
4.6.1	Gruppe 1: Tetric Ceram / Syntac Cl. / Selektive Schmelzätzung	104
4.6.2	Gruppe 2: Tetric Ceram / Syntac Single Component	105
4.6.3	Gruppe 3: Ariston / Liner / Inkrementtechnik	107
4.6.4	Gruppe 4: Solitaire / Solid bond	108
4.6.5	Gruppe 5: Tetric Ceram / Syntac Classic / Compoglass F	110
4.6.6	Gruppe 6: Tetric Ceram / Syntac Classic / Tetric Flow	111
4.6.7	Gruppe 7: Definite / Etch & Prime	113
4.6.8	Gruppe 8: Ariston / Liner / bulk placement	114
4.6.9	Gruppe 9: Tetric Ceram / Syntac Classic / total etch	116
4.6.10	Gruppe 10: Tetric Ceram / Syntac Sprint	117

5 DISKUSSION 119

5.1 Material und Methode 119

5.1.1	Kavitätenpräparation	119
5.1.2	Fülltechnik	120
5.1.3	Ausarbeitung und Politur	121
5.1.4	Wasserlagerung	121
5.1.5	Thermische und mechanische Wechselbelastung	121
5.1.6	Replikatechnik und quantitative Randanalyse	122

5.2 Diskussion der Ergebnisse 124

5.2.1	Variation des Dentinadhäsives	124
5.2.1.1	Vergleich zwischen Ein- und Mehrkomponenten Systeme	124
5.2.1.2	Einfluß der Konditionierungsmethode	126
5.2.2	Einfluß der Sandwich-Technik	127
5.2.3	Variation Füllungsmaterial und Präparationsart	130
5.2.3.1	Vergleich zwischen adhäsivem- und retentivem Verarbeitungskonzept	130
5.2.3.2	Einfluß der Applikationsmethode	131
5.2.4	Variation Kompositmaterial	132
5.2.4.1	Vergleich zwischen dem Feinhybrid-Komposit <i>Tetric Ceram</i> , dem Polyglas-Komposit <i>Solitaire</i> und dem <i>Ormocer Definite</i>	132
5.2.5	Einfluß der Lokalisation des Füllungsrandes	135

6	SCHLUSSFOLGERUNGEN	137
7	ZUSAMMENFASSUNG	138
8	LITERATURVERZEICHNIS	141
9	ANHANG	161
9.1	Abkürzungen	161
9.2	Mittelwerte und Standardabweichungen	162
9.3	Materialliste	167
9.4	Danksagung	170
9.5	Lebenslauf	171

1 EINLEITUNG

Als M.G. BUONOCORE im Jahr 1955 seine bahnbrechende Arbeit zur Schmelzätzung vorlegte, prophezeite er die erfolgreiche Anwendung von Füllungskunststoffen für Fissurenversiegelungen sowie Klasse-III und Klasse-V Restaurationen [Buonocore M. G., 1955]. Auch mehr als 40 Jahre danach beschränkt sich der routinemäßige Einsatz von Füllungskunststoffen im wesentlichen auf diese Anwendungsbereiche. Zwar konnte in klinischen Studien die erfolgreiche Verwendung von Kompositmaterialien im Seitenzahngebiet dokumentiert werden, jedoch gilt dies nur für ein enges Indikationsspektrum [Lösche G.M., 1996; Pallesen U., Quist V., 1995; Perry R. et al., 1995]. Für okklusionstragende Seitenzahnrestaurationen sind plastische, zahnfarbene Füllungsmaterialien nach wie vor nicht uneingeschränkt geeignet [Dietschi D., Holz J., 1990; Haller B., 1994].

Die für den tätigen Zahnarzt unmittelbar relevanten Anforderungen an Kompositrestaurationen für den Seitenzahnbereich wurden von ROULET und NOACK [Roulet J.F., Noack M.J., 1991] zusammengefaßt (Tab. 1.1).

Während moderne Seitenzahnkomposite betreffend ihrer Materialeigenschaften den meisten Anforderungen gerecht werden können [Willems G. et al., 1993; Willems G. et al., 1991 a; Willems G. et al., 1991 b], bleibt die dauerhafte marginale Integrität von Klasse-II-Restaurationen problematisch. Besonders der zervikale Restaurationsrand stellt in dieser Hinsicht ein Problem dar. Dies gilt insbesondere für solche Kavitäten, deren zervikale Ränder im Dentin liegen [McCaghren R.A. et al., 1991; Dietschi D., Holz J., 1990; Dietschi et al., 1995; Eakle W.S., Ito R.K., 1990; Eidelmann et al., 1990; Fayyad M.A., Shortall A.C.C., 1987; Friedl et al., 1997; Fuks et al., 1990; Haller B., 1994; Hilton et al., 1997; Hinoura et al., 1988; Kunzelmann et al., 1993; Prati C., 1989]. Die Versorgung von zervikal dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten mit direkten Kompositfüllungen gilt daher noch als kontraindiziert [Haller B., 1994].

Tab. 1.1 Anforderungen an Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich nach ROULET und NOACK 1991[100]

- | |
|--|
| a) klinisch stabile, optimale marginale Adaptation |
| b) Abrasionsverhalten wie Schmelz |
| c) höhere Radioopazität als Schmelz |
| d) sichere Prognose |
| e) Dimensionsstabilität |
| f) einfache und gute Verarbeitbarkeit des Restaurationsmaterials |
| g) schnelle, exakte und schonende Ausarbeitung |
| h) zufriedenstellende Ästhetik |

Eine Möglichkeit, den zervikalen Randschluß von Kompositfüllungen im Seitenzahngebiet zu verbessern, stellt die Füllung des approximalen Kastens mit einem anderen Material dar (Sandwichtechnik). Glasionomerzemente schienen aufgrund ihrer Haftung am Dentin für diese Technik geeignet [McLean et al., 1985]. Klinische Studien mit konventionellen Glasionomerzementen in Klasse-II-Sandwich-Restaurationen führten jedoch zu inakzeptablen Ergebnissen [Dijken J.W.V. van, 1994; Welbury R.R., Murry J.J., 1990]. Mit der Entwicklung der lichthärtenden Glasionomerzemente und mit der Einführung einer neuartigen Werkstoffgruppe, der Kompomere, verdient dieser Ansatz verstärkt Beachtung. Mehrere in vitro-Studien zeigen, daß der zervikale Randschluß durch Anwendung von lichthärtenden Glasionomerzementen und Kompomeren im Sinne der Sandwichtechnik gegenüber reinen Kompositrestaurationen verbessert werden kann [Friedl et al., 1997; Hannig et al., 1997; Krejci et al., 1996; Lösche A.C. et al., 1996; McCaghren et al., 1991]. Vergleichende Untersuchungen zu unterschiedlichen Glasionomermaterialien und Kompomeren in Klasse-II Sandwich-Restaurationen, sowie zu unterschiedlichen Verarbeitungstechniken sind nur sehr begrenzt verfügbar [Bott et al., 1997; Friedl et al., 1997; Randall R.C., 1996].

Ein weiteres Problem ist die Randspaltbildung, verursacht durch die Polymerisations-schrumpfung [Hickel et al., 1994 a, 1994 b; Lutz et al. 1985a; Schaller et al., 1988; Van Meerbeek et al., 1992]. Bei lichthärtenden Kompositen sind die Schrumpfungsvektoren zur Lichtquelle hin gerichtet und bewirken bei Bestrahlung von

okklusal im Bereich der approximalen Stufe die größte Kontraktion [Haller et al., 1993]. Ein schichtweises Einbringen und Aushärten des Komposits [Lutz et al., 1986b] sowie die Verwendung von lateral reflektierenden Lichtkeilen [Krejci I., 1986; Krejci et al., 1986b; Lutz et al., 1986a] können eine Schrumpfung des Komposites teilweise kompensieren. Eine Verbesserung stellen die aktuellen Entwicklungen der Hybridkomposite dar [Bauer et al., 1995]. Nach wie vor ist jedoch das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung problematisch [Willems et al., 1993a].

Hier bietet unter Umständen die in der Zahnmedizin neu eingeführten Werkstoffgruppe der Ormocere einen vielversprechenden Ansatz als Ersatz für Amalgam, alternativ zur herkömmlichen Kompositfüllungen. Bei den Ormoceren handelt es sich um Verbundpolymerwerkstoffe aus anorganisch-oxidischen Netzwerken und organischen Polymerstrukturen. Aufgrund der reduzierten Schrumpfung erwartet man eine geringere Randspaltbildung, so daß sich mit einem geeigneten Dentinadhäsiv möglicherweise die Indikation von Kompositen auf dentinbegrenzte Kavitäten ableiten könnte [Kaiser A., Schmidt H., 1991; Wolter et al., 1994 a, 1994 b].

Vor diesem Hintergrund war es das Ziel der vorliegenden in vitro-Studie, das Randschlußverhalten von plastischen Kompositfüllungen im approximal schmelz- und dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten zu untersuchen.

Dabei wurde der Frage nachgegangen, inwieweit sich mit Hilfe von verschiedenen Verarbeitungskonzepten ein stabiler Komposit-Dentinverbund in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten erzielen läßt. Dentinhaftmittel sind ein wichtiger Teilaspekt bei der Anwendung von adhäsiven Techniken in der Zahnmedizin. Bei einem Vergleich der verschiedenen Systeme ist eine Tendenz zur Vereinfachung und zur Reduzierung der Arbeitsschritte erkennbar.

Im Rahmen dieser Studie diente ein Feinhybridkomposit (Tetric Ceram) als Referenzgruppe in Verbindung mit einem Dentinhaftvermittler, der in drei Stufen verarbeitet wird (Syntac Classic). Als Vergleichsgruppe diente das selbe Material mit einem anderen Dentinhaftvermittler der auf Wasser basiert und in der Verarbeitung einfacher sein sollte (Syntac Single-Component). Eine weitere Vergleichsuntersuchung wurde mit einem auf Azeton basierenden Dentinhaftvermittler vorgenommen (Syntac Sprint). Hierbei sollte geklärt werden, welches Verarbeitungskonzept das beste Resultat ergibt.

Ferner wurde auch untersucht, ob sich durch verschiedene Verfahren der Säure-Ätz-Technik (total etch / selektive Schmelzätzung) der Randverschluß im Bereich der zervikalo-approximalen Stufe von Klasse-II-Kompositrestaurationen optimieren läßt.

Ein weiteres Ziel der Studie war, den Einfluß von sogenannten „stress-breaker“ auf die marginale Adaptation der Materialien in Sandwich-Technik zu untersuchen. Deshalb erfolgte die Applikation dieser Füllungen einmal unter Verwendung eines hydrophoben Material im Sinne der CLT-Technik (composite-lining-technique) und einmal unter Verwendung eines hydrophilen Material im Sinne von CbC-Technik (compomer bonded composite).

Als nächstes erfolgte der Vergleich zwischen neuartigen stopfbaren Kompositmaterialien mit einem Feinhybridkomposit in ihr Schrumpfungsverhalten.

Weiterhin sollte die Randqualität von adhäsiven und retentiven Füllungen miteinander verglichen werden.

Die Auswertung erfolgte mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskop-Analyse entlang des Füllungsrandes anhand einer standardisierten, computergestützten Bildauswertung.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Kompositmaterialien

2.1.1 Aufbau

Kompositmaterialien können als dreidimensionale Mischungen von mindestens zwei chemisch unterschiedlichen Komponenten und einer klar abgrenzbaren Verbundschicht definiert werden. Kompositmaterialien bestehen somit aus drei Phasen: der organischen Matrix, der Verbundschicht und der dispersen Phase [Lutz F., Phillips R.W., 1983].

Diese Struktur entsteht durch das Zusammenwirken der Einzelbestandteile: Monomere, Füllstoffe, Initiatoren, Inhibitoren, Pigmente und andere Additive [Janda R., 1988].

2.1.1.1 Organische Matrix

Die in heutigen Kompositmaterialien verwendeten Monomere gehören in die Gruppe der Diacrylate. Es handelt sich dabei vor allem um Ester der Methacrylsäure mit ein- oder höherwertigen Alkoholen. Neben Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) oder dessen Modifikationen finden UDMA (Urethandimetacrylat) oder EGDMA (Ethylenglycoldimethacrylat) Anwendung [Bowen R.L., 1979; Feilzer A.J., 1989; Janda R., 1988]. Durch die Monomere werden mehrere Materialeigenschaften beeinflusst, so werden die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme um so geringer, je größer das Molekulargewicht der gewählten Monomere ist [Janda R., 1988]. Diese Beziehung läßt sich jedoch nicht unbegrenzt nutzen, da die hohe Viskosität hochmolekularer Monomertypen die Verarbeitbarkeit zunehmend beeinträchtigt. Da auch der anzustrebende hohe Füllstoffgehalt die Viskosität erhöht, werden Verdünnermonomere zugesetzt (Bsp. TEGDMA :Triethylenglycoldimethacrylat).

Die Polymerisationsreaktion kann entweder durch chemische Initiatoren, Photoaktivatoren oder eine Kombination dieser beiden ausgelöst werden. Weitere Zusätze sind Stabilisatoren, Pigmente und andere Additive [Bowen R.L., 1979; Janda R., 1988].

2.1.1.1.1 Einteilung der Komposite nach der Matrix

- Organische Matrix (hydrophob):
z. B. Tetric Ceram (Vivadent, FL-9494 Schaan)
- Organische Matrix (hydrophil):
durch polare Gruppen: COOH = Kompomer
z. B. Compoglass F (Vivadent, FL-9494 Schaan)
- Anorganisch-organische Kopolymere als Matrix = Ormocere (hydrophob)
z. B. Definite (Degussa, D-63403 Hanau)
- Anorganisch-organische Kopolymere als Matrix (hydrophiler)
z. B. Admira (Voco, D-27457 Cuxhaven)

2.1.1.2 Verbundschicht (Silan)

Silane sind bifunktionelle Moleküle, die eine kovalente Verbindung zwischen disperser und organischer Phase in auspolymerisierten Kompositmaterial herstellen. Dadurch werden die mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu Materialien mit unsilanisierten Füllstoffen deutlich verbessert [Janda R., 1988]. Die kovalente Verbindung zwischen Füllstoffen und Matrix unterliegt jedoch im Mundmilieu der Hydrolyse, sie stellt daher gleichzeitig auch einen Schwachpunkt dar [Lutz F., Phillips R.W., 1983].

2.1.1.3 Füllstoffe

Die anorganischen Füllstoffe bestehen aus Quarz, Glas oder Keramik [Janda R., 1988]. Je nach Größe und Struktur können verschiedene Füllstofftypen unterschieden werden:

- Konventionelle „Makro“-füller
Partikelgröße: 0,5-5µm
- Mikrofüller (pyrogenes SiO₂)
Partikelgröße: 0,01-0,04
- Mikrofüller-Komplexe
(splitterförmig, sphärisch, agglomeriert).

2.1.1.4 Klassifikation und Anwendung im Seitenzahnbereich

Den Füllstoffen kommt nach heutiger Sicht die größte Bedeutung für die Determination der klinisch wichtigen Eigenschaften von Kompositmaterialien zu [Chung K.H., 1990; Kollmannsperger P., Kürschner R., 1980; Lutz F., Phillips R.W., 1983; Willems et al., 1993a; Willems et al., 1991a, 1991b]. Folgerichtig basieren die meisten Klassifikationen von Kompositmaterialien auf den verwendeten Füllstofftypen [Lutz F., Phillips R.W., 1983; Willems et al., 1993a; Willems et al., 1992].

Die für die Anwendung in Klasse-II-Restaurationen klinisch relevanten Materialeigenschaften zahnärztlicher Kompositmaterialien wurden von WILLEMS und Mitarbeitern [Willems et al., 1992] wie folgt zusammengefaßt:

- E-Modul
- Intrinsische Oberflächenrauigkeit
- Oberflächenhärte
- Radioopazität
- Druckfestigkeit

Um der steigenden Bedeutung von Seitenzahnkompositen Rechnung zu tragen, klassifizieren WILLEMS und Mitarbeiter [Willems et al., 1993a; Willems et al., 1992] Kompositmaterialien auf der Grundlage dieser Eigenschaften, die sie gleichzeitig als Standardkriterien zur Bewertung potentieller Seitenzahnkomposite vorschlagen. Die Arbeitsgruppe kommt zu dem Schluß, daß moderne Kompositmaterialien aufgrund ihrer werkstofflichen Parameter für den Einsatz im Seitenzahnbereich geeignet sein können [Willems et al., 1993a; 1993b; 1991a; 1993c; 1991b].

Dem uneingeschränkten Einsatz von Kompositmaterialien im Seitenzahnbereich steht somit aus heutiger Sicht hauptsächlich das Problem einer dauerhaften marginalen Integrität der Restauration entgegen [Dietschi et al., 1995; Eakle W.S., Ito R.K., 1990; Eakle W.S., Nakamoto D.K., 1989; Fayyad M.A., Shortall A.C.C., 1987; Friedl et al., 1997; Fuks et al., 1990; Gross et al., 1984; Hinoura et al., 1988; Krejci et al., 1996; Kunzelmann et al., 1993; Lösche G.M. et al., 1992; Lutz et al., 1986b; McCaghren et al., 1991; Prati C., 1991; Walker C., Lacy A., 1986; Youngson et al., 1991].

2.2 Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde

2.2.1 Säure-Ätz-Technik

Dentinhaftmittel und Kompositmaterialien können ausschließlich in Verbindung mit der Säure-Ätz-Technik korrekt eingesetzt werden. Anders als beim Amalgam werden beim Komposit nämlich vorhandene Randspalten nicht durch Korrosionsprodukte verlegt. Dagegen kann es durch die Elastizität des Kompositmaterials insbesondere bei Belastung der Füllung oder aufgrund von Temperaturunterschieden zu einer Pumpwirkung kommen, durch die Mikroorganismen unter die Füllung gelangen und zu einer Pulpaschädigung führen können [Brännström M., Vojinovic O., 1976]. Durch einen konsequenten Einsatz der Säure-Ätz-Technik kann dieser Problematik entgegengewirkt und die Randdichtigkeit von Kompositfüllungen in schmelzbegrenzten Kavitäten sichergestellt werden.

Das Grundprinzip der Schmelz-Ätz-Technik besteht in einer Veränderung der Schmelzoberfläche durch Säuren zur Erzielung eines retentiven Ätzmusters, das durch die Polymerisation eines dünnfließenden Versieglers zur mikromechanischen Verankerung ausgenutzt wird [Buonocore M.G., 1955; Swift et al., 1995]. Das Ätzmuster entsteht durch die unterschiedliche Löslichkeit der Hydroxylapatitkristalle in einem Schmelzprisma in Abhängigkeit von ihrer Anordnung zur angreifenden Säure [Schröder H.E., 1992].

Marktübliche Produkte enthalten eine ca. 37%ige Phosphorsäure und liegen in Form eines Gels vor, das für 30 bis 60 Sekunden appliziert wird, um danach durch kräftiges Absprayen mit Wasser zusammen mit den entstehenden Präzipitaten entfernt zu werden. Durch die Säureeinwirkung entsteht eine vergrößerte und benetzbare Oberfläche, welche die Voraussetzung für eine ausreichende Adhäsion am Schmelz darstellt [Lösche G.M., Blunck U., 1988]. Zur sicheren Erzielung eines Ätzmusters ist die Ansträgung der Kavitätenränder im Schmelz nötig, um auf diese Weise die Schmelzprismen quer zu treffen [Brännström et al., 1991; Cheung G.S.P., 1990]. Damit die volle Benetzbarkeit dieses Ätzmusters erhalten bleibt, muß es durch absolute

Trockenlegung (Kofferdam-Applikation) vor Speichel, aber auch vor der Atemfeuchtigkeit geschützt werden. Nur dadurch ist ein dauerhafter Erfolg zu gewährleisten.

2.3 Haftung an Dentin

Die geschilderte Technik zur Verarbeitung von Kompositmaterialien ermöglicht randdichte schmelzbegrenzte Füllungen, während eine Haftung an der Dentinoberfläche wesentlich schwieriger zu erzielen ist. Der Grund dafür liegt im heterogenen Aufbau des Dentins. Ein typisches Merkmal des Dentins sind die mit Dentinliquor und Odontoblastenfortsätzen gefüllten Tubuli, die einen direkten Zugang zur Pulpa ermöglichen. Diese Tubuli werden von peritubulärem Dentin begrenzt, das wesentlich stärker mineralisiert ist als das intertubuläre Dentin. Durch diese unterschiedlichen Strukturmerkmale des Dentins ist eine direkte Übertragung des Haftmechanismus am Schmelz auf das Dentin nicht möglich. Zudem entsteht bei jeder mechanischen Bearbeitung des Dentins eine sogenannte Schmierschicht. Die Schmierschicht verschließt einerseits die Tubuli, verhindert andererseits aber auch einen direkten Kontakt eines Füllungsmaterials mit der kompakten Dentinoberfläche. Durch den Verschluß der Tubuli wird ein Vordringen von Mikroorganismen – allerdings nicht ihrer Toxine – zur Pulpa unterbunden und der Dentinliquor-Fluß gehemmt.

Der Dentinliquor, eine extrazelluläre Flüssigkeit aus der Pulpa, füllt die Tubuli zusammen mit den Odontoblastenfortsätzen aus. Seine Flußrichtung ist bei offenen Tubuli durch den intrapulpalen Druck an vitalen Zähnen nach außen gerichtet [Pashley et al., 1981]. Das Dentin ist wegen dieses Dentinliquors hydrophil, wodurch Probleme entstehen, das hydrophobe Kompositmaterial mit dem Dentin in innigen Kontakt zu bringen.

2.3.1 Klassifikation der Dentinadhäsive

Die Klassifizierung der Dentinadhäsive kann nach der Dentinvorbehandlung erfolgen. Die Schmierschicht bleibt entweder erhalten, wird entfernt oder partiell aufgelöst und modifiziert [Van Meerbeek et al., 1992].

2.3.1.1 Erhaltung und Einbeziehung der Schmierschicht

Da zunächst große Bedenken gegen den Einsatz von Säuren auf Dentinoberflächen bestanden, wurde versucht, eine chemische Verbindung mit der Schmierschicht aufzubauen. Auf Grund ihrer Azidität (pH ca. 2,5) bewirken die hydrophilen Monomere, auch Primer genannt, eine partielle Auflösung des mechanisch vorgeschädigten Hydroxylapatits. Die hydrophilen Monomere des Dentinhaftvermittlers sickern in die Schmierschicht ein und fördern dadurch die Benetzung mit dem hydrophoben Bonding. Es kommt zu einer „Verfilzung“ bzw. „Verklebung“ des Kunststoffes mit den Kollagenfasern in der Schmierschicht. Durch die Erhaltung der Schmierschicht wird die Dentinpermeabilität nicht erhöht [Haller et al., 1992; Prati C., 1994]. Dadurch ist eine gewisse Kompensation der Kontraktionsspannung, die aufgrund der Polymerisation entsteht, möglich [Haller B., 1994]. Die Haftung solcher Dentinhaftmittelsysteme hängt allerdings von der Retention der Schmierschicht an der Dentinoberfläche ab. Bei Scherversuchen tritt das Versagen meistens innerhalb dieser Schicht auf. Außerdem kann die modifizierte Schmierschicht nicht das Eindringen von Wasser verhindern, was langfristig zur Herabsetzung der Haftfestigkeit durch Hydrolyse führt [Haller B., 1994].

2.3.1.2 Auflösung der Schmierschicht

Im Anschluß an eine Konditionierung des Dentins mit Säure, bei der die Schmierschicht entfernt wird, erfolgt die Anwendung eines Primers. Die Auflösung von dentineigenem Hydroxylapatit führt zu einer ca. 1-7µm tiefen Demineralisation des intertubulären Dentins [Pashley et al., 1994; Van Meerbeek et al., 1992]. Das applizierte Monomer ist aufgrund seiner hydrophilen Eigenschaften in der Lage, in das demineralisierte Dentin

einzudringen und eine Vernetzung mit dem Kollagennetzwerk einzugehen. Dieses Netzwerk wird durch das Herauslösen der Hydroxylapatitkristalle bei der schonenden Ätzung des Dentins freigelegt. Dabei kann es oberflächlich kollabieren, wodurch eine Penetration des Primers erschwert wird. Eine exzessive Austrocknung des Dentins nach einer Konditionierung führt ebenfalls zu einem Verkleben der Kollagenfasern, denn das Wasser in den Zwischenräumen des Netzwerkes verhindert ein Zusammenfallen [Van Meerbeek et al., 1992]. Die Diffusion des hydrophilen Monomers in das Kollagennetzwerk ist Voraussetzung für eine stabile Dentinhaftung. Nach der Aushärtung des Monomers kommt es zur Ausbildung der sogenannten „Hybridschicht“, einer Mischung aus polymerisiertem Monomer und Kollagenfasern, und damit zur mikromechanischen Verankerung im Dentin [Pashley D.H., 1991; Pashley D.H., 1992; Van Meerbeek et al., 1992]. Infolge der Durchmischung des Dentinhaftmittels mit Kollagenfasern ändert sich der Elastizitätsmodul des Monomers, so daß eine Art elastische Schicht entsteht, die zum Teil in Abhängigkeit von ihrer Schichtdicke die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung des Komposits auffangen kann [Van Meerbeek et al., 1993].

In den verschiedenen Dentinhaftmittelsystemen wurden die Konditionierung des Dentins und die Primer-Applikation so aufeinander abgestimmt, daß eine Penetration des Primers bis in mineralisierte Dentinbereiche sichergestellt sein soll. Lösungsmittel wie z. B. Azeton helfen dabei, indem sie die Oberflächenspannung und den Dampfdruck des Wassers im feuchten Kollagennetzwerk ändern und somit das Wasser bis in die Tiefe des Netzwerkes verfolgen.

Nach der Vorbehandlung des Dentins mit einem Primer bedarf es noch der Applikation eines Adhäsivs, das die Verbindung des hydrophilen Monomers mit dem hydrophoben Komposit ermöglicht, also hydrophile und hydrophobe Eigenschaften besitzen muß. Dieses Adhäsiv vermischt und verbindet sich mit dem zuvor applizierten Primer und muß vor der Applikation des Kompositmaterials ausgehärtet sein. Auf diese Weise kann das Dentinhaftmittel seine Haftung aufbauen, bevor die Kräfte der Polymerisationsschrumpfung des Kompositmaterials die Kontaktflächen zum Dentin einer Zugbelastung aussetzen. Daher ist die ausreichende Aushärtung des Dentinhaftmittels vor dem Aufbringen des Komposits so entscheidend.

2.3.1.3 Selbstkonditionierende Primer

Systeme mit selbststänzendem Primer enthalten ein Gemisch aus Monomeren und einer schwachen organischen Säure (z. B. 0,8-4%ige Maleinsäure). Sie bewirken eine (partielle) Auflösung der Schmierschicht, eine Demineralisation des intertubulären Dentins und eine Erhöhung der Dentinpermeabilität [Haller et al., 1992; Tagami et al., 1990; Van Meerbeek et al., 1992]. Es werden Kunststofftags und eine Hybridschicht gebildet. Beim Verdunsten des Lösungsmittels fällt ein Teil der in Lösung gegangenen Schmierschichtbestandteile wieder aus, so daß die Schmierschicht durch einen hydrophoben Film aus Monomeren mit darin inkorporierten Schmierschichtbestandteilen ersetzt wird [Haller B., 1992]. Die relativ schwache Demineralisation des peritubulären Dentins durch maleinsäurehaltige Primer, verbunden mit einer entsprechend geringen peritubulären Hybridschichtbildung [Erickson R.L., 1992; Van Meerbeek et al., 1992], wird von manchen Autoren dafür verantwortlich gemacht, daß die Haftfestigkeit der betreffenden Dentinadhäsive auf pulpanahem Dentin geringer ist als in der Nähe der Schmelz-Dentin-Grenze [Friedl K.-H., Power J.M., 1994; Prati et al., 1991]. Bei ungenügender Verankerung am peritubulären Dentin werden die Tags bei der Polymerisationskontraktion aus den Tubuli gezogen, wodurch die Dentinversiegelung verschlechtert wird [Youngson C.C., Grey N.J.A., 1992].

Ein weiteres Kriterium bei der Wahl des Dentinhaftvermittlers ist die unterschiedliche Vorbehandlung von Schmelz und Dentin:

Technik des „total etching“

Unter dem Begriff „total etching“ versteht man die gleichzeitige Vorbehandlung von Schmelz und Dentin mit einer Säure in einem Arbeitsgang [Haller et al., 1995]. Zumeist wird Phosphorsäure (10% oder 35-38%) oder Maleinsäure (10%) verwendet. Durch Anwendung der „total-etch-Technik“ kann eine der Schmelzätzung gleichwertige oder sogar bessere Randqualität, Haftfestigkeit und Dentinversiegelung erreicht werden [Pashley et al., 1994]. Der positive Effekt der Dentinkonditionierung mit Phosphorsäure

ist auf eine tiefere Demineralisation des intertubulären Dentins zurückzuführen [Van Meerbeek et al., 1992]. Gleichzeitig ist hiermit die Erhöhung der Dentinpermeabilität durch Entfernung der Schmierschicht besonders stark ausgeprägt [Haller B., 1994]. Das zu verwendende Dentinadhäsiv muß in der Lage sein, ausreichend tief in die demineralisierte Schicht einzudringen, sonst kann die Dekalzifizierung tiefer als die Penetration des Adhäsives sein [Haller et al., 1995]. Dies würde auf längere Sicht zu einer Verschlechterung des Verbundes führen, da freigelegtes Kollagenetzwerk nicht in Kunststoff eingebettet wäre und somit über hydrolytische Prozesse geschwächt würde.

Angesichts der einfachen Anwendung, der kürzeren Verarbeitungszeit und der besseren Haftfestigkeit geht der Trend in Richtung der „total-etch-Technik“ [Haller et al., 1995].

Technik des „wet bonding“

Der Begriff „wet bonding“ besagt, daß die Dentinoberfläche nicht vollständig ausgetrocknet wird [Haller B., 1994].

Die Beobachtung, daß mit manchen Adhäsiven auf feuchtem Dentin höhere Haftwerte erzielt werden als auf trockenem, wird darauf zurückgeführt, daß durch das Wasser ein Kollabieren des Kollagenfasergeflechtes verhindert und die Penetration des Primers erleichtert wird [Pashley et al., 1993; Suh, 1991]. Geeignete Lösungsmittel wie z. B. Azeton fördern die Verdrängung des Wassers und beeinflussen so die Haftfestigkeit positiv. Es wäre jedoch falsch anzunehmen, daß bei der Verarbeitung von Dentinadhäsiven kein trockenes Arbeitsfeld erforderlich ist. Das Konzept des „Wet bonding“ darf nicht die Verunreinigung des Dentins mit Speichel oder Blut verursachen [Pashley et al., 1994].

Technik des „total bonding“

Der Begriff „total bonding“ beschreibt, daß bei Kavitäten geringer bis mittlerer Tiefe auf das Legen einer Zementunterfüllung verzichtet wird. Hierbei wird die gesamte kavitätenseitige Restaurationsfläche mit der Zahnhartsubstanz verbunden; die Versiegelung des Dentins erfolgt durch das Dentinadhäsiv [Baillod R. et al., 1994].

Allenfalls tiefere, pulpanahe Kavitätenregionen können mit Kalziumhydroxid punktförmig abgedeckt werden [Haller B., 1994].

Die Schrumpfungsspannung steigt mit dem Verhältnis der gebundenen zu freien Kompositflächen, dem sogenannten Konfigurationsfaktor (C-Faktor) an [Feilzer et al., 1987]. Das „total Bonding“ wird vom Restaurationssystem um so besser toleriert, je niedriger der C-Faktor und je kleiner die Kavität ist bzw. je geringer die pro Polymerisationsvorgang schrumpfende Kompositmenge und je besser die Haftung an der Zahnhartsubstanz ist [Krejci et al., 1994]. Bei Läsionen, die im allgemeinen durch ein großes Oberflächen-/Volumenverhältnis charakterisiert sind, ergibt das „Total bonding“ die beste Füllungsrandqualität [Krejci I., Lutz F., 1991; Lutz et al., 1993].

Auswahlkriterien für ein ideales Dentinhaftmittelsystem

- Biokompatibilität (Anwendung auch in pulpanahen Kavitäten möglich)
- Anwenderfreundlichkeit, also die Anzahl der Einzelkomponenten, der Mischvorgänge sowie der Arbeitsschritte
- gute Wirksamkeit, also die Fähigkeit am Dentin zu haften
- Verhinderung von Spalten bzw. Mikroleckagen zwischen Zahn und Komposit
- Verhinderung postoperativer Beschwerden
- geringe Anfälligkeit auf nichtideale Arbeitsbedingungen
- klinische Erfahrungen

2.4 Kompomere

Die neue Materialgruppe wird in Anspielung auf die Mischung von **Komposit-** und **Glasionomerzementbestandteilen Kompomere** genannt. Hierbei ist das Monomer des Kompositmaterials mit Carboxylatgruppen modifiziert worden, und die Gläser als Füllstoff des Kompositmaterials entsprechen denen im Glasionomerzement. Kompomere sind also im Grunde modifizierte Kompositmaterialien [Blunck U., 1996]. Da bei den Kompomeren die klassische Reaktion mit Al-Fluoro-Silikatgläsern erst nach späterer Wasseraufnahme erfolgt, ist auch die Haftung an Zahnhartsubstanz nur durch vorherige Anwendung eines Adhäsives zu erreichen.

Kompomere sind lichthärtende Restaurationsmaterialien. Sie weisen aber auch nach der Lichtpolymerisation nur eine begrenzte Durchhärtetiefe von ca. 2 mm auf [Attin T. et al., 1996 b]. Möglicherweise verhindert die im Vergleich zu Kompositen größere Opazität des Materials ein tieferes Eindringen des Polymerisationslichtes. Die physikalischen Eigenschaften von Kompomeren wie Biege-, Zug- und Druckfestigkeit ähneln denen von Kompositmaterialien [Attin T., Buchalla W., 1998]. Dabei liegen die Werte für diese Festigkeiten im Bereich der Werte für mikrogefüllte Komposite und unter denen für Hybridkomposite [Uno S. et al., 1996]. Die Polymerisationsschrumpfung beträgt während der ersten fünf Minuten ca. 2,6 Vol-% [Attin et al., 1995]. Anschließend nehmen Kompomere bei Feuchtigkeitszutritt Wasser auf, was eine Quellung des Materials zur Folge hat [Frankenberger et al., 1996]. Es konnte gezeigt werden, daß die in den Kompomeren enthaltenen Fluoride bei Flüssigkeitskontakt wieder aus dem Werkstoff freigesetzt werden können [Attin T. et al., 1996 a; Friedl et al., 1997; Glockmann et al., 1997]. Ihr Vorteil liegt in ihrer kariespräventiven Wirkung, allerdings hängt die Fluoridfreisetzung neben der Menge des in den Füllpartikeln enthaltenen Fluorids auch von der Art der Fluoridverbindung ab. Ferner hat die Form und Größe der Partikel, d.h. die Größe der reaktiven Oberfläche, einen Einfluß auf die Fluoridabgabe. Kompomere weisen im Vergleich zu Hybridkompositen und Glasionomerzementen ein geringeres Elastizitätsmodul auf [Attin et al., 1996 b; Braem et al., 1995; Gladys S. et al., 1997]. Sie können daher aufgrund einer größeren Flexibilität bei Biegebeanspruchungen der Zähne eine bessere Retention aufweisen als Hybridkomposite oder Glasionomerzemente.

„Sandwich“-Technik

Die adhäsive Restauration von Klasse-II-Kavitäten, deren zerviko-approximale Stufe im Dentin endet, ist kritisch zu bewerten, da derzeit – auch bei Anwendung moderner Dentinhaftvermittler – kein belastungsstabiler Kompositdentinverbund erzielt werden kann [Mc Lean J.W., 1996; Retief D.H., 1994; Swift et al., 1995]. Benetzungsprobleme infolge der hohen Viskosität moderner Seitenzahnkomposite können den initialen Verbund von Füllungswerkstoff und Dentin negativ beeinflussen.

Der dargelegten Problematik wurde durch das Konzept der „compomer bonded composite“-Technik Rechnung getragen: Diese Technik beinhaltet die Kombination eines niedrigviskösen Kompomers und eines Seitenzahnkomposits im Sinne der „Sandwich“-Technik [Hannig M. et al., 1997]. Durch diese Kombination kann die marginale Adaptation des dentinbegrenzten Anteils einer Klasse-II-Restauration optimiert werden [Hannig M. et al., 1997]. In der vorliegenden Studie wurde auch untersucht, ob die „CbC“-Technik auf die Verwendung eines niedrigviskösen Kompomers zu beschränken ist, oder ob auch bei Anwendung eines niedrigviskösen Komposits im Sinne der „CLT“-Technik (composite-lining-technique) eine belastungsstabile marginale Adaptation erzielt werden kann.

2.5 Ormocere

Das Fraunhofer-Institut für Silikatforschung, Würzburg, hat in Zusammenarbeit mit Partnern in der Dentalindustrie einen experimentellen kompositbasierten Werkstoff für die Zahnmedizin entwickelt, welcher plastisch in die Kavität eingebracht und per Lichthärtung auspolymerisiert wird. Es handelt sich hierbei um organisch modifizierte, nicht metallische anorganische Verbundwerkstoffe, die nach der angelsächsischen Bezeichnung „organically modified ceramics“ als Ormocer bezeichnet werden [Greive K., Schottner G., 1990]. Diese Stoffklasse kann zwischen anorganischer und organischer Polymere eingeordnet werden und besitzt sowohl ein anorganisches als auch organisches Netzwerk. Multifunktionelle (Meth)acrylataalkoxysilane, die durch NCO-Addition von isocyanat-substituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri- oder Tetra(meth)acrylate synthetisiert werden, bilden die Eduktbasis für die neue

Verbundpolymerklasse [Wolter H., Storch W., 1993 b]. Die monomeren molekularen Vorstufen dieses Verbundpolymers zeichnen sich durch drei Struktursegmente aus. Das anorganisch-kondensierbare Molekülsegment dient dem Aufbau des organischen Netzwerkes.

Die neuartigen multifunktionellen Urethan- und Thioetheroligo-(meth-)acrylate werden hierbei als Sol-Gel-Precursoren genutzt [Wolter H., Storch W., 1993 a; 1993b; Wolter et al., 1994a; 1994b] und unter Ausbildung von Si-O-Si-Struktureinheiten anorganisch kondensiert. Je nach Anzahl kondensierbarer/hydrolysierbarer Gruppen im Ausgangssilan kann das Kondensat dimere, lineare oder dreidimensionale Strukturen aufweisen. Durch den teilweisen Austausch von Silizium mit schweren Elementen (Titan, Zirkonium, Aluminium) kann man die Röntgenopazität erhöhen, was für Qualitätskontrollen von Vorteil wäre. Durch Inkorporierung von Füllkörperpartikeln läßt sich die Ormocerpaste wie lichthärtende Kunststoffe verarbeiten und mit UV-Licht auspolymerisiert. Die Polymerisation soll jedoch von weniger Schrumpfung begleitet sein. Das toxikologische und allergologische Potential dieser, über ein hohes Molekulargewicht verfügenden Stoffklasse ist gering einzustufen, da anstatt (Meth-)Acrylat-monomeren silanvernetzte Acrylate und Methacrylate verwendet werden und diese somit an das anorganische Netzwerk geknüpft sind [Wolter et al., 1994b]. Ein weiterer Vorteil der Ormocere sind die niedrigen Abrasionswerte im Vergleich zu verschiedenen handelsüblichen Füllungsmaterialien [Bauer et al., 1995].

3 MATERIAL UND METHODE

3.1 Auswahl und Vorbereitung der Zähne

Als Material für diese Untersuchung wurden 80 menschliche, kariesfreie, extrahierte Molaren der zweiten Dentition ausgewählt. Die Zähne lagerten vor Studienbeginn maximal 6 Wochen in Ringerlösung mit 0,25% Natriumazidgehalt.

Die Zähne mußten dabei folgende Auswahlkriterien erfüllen:

- vollständig abgeschlossenes Wurzelwachstum
- möglichst keine oder nur geringe Beschädigung durch Extraktionsinstrumente
- keine vorhandene Füllung
- kein oder nur geringer Kariesbefall, der in die Kavitätenpräparation vollständig einbezogen werden konnte

Die Zähne wurden sorgfältig mit einer frisch geschliffenen Kürette von Zahnstein und Resten des desmodontalen Faserapparates gereinigt und anschließend mit einem rotierenden Bürstchen und fluoridfreier Polierpaste poliert.

Es erfolgte eine randomisierte Verteilung der Molaren auf 10 Versuchsgruppen zu je 8 Zähnen.

Danach wurden die Zähne mit einem kugelförmigen Diamanten nummeriert und zum Schutz vor Austrocknung zwischen allen Arbeitsschritten in Ringerlösung gelagert.

3.2 Präparation

Die Präparation erfolgte unter direkter Sicht bei 160.000 U/min und maximaler Wasserkühlung. Es wurden große MOD-Inlay-Kavitäten mit leicht divergierenden Wänden präpariert; außer in den Gruppen 3 und 8 (Ariston pHc), die einer birnenförmigen Präparationsart unterzogen wurden.

Ein zylinderförmiger Diamantschleifkörper mit 80µm Korngröße und abgerundeter Stirnseite wurde für die Grobpräparation verwendet, um abgerundete Innenkanten zu erhalten.

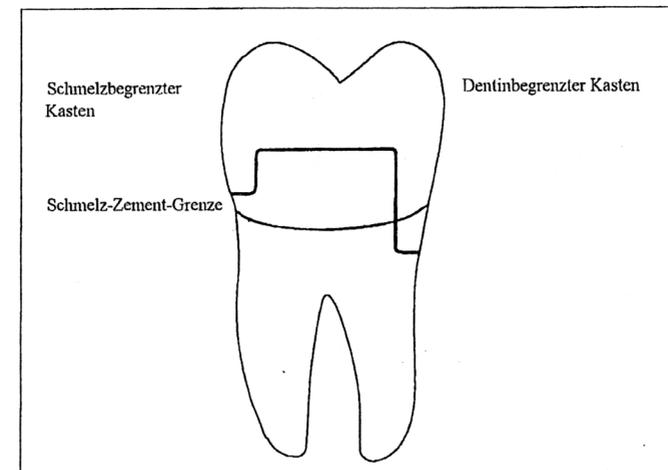


Abb. 3.1: Schematische Darstellung der approximalen Kästen in mesio-distaler Ansicht

Die zervikale Präparationsgrenze verlief im mesio-approximalen Kasten 1-1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze (SZG). Die Extension im disto-approximalen Kasten war dentinbegrenzt und verlief 1,5 - 2 mm apikal der SZG. Die Breite der approximalen Kästen betrug in oro-vestibulärer Richtung 5 mm. Okklusal wurde ein Isthmus von ca. 4 mm Breite und 3 bis 4 mm Tiefe präpariert. Die Nachbearbeitung und Glättung der gesamten Kavität erfolgte mit einem zylinderförmigen bzw. birnenförmigen Finierdiamanten mit einer Korngröße von 40 µm. Die Kavitätenränder wurden entlang der gesamten Zirkumferenz rechtwinklig (Butt-Joint-Konfiguration) gestaltet. Auf die Präparation einer Ansträgung wurde verzichtet, da speziell bei großen Kavitäten die oft nur geringe Schmelzdicke selten die Präparation einer optimalen Ansträgung erlaubt.

Anschließend erfolgte die visuelle Kontrolle der Präparationen und deren Ränder auf Imperfektionen. Wurden solche festgestellt, wurde nachfiniert. Die Kavitäten wurden mit Hilfe von 3%igem Wasserstoffperoxid gereinigt und mit dem Druckluft-Wasser-Spray getrocknet.

Die Zähne wurden zur Füllungslegung mittels einer Silikonabformmasse in einem Modell mit Frasaconachbarzähnen montiert. Dies ermöglicht die Simulation der klinischen Situation, insbesondere hinsichtlich der Applikation von Matrizenbändern

und Anwendung von Holzkeilen im Approximalraum. In allen Versuchsgruppen wurden Stahlmatrizen verwendet und auf das Legen einer Unterfüllung verzichtet. Die für die Studie ausgewählten Adhäsivsysteme sind in Tabelle 3.1 zusammengestellt.

Tabelle 3.1 Verwendete Dentinadhäsive

Dentinadhäsiv	Kurzcharakteristik	Anwendung in Gruppe
Syntac Classic	LH, MKA, SK	Gr. 1 / SE Gr. 5 / TE Gr. 6 / TE Gr. 9 / TE
Syntac Sprint	LH, EKA, TE, WB, SP	Gr. 10
Syntac-Single Component	LH, EKA, TE, WB, SP	Gr. 2
Solid bond	LH, MKA, TE, WB, SK	Gr. 4
Etch & Prime	LH, Mix, SÄ	Gr. 7

Härtung: LH lichthärtend, Dentinadhäsiv-Typ: TE gleichzeitige Säure-Ätzung von Schmelz und Dentin (total etching), SE Säure-Ätzung nur auf Schmelz, Dentinbehandlung mit selbstkonditionierendem Primer, SK selbstkonditionierend, SP selbstprimend, SÄ selbstätzenden Primer, EKA Einkomponenten-Adhäsiv, MKA Mehrkomponenten-Adhäsiv (Primer und Bond separat), Mix: Anmischung von Primer oder Adhäsiv aus zwei Komponenten, WB: wet bonding

3.3 Applikation des Ätzmittels

Vor dem Anätzen der Zähne erfolgte nochmals eine gründliche Reinigung mit Wasserspray. Anschließend wurden die Zähne mit Druckluft getrocknet. Alle Kompositfüllungen wurden außer in den Gruppen 3 und 8 (Ariston pHc) mit Hilfe von Säure-Ätz-Technik adhäsiv befestigt (Buonocore 1955).

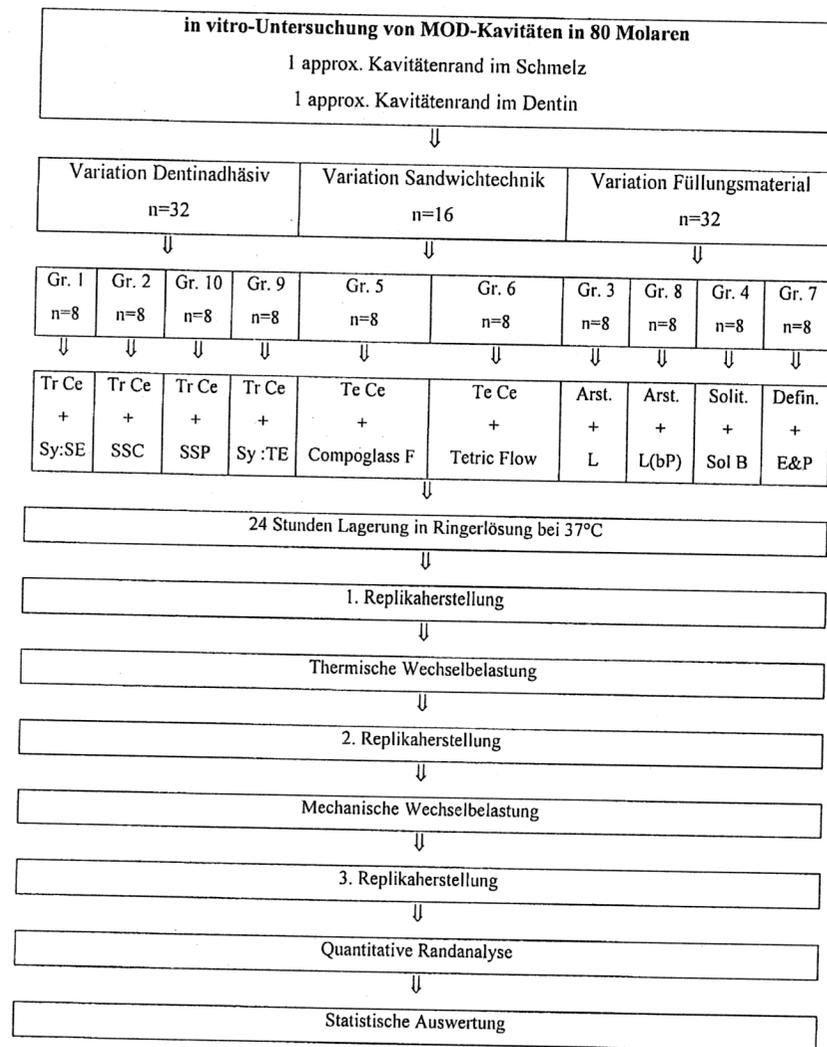
Die Verwendung einer Spritze mit feiner Kanüle erlaubte eine gezielte Applikation des Ätzmittels auf Schmelzränder oder Schmelz und Dentin, je nach verwendetem System. Die Vorgehensweise erfolgte streng nach den Angaben der Hersteller, die für die unterschiedlichen Gruppen einzeln dargestellt werden. Durch die Säureapplikation entsteht ein retentives Ätzmuster, das nach Absprühen mit Wasserspray und Trocknen mit Luftgebläse sich als kreibig weißes Areal darstellt und visuell kontrolliert wird. Durch die Säureätzung wird eine ausgeprägte mikroskopische Oberflächenvergrößerung und eine größere Retentionsfläche für die mikromechanische Verankerung zwischen Schmelz und Komposit bzw. Dentin und Komposit erzielt (Kullmann 1988).

3.4 Applikation des Dentinadhäsives

Mit Hilfe von Applikatoren wurde zuerst ein Primer in die Kavität eingebracht und nach Herstellerangaben verarbeitet. Anschließend erfolgte die Benetzung der Kavität mit dem jeweiligen lighthärtenden Bonding-Agent. Dies sind niedrigvisköse Kunststoffe, die als Haftvermittler dienen. In dieser Versuchsreihe wurde mit verschiedenen Generationen der Dentinhaftvermittler gearbeitet, die als Mehrkomponenten-System oder Einkomponenten-System mit einander verglichen wurden. Die weitere Vorgehensweise wird für die unterschiedlichen Fülltechniken einzeln dargestellt (Tab.3.2).

Tabelle 3.2 Übersicht der Versuchsgruppen

Gruppe	Füllungs-material	Dentinhaft-vermittler	Applikations-technik	Präparations-Form	Säureätz-technik
1	Tetric Ceram	Syntac Classic	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	Selektive Schmelz-ätzung
2	Tetric Ceram	Syntac Single Component	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch
3	Ariston pHc	-	Inkrement	mod birnenförmig	-
4	Solitaire	Solid bond	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch
5	Tetric Ceram + Compoglass F	Syntac Classic	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch
6	Tetric Ceram + Tetric Flow	Syntac Classic	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch
7	Definite	Etch & Prime	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	Selbst-ätzend
8	Ariston pHc	-	bulk placement	mod birnenförmig	-
9	Tetric Ceram	Syntac Classic	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch
10	Tetric Ceram	Syntac Sprint	Inkrement	Konventionelle mod ohne Ansträgung	total etch



Das Flußdiagramm in Abb. 3.2 gibt einen Überblick über den Aufbau der Studie.

3.4.1 Hinweise zur Bearbeitung der Dentinhaftvermittler der einzelnen Versuchsgruppen

3.4.1.1 Dentinadhäsive der Mehrkomponentensysteme

Gruppe 1 und 9: Syntac Classic + Adhesive + Heliobond + Tetric Ceram (79,0 Gew. % Fülleranteil)

Gruppe 1: Selektive Schmelzätzung 60 s mit Email Preparator GS Ätzel (37% Phosphorsäure)

Gruppe 9: Schmelz- und Dentinätzung (Total etch) 15 s mit Email Preparator GS Ätzel (37% Phosphorsäure)

Nachfolgende Schritte sind für beide Gruppen gleich

- 60 s mit Wasserspray absprühen
- 30 s Kavität lufttrocknen
- Dentinbenetzung mit Syntac Primer, 15 s Einwirkzeit, 30 s gründlich trocknen
- Syntac Adhesive auftragen, 10 s Einwirkzeit, 30 s gründlich trocknen
- Heliobond applizieren, dünn ausblasen, 20 s Lichtpolymerisation
- Einbringen des Füllungswerkstoffes (Tetric Ceram), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

3.4.1.2 Dentinadhäsive der Einkomponentensysteme

Gruppe 2 und 10: Tetric Ceram (79,0 Gew. % Fülleranteil) + Syntac Single-Component bzw. Syntac Sprint

Gruppe 2: Syntac Single-Component + Tetric Ceram (79,0 Gew. % Fülleranteil)

- Schmelz- und Dentinätzung 15 s beginnend bei den Schmelzrändern mit Email Preparator GS Ätzel (37 % Phosphorsäure)
- 60 s mit Wasserspray absprühen

- Kavität lufttrocknen, leicht feuchte Dentinoberfläche
- Schmelz- und Dentinbenetzung mit Syntac Single-Component, 20 s Einwirkzeit, Überschüsse 5 s leicht verblasen, 20 s Lichtpolymerisation
- Eine zweite Schicht Syntac Single-Component auftragen, sofort verblasen, 20 s Lichtpolymerisation
- Einbringen des Füllungswerkstoffes (Tetric Ceram), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

Gruppe 10: Syntac Sprint + Tetric Ceram (79,0 Gew. % Fülleranteil)

- Schmelz- und Dentinätzung 15 s beginnend bei den Schmelzrändern mit Email Preparator GS Ätzgel (37 % Phosphorsäure)
- 60 s mit Wasserspray absprühen
- Kavität lufttrocknen, leicht feuchte Dentinoberfläche
- Schmelz- und Dentinbenetzung mit Syntac Sprint, 10 s einmassieren
- 15 s Einwirkzeit, 30 s gründlich trocknen
- Einbringen des Füllungswerkstoffes (Tetric Ceram), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

Nichtadhäsives Füllungsmaterial mit alkalischer Wirkung

Gruppe 3 und 8: Ariston pHc (79,0 Gew. % Füllstoffanteil) + Liner

Die Präparation in diesen beiden Gruppen erfolgte mit einem birnenförmigen Präparationsdiamanten, um mechanisch verankernde Unterschnitte zu schaffen.

Gruppe 3:

- Schmelz- und Dentinbenetzung mit Ariston Liner, 20 s Einwirkzeit
- Kavität lufttrocknen, 20 s Lichtpolymerisation
- Einbringen des Füllungswerkstoffes (Ariston pHc), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

Gruppe 8:

Vorgehensweise siehe oben mit Ausnahme des letzten Schrittes

- Einbringen des Füllungswerkstoffes in bulk-placement-Technik
- 40 s Lichtpolymerisation von okklusal

Füllungsmaterial mit „geringer“ Schrumpfung

Gruppe 4: Solitaire (65 Gew. % Füllstoffanteil) + Solid bond P + Solid bond S

- Schmelz- und Dentinätzung 15 s beginnend bei den Schmelzrändern mit Esticid 20 FG (20 % Phosphorsäure)
- 15 s mit Wasserspray absprühen, lufttrocknen, leicht feuchte Dentinoberfläche
- Schmelz- und Dentinbenetzung mit Solid bond P, einmassieren, 5 s trocknen
- Schmelz- und Dentinbenetzung mit Solid bond S, 5 s trocknen, 40 s Lichtpolymerisieren
- Einbringen von Füllungswerkstoff (Solitaire), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

3.4.1.3 Sandwich- Restaurationen

In beiden Gruppen wurden die Zähne derart restauriert, daß im Bereich der zerviko-approximalen Stufe in einem ersten Schritt ein Kompomer (Gruppe 5) bzw. ein niedrigvisköses Komposit (Gruppe 6) in einer Schichtstärke von 1 mm appliziert wurde.

CbC-Technik: Composite bonding to compomere

Gruppe 5: Tetric Ceram (79,0 Gew. % Füllstoff) + Syntac Classic + Compoglass F

- Schmelz- und Dentinätzung für 60 s bzw. 15 s beginnend bei den Schmelzrändern mit Email Preparator GS (37 % Phosphorsäure)
- 60 s mit Wasserspray absprühen

- 30 s lufttrocknen
- Dentinbenetzung mit Syntac Primer, 15 s Einwirkzeit, 30 s gründlich trocknen
- Syntac Adhesive auftragen, 10 s Einwirkzeit, 30 s gründlich trocknen
- Heliobond applizieren, dünn ausblasen, 20 s Lichtpolymerisation
- Einbringen von Füllungswerkstoff Compoglass F in die gesamte Kavität (maximale Schichtstärke 1 – 1,5 mm), 40 s Lichtpolymerisation
- Einbringen von Füllungswerkstoff Tetric Ceram, 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

CLT-Technik: composite-lining-technique

Gruppe 6: Tetric Ceram (79,0 Gew. % Füllstoff) + Syntac Classic + Tetric Flow (68, 1 Gew. % Füllstoff)

Vorgehensweise siehe Gruppe 5: hier wurde statt Compoglass F das Material Tetric Flow verarbeitet.

3.4.1.4 Ormocere

Gruppe 7: Definite + Etch & Prime

- Kavität mit Wasserspray absprühen
- Kavität lufttrocknen, leicht feuchte Dentinoberfläche
- Etch & Prime 1:1 mischen, 30 s Einwirkzeit, 5s lufttrocknen, 10 s Lichtpolymerisation, Vorgang wiederholen
- Einbringen des Füllungswerkstoffes (Definite), 6 Inkremente von maximal 2 mm Schichtstärke, 40 s Lichtpolymerisation je Inkrement von okklusal

3.5 Applikation des Kompositmaterials

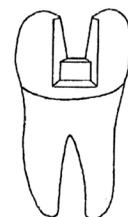
Nach der Vorbehandlung mit dem jeweiligen Dentinhaftvermittlersystem wurden die Zähne mit dem entsprechenden Füllungsmaterial schichtweise mittels der Inkrementtechnik gefüllt und jede Portion Komposit sofort einzeln für 40 Sekunden mit der Polymerisationslampe Kulzer Translux CL gehärtet.

Die Füllung wurde in insgesamt sechs Inkrementen in die Kavität eingebracht und mit einem Heidemannspatel und Stopfinstrumenten sorgfältig an die Kavitätenbegrenzungen adaptiert (Abb. 3.2). Die schmelzbegrenzte Extension wurde mit einem Inkrement vom Kastenboden bis auf Höhe des Kavitätenbodens gefüllt. Die dentinbegrenzte Extension wurde mit zwei annähernd gleich großen Inkrementen, die von der Längsachse des Zahnes aus betrachtet horizontal übereinander lagen, ebenfalls bis auf Höhe des Kavitätenbodens gefüllt. Der okklusale Anteil der Kavität sowie der obere Anteil der beiden approximalen Extensionen, von der Höhe des Kavitätenbodens bis zur endgültigen Füllungshöhe auf Okklusalebene, wurden mit insgesamt drei weiteren Inkrementen gefüllt. Die Orientierung dieser drei Kunststoffportionen erfolgte derart, daß das erste Inkrement von der Grenzfläche Kavitätenboden – Kavitätenwand (in mesio-distaler Richtung) schräg zur okklusalen Begrenzung der gegenüberliegenden Kavitätenwand hochgezogen wurde. Das zweite Inkrement zog sich von der Mitte der Schrägfläche der zuvor eingebrachten Portion in entgegengesetzter Schräge wieder hoch bis zur okklusalen Begrenzung der kontralateralen Kavitätenwand. Im approximalen Schnitt gesehen ergibt sich nun eine Kunststoffstruktur, die ein nach okklusal offenes V darstellt. Das letzte Inkrement wurde nun derart eingebracht, daß diese offene V-Struktur bis zur Okklusalebene des Zahnes aufgefüllt wurde. Gleichzeitig wurde die Okklusalfläche modelliert.

Die Lichtquelle wurde während der Härtung der Inkremente so orientiert, daß der Lichtvektor senkrecht auf der Okklusalfläche des Zahnes stand. Diese Beleuchtungsvariante wurde gewählt, um ein „worst case“- Szenario zu schaffen, da seitlich reflektierende Leuchtkeile (Luciwedges®) [Krejci et al., 1986 a; Krejci et al., 1986 b; Krejci et al., 1987; Lutz et al., 1986 a; Lutz et al., 1986 b) in der Praxis selten verwendet werden, und somit das Komposit im Approximalbereich, welcher der

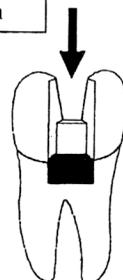
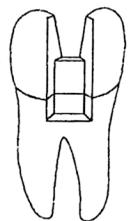
Polymerisationsleuchte schlecht zugänglich ist, von okklusal gehärtet wird. Ferner sollte das maximale Potential der verwendeten Dentinadhäsive evaluiert werden.

a: Schmelzbegrenzter Kasten



↓ Lichtvektor der
Polymerisationslampe

b: Dentinbegrenzter Kasten



c: Kavitätenboden

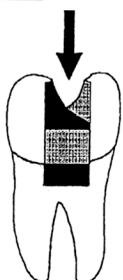
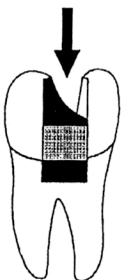


Abb. 3.3 a-c: Schematische Darstellung der Schichttechnik in den mod Kavitäten

- a: Applikation eines Kompositinkrements im Schmelzkasten
- b: Applikation von zwei Kompositinkrementen im Dentinkasten
- c: Applikation von drei Kompositinkrementen im Kavitätenboden

3.6 Ausarbeitung und Politur

Nach der Polymerisation wurden Keile und Matrizen entfernt und die Zähne aus dem Frasacomodell genommen. Die Ausarbeitung erfolgte mit Feinstkorndiamanten der Korngröße 40 µm und 15 µm unter Wasserkühlung bei mitteltouriger Drehzahl [Krejci et al., 1986 a; Lösche G.M., Blunck U., 1988; Roulet F.J., 1987 a; Roulet F.J., 1987 b; Schmid et al., 1991]. Dabei wurde insbesondere auf den Übergang von Zahnhartsubstanz zu Komposit geachtet, von teilweise vorhandenen Überschüssen befreit und klar dargestellt. Anschließend wurden die Restaurationen mit aluminiumoxidbeschichteten Polierscheiben der Stufen M, F und SF unter Wasserkühlung poliert. Diese flexiblen Polierscheiben schmiegen sich direkt an die zu polierenden Flächen an und eignen sich hervorragend für die Feinausarbeitung [Blunck U., 1988; Chen et al., 1988; Lösche G.M., Blunck U., 1988; Roulet J.F., 1987 a; Roulet J.F., 1987 b; Schmid et al., 1991].

Abschließend wurden mit einer Trennscheibe unter Wasserkühlung Markierungskerben, jeweils am Übergang von der Okklusalfäche zur mesio-approximalen bzw. zur disto-approximalen Extension, angebracht. Sinn dieser Maßnahme war es, die Approximalflächen (schmelzbegrenzter Kasten, dentinbegrenzter Kasten), die innerhalb ihres Füllungsanteiles mit einem spitzen Diamanten jeweils, entsprechend der Nummer auf der Bukkalfläche, durchnummeriert wurden, reproduzierbar voneinander zu trennen, so daß bei einer späteren Vermessung der zwei angefertigten Replika pro Zahn (schmelzbegrenzter Kasten, dentinbegrenzter Kasten), im Rahmen der quantitativen Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop, die gemessene Gesamtlänge der Füllungsabschnitte auf den zwei Replika genau der Gesamtlänge der Originalfüllung am nativen Zahn entspricht.

3.7 Feuchtigkeitslagerung

Nach der Politur wurden die Zähne 24 Stunden bei 37°C in Ringerlösung gelagert, um die hygroskopische Expansion des Kompositmaterials zu berücksichtigen [Bowen et al., 1983; Feilzer et al., 1990 b], bevor sie einer thermischen und mechanischen Belastung unterworfen wurden.

3.8 Replikaherstellung

Die Zähne wurden nach abgeschlossener Lagerung in Ringerlösung mit einer weichen Zahnbürste und Zahnpasta gereinigt und anschließend abgespült und kurz getrocknet. Danach folgte die Reinigung mit einer 3%igen Wasserstoffperoxid-Lösung. Unmittelbar danach wurden Replikas der Proben angefertigt. Die Abformung erfolgte mit einem Polyäther Abformmasse dünner Konsistenz. Dazu diente das Material Permadyne Garant® zur exakten Wiedergabe des Zahnes und der Füllungsoberfläche. Das Abdruckmaterial wurde mit einem dazugehörigen Dosierspender angemischt, was ein blasenfreies Mischen garantiert. Die Abformmasse wurde mit Hilfe einer Applikationsdüse direkt in eine zylindrische Metallform eingebracht. Anschließend wurde der gereinigte und getrocknete Zahn mit seiner jeweils abzuformenden Fläche (schmelzbegrenzte proximale Extension, dentinbegrenzte proximale Extension) leicht in die Abformmasse eingedrückt und nach dem Abbinden entfernt. Um die Rückstellkräfte des Abformmaterials maximal zu berücksichtigen, wurden die so gewonnenen Abdrücke erst nach einer 24stündigen Lagerung mit dem Epoxidharz EpoxyDie® ausgegossen. Nach einer Härtingsphase von 24 Stunden bei Raumtemperatur wurden die Replikas der Abformmasse entnommen. Mittels des elektrisch leitfähigen Karbonklebers Leit-C-Plast® wurden die Replikas auf speziellen Probenträgern fixiert. Nach weiteren 24 Stunden wurden die Replikaoberflächen in der Sputteranlage POLARON SEM Autocounting Unit E5200, unter Vakuum fünf Minuten bei einer Stromstärke von 10 mA, durch Goldbeschichtung leitfähig gemacht. Mit dieser Einstellung wurde eine mittlere Goldschichtstärke von 20 nm erzielt.

3.9 Thermische Wechselbelastung

Nach Herstellung der Replikas wurden die Zähne mittels eines Thermocycling-Gerätes einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Die Temperatur beider Wasserbäder wurde konstant auf 5°C bzw. 55°C gehalten. Es wurden 2000 Zyklen mit einer Eintauchzeit von jeweils 30 s und einer Transferzeit von 5 s durchgeführt. Nach Abschluß der thermischen Wechselbelastung wurden erneut Replikas hergestellt und wie vorher beschrieben mit Gold besputtert.

3.10 Kausimulation

Zur Vorbereitung auf die Kausimulation wurden die gefüllten Zähne auf speziellen Probenträgern fixiert. Dazu wurden die Zähne in einem Parallelometer eingespannt und derart orientiert, daß alle approximalen Zahnflächen senkrecht zur Tischebene und parallel zueinander standen. Derart ausgerichtet, wurden die Zähne mit einem lichthärtenden Kompositmaterial auf den Probenträgern verankert.

Zur Simulation klinischer Verhältnisse wurden alle Proben einer mechanischen Kaubelastung unterzogen. Im computergesteuerten Münchner Kausimulator [Kunzelmann K.H., Hickel R., 1995] wurden die Proben okklusal in der Mitte der Füllung mit einer vertikalen Kraft von 50 Newton belastet, deren Einwirkzeit jeweils 0,5 Sekunden andauerte. Insgesamt wurden 50000 Zyklen der vertikalen Belastung durchlaufen. Die Versuchszähne waren zudem auf einem Hartgummisockel gelagert, der leichte Ausgleichbewegungen, bedingt durch die eingeleitete okklusale Kraft, erlaubt. Als Antagonisten zur Krafteinleitung wurden geometrisch definierte, kugelförmige Steatitantagonisten, mit einem Durchmesser von 5 mm, verwendet. Diese sind hinsichtlich der Parameter Härte und Abrasionsbeständigkeit, mit nativem Zahnschmelz vergleichbar [Kunzelmann K.H., 1996; Wassell et al., 1992; Wassell et al., 1994 a; Wassell et al., 1994 b]. Die Probenzähne wurden in den Prüfkammern des Kausimulators derart montiert, daß eine stabile okklusal-vertikale Krafteinleitung durch die antagonistische Steatitkugel möglich war. Die Antagonisten wurden während der Versuche nicht von der Oberfläche der Probe abgehoben, um impulsbedingte Artefakte zu vermeiden. Unmittelbar nach Kausimulation wurden erneut Replikas hergestellt und in gleicher Weise wie unter 3.8 beschrieben mit Gold besputtert.

3.11 Quantitative Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop

3.11.1 Rasterelektronenmikroskop

Die Auswertung der Füllungsrande an dem vorbereiteten Replika erfolgte im Rasterelektronenmikroskop (REM) Leitz AMR 1200 bei 200facher Vergrößerung nach den Kriterien der quantitativen Randanalyse [Blunck U., 1988; Roulet J. F., 1987 a;

Roulet J.F. et al., 1989]. Diese Beurteilung erfolgte am Übergang Komposit zu Zahnhartsubstanz. Jede Zahnfläche (mesial, distal) wurde einzeln vermessen und beurteilt. Jedes im REM bei 200facher Vergrößerung dargestellte Einzelbild wurde am PC digitalisiert und mit Hilfe der Auswertungssoftware Quanti-Gap evaluiert.

3.11.2 Meßvorgang

Bei diesem Verfahren ist ein Computer, der über eine Framegrabber-Karte verfügt, mit dem REM über dessen Videoausgang verbunden. Jedes auf dem Monitor des REM dargestellte Einzelbild kann im Zuge eines vom Programm Quanti-Gap® initiierten Digitalisierungsvorganges auf dem Bildschirm des Computers übertragen und dort meßtechnisch weiter verarbeitet werden. Bei Quanti-Gap® handelt es sich um ein Computerprogramm zur qualitativen und quantitativen Analyse von Füllungsrandern. Mit diesem Verfahren ist es möglich, den gesamten Rand einer Füllung als Serie von Einzelbildern auf den Computerbildschirm zu transferieren und dort weiter zu analysieren. Zur quantitativen Randanalyse dient der im Programm enthaltene Längenmodus. Wird ein REM-Bild auf den PC-Bildschirm übertragen, so kann man nach Aktivierung des Längenmodus das abgebildete Randsegment mit einer Linie nachziehen. Eine Änderung der Bewertungskriterien A-E ist an jeder Stelle des Randabschnittes möglich, so daß jeder beliebige Bereich des abgebildeten Füllungsrandes einem bestimmten Kriterium zugeordnet werden kann. Die Länge aller Einzelbewertungen wird von Quanti-Gap® während des Meßvorganges aufsummiert und in einer Datei abgespeichert. Darüber hinaus erlaubt das Programm Füllungsrandanteile in unterschiedlichen Zahnhartsubstanzabschnitten getrennt zu erfassen, so daß die Daten für schmelz- bzw. dentinbegrenzte Füllungsrande getrennt registriert und abgesichert werden können.

Der Randmorphologie wurden folgende Qualitätskriterien zugeordnet:

- | | |
|-------------------|---|
| A: Perfekter Rand | Kontinuierlicher Übergang zwischen Zahn und Komposit |
| B: Randspalt | Zahn und Komposit sind durch eindeutigen Spalt oder Haarrisse voneinander getrennt |
| C: Artefakt | Übergangsbereich zwischen Zahn und Komposit ist aufgrund von Artefakten bzw. Replikafehlern nicht beurteilbar |
| D: Quellung | wulstartig erhabene Randstruktur durch Quellung |
| E: Überschub | Komposit liegt außerhalb des Füllungsrandes auf dem Zahn |

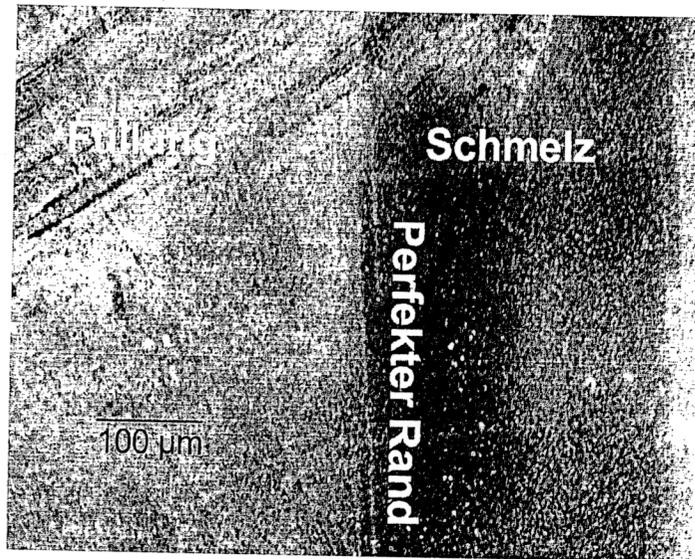


Abb. 3.4: Kriterium **Perfekter Rand** (Originalvergrößerung 200X, 25 kV)

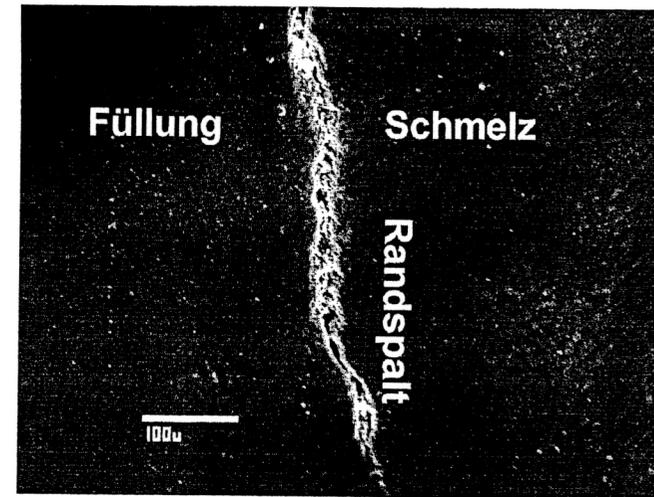


Abb. 3.5: Kriterium **Randspalt** (Originalvergrößerung 200X, 25 kV)

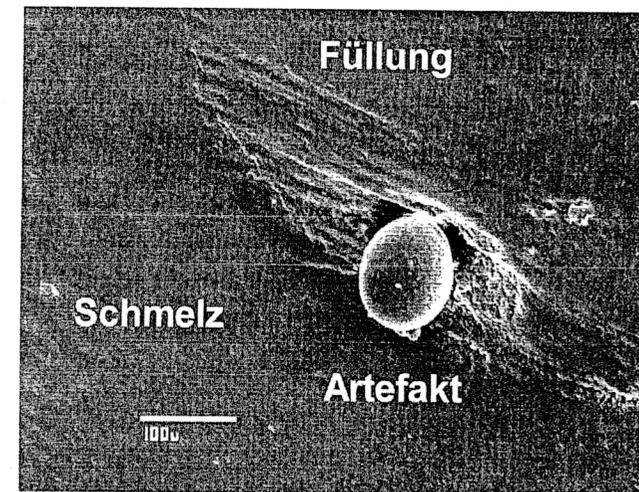


Abb. 3.6: Kriterium **Artefakt** (Originalvergrößerung 200X, 25 kV)

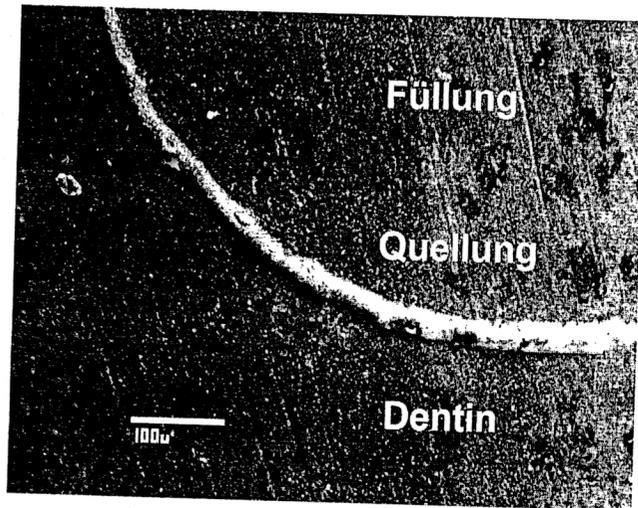


Abb. 3.7: Kriterium **Quellung** (Originalvergrößerung 200X, 25 kV)

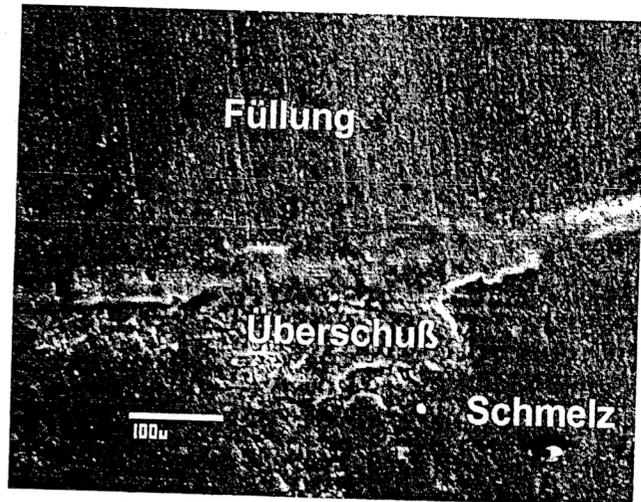


Abb. 3.8: Kriterium **Überschuß** (Originalvergrößerung 200X, 25 kV)

3.11.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten wurde mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS für Windows (Version 9.0) vorgenommen. Es wurde dabei die innerhalb der jeweiligen Beurteilungskriterien für die Randqualität A-E aufaddierten Streckenanteile in ihrem Verhältnis zur gesamten Randlänge prozentual gegenübergestellt. Die Auswertung wurde in drei Abschnitte des Füllungsrandes untergliedert:

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

Dadurch kann jeweils ein direkter Vergleich der verschiedenen Materialkombinationen in den einzelnen Abschnitten der Zahnhartsubstanz gezogen werden, und innerhalb derer weiter nach den fünf Qualitätskriterien der Ränder A-E differenziert werden.

Zur statistischen Auswertung wurde der gepaarte T-Test und die Varianzanalyse (ANOVA = Analysis of Variance) mit nachgeschalteter Bonferroni-Korrektur herangezogen. Die Bonferroni-Korrektur dient einer Adjustierung des Alfa-Niveaus bei multiplen Gruppenvergleichen.

4 ERGEBNISSE

Wie schon vorher beschrieben, wurden zur Auswertung nur die approximalen Flächen, mesial und distal, verwendet. Einer der Gründe hierfür lag darin, daß die Schmelzhaftung von Kompositen mittlerweile als bewiesen und immer wieder bestätigt gilt. Außerdem spielte die manuelle Geschicklichkeit bei der Ausarbeitung von approximalen Flächen eine untergeordnete Rolle, da sie in vitro keine Probleme darstellte.

Der Randschluß der Kompositfüllungen wurde auf folgende Qualitätskriterien hin untersucht:

- A: Perfekter Rand
- B: Randspalt
- C: Artefakte
- D: Quellung
- E: Überschuß

Im Folgenden werden erst die Prozentanteile der einzelnen Beurteilungskriterien angegeben. Dann kommen eventuell vorhandene signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) zwischen den einzelnen Gruppen 1 bis 10.

Abkürzungen

In den folgenden Tabellen und Diagrammen wurden zur Veranschaulichung der Resultate die nachstehenden Abkürzungen verwendet:

Randqualität

- DPerf / SPerf = Perfekter Rand im Dentin / Schmelz
- DSpalt / SSpalt = Randspalt im Dentin / Schmelz
- DNibu / SNibu = Nicht beurteilbarer Artefakt im Dentin / Schmelz
- DQuell / SQuell = Quellung im Dentin / Schmelz
- DÜber / SÜber = Überschuß im Dentin / Schmelz

Gruppeneinteilung

- Gr 1 - Gr 10 = Gruppen 1 – 10, entsprechend Tabelle 3.2

Abschnitte des gesamten Füllungsrandes

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

Statistische Signifikanz

- Kein Eintrag = $p > 0,05$ nicht signifikant
- / * / ° = $p < 0,05$ signifikant
- (t_0) = Signifikanz vor thermischer und mechanischer Belastung
- * (t_1) = Signifikanz nach thermischer Wechselbelastung
- ° (t_2) = Signifikanz nach thermischer und mechanischer Belastung

4.1 Variation der Konditionierungsmethode (Gruppe 1 und 9) – Der Einfluß verschiedener Ätztechniken auf die Randqualität der Kompositfüllungen

4.1.1 Vergleich zwischen selektive Schmelzätzung und „total etch“-Technik

4.1.1.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Tab. 4.1: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (⊖), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 1 und 9					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	□ * °			

Tab. 4.2: Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (⊖), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelz		
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 1 TC/Sy/SE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 1 TC/Sy/SE		
Gr 9 TC/Sy/TE	* °	

Tab. 4.3: Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (⊖), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelz		
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 1 TC/Sy/SE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 1 TC/Sy/SE		
Gr 9 TC/Sy/TE	□ * °	

4.1.1.1.1 vor Thermowechselast und Kausimulation (Abb. 4.1 - t₀)

Die Auswertung der Randqualität des schmelzbegrenzten approximalen Kastens vor Belastung ergab für das Kriterium "Randspalt" signifikante Gruppenunterschiede.

In der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/selektive Schmelzätzung) läßt sich mit 97,8% der höchste Anteil an perfektem Rand feststellen. Mit nur geringfügigem Abstand folgt die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) mit 95,4%.

Die prozentualen Anteile des Kriteriums „Randspalt“ wiesen signifikante Unterschiede auf. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) war mit 3,8% signifikant schlechter als Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 0,1%. Für „Quellung“ lagen die Werte in beiden Gruppen zwischen 0,3% und 1,4%. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ lagen zwischen 0,0% und 0,1%. Für das Kriterium „Nichtbeurteilbare Artefakte“ ergaben sich ebenso keine signifikanten Unterschiede, die Werte lagen zwischen 0,4% und 0,6%.

4.1.1.1.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.1 – t₁)

Nach der thermischen Belastung konnten statistisch höchst signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Randspalt“ und „Perfekter Rand“ festgestellt werden (Tab. 4.2 und Tab. 4.3).

Der Anteil an perfektem Rand sank in beiden Gruppen ab. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) wies mit 67,2% den höchsten Wert auf. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selekt.Schmelzät.) folgte mit 65,6%. Analog war ein Anstieg des Kriteriums „Randspalt“ festzustellen. Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) schnitt mit 31,6% schlechter ab als die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 19,9%. Quellung war in der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 13,5% stärker vertreten. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) wies einen Wert von 0,8% auf. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ zeigten keine Signifikanz und waren in beiden Gruppen mit 0,0% vertreten. Das Kriterium „Nicht beurteilbarer Artefakt“ war ebenso nicht signifikant. Die Werte lagen zwischen 0,4% und 0,9%.

4.1.1.1.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.1 – t₂)

Nach der thermischen und mechanischen Belastung konnten statistisch signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ festgestellt werden.

Der Anteil an perfektem Rand sank nach der Kausimulation in beiden Gruppen ab. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) war mit 60,4% schlechter als die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) mit 65,3%.

Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) hatte mit 32,9% den höheren Anteil an Randspalt und zeigte höchst signifikante Unterschiede zu der Vergleichsgruppe. Die Gruppe 1 war mit einem Anteil von 23,7% an Randspalt vertreten. „Quellung“ war in der Gruppe 1 mit 15,0% stärker vertreten. Die Gruppe 9 zeigte mit 1,4% den geringeren Anteil an Quellung.

Überschüsse kamen nicht vor. Aufgrund von Artefakten nicht zu beurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,3% und 1,0% zu beobachten.

In den folgenden Abbildungen wurden die prozentualen Anteile für „Artefakte“ und „Überschüsse“ aus Übersichtlichkeitsgründen nicht berücksichtigt.

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

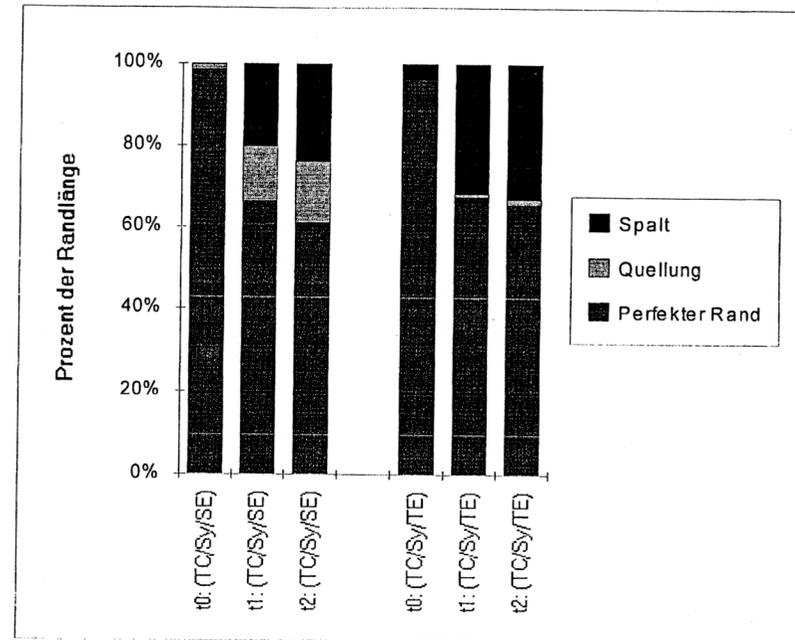


Abb. 4.1: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 1 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.1.1.2 Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.4: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 1 und 9					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	°			

4.1.1.2.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.2 – t₀)

Vor Belastung zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) läßt sich mit 96,9% ein höherer Anteil an perfektem Rand feststellen. Nur geringfügig schlechtere Ergebnisse waren in der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 92,8% zu finden.

Die prozentualen Anteile der Kriterien „Randspalt“ und „Quellung“ lagen in allen vier Gruppen zwischen 0,0% und 2,7%. Für „Überschuß“ lagen die Werte zwischen 0,0% und 1,6%. Aufgrund von Artefakten nicht zubeurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,3% und 1,4% zu beobachten.

4.1.1.2.2 Nach Thermowechsellast (Abb. 4.2 – t₁)

Nach der thermischen Belastung waren signifikante Gruppenunterschiede für „Perfekten Rand“ zu konstatieren (siehe Tab. 4.5).

Tab. 4.5: Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelzanteil des Dentinkastens		
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 1 TC/Sy/SE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 1 TC/Sy/SE		
Gr 9 TC/Sy/TE	* °	

Die Werte für perfekten Rand sanken nach der Belastung für die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) auf 83,2% ab. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) schnitt mit 50,5% Anteil an perfekten Rand ab.

Analog zeigte sich über beiden Gruppen hinweg ein Anstieg des Kriteriums „Randspalt“. Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) war mit 16,8% Randspalt vertreten. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) wies hier das Maximum mit 44,5% auf.

In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) wurde keine Quellung beobachtet. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) zeigte zu den Daten vor Belastung keine Veränderung im Bezug auf „Quellung“ und wies einen Wert von 1,7% auf. „Überschuß“ wurde in der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) nicht beobachtet. In der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) stiegen die Werte geringfügig auf 2,0% auf. Nicht beurteilbare Artefakte waren mit Werten zwischen 0,0% und 1,3% vertreten und zeigten statistisch keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen.

4.1.1.2.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.2 – t₂)

Nach der Auswertung konnten höchst signifikante Gruppenunterschiede für die Beurteilungskriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ festgestellt werden (siehe Tab.4.5 und Tab. 4.6).

Tab 4.6: Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (°), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens		
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 1 TC/Sy/SE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 1 TC/Sy/SE		
Gr 9 TC/Sy/TE	°	

Die Werte für perfekten Rand sanken nach der Belastung für die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) auf 39,7%. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) wurde ein geringfügiger Anstieg an perfektem Rand auf 83,8% beobachtet.

Die Daten für Randspalten stiegen nach der Kausimulation teilweise stark an und wiesen signifikante Vorteile der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) mit 16,2% gegenüber der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 59,3% aus. Quellungen waren nicht zu beobachten. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ waren in der Gruppe 1 mit 0,8% vertreten. Die Anteile für nicht beurteilbare Artefakte lagen zwischen 0,1% und 1,2% und waren nicht signifikant.

Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens

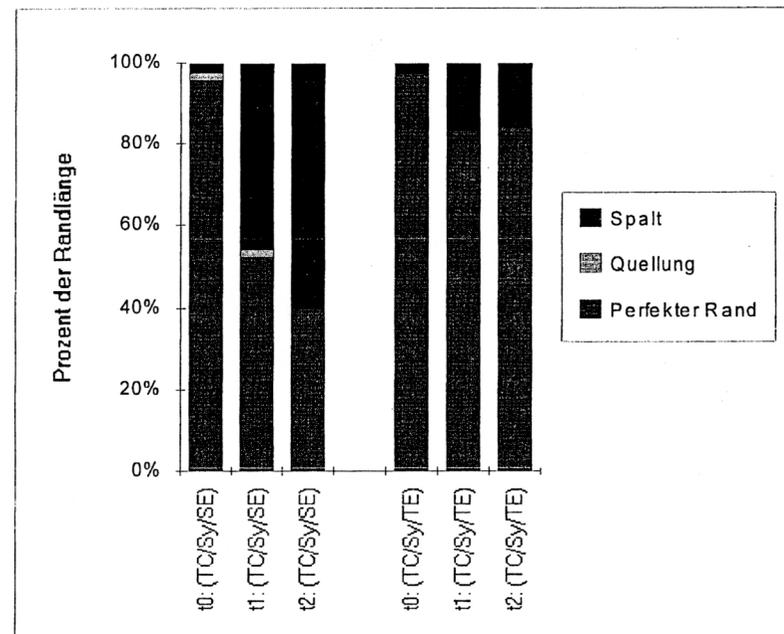


Abb. 4.2: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 1 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.1.1.3 Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.7: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (◊), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 1 und 9					
ANOVA-Test	DPerf	DSpalt	DQuell	DÜber	DNibu
Signifikanz		◊			

Tab. 4.8: Vergleich der Gruppen 1 und 9 vor Belastung (◊), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens		
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 1 TC/Sy/SE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 1 TC/Sy/SE		
Gr 9 TC/Sy/TE	* ◊	

4.1.1.3.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.3 – t₀)

Vor der Belastung ließen sich keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede für die Beurteilungskriterien feststellen.

Die prozentualen Anteile an perfektem Rand waren in der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/ Total etch) mit 86,6% besser als in der Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/ Selektive Schmelzätzung) mit 67,1%.

Für „Randspalt“ war der höchste Anteil in der Gruppe 1 zu sehen (10,2%). In der Gruppe 9 lag der Wert bei 5,8%. „Quellung“ trat am häufigsten in der Gruppe 1 mit 19,2% auf. Für Gruppe 9 war der gleiche Wert von 6,8% an Quellung zu registrieren. „Überschüsse“ kamen in der Gruppe 9 nicht vor. In der Gruppe 1 waren sie mit 0,9% vertreten. Aufgrund von Artefakten nicht zu beurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,8% für die Gruppe 9 und 2,6% für die Gruppe 1 zu beobachten.

4.1.1.3.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.3 – t₁)

Der Anteil an perfektem Rand ging in beiden Gruppen im Vergleich zu der Situation vor der Thermowechselast deutlich zurück. Die Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) hatte mit 21,1% den niedrigsten Anteil an perfektem Rand. Die Werte hierfür lagen in der Gruppe 9 (Tetric Ceram /Syntac Classic/total etch) bei 58,6%. Die Unterschiede waren aber nicht signifikant.

Die Gruppe 9 wies mit einem Anteil von 28,3% Randspalt einen signifikanten Unterschied zu Gruppe 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) mit 44,4% auf (siehe Tab. 4.8). Quellungserscheinungen waren in der Gruppe 9 mit 11,9% vertreten. Lediglich Gruppe 1 unterschied sich hier mit 33,2% relativ deutlich. Überschüsse waren in den Gruppe 9 nicht zu beobachten. Für Gruppe 1 lag der Wert bei 0,2%. Artefakte waren zwischen 1,1% und 1,2% vorhanden.

4.1.1.3.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.3 – t₂)

Nach der Belastung konnten statistisch signifikante Unterschiede für das Kriterium „Randspalt“ festgestellt werden (siehe Tab. 4.8)

Der Anteil an perfektem Rand ging in den Gruppen 1 (Tetric Ceram/Syntac Classic/Selektive Schmelzätzung) von 21,1% auf 16,5% zurück. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram /Syntac Classic/total etch) stieg der Anteil um 0,5% auf 59,1% auf. Analog dazu war eine Abnahme an Randspalten in der Gruppe 9 festzustellen. Die prozentualen Anteile an Randspalt betragen in der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic /total etch) 21,4%. Eine Erklärung für dieses Phänomen ist, daß die Abdrucknahme für die Herstellung der Replikas nach der Thermowechselast und vor der Kausimulation unmittelbar nach dem Herausnehmen der Zähne aus dem Kaltbad (Temperatur 5°C) vorgenommen wurde - dagegen die Herstellung der Replikas nach der Kausimulation bei Raumtemperatur. In so einem Fall ist mit einem größeren Anteil an Randspalt nach TWL zu rechnen als nach der Kausimulation.

In der Gruppe 1 stiegen die Anteile an Randspalt auf 54,6% an. Gruppenunterschiede für das Kriterium „Quellung“ waren statistisch nicht signifikant. In den Gruppen 1 und

9 waren sie mit 25,8% bzw. 18,6% vertreten. Überschüsse waren nicht zu beobachten. Artefakte waren zwischen 0,8% und 3,0% zu verzeichnen.

Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

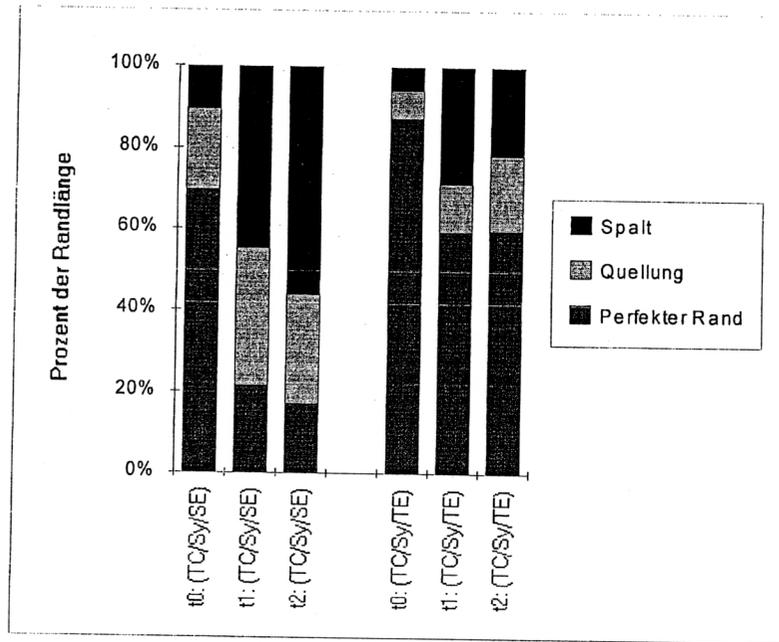


Abb. 4.3: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 1 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.2 Variation des Dentinadhäsives (Gruppe 2, 9 und 10) – Der Einfluß verschiedener Dentinadhäsive auf die Randqualität der Kompositfüllungen

4.2.1 Vergleich aller Dentinadhäsive untereinander an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes

4.2.1.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Tab. 4.9: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	□ * °			

Tab. 4.10: Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 2 TC/SSC/TE	Gr 9 TC/Sy/TE	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 2 TC/SSC/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE	* °		
Gr 10 TC/SSP/TE	°	*	

Tab. 4.11: Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 2 TC/SSC/TE	Gr 9 TC/Sy/TE	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 2 TC/SSC/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE	□ *		
Gr 10 TC/SSP/TE	□	□ *	

4.2.1.1.1 vor Thermowechselast und Kausimulation (Abb. 4.4 – t₀)

Die Auswertung der Randqualität des schmelzbegrenzten approximalen Kastens vor Belastung ergab für das Kriterium „Randspalt“ signifikante Gruppenunterschiede.

In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) läßt sich mit 95,9% der höchste Anteil an perfektem Rand feststellen. Mit nur geringfügigem Abstand folgten die Gruppe 2 (Tetric Ceram/ Syntac SC) mit 95,6% und Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit 95,4%.

Die prozentualen Anteile des Kriteriums „ Randspalt“ wiesen signifikante Unterschiede auf. Die Gruppe 2 (Tetric Ceram/Syntac SC) wies mit 0,7% den niedrigsten Wert auf. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) war mit 3,8% signifikant schlechter als Gruppe 2. In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/SSP) war ein Wert von 2,9% für Randspalt zu verzeichnen. Für „Quellung“ lagen die Werte in allen drei Gruppen zwischen 0,3% und 1,4%. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ lagen zwischen 0,0% und 0,7%. Für das Kriterium „Nichtbeurteilbare Artefakte“ ergaben sich ebenso keine signifikanten Unterschiede, die Werte lagen zwischen 0,3% und 1,6%.

4.2.1.1.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.4 – t₁)

Nach der thermischen Belastung konnten statistisch höchst signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Randspalt“ und „Perfekter Rand“ festgestellt werden (Tab. 4.10 und Tab. 4.11).

Der Anteil an perfektem Rand sank in allen drei Gruppen ab. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) wies mit 78,1% den höchsten Wert auf. Es folgten die Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 74,7%, Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) mit 67,2%. Analog zeigte sich über alle Vergleichsgruppen hinweg ein Anstieg des Kriteriums „Randspalt“. Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) schnitt mit 31,6% am schlechtesten ab, danach folgten Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 21,0% und Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 16,5%.

Quellung war in der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 8,0% am stärksten vertreten. Es folgten die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) mit 0,8% und die Gruppe

10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 0,2%. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ zeigten keine Signifikanz und lagen zwischen 0,0% und 0,2%. Das Kriterium „Nicht beurteilbarer Artefakt“ war ebenso nicht signifikant. Die Werte lagen zwischen 0,4% und 0,6%.

4.2.1.1.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.4 – t₂)

Nach der thermischen und mechanischen Belastung konnten statistisch signifikante Gruppenunterschiede für das Kriterium „Perfekter Rand“ festgestellt werden.

Der Anteil an perfektem Rand sank nach der Kausimulation in allen Gruppen ab. Die Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) machte dabei mit 78,5% eine Ausnahme. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) war mit 65,3% am schlechtesten. Dazwischen lag die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 77,3% (siehe Tab.4.10).

Der Anteil an „Randspalt“ sank in den Gruppen 2 (Tetric Ceram/SSC) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint). Sie wiesen dabei mit Anteilen von 14,0% und 20,4% bessere Werte auf als vor der Kausimulation. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) hatte mit 32,9% den höchsten Anteil an Randspalt. „Quellung“ war in der Gruppe 2 mit 6,6% am stärksten vertreten. Die Gruppe 9 zeigte mit 1,4% den geringsten Anteil an Quellung. In der Gruppe 10 waren 1,6% Anteile zu buchen.

Die Werte für „Überschuß“ lagen zwischen 0,0% und 0,3%. Aufgrund von Artefakten nicht zu beurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,3% und 0,7% zu beobachten.

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

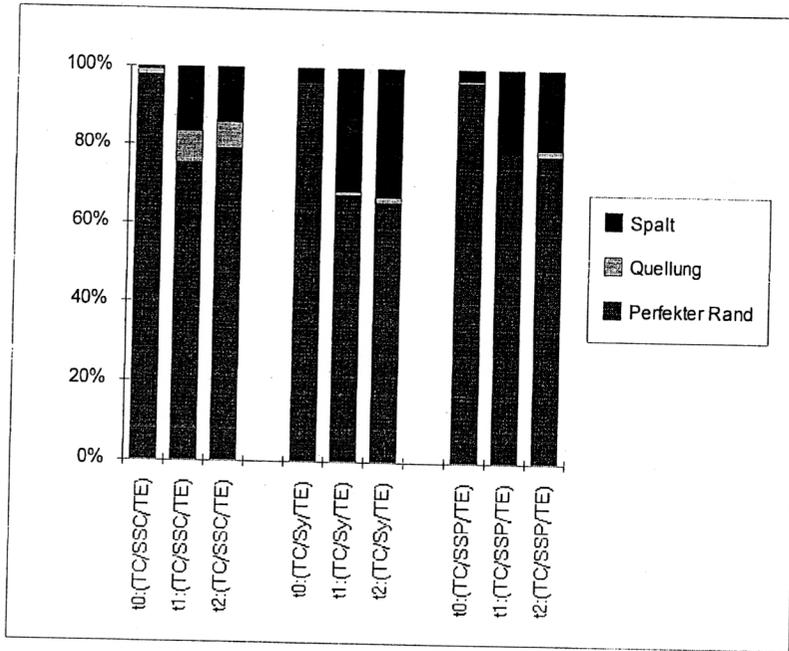


Abb. 4.4: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 2, 9 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.2.1.2 Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.4: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10 vor Belastung (t₀), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz		*			

4.2.1.2.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.5 – t₀)

Vor Belastung zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) läßt sich mit 98,4% der höchste Anteil an perfektem Rand feststellen. Es folgte die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit einem Anteil von 96,9% an perfektem Rand. Nur geringfügig schlechtere Ergebnisse waren in der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 93,1% zu finden.

Die prozentualen Anteile der Kriterien „Randspalt“ und „Quellung“ lagen in allen drei Gruppen zwischen 0,0% und 4,8%. Für „Überschuß“ lagen die Werte zwischen 0,0% und 1,5%. Aufgrund von Artefakten nicht zubeurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,1% und 0,5% zu beobachten.

4.2.1.2.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.5 – t₁)

Nach der thermischen Belastung waren signifikante Gruppenunterschiede für „Randspalt“ zu konstatieren (siehe Tab. 4.5 und 4.6).

Tab. 4.12: Vergleich der Gruppen 2, 9 und 10 vor Belastung (t₀), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 2 TC/SSC/TE	Gr 9 TC/Sy/TE	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 2 TC/SSC/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE			
Gr 10 TC/SSP/TE	*		

Die Werte für perfekten Rand sanken nach der Belastung für die Gruppen 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) und 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) auf 86,0% bzw. 83,2% ab. Die Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) zeigte 56,2%.

Analog zeigte sich über alle Vergleichsgruppen hinweg ein Anstieg des Kriteriums „Randspalt“. Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) war mit 40,2% Randspalt signifikant schlechter als Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit einem Anteil von 13,7% Randspalt. Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) war mit 16,8% Randspalt vertreten. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) wurde keine Quellung beobachtet. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) zeigte zu den Daten vor Belastung keine Veränderung im Bezug auf „Quellung“ und wies einen Wert von 0,1% auf. In der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) stieg der Anteil „Quellung“ auf 1,2% auf. Statistische Signifikanten konnten in Bezug auf „Quellung“ nicht ermittelt werden. „Überschuß“ wurde in den Gruppen 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) nicht beobachtet. In der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) stiegen die Werte geringfügig auf 1,7% auf. Nicht beurteilbare Artefakte waren mit Werten zwischen 0,0% und 0,6% vertreten und zeigten statistisch keine signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen.

4.2.1.2.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.5 – t₂)

Nach der Auswertung konnten keine signifikante Gruppenunterschiede festgestellt werden.

Die Werte für perfekten Rand sanken nach der Belastung für die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) geringfügig auf 85,9%. Ein Anstieg der prozentualen Anteile „Perfekter Rand“ auf 65,3% ließ sich für die Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) feststellen. Gleichzeitig sank hier jedoch der Anteil an „Randspalt“ von 40,2% - nach der Thermowechselast ohne Kausimulation- auf 30,6% nach Thermowechselast und Kausimulation. Eine Erklärung für dieses Phänomen ist, daß die Abdrucknahme für die Herstellung der Replikas unmittelbar nach der Herausnahme der Zähne aus dem Kaltbad mit einer Temperatur von 5°C vorgenommen wurde. In so einem Fall ist mit

einem größeren Anteil an Randspalt zu rechnen, als wenn die Zähne bei Raumtemperaturen abgeformt werden. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) wurde ebenso ein geringfügiger Anstieg an perfektem Rand auf 83,8% beobachtet.

Die Daten für Randspalten stiegen nach der Kausimulation teilweise stark an und wiesen Vorteile der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 14,0% und Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit 16,2% gegenüber der Gruppe 2 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit 30,6% aus. Die Gruppenunterschiede waren aber nicht signifikant. Quellungen waren nur in den Gruppen 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 1,2% und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 0,1% zu beobachten. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ waren in der Gruppe 2 mit 1,6% vertreten. In den Gruppen 9 und 10 wurde kein Überschuß festgestellt. Die Anteile für nicht beurteilbare Artefakte lagen zwischen 0,0% und 1,2% und waren nicht signifikant.

Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens

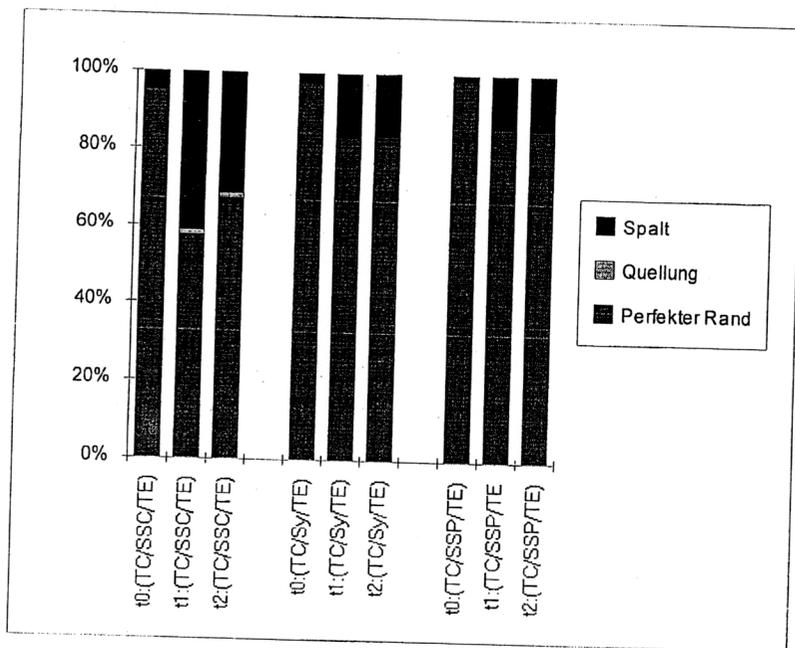


Abb. 4.5: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 2, 9 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.2.1.3 Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

4.2.1.3.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.6 – t₀)

Vor der Belastung ließen sich keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede für die Beurteilungskriterien feststellen.

Die prozentualen Anteile an perfektem Rand waren in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 90,4% und Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit 86,6% besser als in der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 75,8%.

Für „Randspalt“ war der höchste Anteil in den Gruppen 2 zu sehen (10,5%). Gruppe 10 hatte den geringsten Anteil an Randspalt (2,1%) und in der Gruppe 9 lag der Wert bei 5,8%. Für Gruppe 2 und 10 war der gleiche Wert von 7,4% an „Quellung“ zu registrieren. In der Gruppe 9 lag der Wert bei 6,8%. „Überschüsse“ kamen in den Gruppen 9 und 10 nicht vor. In der Gruppe 2 waren sie mit 3,5% vertreten. Aufgrund von Artefakten nicht zu beurteilende Abschnitte des Füllungsrandes waren zwischen 0,0% für die Gruppe 10 und 2,8% für die Gruppe 2 zu beobachten.

4.2.1.3.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.6 – t₁)

Der Anteil an perfektem Rand ging in allen Gruppen im Vergleich zu der Situation vor der Thermowechselast deutlich zurück. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) hatte mit 72,8% den höchsten und Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) mit 28,8% den niedrigsten Anteil an perfektem Rand. Die Werte hierfür lagen in der Gruppe 9 (Tetric Ceram /Syntac Classic) bei 58,6%. Die Unterschiede waren aber nicht signifikant. Die prozentualen Anteile für das Kriterium „Randspalt“ wiesen ebenso keine Signifikanzen zwischen den Gruppen auf. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) hatte mit 12,8% den geringsten Anteil an Randspalt. Die Gruppe 9 wies einen Anteil von 28,3% Randspalt auf. In der Gruppe 2 waren die Werte mit 41,5% deutlich schlechter. Quellungserscheinungen waren in den Gruppen 9 und 10 innerhalb enger Grenzen von 11,9% - 14,1% zu beobachten. Lediglich Gruppe 2 unterschied sich hier mit 25,7% relativ deutlich. Überschüsse waren in den Gruppen 9 und 10 nicht zu beobachten. Für Gruppe 2 lag der Wert bei 1,3%. Artefakte waren zwischen 0,3% und 2,7% vorhanden.

4.2.1.3.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.6 – t₂)

Nach der Belastung konnten ebenso keine statistisch signifikante Unterschiede festgestellt werden. Der Anteil an perfektem Rand ging in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) von 72,8% auf 70,0% zurück. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) stieg der Anteil um 0,5% auf 59,1% auf. Die Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) zeigte einen enormen Anstieg an perfektem Rand um 9,3% auf 38,1%. Analog dazu war eine Abnahme an Randspalten in den Gruppen 9 und 2 festzustellen. Die prozentualen Anteile an Randspalt betragen in der Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) 21,4% und in der Gruppe 2 (Tetric Ceram/SSC) 28,3%. Eine Erklärung für dieses Phänomen ist, daß die Abdrucknahme für die Herstellung der Replikas nach der Thermowechselast und vor der Kausimulation unmittelbar nach dem Herausnehmen der Zähne aus dem Kaltbad (Temperatur 5°C) vorgenommen wurde - dagegen die Herstellung der Replikas nach der Kausimulation bei Raumtemperatur. In so einem Fall ist mit einem größeren Anteil an Randspalt nach TWL zu rechnen als nach der Kausimulation.

In der Gruppe 10 stiegen die Anteile an Randspalt auf 14,5%. Gruppenunterschiede für das Kriterium „Quellung“ waren statistisch nicht signifikant. In der Gruppe 2 waren sie mit 27,7% vertreten. Gruppe 10 wies mit 14,5% den geringsten Anteil an Quellung auf. Für Gruppe 9 war 18,6% Quellung zu sehen. Überschüsse waren außer in der Gruppe 2 mit 2,3% in keiner anderen zu beobachten. Artefakte waren zwischen 0,8% und 3,5% zu verzeichnen.

Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

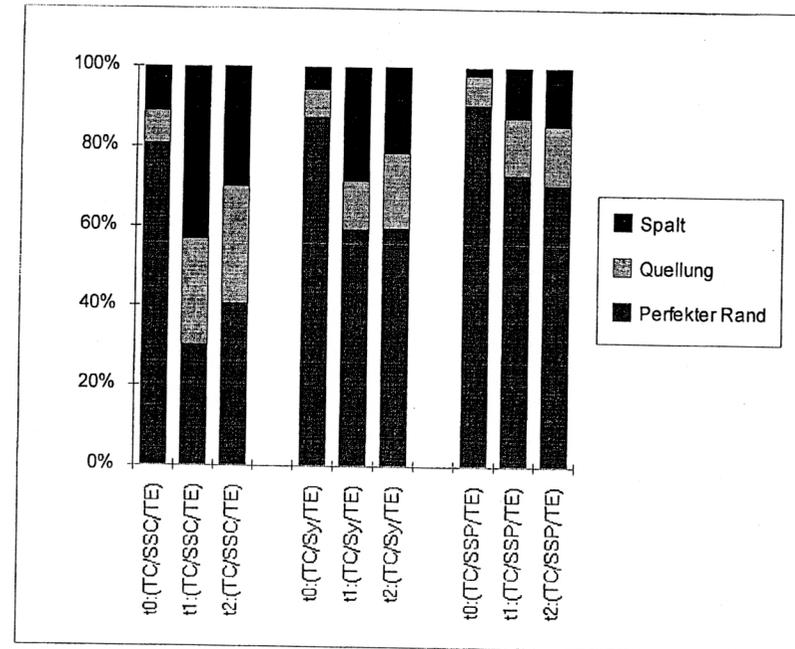


Abb. 4.6: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 2, 9 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.3 Variation „Sandwich-Technik“ (Gruppe 5 und 6) – Der Einfluß von sogenanntem „stress breaker“ auf die Randqualität der Kompositfüllungen

4.3.1 Vergleich zwischen den Gruppen 5 und 6 mit 9 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes

Als Referenzgruppe wurde die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic/total etch) ausgewählt. Hier wurde das gleiche Material in Bezug auf Komposit und Dentinhaftmittel verwendet. Im Vergleich zu Gruppe 1 (Selektive Schmelzätzung) lieferte die Gruppe 9 ein besseres Resultat.

4.3.1.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Tab. 4.13: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 5,6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 5,6 und 9					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	* °	*		

Tab 4.14: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5 TC/Com F/TE	Gr 6 TC/T Flow/TE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE	* °		
Gr 9 TC/Sy/TE	*		

Tab 4.15: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5 TC/Com F/TE	Gr 6 TC/T Flow/TE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE	* °		
Gr 9 TC/Sy/TE	*		

4.3.1.1.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.7 – t₀)

Vor der Belastung konnten keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede beobachtet werden. In der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) läßt sich mit 97,5% der höchste Anteil an perfektem Rand feststellen. Es folgten die Gruppen 9 (Tetric Ceram) mit 95,5% und 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 95,4%. Randspalt war in der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 1,8% am geringsten und in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 3,8% am höchsten. Die prozentualen Anteile für Randspalt lagen in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 2,3% dazwischen.

Quellungen wurden in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 1,7% am meisten beobachtet. In den Gruppen 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) und 9 (Tetric Ceram) lagen sie bei 0,1% bzw. 0,3%. „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ kamen mit 0,0% - 0,5% vor.

4.3.1.1.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.7 – t₁)

Tab 4.16: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Quellung im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5 TC/Com F/TE	Gr 6 TC/T Flow/TE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE	*		
Gr 9 TC/Sy/TE	*		

Nach Thermocycling konnte für die Kriterien „perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ Signifikanten festgestellt werden (Tab. 4.14, 4.15 und 4.16).

Der Anteil an perfektem Rand war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 67,2% am höchsten. Es folgte die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 44,9%. Am schlechtesten schnitt die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 38,7% ab, die statistisch höchst signifikante Unterschiede zu den Vergleichsgruppen zeigte.

Signifikante Unterschiede ergaben sich ebenso in Bezug auf das Kriterium „Randspalt“. So waren die Gruppen 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 55,9% und 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 49,7% signifikant schlechter als die Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 31,6%. „Quellung“ war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 0,8% am geringsten zu beobachten. In der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) kamen 4,6% an Quellungen vor und in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) waren sie mit 6,3% am höchsten vertreten.

Der prozentuale Anteil an „Überschuß“ lag zwischen 0,0% und 0,1%. Der Wert für „nicht beurteilbare Artefakte“ lag zwischen 0,2% und 0,7%.

4.3.1.1.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.7 – t₂)

Nach der Belastung sank in allen drei Gruppen der prozentuale Anteil an perfektem Rand. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram) hatte mit 65,3% den höchsten und die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 33,1% den niedrigsten Anteil an perfektem Rand. Der Unterschied war hoch signifikant. Die Anteile an Randspalt stiegen geringfügig nach der mechanischen Belastung im Vergleich zu den Werten davor. In der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) war der Anteil an Randspalt mit 56,7% am höchsten und in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 32,9% am geringsten. Für Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) lag der Wert bei 50,9% und wies hoch signifikante Unterschiede zur Gruppe 5 auf. „Quellung“ war in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 10,1% am stärksten vertreten. In den Vergleichsgruppen trat dieses Kriterium mit Werten von 1,4% für die Gruppe 9 (Tetric Ceram) und 2,6% für die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) auf. Nach der mechanischen Belastung änderten sich die Werte für die Kriterien „Überschuß“ und „nicht beurteilbarer Artefakt“ kaum im Vergleich zu den Werten davor.

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

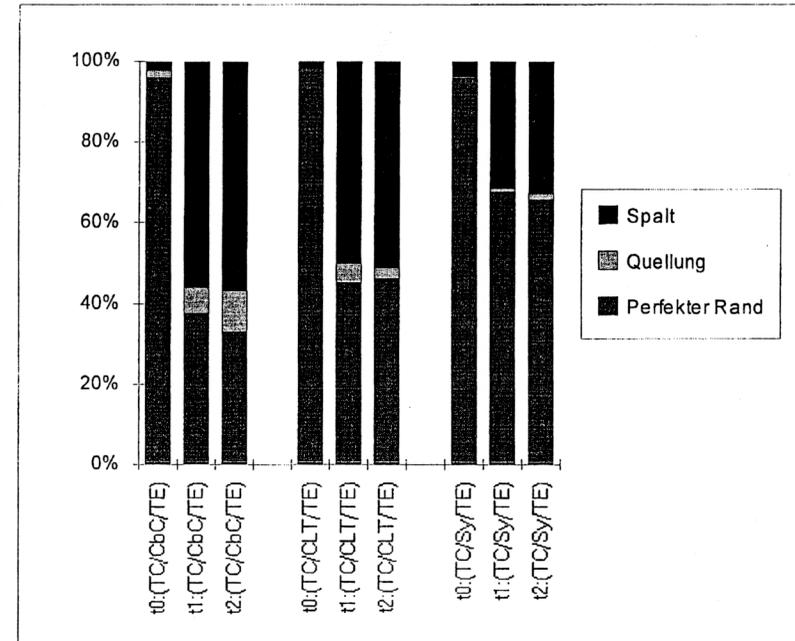


Abb. 4.7: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 5, 6 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.3.1.2 Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.17: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 5,6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 5,6 und 9					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	°			

Tab 4.18: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5 TC/Com F/TE	Gr 6 TC/T Flow/TE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE	* °	* °	

Tab 4.19: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5 TC/Com F/TE	Gr 6 TC/T Flow/TE	Gr 9 TC/Sy/TE
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE	°		

4.3.1.2.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.8 – t₀)

Die Auswertung der Randqualität des Schmelzanteils im Dentinkasten ergab keine signifikanten Gruppenunterschiede.

In der Gruppe 9 (Tetric Ceram) läßt sich mit 96,9% der höchste Anteil an perfektem Rand feststellen. Danach folgten die Gruppen 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 94,7% und 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 93,8%. Die prozentualen Anteile des

Kriteriums „Randspalt“ war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 2,7% am geringsten. In der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) lag der Wert bei 3,8% und in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) bei 4,1%.

Vor der Belastung waren in keiner Gruppe „Quellungen“ im Randbereich zu sehen. „Überschuß“ war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) nicht zu beobachten. In der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) lag der Anteil mit 1,4% geringfügig höher als in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 1,3%. „nicht beurteilbare Artefakte“ traten zumeist in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 0,9% und in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 0,3% auf. In der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) lag der Wert bei 0,1%.

4.3.1.2.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.8 – t₁)

Nach Thermocycling sank der prozentuale Anteil an perfektem Rand in allen drei Gruppen. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram) hatte mit 83,2% den höchsten Anteil an perfektem Rand und zeigte hoch signifikante Unterschiede zu Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 50,9% und Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 55,8% (Tab. 4.18).

Analog dazu stellte sich die Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit nur 16,8% Randspalt hoch signifikant besser dar als die Gruppen 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) und 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 47,0% und 43,0%. „Quellung“ war nicht zu beobachten. In den Gruppen 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) und 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) verringerten sich die Überschussanteile auf 0,5% und 0,9%. Nicht beurteilbare Artefakte kamen in den Gruppen 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) und 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 1,5% und 0,4% vor.

4.3.1.2.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.8 – t₂)

Nach der Kausimulation stiegen die Werte für perfektem Rand in den Gruppe 9 (Tetric Ceram) und 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) auf 83,8% und 58,1%. Die Gruppe 5 (Tetric

Ceram/Compoglass F) hatte mit 48,4% den geringsten Anteil an perfektem Rand. Die Gruppenunterschiede waren statistisch signifikant (Tab. 4.18).

Die prozentualen Anteile für „Randspalt“ zeigten auch nach der Kaubelastung wiederum signifikante Unterschiede. Die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) war mit 45,8% signifikant schlechter als die Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 16,2%. Für die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) ergab sich ein Wert von 40,0% an Randspalt. Im Vergleich zu den Daten nach der Thermocycling (vor Kausimulation) sank der prozentuale Anteil an Randspalt in allen drei Gruppen. Quellung war nur in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 4,9% vertreten. Für Überschub ergab sich in der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) ein Wert von 0,7%. In den beiden anderen Gruppen war nach der mechanischen Belastung kein Überschub mehr vorhanden. Für nicht beurteilbare Artefakte lagen die Werte zwischen 0,1% und 1,1%.

Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens

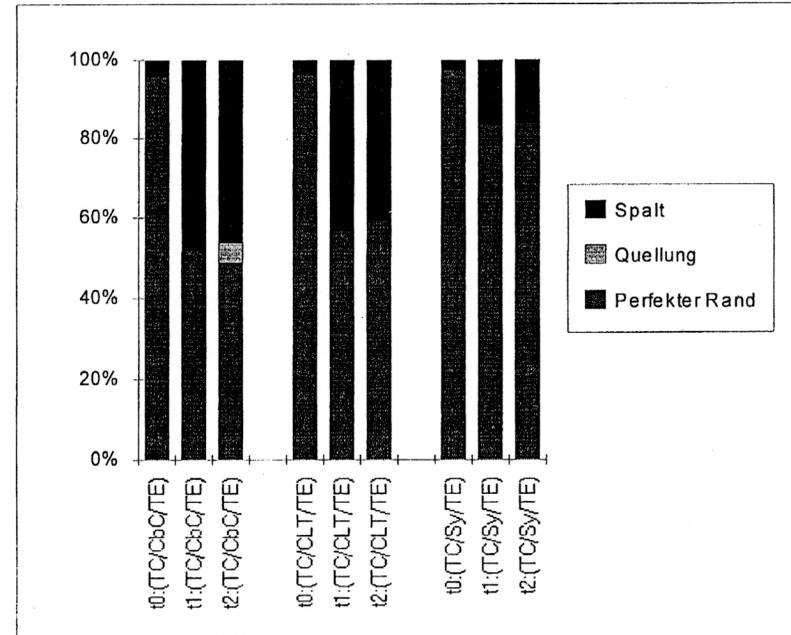


Abb. 4.8: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 5, 6 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.3.1.3 Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.20: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 5,6 und 9 vor Belastung (◻), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 5,6 und 9					
ANOVA-Test	DPerf	DSpalt	DQuell	DÜber	DNibu
Signifikanz			◦		

Tab 4.21: Vergleich der Gruppen 5, 6 und 9 vor Belastung (◻), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Quellung im Dentinanteil des approximalen Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 5	Gr 6	Gr 9
Gr 5 TC/Com F/TE			
Gr 6 TC/T Flow/TE			
Gr 9 TC/Sy/TE	◦		

4.3.1.3.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.9 – t₀)

Die statistische Auswertung aller Beurteilungskriterien im Dentinrandabschnitt ergab für die Vergleichsgruppen keinen signifikanten Unterschied.

Die Gruppe 9 (Tetric Ceram) zeigte mit 86,6% den höchsten Anteil an perfektem Rand. Danach schnitt die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 77,0% und die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 74,7% ab. Der Anteil an „Randspalt“ war in der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 12,2% am höchsten. Die Gruppe 9 (Tetric Ceram) hatte mit 5,8% Randspalt den besten Wert. Dazwischen lag die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 9,6%. „Quellung“ war in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 12,2% am stärksten. In den Vergleichsgruppen trat dieses Kriterium mit 10,6% (Tetric Ceram/Tetric Flow) und 6,8% (Tetric Ceram) auf. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ lagen zwischen 0,0% und 0,9%.

4.3.1.3.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.9 – t₁)

Nach der Thermocycling ergab die Auswertung der Randqualität ebenfalls keine signifikanten Gruppenunterschiede.

Der Anteil an perfektem Rand sank hier in allen drei Gruppen ab und lag in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 58,6% höher als in den Gruppen 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 38,5% und 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 33,9%. „Randspalt“ war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 28,3% am geringsten zu verzeichnen. In den anderen Gruppen waren mit 34,0% (Gruppe 5) und 34,1% (Gruppe 6) mehr Randspalten zu notieren. In der Gruppe 9 (Tetric Ceram) war mit 11,9% weniger Quellung anzutreffen als in den Gruppen 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 25,3% und 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 30,7 %. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ lagen zwischen 0,0% und 1,2%.

4.3.1.3.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.9 – t₂)

Nach der Kaubelastung waren statistisch signifikante Unterschiede nur in Bezug auf das Kriterium „Quellung“ festzustellen (Tab. 4.21). Der Anteil an perfektem Rand war in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 59,1% am höchsten. Es folgte die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 46,4%. Die Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass) hatte mit 35,6% den geringsten Anteil an perfektem Rand. „Randspalt“ wurde in den Gruppen 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) und 9 (Tetric Ceram) am wenigsten beobachtet (21,1% bzw. 21,4%).

In der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) waren Randspalten von 25% zu verzeichnen. Im Vergleich zu den Daten vor der Kausimulation (nach der Thermocycling) sank in allen Gruppen der Anteil an perfektem Rand und analog dazu stieg der Wert für Randspalt. Der Anteil an „Quellung“ lag in der Gruppe 9 (Tetric Ceram) mit 18,6% signifikant unter dem in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) mit 37,3%. Dazwischen lag die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 29,8% Anteil an Quellung. Überschluß war nur in der Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) mit 1,6% anzutreffen. Nicht beurteilbare Artefakte kamen zwischen 0,8% und 2,0% vor.

Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

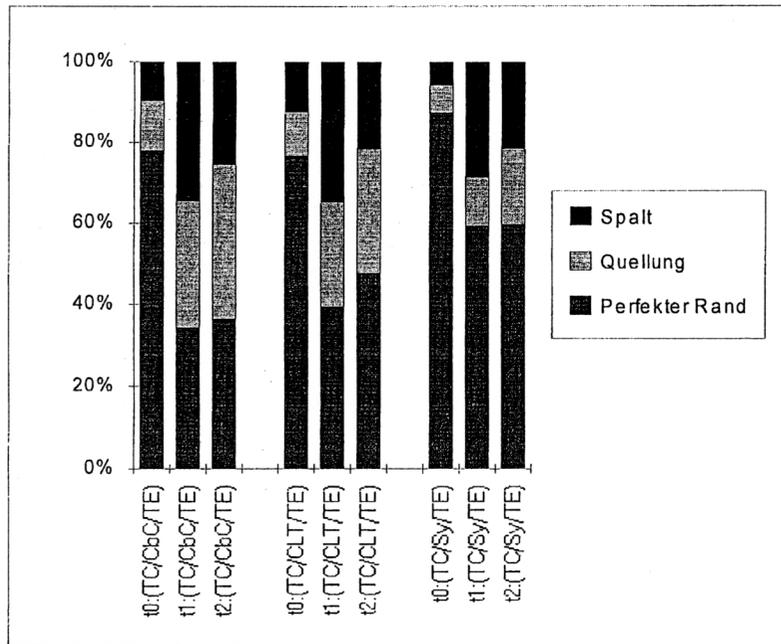


Abb. 4.9: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 5, 6 und 9
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.4 Variation „Füllungskonzept“ – Vergleich zwischen retentivem (bulk placement, Inkrement) und adhäsivem Verarbeitungskonzept und dessen Einfluß auf die Randqualität der Kompositfüllungen

4.4.1 Vergleich zwischen den Gruppen 3 und 8 mit 10 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes

Als Referenzgruppe wurde die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) ausgewählt. Bei der Variation „Dentinadhäsiv“ und Vergleich zwischen Einkomponentensystemen und Mehrkomponentensystemen hat sich diese Kombination als die beste Gruppe herauskristallisiert.

4.4.1.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Tab. 4.22: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	□ *	□ * °	□		

Tab. 4.23: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk	*		
Gr 10 TC/SSP/TE	□ *		

Tab. 4.24: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk	* °		
Gr 10 TC/SSP/TE	□ *	□ *	

Tab 4.25: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Quellung im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk			
Gr 10 TC/SSP/TE	□	□	

4.4.1.1.1 vor Thermowechselast und Kausimulation (Abb. 4.10 – t₀)

Die Auswertung der Randqualität des schmelzbegrenzten approximalen Kastens vor Belastung ergab für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Spalt“ und „Quellung“ signifikante Gruppenunterschiede (Tab. 4.23, 4.24 und 4.25).

In den Gruppen 8 (Ariston/bulk placement) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) lassen sich die höchsten Anteile an perfektem Rand mit 96,0% und 95,9% feststellen. Die Gruppe 3 (Ariston/Inkrementtechnik) wies mit 88,6% einen deutlich geringeren Anteil an perfektem Rand auf. Der Unterschied zwischen der Gruppe 10 und 3 ist statistisch signifikant. Die prozentualen Anteile für „Randspalt“ war in der Gruppe 10 (Tetric Ceram Syntac Sprint) mit 2,9% hoch signifikant größer als in den Gruppen 8 und 3 (1,6% und 1,0%). „Quellung“ war mit einem Anteil von 8,3% in der Gruppe 3 (Ariston/Inkrementtechnik) am höchsten vertreten.

Die Gruppe 8 (Ariston/bulk placement) hatte mit 0,2% den geringsten Anteil an Quellung. Gruppe 10 zeigte mit 0,6% Quellung signifikante Unterschiede zu den anderen Gruppen. Die prozentualen Anteile für Überschuß und nicht beurteilbare Artefakte waren nicht signifikant und lagen zwischen 0,3% und 1,7%.

4.4.1.1.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.10 – t₁)

Nach Thermocycling konnten statistisch signifikante Gruppenunterschiede für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ festgestellt werden (Tab. 4.23 und 4.24).

In der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) war der Anteil an perfektem Rand mit 63,9% am geringsten. Hier ergaben sich statistisch höchst signifikante Unterschiede zu den Vergleichsgruppen. Das beste Ergebnis zeigte die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 78,1%. In der Gruppe 8 (Ariston/bulk) verringerte sich „perfekter Rand“ im Vergleich zu den Daten vor der Thermowechselast auf 65,3%. „Randspalt“ war am höchsten in der Gruppe 8 (Ariston/bulk) zu beobachten. In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) war mit 21,0% „Randspalt“ am niedrigsten zu notieren. Dazwischen bewegte sich die Gruppe 3 (Ariston/Inkr) mit 23,1%. Die Gruppe 3 zeigte wiederum statistisch höchst signifikante Unterschiede zu den anderen Gruppen. Die Gruppenunterschiede zwischen 8 (Ariston/Bulkplacement) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) waren ebenfalls statistisch hoch signifikant. Quellung war in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) mit 12,3% am stärksten vertreten. Es folgte die Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 3,1% und Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 0,2%. Die prozentualen Anteile an „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ verringerten sich nach der Thermocycling auf Werte zwischen 0,2% und 0,4%.

4.4.1.1.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.10 – t₂)

Nach der Kausimulation konnten zwischen der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) und der Gruppe 8 (Ariston/bulk) im Bezug auf das Kriterium „Spalt“ statistisch höchst signifikante Unterschiede festgestellt werden (Tab. 4.24).

Die Gruppe 8 (Ariston/bulk) hatte mit 30,0% wiederum den höchsten Anteil an Randspalt. In den Vergleichsgruppen trat dieses Kriterium mit Werten von 24,5% (Ariston/Inkr) und 20,4% (Tetric Ceram/Syntac Sprint) auf. Für perfekten Rand schnitt die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 77,3% am besten ab. In den Gruppen 8 (Ariston/bulk) und 3 (Ariston/Inkr) lagen die Werte bei 67,7% und 64,6%. Hier nahmen allerdings die Werte im Vergleich zu den Vordaten geringfügig zu.

Für „Quellung“ wurde eine Abnahme der Werte in den beiden Aristongruppen beobachtet (9,5% bzw. 1,7%). Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) zeigte mit 1,6% den geringsten Anteil an Quellung; zu den Vordaten wurde allerdings eine Zunahme dieses Wertes verzeichnet. Die prozentualen Anteile an „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ lagen zwischen 0,0% und 1,2%.

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

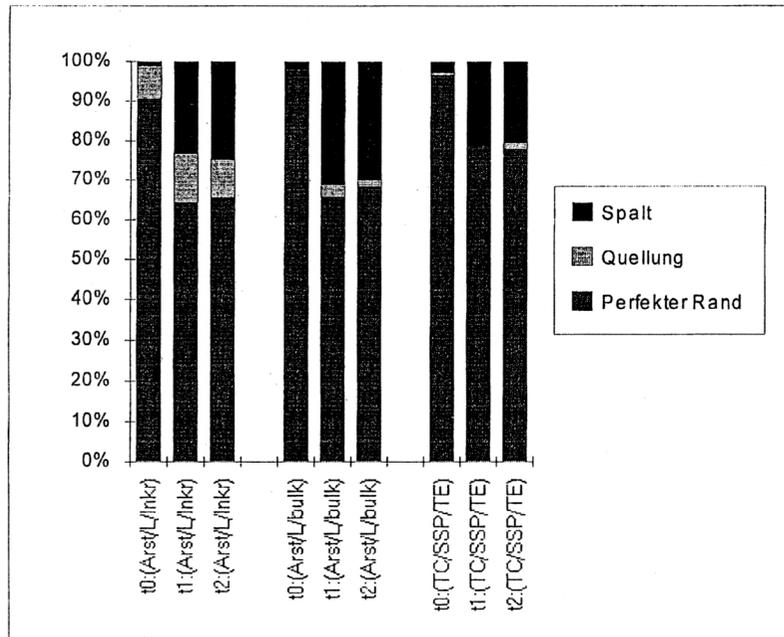


Abb. 4.10: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 3, 8 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.4.1.2 Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.26: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	* °	□ * °		°	

Tab. 4.27: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk			
Gr 10 TC/SSP/TE	* °	* °	

Tab. 4.28: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk			
Gr 10 TC/SSP/TE		□ * °	

Tab. 4.29: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Überschuß im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk	°		
Gr 10 TC/SSP/TE	°		

4.4.1.2.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.11 – t₀)

In diesem Abschnitt des approximalen Dentinkastens konnten nur für das Kriterium „Randspalt“ signifikante Unterschiede festgestellt werden (Tab. 4.28).

Perfekter Rand war am meisten in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 98,4% vertreten. Gruppe 8 (Ariston/bulk) wies 92,2% Anteil an perfektem Rand auf. In der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) war mit 87,9% der geringste Anteil an perfektem Rand zu verzeichnen. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) war mit 1,4% „Randspalt“ signifikant besser als die Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 7,2%. In der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) lag der Wert bei 3,5%. Quellung wurde in der Gruppe 8 (Ariston/bulk) nicht beobachtet. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) zeigte 0,1% und Gruppe 3 (Ariston/Inkr) 0,7% Quellung. „Überschuß“ kam in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) nicht vor. In der Gruppe 8 (Ariston/bulk) war er mit 0,3% vertreten. Die Gruppe 3 (Ariston/Inkr) schnitt mit 5,0% am schlechtesten ab. Die prozentualen Anteile für „nicht beurteilbare Artefakte“ lagen zwischen 0,2% und 2,8%.

4.4.1.2.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.11 – t₁)

Nach der Thermowechselast zeigten sich statistische Signifikanten für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ (Tab. 4.27 und 4.28).

Für „Perfekten Rand“ sank in allen Gruppen die prozentualen Anteile. Die Gruppe 3 (Ariston/Inkr) war mit 41,4% perfektem Rand am meisten betroffen. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) zeigte mit 86,0% das beste Ergebnis und wies höchst signifikante Unterschiede zur Gruppe 3 (Ariston/Inkr) sowie hoch signifikante Unterschiede zur Gruppe 8 (Ariston/bulk) auf, die nur einen Anteil von 46,6% perfektem Rand vorzeigte. Die Gruppe 8 (Ariston/bulk) war mit 53,2% Anteil an Randspalt höchst signifikant schlechter als die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 13,7%. Für Gruppe 3 (Ariston/Inkr) lag der Wert bei 45,6%. Hier waren auch die höchsten Werte für „Quellung“ mit 7,6% zu beobachten. Die Vergleichsgruppen zeigten 0,1% Quellung auf. Überschüsse kamen in den Gruppen 8 (Ariston/bulk) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) nicht vor. Mit 3,9% waren sie in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) zu verzeichnen. Artefaktbedingte Unregelmäßigkeiten der Replikas ließen sich mit maximal 1,4% in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) feststellen.

4.4.1.2.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.11 – t₂)

Nach der Kausimulation zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Überschuß“ (Tab. 4.27, 4.28 und 4.29).

Die prozentualen Anteile für perfekten Rand nahmen in allen Gruppen im Vergleich zu den Daten nach der Thermowechselast (vor Kausimulation) geringfügig ab. Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) schnitt mit 85,9% am besten ab. Hierfür waren höchst signifikante Unterschiede zur Gruppe 3 (Ariston/Inkr) mit 40,5% und hoch signifikante Unterschiede zur Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 44,1% zu erfassen. Für „Randspalt“ ließen sich zwischen Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 14,0% und Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 55,7% höchst signifikante Unterschiede registrieren. Gruppe 3 (Ariston/Inkr) war mit 46,1% minimal besser als die Gruppe 8. Wiederum war in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) „Quellung“ mit 7,8% am stärksten zu verzeichnen. In den Vergleichsgruppen war ein Maximum von 0,1% an „Quellung“ zu verbuchen. „Überschuß“ kam nur in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) mit 3,8% vor. Artefakte waren hier ebenfalls mit 1,7% zu vermerken.

Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens

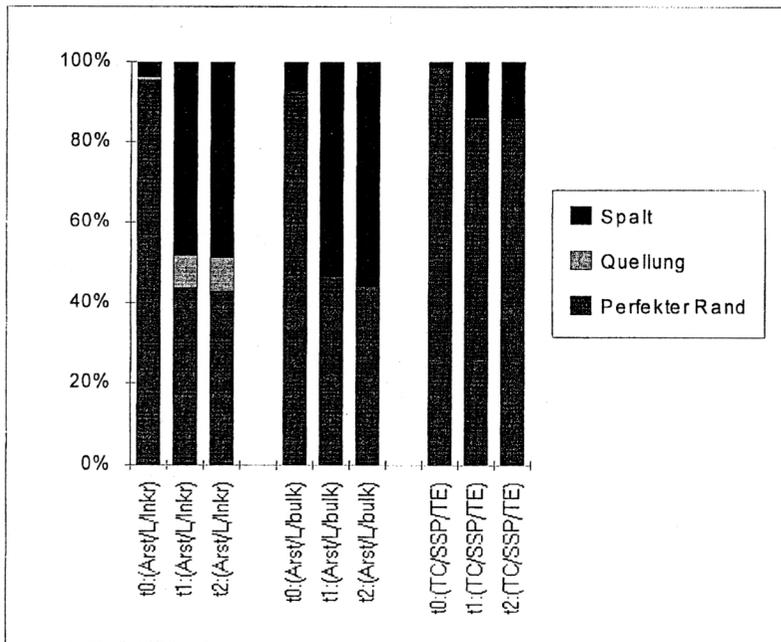


Abb. 4.11: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 3, 8 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.4.1.3 Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.30: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (♯), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

ANOVA-Test	DPerf	DSpalt	DQuell	DÜber	DNibu
		*			

Tab. 4.31: Vergleich der Gruppen 3, 8 und 10 vor Belastung (♯), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 3 Ariston/Inkr	Gr 8 Ariston/bulk	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 3 Ariston/Inkr			
Gr 8 Ariston/bulk			
Gr 10 TC/SSP/TE	*	*	

4.4.1.3.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.12 – t₀)

In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) läßt sich mit 90,4% der höchste Anteil an perfektem Rand erfassen. Nur geringfügig schlechtere Ergebnisse waren in den Gruppen 8 (Ariston/bulk) und 3 (Ariston/Inkr) mit 88,8% bzw. 81,9% zu finden. „Randspalt“ war in der Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 10,1% am höchsten. In den Gruppen 3 (Ariston/Inkr) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) bewegten sich diese Werte zwischen 1,5% und 2,1%. Die meiste „Quellung“ war mit 15,5% in der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) zu registrieren. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) folgte mit 7,4% Anteil an Quellung und zuletzt die Gruppe 8 (Ariston/bulk) mit 0,7%. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ und „nicht beurteilbare Artefakte“ lagen zwischen 0,0% und 0,6%.

4.4.1.3.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.12 – t₁)

Nach der Belastung konnten statistisch signifikante Gruppenunterschiede für „Randspalt“ vermerkt werden.

Der Anteil an perfektem Rand sank in allen drei Gruppen ab. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) verzeichnete mit 72,8% den höchsten Rang. Die Gruppe 8 (Ariston/bulk) hatte nur noch 51,4% Anteile an perfektem Rand und die Gruppe 3 (Ariston/Inkr) schnitt mit 35,5% am schlechtesten ab. Analog zeigte sich ein Anstieg des Kriteriums „Randspalt“ in allen Gruppen. Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) wies mit 12,8% einen signifikant besseren Wert auf als die Gruppen 3 (Ariston/Inkr) und 8 (Ariston/bulk) mit 53,1% bzw. 45,2% Randspalt (siehe Tab. 4.31). In der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) verringerte sich die Quellung im Vergleich zu den Daten vor der Thermocycling auf 11,1%. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) verzeichnete einen Anstieg dieses Wertes auf 14,1%. In der Gruppe 8 (Ariston/bulk) war ebenso eine leichte Zunahme der „Quellung“ zu beobachten (3,0%). „Überschuß“ und „Artefakte“ waren mit Werten zwischen 0,0% und 0,3% vertreten.

4.4.1.3.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.12 – t₂)

Die Gruppenunterschiede waren nach der Kaubelastung nicht signifikant.

In der Gruppe 3 (Ariston/Inkr) wurde eine geringe Zunahme an perfektem Rand auf 39,4% beobachtet. „Randspalt“ nahm im Vergleich zu den Vordaten auf 41,0% ab. Die prozentualen Anteile an „Quellung“ nahmen zu (18,0%). „Überschuß“ und „Artefakte“ waren mit Werten von 1,0% bzw. 0,5% unbedeutend. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) lieferte das beste Ergebnis unter den drei Vergleichsgruppen mit 69,9% Anteile an perfektem Rand. „Randspalt“ sowie „Quellung“ wurden jeweils mit einem Anteil von 14,5% beobachtet. „Überschüsse“ waren nicht aufzuweisen. 1,0% der Randqualität war aufgrund von Artefakten nicht zu beurteilen. Die Gruppe 8 (Ariston/bulk) nahm eine Zwischenstellung ein. 51,2% der Ränder waren dem Kriterium „perfekter Rand“ zuzuschreiben. „Randspalt“ war mit 44,1% vertreten. „Quellung“ nahm geringfügig auf 4,6% zu. „Überschuß“ und „Artefakte“ wurden nicht festgestellt.

Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

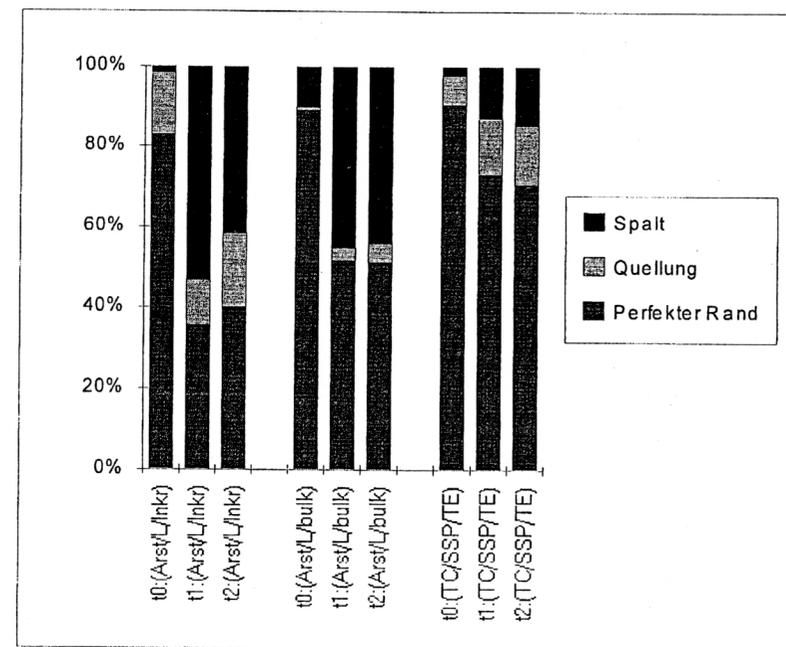


Abb. 4.12: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 3, 8 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.5 Variation „Füllungsmaterial“ (Gruppe 4 und 7) – Vergleich zwischen verschiedenen Kompositmaterialien in ihr Schrumpungsverhalten

4.5.1 Vergleich zwischen den Gruppen 4 und 7 mit 10 als Referenzgruppe an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes

Als Referenzgruppe wurde auch hier die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) ausgewählt. Bei der Variation „Dentinadhäsiv“ und Vergleich zwischen Einkomponentensystem und Mehrkomponentensystem hat sich diese Kombination als die beste Gruppe herauskristallisiert.

4.5.1.1 Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

Tab. 4.32: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz		*		□	

Tab 4.33: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P			
Gr 10 TC/SSP/TE		*	

Tab 4.34: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Überschuß im Schmelz			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P			
Gr 10 TC/SSP/TE		□	

4.5.1.1.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.13 – t₀)

Vor der Belastung ließen sich nur für das Kriterium „Überschuß“ signifikante Gruppenunterschiede feststellen.

Der Prozentanteil an perfektem Rand war in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 95,9% am höchsten. Die Gruppe 4 (Solitaire/Solid bond) folgte mit 95,5%. Mit geringem Abstand stellt sich die Gruppe 7 (Definite/Etch & Prime) dar, die 93,1% an perfektem Rand aufwies. „Randspalt“ war in der Gruppe 7 (Definite) mit 4,8% am meisten zu beobachten. Gruppe 4 (Solitaire) zeigte 3,7% Randspalt auf und die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) hatte mit 2,9% den geringsten Anteil. Die Anteile für „Quellung“ lagen in den Gruppen 4 (Solitaire) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) bei 0,6% und in der Gruppe 7 (Definite) bei 2,0%. Die Werte für „Überschuß“ und „Artefakte“ bewegten sich zwischen 0,0% und 0,3%. In Bezug auf „Überschuß“ ergaben sich signifikante Gruppenunterschiede zwischen Gruppe 7 (Definite) mit 0,0% und Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 0,3%.

4.5.1.1.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.13 – t₁)

Nach der Thermocycling sank in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) der Wert für perfekten Rand auf 78,1%. In den Vergleichsgruppen 4 (Solitaire) und 7 (Definite) war eine drastische Abnahme an perfektem Rand zu verzeichnen (29,9% bzw. 27,0%). Analog dazu stiegen die Werte für „Randspalt“. Gruppe 7 (Definite) war mit 70,0% an oberste Stelle. Mit geringem Abstand stellte sich die Gruppe 4 (Solitaire) mit 65,7% Randspalt dar. Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) war mit 21,0% am geringsten beteiligt. Statistisch hoch signifikante Unterschiede lagen zwischen den Gruppen 7 (Definite) und 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint). „Quellung“ zeigte in den Gruppen 4 (Solitaire) und 7 (Definite) eine leichte Zunahme gegenüber den Daten vor der Belastung (3,6% bzw. 2,8%). In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) dagegen war eine Abnahme an „Quellung“ zu verzeichnen (0,2%). In allen Gruppen waren „Überschuß“ und „Artefakte“ mit einem Maximum von 0,3% bzw. 0,7% zu beobachten.

4.5.1.1.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.13 – t₂)

Nach der Kaubelastung zeigte die Gruppe 4 (Solitaire) nur noch 19,0% Anteil an perfektem Rand auf. „Randspalt“ nahm weiterhin auf 74,2% zu. Ebenso wurde eine Zunahme an Quellung beobachtet (6,6%). „Überschuß“ und „Artefakte“ waren mit Anteilen von 0,0% bzw. 0,1% vorhanden. Überraschend nahmen in der Gruppe 7 (Definite) die Prozentanteile für perfekten Rand um 10,1% auf 37,1% zu. Entsprechend wurde eine Abnahme an Randspalt auf 60,6% festgestellt. Warum nach Thermocycling weniger perfekter Rand und mehr Randspalt beobachtet wurde, bedarf weiterer Erforschung. Dieses Phänomen könnte Folge einer Kältereaktion des Füllungsrandes auf die thermische Belastung sein. Quellung kam in der Gruppe 7 (Definite) mit 2,1% vor. „Überschüsse“ wurden nicht gesehen. „Artefakte“ waren mit 0,2% vorhanden.

In der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) haben sich die Werte nach der Kaubelastung kaum verändert. „Perfekter Rand“ war mit 77,3% zu registrieren. „Randspalt“ verringerte sich auf 20,4%. „Quellung“ nahm auf 1,6% zu. „Überschuß“ und „Artefakte“ waren mit 0,3% und 0,4% vertreten.

Schmelzbegrenzter approximaler Kasten

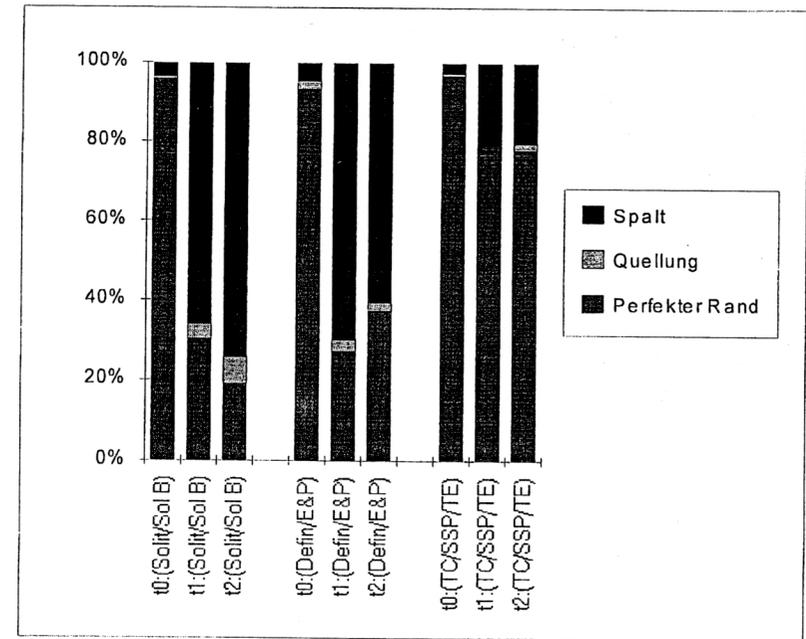


Abb. 4.13: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 4, 7 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.5.1.2 Schmelzanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.35: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10					
ANOVA-Test	SPerf	SSpalt	SQuell	SÜber	SNibu
Signifikanz	□ * °	°	*	□	

Tab 4.36: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Perfekter Rand im Schmelzanteil des approximalen Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P	□ °		
Gr 10 TC/SSP/TE	□ * °		

Tab 4.37: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P			
Gr 10 TC/SSP/TE	°		

Tab 4.38: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Quellung im Schmelzanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P	*		
Gr 10 TC/SSP/TE		*	

4.5.1.2.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.14 – t₀)

Vor Belastung zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Überschuß“ (Tab. 4.36).

Der Prozentanteil an perfektem Rand lag in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 98,4% signifikant höher als in den Gruppen 4 (Solitaire) mit 92,4% und 7 (Definite) mit 88,4%. Randspalt war in der Gruppe 7 (Definite) mit 4,0% vorhanden. Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) und Gruppe 4 (Solitaire) wiesen ähnliche Werte auf (1,4% bzw. 1,5%). Für Quellung bewegten sich die Werte zwischen 0,1% und 2,1%. „Überschuß“ kam in der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) nicht vor. Signifikante Unterschiede ergab sich in bezug auf „Überschuß“ zur Gruppe 7 (Definite) mit 4,6% Anteil. Die Gruppe 4 (Solitaire) war mit 2,6% beteiligt. Für „Artefakte“ bewegten sich die Werte in relativ enger Bandbreite zwischen 0,2% und 1,8%.

4.5.1.2.2 Nach Thermowechselbelastung (Abb. 4.14 – t₁)

Nach der thermischen Wechselbelastung waren signifikante Unterschiede für die Beurteilungskriterien „Perfekter Rand“ und „Quellung“ zu konstatieren (Tab. 4.36 und 4.38).

Die Werte für perfekten Rand sanken in allen drei Gruppen ab. So war die Gruppe 4 (Solitaire) mit 48,6% signifikant schlechter als die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 86,0%. In der Gruppe 7 (Definite) lag der Wert bei 60,3%. Analog dazu zeigte sich die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit nur 13,7% Randspalt besser als die Gruppen 7 (Definite) und 4 (Solitaire) mit 22,8% und 46,9%. Quellungen des Dentin-Bonding-Agent wurde am höchsten in der Gruppe 7 (Definite) mit 13,2% festgestellt, die höchst signifikante Unterschiede zu den Vergleichsgruppen aufwiesen. In den Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) und 4 (Solitaire) kamen sie mit 0,1% und 1,5% vor. „Überschüsse“ traten in den Gruppe 4 (Solitaire) und 7 (Definite) mit 1,2% und 2,7% auf. „Nicht beurteilbare Artefakte“ waren nur in geringen Mengen von 0,2% bis 1,7% vorhanden

4.5.1.2.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.14 – t₂)

Nach einer Belastung im Kausimulator nahm der Wert für perfekten Rand in der Gruppe 4 (Solitaire) weiterhin auf 32,7% ab. Der Prozentanteil für Randspalt stieg auf 64,8%. „Quellung“ nahm geringfügig zu (1,7%). „Überschüsse“ und „Artefakte“ nahmen um 1,0% ab (0,2% und 0,7%).

Überraschend waren die Ergebnisse in der Gruppe 7 (Definite). Die prozentualen Anteile für perfekten Rand stiegen auf 72,8%. Dementsprechend war eine Abnahme an „Randspalt“ auf 19,0% zu beobachten. „Quellungen“ waren mit 6,2% im Vergleich zu den Vordaten weniger zu verbuchen. „Überschüsse“ zeigten ebenso eine Abnahme auf 1,5%. Artefakte waren mit 0,6% vertreten.

Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) verzeichnete mit 85,9% perfektem Rand und 14,0% Randspalt wenig Veränderung gegenüber den Daten nach Thermocycling.

Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens

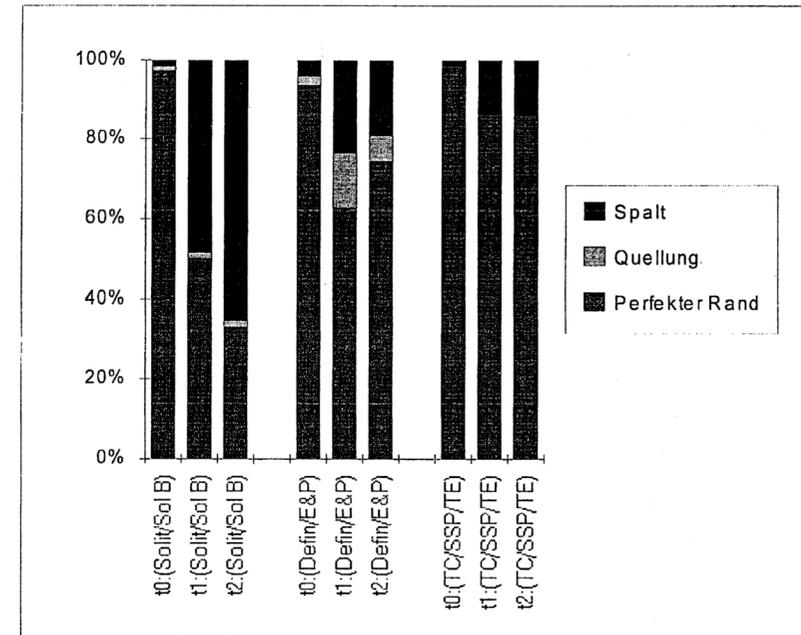


Abb. 4.14: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 4, 7 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.5.1.3 Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Tab. 4.39: Gemeinsamer Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10					
ANOVA-Test	DPerf	DSpalt	DQuell	DÜber	DNibu
Signifikanz		*			

Tab 4.40: Vergleich der Gruppen 4, 7 und 10 vor Belastung (□), nach TWL (*), nach TWL und Kausimulation (°)

Randspalt im Dentinanteil des Dentinkastens			
ANOVA-Test (Bonferroni)	Gr 4 Solitaire/Sol B	Gr 7 Definite/E&P	Gr 10 TC/SSP/TE
Gr 4 Solitaire/Sol B			
Gr 7 Definite/E&P	*		
Gr 10 TC/SSP/TE		*	

4.5.1.3.1 Vor thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.15 – t₀)

Vor der Belastung konnten keine signifikanten Gruppenunterschiede festgestellt werden. Der Anteil an perfektem Rand war in Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 90,4% am höchsten. Es folgte Gruppe 7 (Definite) mit 77,9% und 4 (Solitaire) mit 72,7%. Randspalt war in Gruppe 7 (Definite) am meisten vorhanden (9,2%). Gruppe 4 (Solitaire) hatte mit 0,8% den geringsten Anteil an Randspalt. Für Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) waren 2,1% zu verbuchen. Die höchsten Anteile für Quellungen lagen in Gruppe 4 (Solitaire) mit 23,4% vor, es folgte Gruppe 7 (Definite) mit 8,4% und Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) mit 7,4%. Die Werte für „Überschuß“ und „Artefakt“ bewegten sich zwischen 0,0% und 2,4%.

4.5.1.3.2 Nach Thermowechselast (Abb. 4.15 – t₁)

Hier waren nur für das Kriterium „Randspalt“ signifikante Gruppenunterschiede aufzuzeichnen (Tab. 4. 40).

Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) hatte auch nach der Thermocycling mit 72,8% den höchsten Anteil an perfektem Rand. Die Gruppe 7 (Definite) schnitt mit 22,1% am schlechtesten ab. Die Gruppe 4 (Solitaire) nahm mit 45,9% eine Zwischenstellung ein. Für „Randspalt“ konnten hoch signifikante Unterschiede verzeichnet werden. In der Gruppe 7 (Definite) waren wiederum die schlechtesten Ergebnisse mit 45,4% zu beobachten. Die Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) wies den geringsten Anteil an Randspalt auf (12,8%). Die Gruppe 4 (Solitaire) folgte mit 15,0%. „Quellung“ kam in der Gruppe 4 (Solitaire) mit 37,1% am meisten vor. Die Gruppe 7 (Definite) war mit 30,8% vertreten. 14,1% war der Gruppe 10 (Tetric Ceram/Syntac Sprint) zuzuschreiben. Die prozentualen Anteile für „Überschuß“ und „Artefakte“ bewegten sich zwischen 0,0% und 1,4%.

4.5.1.3.3 Nach thermischer und mechanischer Belastung (Abb. 4.15 – t₂)

Der Anteil an perfektem Rand sank nach der Belastung in der Gruppe 4 (Solitaire) weiterhin auf einen Wert von 23,0% herab. Randspalt zeigte mit 40,5% eine enorme Zunahme. „Quellung“ verringerte sich um 3% auf 34,1%. „Überschüsse“ und „Artefakte“ zeigten mit 0,6% und 1,7% wenig Veränderung im Vergleich zu den Vordaten. Die Gruppe 7 (Definite) lieferte auch in diesem Abschnitt des Füllungsrandes (Vergleiche Schmelzkasten und Schmelzanteil des Dentinkastens) überraschend bessere Ergebnisse als nach der Thermowechselast. Dieses Phänomen könnte Folge einer Kältereaktion des Füllungsrandes auf die thermische Belastung sein. So war eine Zunahme an perfektem Rand auf 39,5% zu verzeichnen. „Randspalt“, und „Quellung“ verkleinerten sich auf 36,3% und 20,2%. „Überschüsse“ und „Artefakte“ waren mit 0,7% und 3,2% vertreten.

Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens

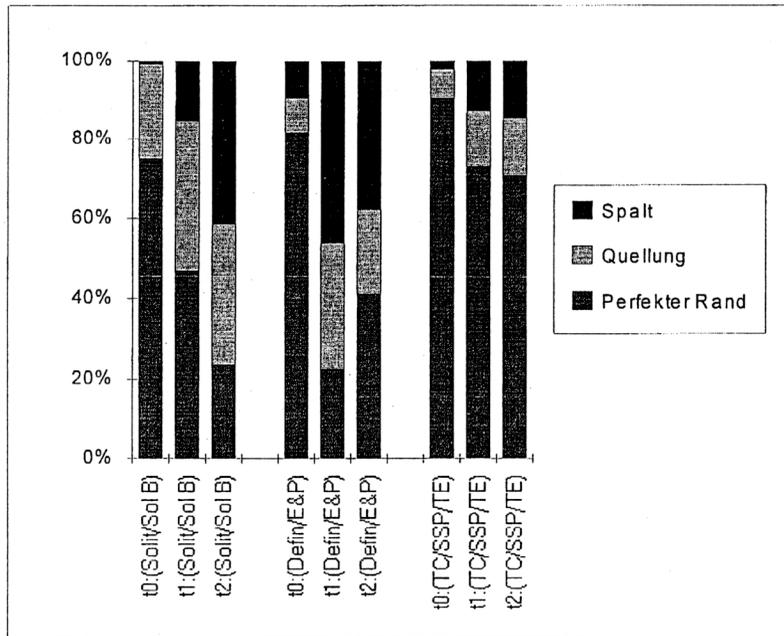


Abb.4.15: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in den Gruppen 4, 7 und 10
 t₀ = zum Zeitpunkt nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37° C
 t₁ = zum Zeitpunkt nach thermischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen)
 t₂ = zum Zeitpunkt nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung (5°-55° C / 2000 Zyklen – 50 N / 50.000 Zyklen)

4.6 Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen an unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes nach thermischer und mechanischer Belastung

Erwartungsgemäß wurden in allen untersuchten Gruppen nach thermischer Belastung signifikante Unterschiede bezüglich des perfekten Randes und des Spaltes gefunden (Ausnahme: Gruppe 3/Ariston/Inkrementtechnik und Gruppe 4/Solitaire). Nach thermischer und mechanischer Belastung waren in den meisten Gruppen signifikante Unterschiede und in wenigen Fällen nicht signifikante, jedoch tendenzielle Differenzen feststellbar. Tabelle 4. 41 gibt die jeweiligen Signifikanzen im einzelnen wieder.

Tab 4.41: Vergleich innerhalb der einzelnen Gruppen nach unterschiedlichen Abschnitten des Füllungsrandes. t⁰: vor thermischer und mechanischer Belastung.

t¹: nach thermischer Wechselbelastung. t²: nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung.

t⁰/t¹ = ▼ t⁰/t² = ● t¹/t² = ■

Gruppe	Perf SK	Perf S-DK	Perf D-DK	Spalt SK	Spalt S-DK	Spalt D-DK	Quell SK	Quell S-DK	Quell D-DK
1	▼●	▼●■	▼●	▼●	▼●■	▼●			▼
2	▼●■	▼●	▼●	▼●■	▼●	▼■	●		▼■
3	▼	▼●		▼■	▼●	▼●			■
4	▼●■	▼●■	▼●■	▼●■	▼●■	●■	■		●
5	▼●■	▼●	▼●	▼●■	▼●	▼	●■		●
6	▼■	▼●	▼●	▼●■	▼●	▼	▼●		
7	▼●■	▼●	▼●■	▼●	▼●	▼●	■	▼	▼●■
8	▼●■	▼●	▼●	▼●■	▼●	▼●	▼●		▼
9	▼■	▼●	▼■	▼■	▼●	▼	▼●■		●
10	▼■	▼●	▼●	▼●■	▼●	▼●			●

4.6.1 Gruppe 1: Tetric Cer. / Syntac Cl. / Selektive Schmelzätzung (Abb. 4.16)

Nach Belastung waren signifikante Unterschiede in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Quellung“ festzustellen (Tab. 4.42 und 4.43).

Der Anteil an perfektem Rand lag in den schmelzbegrenzten Randabschnitten SK und S-DK bei 60,4% bzw. 39,7%. Im Dentinanteil des dentinbegrenzten approximalen Kastens D-DK waren nur 16,5% an perfektem Rand zu beobachten. D-DK ist somit signifikant schlechter als SK.

Randspalten waren in den Randabschnitten SK und S-DK mit 23,7% bzw. 59,3% zu erfassen. Der Abschnitt D-DK wies 54,6% Randspalt auf. Die Unterschiede waren statistisch nicht signifikant.

Statistische Signifikanten ergaben sich für das Quellungsverhalten des Dentinhaftmittels Syntac Classic. Die Quellung in D-DK (25,8%) war signifikant höher als in den Abschnitten SK und S-DK mit 15,0% bzw. 0,0%.

Überschüsse waren nur in S-DK mit 0,8% vorhanden. „Artefakte“ kamen in geringen Mengen von 1,0% bis 3,0% vor.

Tab 4.42: Gruppe 1: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°		

Tab 4.43: Gruppe 1: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°	°	

4.6.2 Gruppe 2: Tetric Ceram / Syntac Single Component (Abb. 4.16)

Nach Belastung zeigten sich statistische Signifikanten in den verschiedenen Randabschnitten für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ (Tab. 4.44, 4.45 und 4.46).

Der Anteil an perfektem Rand war in den schmelzbegrenzten Füllungsabschnitten SK und S-DK (78,5% bzw. 65,3%) signifikant höher als im Dentinbereich D-DK (38,1%).

Zwischen SK und S-DK ergaben sich ebenso höchst signifikante Unterschiede.

Beim Vergleich der Häufigkeiten an Randspalten im Dentin D-DK (28,3%) und in den Schmelzregionen SK und S-DK (14,0% bzw. 30,6%) waren signifikante Unterschiede zu verzeichnen. Auch zwischen den beiden schmelzbegrenzten Füllungsrandanteilen gab es hier in Bezug auf das Kriterium „Randspalt“ signifikante Unterschiede. Signifikant höhere Werte an „Quellung“ waren in D-DK (27,7%) zu beobachten, im Vergleich zu den Randabschnitten im Schmelz SK und S-DK mit 6,6% bzw. 1,2%. Die Werte für „Überschuß“ waren zwischen 0,1% und 2,3% aufgetreten. Nicht beurteilbare Randabschnitte lagen in den Werten 0,7% bis 3,5% vor.

Tab 4.44: Gruppe 2: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°	°	

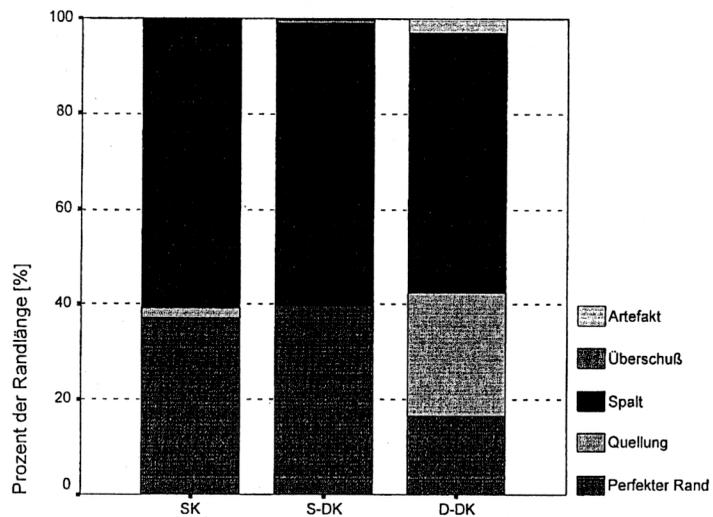
Tab 4.45: Gruppe 2: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Spalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°	°	

Tab 4.46: Gruppe 2: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Tetric Ceram / Syntac / Selektive Schmelzätzung (Gruppe 1)



Tetric Ceram / Syntac Single Component (Gruppe 2)

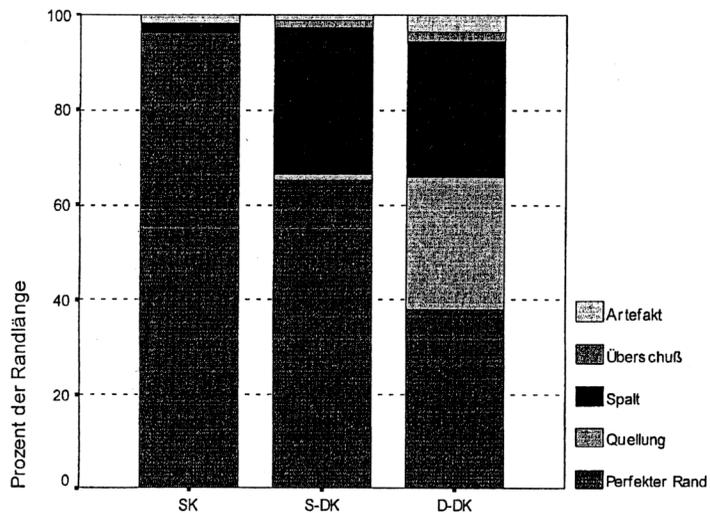


Abb. 4.16: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in allen Abschnitten nach Belastung

4.6.3 Gruppe 3: Ariston / Liner / Inkrementtechnik (Abb. 4.17)

Nach Belastung waren signifikante Unterschiede in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Quellung“ festzustellen (Tab. 4.47 und 4.48).

Für „Perfekter Rand“ ließen sich im schmelzbegrenzten Abschnitt SK mit 64,6% hoch signifikant bessere Werte feststellen als in den Regionen S-DK und D-DK mit 40,5% bzw. 39,4%.

Randspalten waren in den Randabschnitten SK und S-DK mit 24,5% bzw. 46,1% zu erfassen. Der Abschnitt D-DK wies 41,0% Randspalt auf. Die Unterschiede waren statistisch nicht signifikant. Der Anteil an „Quellung“ war mit 18,0% im dentinbegrenzten Füllungsrand D-DK signifikant höher als in den Schmelzrändern SK und S-DK mit 9,5% bzw. 7,8%. Überschüsse waren in Mengen von 0,3% bis 3,8% festzustellen. Die Werte für „Artefakte“ lagen zwischen 0,5% und 1,7%.

Tab 4.47: Gruppe 3: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°		

Tab 4.48: Gruppe 3: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°		

4.6.4 Gruppe 4: Solitaire / Solid bond (Abb. 4.17)

Nach Belastung konnten statistisch signifikante Unterschiede in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten für die Beurteilungskriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ notiert werden (Tab. 4.49, 4.50 und 4.51).

Im schmelzbegrenzten Füllungsabschnitt SK waren mit 19,0% höchst signifikant weniger Anteile an perfektem Rand festzustellen als in den Regionen S-DK und D-DK (32,7% bzw. 23,0%). Analog lag auch der Anteil an Randspalt im SK mit 74,2% deutlich höher als in den anderen beiden Randabschnitten S-DK und D-DK (64,8% bzw. 40,5%).

Der Anteil des Kriteriums „Quellung“ war mit 34,1% im Dentinbereich D-DK signifikant höher als in den Randabschnitten SK und S-DK mit 6,6% bzw. 1,7% Quellungserscheinungen. Überschüsse kamen mit maximal 0,6% vor. Nicht beurteilbare Artefakte waren zwischen 0,1% und 1,7% zu beobachten.

Tab 4.49: Gruppe 4: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°		

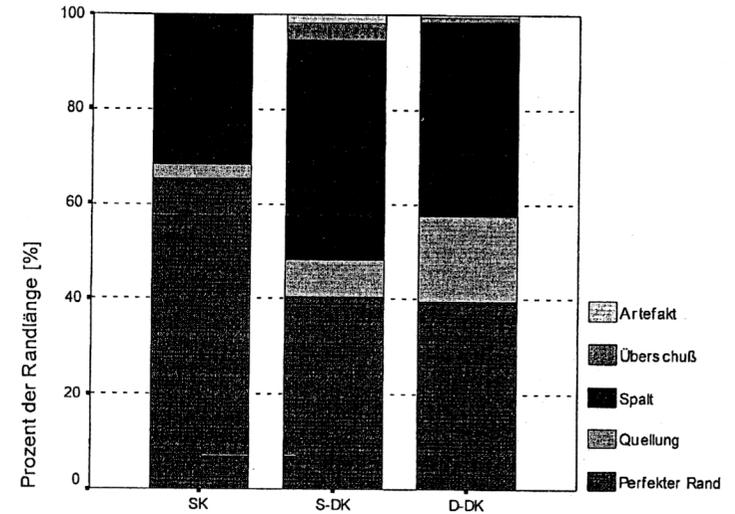
Tab 4.50: Gruppe 4: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK		°	

Tab 4.51: Gruppe 4: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Ariston pHc / Liner / Inkrementtechnik (Gruppe 3)



Solitaire / Solid bond (Gruppe 4)

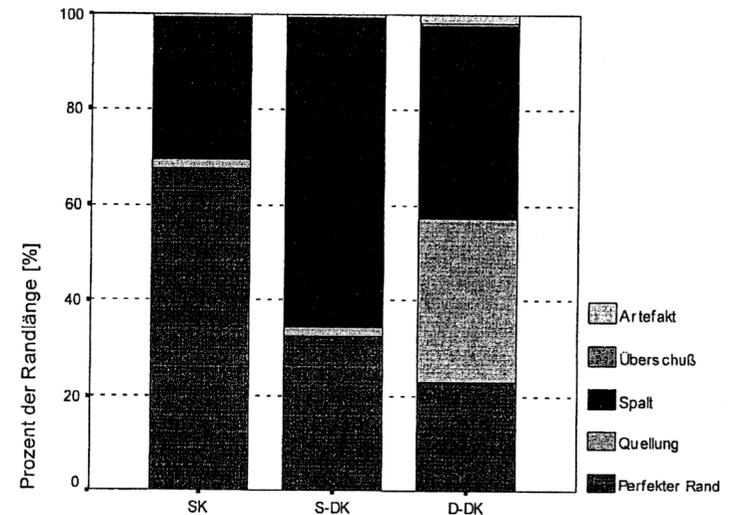


Abb. 4.17: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in allen Abschnitten nach Belastung

4.6.5 Gruppe 5: Tetric Ceram / Syntac Classic / Compoglass F (Abb. 4.18)

Nach Belastung ließen sich signifikante Unterschiede in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ sichern (Tab. 4.52, 4.53 und 4.54).

Der Anteil an perfektem Rand lag in den schmelzbegrenzten Randabschnitten SK und S-DK bei 33,1% bzw. 48,4%. Im Dentinanteil D-DK waren 35,6% an perfektem Rand zu beobachten. Randspalten waren im Bereich von 25,0% (D-DK), 45,8% (S-DK) und 56,7% (SK) aufgetreten. Weitere signifikante Unterschiede ließen sich für das Kriterium „Quellung“ nachweisen. Beim dentinbegrenzten Rand D-DK trat mit 37,0% signifikant höher Quellung auf als bei den schmelzbegrenzten Rändern SK und S-DK mit 10,1% bzw. 4,9%. Überschüsse traten nicht auf. Die Werte der nicht beurteilbaren Artefakte lagen zwischen 0,1% und 2,0%.

Tab 4.52: Gruppe 5: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°	°	

Tab 4.53: Gruppe 5: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°	°	

Tab 4.54: Gruppe 5: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

4.6.6 Gruppe 6: Tetric Ceram / Syntac Classic / Tetric Flow (Abb. 4. 18)

Nach Belastung waren signifikante Unterschiede in den verschiedenen Abschnitten der Füllungsänder für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ zu beobachten (Tab. 4.55, 4.56 und 4.57).

Der Anteil an perfektem Rand lag in den Schmelzabschnitten SK und S-DK des Füllungsrandes bei 46,1% bzw. 58,1%. Im Dentinsektor D-DK lag der Wert bei 46,4%. Signifikant bessere Werte als für den Schmelzanteil SK und S-DK (50,9% bzw. 40,0%) ergaben sich mit 21,1% Randspalt im Dentinanteil D-DK.

Der Anteil des Kriteriums „Quellung“ war mit 29,8% im Dentinbereich D-DK signifikant höher als in den Schmelzabschnitten SK und S-DK mit maximal 2,6% an Quellungserscheinungen. „Überschüsse“ kamen in einem Bereich von 0,2 bis 1,6% vor. Nicht beurteilbare Artefakte wurden mit einem Maximum von 1,1% registriert.

Tab 4.55: Gruppe 6: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK	°		

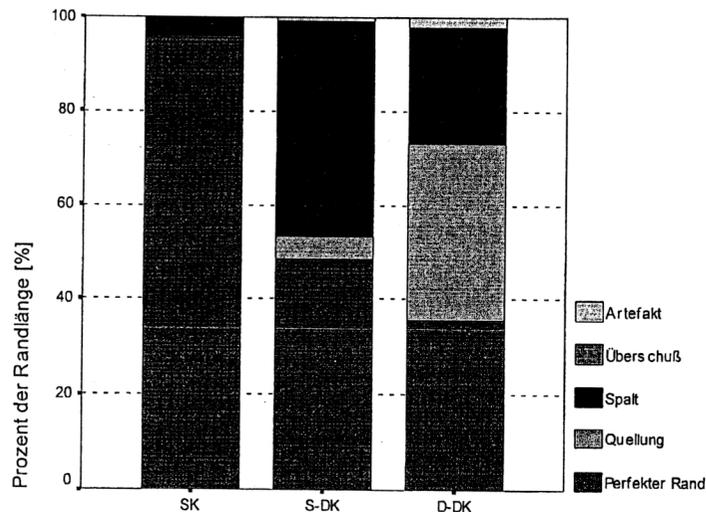
Tab 4.56: Gruppe 6: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Tab 4.57: Gruppe 6: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Tetric Ceram / Syntac / Compoglass F (Gruppe 5)



Tetric Ceram / Syntac / Tetric Flow (Gruppe 6)

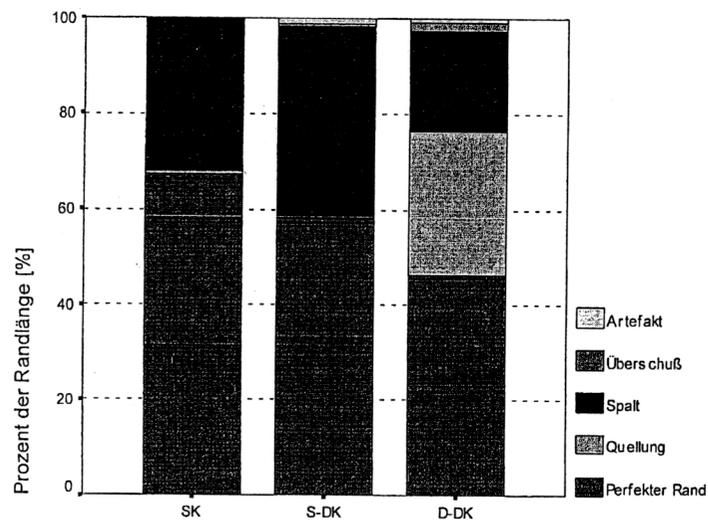


Abb. 4.18: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in allen Abschnitten nach Belastung

4.6.7 Gruppe 7: Definite / Etch & Prime (Abb. 4.19)

Die Auswertung der Randqualitäten in den verschiedenen Kavitätenregionen nach Belastung ergab wiederum für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ signifikante Unterschiede (Tab. 4.58, 4.59 und 4.60).

Im schmelzbegrenzten Füllungsabschnitt S-DK waren mit 72,8% signifikant mehr Anteile an perfektem Rand festzustellen als im Bereich SK mit 37,1% und D-DK mit 39,5%. Auch in Bezug auf das Beurteilungskriterium „Randspalt“ schnitt der schmelzbegrenzte Abschnitt SK (60,6%) signifikant schlechter ab als die Abschnitte S-DK und D-DK mit 19,0% bzw. 36,3%.

Im Füllungsabschnitt S-DK lag der Anteil an „Quellung“ bei 6,2%. Im dentinbegrenzten Abschnitt waren mit 20,2% signifikant mehr Anteile an Quellung festzustellen als im Schmelzbereich SK mit nur 2,1%.

Überschüsse wurden mit einem Maximum von 1,5% beobachtet.

Artefakte traten zwischen 0,2% und 3,2% auf.

Tab 4.58: Gruppe 7: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK		°	

Tab 4.59: Gruppe 7: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK	°		
D-DK		°	

Tab 4.60: Gruppe 7: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°		

4.6.8 Gruppe 8: Ariston / Liner / bulk placement (Abb. 4.19)

Nach Belastung waren signifikante Unterschiede in den verschiedenen Abschnitten der Füllungsänder für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Randspalt“ zu erfassen (Tab. 4.61 und 4.62).

Der prozentuale Anteil an perfekten Randabschnitten war im Bereich SK mit 67,7% signifikant höher als in S-DK und D-DK mit 44,1% bzw. 51,2%.

Umgekehrt verhielt es sich mit der Häufigkeit des Kriteriums „Randspalt“. Diese waren mit 55,7% im Schmelzrand S-DK signifikant stärker vertreten als in den Abschnitten SK (30,0%) und D-DK (44,1%). Quellungserscheinungen waren im Dentinrand D-DK (4,6%) mehr vorhanden als im Schmelzrand SK (1,7%). Im Abschnitt S-DK wurde keine Quellung beobachtet. Überschüsse kamen nicht vor. „Artefakte“ traten mit 0,7% zumeist im SK auf.

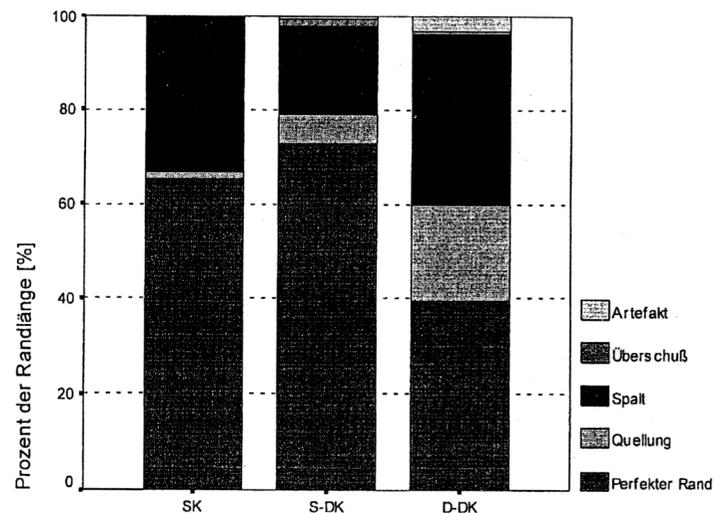
Tab 4.61: Gruppe 8: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand				
T-Test	SK	S-DK	D-DK	
SK				
S-DK	°			
D-DK	°			

Tab 4.62: Gruppe 8: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt				
T-Test	SK	S-DK	D-DK	
SK				
S-DK	°			
D-DK	°	°		

Definite / Etch & Prime (Gruppe 7)



Ariston / Liner / bulk placement (Gruppe 8)

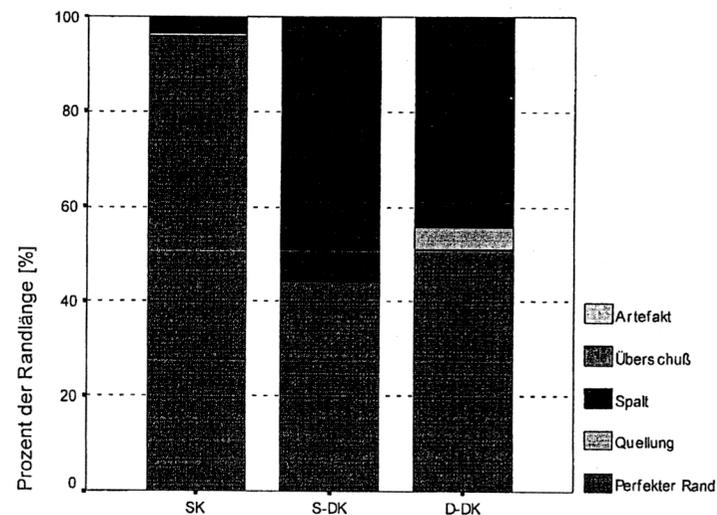


Abb. 4.19: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in allen Abschnitten nach Belastung

4.6.9 Gruppe 9: Tetric Ceram / Syntac Classic / total etch (Abb. 4.20)

Es ergaben sich bei der Auswertung der Randqualität in den verschiedenen Füllungsrandabschnitten nach Belastung signifikante Unterschiede für die Kriterien „Perfekter Rand“ und „Quellung“ (Tab. 4.63 und 4.64).

In den schmelzbegrenzten Abschnitten SK und S-DK waren mit 65,3% bzw. 83,8% signifikant höhere Anteile an perfektem Rand nachzuweisen als im dentinbegrenzten Abschnitt D-DK (59,1%). Beim Beurteilungskriterium „Randspalt“ schnitt der schmelzbegrenzte Abschnitt SK (32,9%) schlechter ab als die Randabschnitte S-DK (16,2%) und D-DK (21,4%). Die Unterschiede waren nicht signifikant.

Auch für das Kriterium „Quellung“ waren Signifikanzen feststellbar. Wieder wies der dentinbegrenzte Abschnitt D-DK (18,6%) signifikante Unterschiede zu den schmelzbegrenzten Anteilen SK (1,4%) und S-DK (0,0%) auf. Überschüsse kamen nicht vor. Nicht beurteilbare Artefakte waren in 0,1% bis 0,8% feststellbar.

Tab 4.63: Gruppe 9: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Tab 4.64: Gruppe 9: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

4.6.10 Gruppe 10: Tetric Ceram / Syntac Sprint (Abb. 4.20)

Nach Belastung zeigten sich statistische Signifikanten in den verschiedenen Randabschnitten für die Kriterien „Perfekter Rand“, „Randspalt“ und „Quellung“ (Tab. 4.65, 4.66 und 4.67).

Der Anteil an perfektem Rand lag in den schmelzbegrenzten Abschnitten SK und S-DK bei 77,3% und 85,9%. Er war signifikant höher als der Anteil an perfektem Rand im dentinbegrenzten Abschnitt D-DK mit 70,0%. Randspalten waren im Schmelzanteil des Füllungsrandes SK mit 20,4% zu beobachten. Dieser Wert lag signifikant höher als die Daten für den Bereich D-DK (14,5%). S-DK wies 14,0% Randspalten auf.

Statistische Signifikanten ergaben sich für das Quellungsverhalten des Dentinhafvermittlers. Während in den schmelzbegrenzten Anteilen SK und S-DK (1,6% bzw. 0,1%) wenig Quellungen auftraten, waren im Dentinabschnitt D-DK mit 14,5% die Quellungserscheinungen signifikant höher. Überschüsse waren im SK mit 0,3% vertreten. Nicht beurteilbare Artefakte waren zwischen 0,0% und 1,0% vorhanden.

Tab 4.65: Gruppe 10: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Perfekter Rand			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

Tab 4.66: Gruppe 10: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Randspalt			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°		

Tab 4.67: Gruppe 10: Paarweiser Vergleich der Randabschnitte nach der Belastung

Quellung			
T-Test	SK	S-DK	D-DK
SK			
S-DK			
D-DK	°	°	

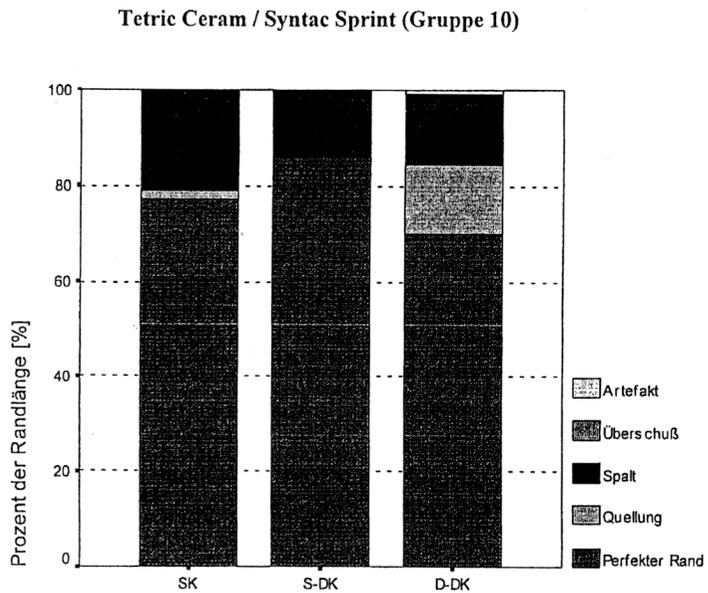
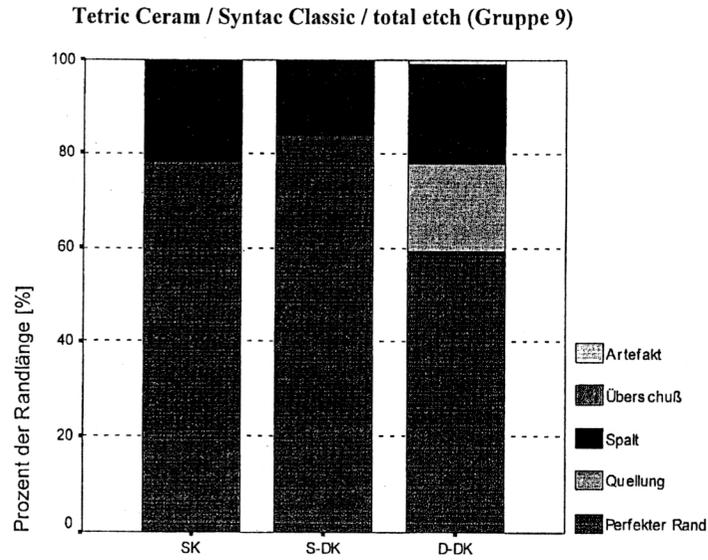


Abb. 4.20: Prozentuale Verteilung der Randkriterien in allen Abschnitten nach Belastung

5 DISKUSSION

5.1 Material und Methode

Eine definitive Aussage über die Akzeptanz einer restaurativen Methode ist erst nach kontrollierten klinischen Langzeituntersuchungen möglich. Der Aussagewert von in vitro-Testungen ist vor diesem Hintergrund sehr begrenzt, Schlußfolgerungen auf das in vivo-Verhalten sind nur begrenzt möglich. Dennoch sind in vitro-Studien vor Einführung eines Materials in die klinische Praxis unverzichtbar [Abdalla A.I., Davidson C.L., 1993; Roulet J.F., 1994].

5.1.1 Kavitätenpräparation

Für Kompositfüllungen wird eine adhäsive Präparationsform empfohlen [Lutz et al., 1985 b]. Einige Autoren berichten über bessere Randqualitäten bei retentiven Präparationen [Douvitsas G, 1991]. Die Bedeutung dieses Befundes bei Anwendung von Umhärtungstechniken und modernen Dentinhaftmitteln erschien jedoch fraglich. Auf eine Anshragung der Kavitätenränder wurde verzichtet, da diese für den klinischen Erfolg kaum Bedeutung zu haben scheint [Osborne et al., 1990; Wilson et al., 1991]. Bei Anwendung der Säure-Ätz-Technik können Kavitäten für Kompositfüllungen unter maximaler Schonung der Zahnhartsubstanz präpariert werden [Buonocore M.G., 1955; Lösche G.M., Blunck U, 1988]. In der vorliegenden Studie wurden die MOD-Kavitäten steilkonisch präpariert (außer den beiden Ariston-Gruppen mit retentiver Präparationsart), da für Kompositfüllungen keine makromechanischen Retentions- und Widerstandsformen benötigt werden.

Eine idealtypische, möglichst grazile Adhäsivpräparation kann unter klinischen Bedingungen oft nicht erfüllt werden, da entweder der Austausch bereits bestehender Füllungen oder die Ausdehnung der kariösen Läsion die Versorgung mit einer größeren Klasse-II-Präparation erfordert. Für die marginale Randständigkeit der Füllung ist dies ein ungünstiger Faktor, da die Polymerisationsschrumpfung und die thermische

Expansion mit der Kavitätengröße korreliert [Lutz et al., 1985 b; Lutz et al., 1986 b]. Die in der Studie gewählten Kavitätengrößen sind für den Einsatz adhäsiver Materialien eher ungünstig, entsprechen aber realistischen klinischen Bedingungen [Lutz et al., 1985 b]. Um den Einfluß der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin auf die Randqualität beurteilen zu können, wurden in dieser Studie bei allen Kavitäten zwei proximale Extensionen präpariert. Dabei lag eine davon schmelzbegrenzt 1-1,5 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze, die andere dentinbegrenzt 1,5-2 mm apikal.

5.1.2 Fülltechnik

Um eine gute marginale Adaptation in größeren Klasse-II-Kavitäten zu erzielen, hat sich die schichtweise Applikation des Kompositmaterials bewährt [Blunck U., 1988; Krejci et al., 1987]. Der Vorteil ist eine gleichmäßige Durchstrahlung und somit Durchhärtung des Kompositmaterials [Blunck U., 1988], sowie eine verringerte Polymerisationsschrumpfung [Krejci et al., 1987]. Aus diesen Gründen wurden alle Kavitäten mit einer modifizierten Inkrementaltechnik gefüllt, in den kritischen zervikal-approximalen Kastenanteilen mit horizontalen [Krejci et al., 1987], in den okklusalen Bereichen mit schräg verlaufenden Schichten. Die Gruppe 8 (Ariston pHc) war eine Ausnahme, bei der die Bulk-Placement-Technik angewendet wurde, um deren Einfluß auf die marginale Integrität zu untersuchen.

Bei der Füllungstherapie mit Kompositen bevorzugt man heute die lichthärtenden Materialien im Gegensatz zu den Autopolymerisaten. Die Vorteile der Lichthärtung liegen in einer größeren Oberflächenhärte, dem höheren Polymerisationsgrad an der Oberfläche und der Möglichkeit zur schichtweisen Applikation des Komposites [Janda R., 1988; Lutz et al., 1986 b]. Die mit der Polymerisation assoziierte Schrumpfung zeigt einen deutlichen Schrumpfungsvektor in Richtung der Lichtquelle. Eine Belichtung der Klasse-II-Füllung von okklusal wird also dazu führen, daß das Komposit von den approximalen Kastenböden in Richtung auf die Lichtquelle schrumpft und somit den adhäsiven Verbund an den zervikalen Regionen stark beansprucht. Diese Belichtungsvariante, bei der die einzelnen Schichten separat für jeweils 40 Sekunden gehärtet wurden, wurden bei der Polymerisation der horizontalen Inkremente in den approximalen Extensionen der MOD-Kavitäten gewählt, um ein „Worst case“-Szenario

zu schaffen, da der Zugang zu den Approximalbereichen mit der Polymerisationslampe in vivo fast nur über eine okklusale Lichteinleitung möglich ist. Auch werden die relativ teuren Leuchteile in der Praxis selten eingesetzt.

5.1.3 Ausarbeitung und Politur

Zur Ausarbeitung und Politur von Kompositfüllungen haben sich Feinstkorndiamanten und flexible aluminium-beschichtete Scheiben bewährt. Dieses Instrumentarium gewährleistet eine effektive Glättung des Füllungsmaterials durch gleichmäßigen Abtrag von organischer Matrix und anorganischen Füllkörpern bei gleichzeitiger Schonung der Zahnhartsubstanzen [Roulet J.F., 1987 a; Schmid et al., 1991].

5.1.4 Wasserlagerung

Die hygroskopische Expansion durch Wasseraufnahme trägt zur teilweisen Kompensation des Polymerisationsschrumpfungsstress bei [Feilzer et al., 1990 a; Feilzer et al., 1995; Koike et al., 1990]. Um dadurch bedingte Überlagerungsphänomene mit der anschließenden thermischen Wechselbelastung zu vermeiden, wurden die Zähne für 24 Stunden in Wasser gelagert. In diesem Zeitraum ist die hygroskopische Expansion aller Materialgruppen im wesentlichen abgeschlossen [Feilzer et al., 1990 a; Feilzer et al., 1995].

5.1.5 Thermische und mechanische Wechselbelastung

Die thermische Wechselbelastung dient der Beurteilung des adhäsiven Verbundes zwischen Restaurationsmaterial und Zahnhartsubstanz [Blunck U., 1987]. Bedingt durch die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungswerkstoff und Zahnhartsubstanz kommt es bei Temperaturschwankungen zu Spannungen an der Verbundzone Zahnhartsubstanz/Restauration. In der Mehrzahl der Studien verschlechtert sich die Randqualität nach Thermocycling signifikant [Blunck

U., 1987]. Oft treten erst dadurch signifikante Unterschiede zwischen den experimentellen Gruppen zutage. Temperaturwechselbelastungen sind eine realistische und kritische Beurteilungsmethode und für Langzeitprognosen eine wichtige Voraussetzung [Lutz et al., 1984; Roulet J.F., 1987 b; Roulet et al., 1984; Schaller et al., 1988]. Die Häufigkeit der Temperaturschwankungen, der ein Füllungsmaterial im Lauf der Jahre im Patientenmund ausgesetzt ist, kann nur abgeschätzt und hochgerechnet werden. In der Literatur wird eine Zyklenanzahl von 2000 mit einer Temperaturdifferenz von 50°C, durch jeweils 30sekündige Verweildauer in 5°C kalten bzw. 55°C warmen Wasser, der die Proben unterworfen werden, empfohlen [Blunck U., 1988; Haller et al., 1993; Kunzelmann et al., 1993].

Wie bei den Versuchen zur Temperaturwechselbelastung findet sich auch bei denen zur mechanischen Beanspruchung eine große Anzahl verschiedener Untersuchungsmethoden. Hier erlauben computergesteuerte Kausimulatoren eine wirklichkeitstreuere Imitation der Kaubelastungskomponenten [Krejci et al., 1990 b; Kunzelmann K.-H., 1996; Kunzelmann K.-H., Hickel R., 1995]. Die Versuchszähne waren in voneinander unabhängigen Prüfkammern auf einem leicht geneigten Hartgummisockel gelagert, der leichte Ausgleichbewegungen, bedingt durch die eingeleitete okklusale Kraft erlaubt [Krejci et al., 1990 b; Kunzelmann K.-H., 1996]. Zudem wird die Eigenbeweglichkeit des Zahnes im Alveolenfach simuliert. Als Antagonisten zur Krafteinleitung wurden geometrisch definierte Steatitkugeln verwendet, die hinsichtlich der Parameter Härte und Abrationsbeständigkeit mit nativem Zahnschmelz vergleichbar sind [Kunzelmann K.-H., 1996; Wassell et al., 1992; Wassell et al., 1994 a; Wassell et al., 1994 b]. Metallantagonisten sind weniger gut geeignet [Krejci et al., 1990 b].

5.1.6 Replikatechnik und quantitative Randanalyse

Die Beurteilung der Randqualität von Restaurationen kann mit unterschiedlichen Methoden durchgeführt werden. Prinzipiell sind dabei funktionelle und morphologische Verfahren zu unterscheiden. Penetrationstests mit Farbstoffen oder Isotopen, Beizen mit Silbernitrat, Perkulations- oder bakteriologische Tests, Erzeugung von artifizieller Karies und elektrochemische Tests gehören zu den funktionellen Verfahren [Roulet J.F., 1987 b; Roulet J.F., 1994; Schaller et al., 1988]. Sie eignen sich nur für in vitro-Studien,

können nur einmal angewandt werden und ermöglichen keine Beurteilung bei Langzeitstudien [Roulet J.F., 1987 b].

Visuelle und taktile klinische Verfahren sowie quantitative Randanalysen gehören zu den morphologischen Untersuchungsmethoden. Die quantitative Randanalyse im Rasterelektronenmikroskop, kombiniert mit der Replikatechnik 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]. Es konnte gezeigt werden, daß genaue und reproduzierbare Messungen möglich sind [Roulet et al., 1989].

Die Abformgenauigkeit des Silikons sowie die Herstellung der Replika mit Epoxidharz ist ein genaues Verfahren, das eine detailgetreue Qualität der Replika und damit eine Aussagefähigkeit der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung garantiert [Roulet J.F., 1987 a, 1987 b]. Es handelt sich hierbei um ein indirektes Verfahren. Die Originalproben werden nicht belastet. Eine mehrmalige Untersuchung der Proben ist möglich. Die quantitative Randanalyse eignet sich auch für in vivo-Studien, darüber hinaus kann das Verfahren zur Verlaufsbeurteilung bei Longitudinalstudien verwendet werden [Roulet J.F., 1987 a, 1987 b].

Die Überlegenheit der Rasterelektronenmikroskopanalyse besteht in der Option, durch hohe Auflösungen und Vergrößerungsstufen den gesamten Füllungsrand bis zur kleinsten Unregelmäßigkeit beurteilen zu können. Die Replika wurden bei 200facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop ausgewertet. Durch Kombination von Computer und der Analysesoftware „Quanti-Gap“ lassen sich auf dem Bildschirm exakte Streckenlängen markieren und einem bestimmten Bewertungskriterium zuordnen [Roulet J.F., 1987 b]. Die Datenanalyse erfolgte mit SPSS für Windows (Version 8.0), getrennt für schmelz- bzw. dentinbegrenzten Füllungsrand. SPSS ist die Abkürzung für Superior Performing Software System. Wie in der Literatur beschrieben, sind auch bei geringer Probenanzahl genaue Aussagen möglich [Lutz et al., 1986 b; Roulet J.F., 1987 a; Schaller et al., 1988]. Die Prozentsätze für die Bewertungskriterien wurden dann statistisch weiterverarbeitet.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Variation des Dentinadhäsives

5.2.1.1 Vergleich zwischen Ein- und Mehrkomponenten Systeme

Dentinhaftmittel sind ein wichtiger Teilaspekt bei der Anwendung von adhäsiven Techniken in der Zahnmedizin. Bei einem Vergleich der verschiedenen Systeme ist eine Tendenz zur Vereinfachung und Reduzierung der Arbeitsschritte erkennbar. Der Vergleich von Dentinadhäsiven ist notwendig, um neben der Beurteilung ihrer Wirksamkeit auch Unverträglichkeiten zwischen Adhäsiv und Komposit auszuschließen [Krejci et al., 1990 a; Kunzelmann et al., 1993]. Durch Verwendung des immer gleichen Kompositmaterials Tetric Ceram® wurde der Verlauf der Versuche standardisiert, um bei der Beurteilung der Dentinadhäsive die Überlagerung durch unterschiedliche Polymerisationsschrumpfung, thermischer Expansionskoeffizient und Elastizitätsmodul der Restaurationen auszuschließen [Kunzelmann et al., 1993]. In diesem Teil der Untersuchung wurden drei verschiedene Dentinhaftvermittler miteinander verglichen. Bei den verwendeten Dentinadhäsiven in den Gruppen 2 (Syntac Single Component), 9 (Syntac Classic/Heliobond) und 10 (Syntac Sprint) erfolgte eine gleichzeitige Konditionierung der Schmelz- und Dentinoberflächen nach den Prinzipien der „Total-Etch“-Technik [Haller et al., 1995]. Der positive Effekt der Dentinvorbehandlung mit Phosphorsäure liegt in einer tiefreichenden Demineralisation des intertubulären Dentins [Van Meerbeck et al., 1992].

In den schmelzbegrenzten Kavitätenabschnitten ergab die Analyse der Randqualität folgendes Bild: Als günstige Dentinhaftvermittler stellten sich Syntac Single Component und Syntac Sprint dar, die nach Belastung über 77% an perfektem Rand erreichten. In der Gruppe 10 (Syntac Sprint) war im Schmelzanteil des dentinbegrenzten Kastens im Vergleich zum reinen Schmelzkasten ein vermehrtes Auftreten von perfektem Rand und ein vermindertes Auftreten von Randspalten zu verzeichnen. So erreichte die Kombination Tetric Ceram/Syntac Sprint hier sogar 85,9% an perfektem Rand. Auch die Kombination Tetric Ceram/Syntac hatte mit 83,3% im schmelzbegrenzten Anteil des Dentinkastens gute Werte für das Kriterium „Perfekter Rand“ aufzuweisen. Die Randspalten traten vor allem am Übergang der senkrechten

Kavitätenwände zum Kastenboden und im Verlauf des Kastenbodens auf, sowohl im schmelzbegrenzten als auch im dentinbegrenzten Kasten. Dies ist zum Teil auch durch die Aushärtungstechnik bedingt, da die Füllungsinkremente in den approximalen Kästen senkrecht von oben auspolymerisiert wurden. Das etwas abweichende Ergebnis von 65,3% perfekter Rand im Schmelzkasten bei der Kombination Tetric Ceram/Syntac könnte so erklärt werden: Diese Technik führt zu vermehrten Spannungen am Kastenboden, da das Komposit zur Lichtquelle hin schrumpft. Die Spannungen können sich durch nachfolgende Thermowechselast und Kausimulation lösen und zur Entstehung von Randspalten führen. Diese Belichtungsvariante wurde bewußt ausgewählt, um ein „worst-case“-Szenario zu simulieren, da im allgemeinen Transparentmatrizen und seitlich reflektierende Lichtkeile in der Praxis selten verwendet werden.

Das Phänomen der Quellung ist bereits aus anderen Untersuchungen bekannt und beruht auf einer Volumenzunahme des Adhäsives bei Wasserlagerung [Kunzelmann et al., 1993]. Andere Autoren erklären sie mit einer Volumenzunahme des Komposites durch hygroskopische Expansion, da nach ihren Beobachtungen Ausquellungen nur an denjenigen Randabschnitten auftraten, welche initial, d.h. nach Legen der Füllung, Randspalten aufgewiesen hatten [Thonemann et al., 1997]. Dies kann die Randmorphologie derart beeinflussen, daß die Quellung des Dentinadhäsives vorher existierende Randspalten maskiert und dieser daher im REM nicht dem richtigen Kriterium zugeordnet werden können. Diese Quellungen müssen auch hinsichtlich ihrer Langzeitbeständigkeit kritisch betrachtet werden [Haller et al. 1993], da ein Abplatzen dieser Degradationsprozesse zu einem zusätzlichen Randspalt führen könnte. Ebenso bedarf die Frage der Dichtigkeit der gequollenen Randabschnitte weiterer Abklärung.

Im Vergleich zu den schmelzbegrenzten Kavitätenrändern lag der Anteil an perfektem Rand in den dentinbegrenzten Anteilen deutlich unter und der Prozentsatz an Randspalten deutlich über den jeweiligen Vergleichswerten. So zeigte sich die Gruppe 10 (Syntac Sprint) nach thermischer und mechanischer Belastung mit 70,0% perfektem Rand und 14,5% Randspalt am beständigsten. Die übrigen Gruppen zeigten nur noch 38-59% an perfektem Rand, dafür aber 21-28% Randspalt. Der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient von Zahn und Komposit, der beim Erwärmen zum Lösen des adhäsiven Verbundes am Übergang Füllung-Zahn führt, ist eine Ursache für

die schlechtere Randqualität nach Temperaturwechselbelastung [Janda R., 1988; Kunzelmann et al., 1993; Roulet et al., 1984]. Aber auch die mechanische Belastung im Kausimulator trug dazu bei, bedingt durch eine Überlastung des Adhäsivverbundes bei wiederholter elastischer Deformation der Kompositfüllung, die Randqualität zu verschlechtern [Roulet J.F. 1987 b]. In den Dentinabschnitten wies auch das Kriterium „Quellung“ eine größere Bedeutung auf. Ausgehend von 6,8%-7,4% vor Belastung, stiegen die Werte nach Belastung auf 14,5%-27,7% an.

Das eingesetzte Dentinadhäsiv muß aufgrund der Zusammensetzung und Anwendungsweise in der Lage sein, ausreichend tief in das demineralisierte Dentin zu penetrieren, um mit dem freigelegten Kollagengeflecht eine stabile Hybridschicht zu bilden [Frankenberger et al. 1998].

In der vorliegenden Evaluation haben die Ein-Komponenten-Systeme bessere Ergebnisse liefern können als das Mehr-Komponenten-System Tetric Ceram/Syntac Classic. Dieses Ergebnis steht im Widerspruch zu den Resultaten anderer in vitro-Untersuchungen [Haller B., 1994; Frankenberger et al., 1998]. Zur Zeit liegen allerdings noch keine Langzeitergebnisse vor, so daß eine dauerhafte Wirkung der Dentinhaftung mit solchen Ein-Komponenten-Systemen nicht gesichert ist [Blunck U., 1996].

5.2.1.2 Einfluß der Konditionierungsmethode

In der vorliegenden Evaluation wurde die von Buonocore eingeführte und allgemein anerkannte selektive Schmelzätzung (Gruppe 1) mit der von einigen Autoren kritisiertem „total-etch“-Technik (Gruppe 9) verglichen. Der Vergleich erstreckte sich auf das Restaurationsmaterial Tetric Ceram®/Syntac.

Durch die „total-etch“-Technik konnte im zervikalen Dentinbereich eine – wenn auch nicht signifikante - Verbesserung der Randschlußqualität erzielt werden. Dagegen hatte die Konditionierung einen höchst signifikanten Einfluß auf den Randschluß im Schmelzbereich. Dieses Ergebnis wird zum einen durch andere Autoren bestätigt [Gwinnett et al. 1992], zum anderen steht es im Widerspruch zu den Resultaten anderer in vitro-Untersuchungen [Haller et al. 1995]. Der positive Effekt der Dentinkonditionierung mit Phosphorsäure läßt sich auf eine tiefreichende

Demineralisation des intertubulären Dentins zurückführen [Van Meerbeek et al. 1992]. Eine verstärkte Monomerpenetration in die Wände der Dentinkanälchen nach Auflösung des peritubulären Dentins könnte zur Optimierung der Dentinversiegelung beigetragen haben [Pashley D.H. 1991]. Es wird vermutet, daß Azeton aufgrund seiner Wasserverdrängung die Monomerdurchdringung des demineralisierten Kollagens begünstigt [Suh B.I. 1991]. Die Vorteile der Total-Ätz-Technik liegen nicht nur in der Vereinfachung der Arbeitsschritte, sondern ebenfalls in der Sicherheit, auch im Grenzbereich des Kavitätenrandes zwischen Schmelz und Dentin randdichte Füllungen applizieren zu können.

5.2.2 Einfluß der Sandwich-Technik

In diesem Teil der in vitro-Studie wurde untersucht, ob sich durch die Kombination von Kompomermaterialien bzw. niedrigviskösen Kompositen im Sinne der „Sandwich“-Technik eine belastungsstabile marginale Adaptation von Klasse-II-Füllungen im Bereich des zerviko-approximalen Kavitätenrandes erzielen läßt. Ein positiver Effekt hinsichtlich der Verbesserung der marginalen Adaptation kann von einem als Verbundschicht zwischen Komposit und Dentin fungierenden Material erwartet werden, das sich durch eine niedrige Viskosität sowie eine langsam verlaufende Abbindereaktion auszeichnet [Hannig et al., 1997].

Bei der Haftung am Schmelz erzielt Tetric Ceram/Syntac Classic (Gruppe 9) mit der „total-etch“-Technik nach der Belastung Werte von 65,3% im reinen Schmelzkasten und 83,8% im Schmelzanteil des Dentinkastens einen kontinuierlichen Übergang. Die Kombination mit Compoglass F in der Gruppe 5 hatte mit 33,1% im Schmelzkasten und 48,4% im schmelzbegrenzten Anteil des Dentinkastens schlechtere Werte für das Kriterium „Perfekter Rand“ aufzuweisen. Die Kombination mit Tetric Flow in der Gruppe 6 nahm mit 46,1% perfektem Rand im Schmelzkasten und 58,1% im Schmelzanteil des Dentinkastens eine Mittelstellung ein. Beim Vergleich der Randqualität im Dentinanteil des Dentinkastens hatte die Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) mit 59,1% perfektem Rand wiederum am günstigsten abgeschnitten. Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F) wies 35,6% an perfektem Rand auf und Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) 46,4%. Auffällig war die starke

Randspaltbildung im Schmelzanteil in der Gruppe 5 (Tetric Ceram/Compoglass F), die nach Belastung 56,7% (SK) bzw. 45,8% (S-DK) betrug und damit den schlechtesten Wert unter den Vergleichsgruppen darstellte. Im Dentinanteil zeigte sie nur 25,0% Randspalt, dafür aber 37,3% Quellung, was den günstigeren Randspaltwert begründen kann. Gruppe 9 (Tetric Ceram/Syntac Classic) lieferte mit 16,2% Randspalt (S-DK) bzw. 32,9% (SK) und 1,4% Quellung im SK ein besseres Resultat. Im Dentinkasten war Randspalt mit 21,4% und Quellung mit 18,6% in der Gruppe 9 vertreten. Die Gruppe 6 (Tetric Ceram/Tetric Flow) nahm mit 50,9% (SK) und 40,0% (S-DK) Randspaltanteil sowie 2,6% (SK) und 0,0% (S-DK) Quellung eine Mittelstellung. Im Dentinanteil des Dentinkastens waren im Vergleich zu den schmelzbegrenzten Regionen weniger Randspalt (21,1%) dafür aber mehr Quellung (29,8%) zu beobachten.

Zahlreiche Studien haben die physikalischen Eigenschaften (Biege-, Zug- und Druckfestigkeit) von Kompomeren überprüft. Dabei liegen die Werte für diese Festigkeiten im Bereich der Werte für mikrogefüllte Komposite und unter denen für Hybridkomposite [Uno et al., 1996].

Kompomere sind Lichthärtende Restaurationsmaterialien. Dies besagt, daß die Aushärtung durch eine radikalische Polymerisation hervorgerufen wird. Allerdings wird von den Herstellern auch eine Säure-Base-Reaktion propagiert. Die Säure-Base-Reaktion und die damit verbundenen Ionenwanderungen finden aber nur im wäßrigen Milieu statt. Kompomere beinhalten in nicht abgebundener Form kein Wasser. Daher kann die typische Glasionomer-Aushärtungsreaktion bei Kompomeren erst nach Wasseraufnahme des Materials starten. Dies erklärt, daß die Säure-base-Reaktion auf oberflächlichste Schichten von Kompomerprüfkörpern begrenzt bleibt und diese nicht vollständig durchdringt. Kompomere weisen aber auch nach der Lichtpolymerisation nur eine begrenzte Durchhärtetiefe von ca. 2 mm auf [Attin et al., 1996 b]. Möglicherweise verhindert die im Vergleich zu Kompositen größere Opazität des Materials ein tieferes Eindringen des Polymerisationslichts. Andererseits zeigen Kompomere bei Feuchtigkeitzutritt eine Volumenzunahme. Es ist daher nicht auszuschließen, daß es bei großen Aufbaufüllungen aufgrund von Quellvorgängen zu Spannungen und möglicherweise Rissen in der Restauration kommt.

Die in dieser Untersuchung ermittelten Resultate hinsichtlich des Randschlußverhaltens der Restaurationen in den Versuchsgruppen 5 (Compoglass F) und 6 (Tetric Flow) stehen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen anderer Autoren, die das Randschlußverhalten von „Sandwich“-Füllungen unter Anwendung von lichthärtenden Glasionomerzementen und Kompomeren rasterelektronenmikroskopisch analysiert haben [Dietrich et al., 1997; Friedl et al., 1997; Krejci et al., 1996; Lösche A.C. et al., 1996]. In diesen Untersuchungen konnten die Autoren hohe Prozentanteile „kontinuierlicher Ränder“ nach Legen der Füllungen feststellen. Es ließ sich jedoch in keinem Fall eine auch nach Durchführung thermischer oder thermo-mechanischer Belastungstests auf ganzer Länge spaltfreie marginale Adaptation im Bereich der dentinbegrenzten Restaurationsränder nachweisen. BOTT et al. (1997) konnte in einer Studie nur unter Anwendung eines experimentellen Kompomers gelegten Klasse-II-„Sandwich“-Füllungen einen sehr hohen Anteil „perfekte Ränder“ erzielen. Im Gegensatz dazu zeigten die unter Verwendung der kommerziell erhältlichen Füllungskompomere gelegten Klasse-II-„Sandwich“-Füllungen ein signifikant schlechteres Randschlußverhalten [Bott et al., 1997].

5.2.3 Variation Füllungsmaterial und Präparationsart

5.2.3.1 Vergleich zwischen adhäsivem- und retentivem Verarbeitungskonzept

Die karieshemmende Wirkung von Ariston pHc beruht auf der Freisetzung von Hydroxyl-, Kalzium- und Fluoridionen. Die Funktion des Liners besteht darin, die Dentintubuli dauerhaft zu versiegeln sowie eine gewisse Adhäsion des Füllungsmaterials an Schmelz und Dentin zu gewährleisten, da weder Schmelz noch Dentin mit Phosphorsäure konditioniert werden. Jedoch ist die Haftkraft nicht mit konventionellen Dentinhaftsystemen zu vergleichen, so daß eine retentive Präparation gefordert werden muß.

Beim Vergleich zwischen diesem Material und Tetric Ceram/Syntac Sprint ergaben sich höchst signifikante Unterschiede hinsichtlich der Randspaltrate und perfektem Rand. Nach Belastung lagen die Werte für perfekten Rand in den beiden Ariston-Gruppen zwischen 40,5%-67,7% gingivo-zervikal im Schmelz bzw. 39,4%-51,2% gingivo-zervikal im Dentin. Der Anteil von perfektem Rand nach Belastung bei Tetric Ceram lag zwischen 77,3%-85,9% im Schmelz und 69,9% im Dentin. Dieses Ergebnis wird zum einen durch andere Autoren bestätigt [Krejci I., Häusler T., 1998], zum anderen steht es im Widerspruch zu den Resultaten anderer in vitro-Untersuchungen [Glockner et al. 1998]. Allerdings wurden bei dieser Untersuchung relativ zierliche Klasse-II-Kavitäten mit Ariston gefüllt. Eine Untersuchung an der Universität Ulm hingegen bestätigte die Züricher Evaluation [Moll K., Haller B., 1998]. Meist waren die Spalten zwischen Liner und Ariston lokalisiert, was darauf schließen läßt, daß der Verbund des Liners zur Zahnhartsubstanz gut ist. Einige Untersuchungen bestätigen die hohe Randspaltrate, wobei sich diese bei Mehrschichtapplikation (4 horizontale Schichten) deutlich vermindern läßt [Heintze S.D., 1998]. Das Schrumpfungsverhalten von Ariston pHc ist nicht von anderen Composites verschieden: nach 24 Stunden betrug die volumetrische Schrumpfung bei Ariston pHc 3,9% (Vergleich: Tetric Ceram 3,7%) [Venhoven et al., 1998]

5.2.3.2 Einfluß der Applikationsmethode

Vergleich zwischen Inkrementtechnik und „bulk placement“

Ariston pHc / Liner

Aufgrund der karieshemmenden Wirkung des Materials wurde eine vereinfachte Verarbeitungstechnik für Ariston erarbeitet. Entstehen aufgrund der Polymerisationsschrumpfung Spalten, so soll die Ionenfreisetzung den Biotop im Spalt kontrollieren können, so daß keine Sekundärkaries entsteht. Aufgrund der hohen Durchhärtungstiefe können prinzipiell Schichten bis 4 mm in die Kavität eingebracht werden (bulk placement). Die klinische Erfahrung sowie Studien an extrahierten Zähnen zeigen aber, daß mehrere Schichten bei Klasse-II-Kavitäten den Randschluß im approximalen Bereich verbessern. Dies betrifft sowohl der Anteil des Randspaltes an der gesamten Randlänge, als auch die Breite des Randspaltes. Zum einen wird dadurch die Polymerisationsschrumpfung reduziert, zum anderen kann man bei der Mehrschicht-Technik (Inkrementtechnik) das Material besser an die Kavitätenränder adaptieren. Beim Vergleich der beiden Applikationstechniken konnten in dieser Studie höchst signifikante Unterschiede im Bezug auf „Randspalt“ beobachtet werden. Durch die Inkrementtechnik konnte im Schmelzbereich die Randspaltrate bis zu 11% herabgesetzt werden. Im Bezug auf Perfekten Rand waren die Unterschiede nicht signifikant. Möglicherweise führt bei Ariston die sehr stark ausgeprägte Hydrophilie zu einer rein mechanischen Abdichtung des Füllungsrandes.

Wird als Qualitätskriterium „Perfekter Rand“ herangezogen, so sind die Unterschiede zwischen beiden Techniken wie bereits erwähnt nicht signifikant. Legt man jedoch den Spalt als Kriterium zu Grunde, so läßt sich ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Inkrementtechnik feststellen. Darüberhinaus kommt bei der „bulk placement“-Technik weniger Spannung zustande, da die Durchhärtetiefe nach der Lichtpolymerisation begrenzt ist. Die Schichtstärke kommt hier als ursächlicher Faktor in Betracht. Im Dentinbereich waren die Unterschiede nicht signifikant.

5.2.4 Variation Kompositmaterial

5.2.4.1 Vergleich zwischen dem Feinhybrid-Komposit *Tetric Ceram*, dem Polyglas-Komposit *Solitaire* und dem *Ormocere Definite*

In diesem Teil der Untersuchung wurden zwei hochgefüllte „stopfbare“ Kompositen (*Solitaire* und *Definite*) als System in Kombination mit Dentinhaftmittel des Herstellers mit einem Feinhybrid-Komposit (*Tetric Ceram*) in Bezug auf ihre Randqualität miteinander verglichen. Nach Herstellerangaben sollten beide Materialien ein geringeres Schrumpfungsverhalten aufweisen als herkömmliche Kompositmaterialien.

Solitaire

Das Polyglas-Komposit *Solitaire* wurde als neuer, stopfbarer und angeblich schrumpfungsarmer Füllungswerkstoff für den Seitenzahnbereich vorgestellt. Die Matrix von *Solitaire* soll aufgrund ihres Gehaltes an tetra- bis hexafunktionellen Molekülen eine besonders hohe Vernetzungsdichte und damit im Vergleich zu konventionellen Materialien auf Dimethacrylat-Basis eine geringere Löslichkeit und eine überlegene Biokompatibilität aufweisen. Unabhängige Studien konnten jedoch keine Unterschiede in der Freisetzung organischer Komponenten aus *Solitaire* im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen nachweisen [Pelka et al., 1998; Rzanny et al., 1999]. Charakteristisch für das Füllungsmaterial sind neuartige fluoridfreisetzende, volumenvergrößernde polyglobuläre Füllstoffe, die mit einem Anteil von 65 Gew.-% der Matrix zugesetzt sind. Es handelt sich um infiltrierbare Si-O-Gläser mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 8 bis 11 µm. Der relativ hohe Volumenanteil (92%) dieser Füllerfraktion erklärt sich aus der Infiltrierbarkeit der Partikel mit Matrixmonomeren.

Dieses Restaurationssystem wies vor der Belastung sowohl im lateralen Schmelzbereich des Dentinkastens (S-DK) als auch im reinen Schmelzkasten (SK) gute Resultate hinsichtlich der Randqualität auf (92,9% bzw. 95,5% perfekter Rand). Im zervikalen Dentinbereich (D-DK) war der Anteil an perfektem Rand mit 72,2% deutlich geringer. Dieses System zeigte in allen Testreihen die schlechtesten Ergebnisse. Nach

thermischer und mechanischer Belastung wurden sowohl im Schmelzkasten (19,0%) als auch im Schmelzanteil des Dentinkastens (32,7%) schlechte Resultate hinsichtlich des Kriteriums „Perfekter Rand“ registriert. Im Dentinanteil des dentinbegrenzten Kastens war nur noch 23,0% perfekter Rand vorhanden. Höchst signifikante Unterschiede ergaben sich im Schmelzanteil des Dentinkastens (S-DK) in Bezug auf perfekter Rand (32,7%) zu den Vergleichsgruppen (*Definite* mit 72,8%, *Tetric Ceram* mit 85,9%). Höchst signifikant war auch der Unterschied im Randspaltverhalten zwischen *Tetric Ceram* und *Solitaire* im Schmelzanteil des Dentinkastens (14,0% bzw. 64,8%). Quellung kam mit 34,1% im zervikalen Dentin vor, die Unterschiede zu den Vergleichsgruppen wiesen aber keine Signifikanz auf. Die Ursache für dieses negative Resultat ist in der Diskrepanz zwischen der hohen Haftfestigkeiten und der freien Polymerisationskontraktion des Komposits und den daraus resultierenden erhöhten Zugspannungen zu suchen.

Entgegen früheren Aussagen des Herstellers („um 50% reduzierter Schrumpf“ im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen) ist heute bekannt, daß *Solitaire* eine deutlich höhere Volumenschrumpfung aufweist als die meisten Feinhybridkomposite [Chen H. Y. et al., 1999; Pelka et al., 1998; Solttész U., 1998; Venhoven et al., 1998]. Aufgrund des hohen Monomeranteils (38-40 Gew.%) ist eine eher höhere Schrumpfung des Materials zu erwarten.

Tab. 5.1: Maximale Schrumpfkraft und Höhe der Kraftentwicklung
(Chen H.Y., 1999)

	Maximum shrinkage force [N]	Rate of force development [N/s]
Charisma	20.02 (0.99) ^a	0.23 (0.02) ^a
Durafill	20.43 (0.55) ^a	0.25 (0.01) ^a
Tetric Ceram	22.85 (0.80) ^b	0.30 (0.01) ^b
<i>Solitaire</i> I	29.72 (2.11) ^c	0.44 (0.03) ^d
<i>Solitaire</i> II	30.30 (0.66) ^c	0.39 (0.02) ^c
<i>Definite</i>	35.11 (2.17) ^d	0.61 (0.04) ^e

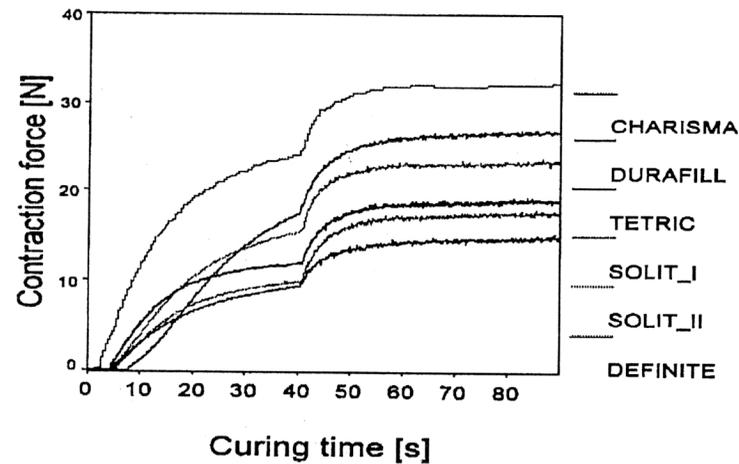


Abb. 5.1: Zeitlicher Verlauf der Kontraktionskraft (Chen H.Y., 1999)

Definite

Bei Definite handelt es sich um ein Material mit einer grundlegend neuen Füllungsmatrix. Waren bisher immer längerkettige Monomoleküle (zum Beispiel Bis-GMA) die Grundlage polymerisierbarer zahnfarbener Füllungsmaterialien, so sind es hier bifunktionelle Siliziumverbindungen, die einerseits anorganischen Charakter besitzen, andererseits über polymerisierbare organische Gruppen verfügen. In diese Matrix sind zusätzlich anorganische Füllstoffe gegeben. Es entsteht eine organisch modifizierte Keramik (Organically Modified CERamic = Ormocer). Im Gegensatz zum herkömmlichen Komposit besteht die Matrix bei diesem neuen Füllungsmaterial zum Teil aus einem anorganischen, bereits „vorpolymerisierten“ Netzwerk, das mit organischen Methacrylatgruppen „versetzt“ ist, die nach dem Polymerisationsstart vernetzen. Diese Reaktion wird wie bei Kompositen mit Licht in Gang gesetzt, sie soll jedoch von weniger Schrumpfung begleitet sein.

In den schmelzbegrenzten Kavitätenabschnitten ergab die Analyse der Randqualität vor der Belastung für SK 93,1% und für S-DK 88,4% Anteile an perfektem Rand. Im zervikalen Dentinbereich war der Anteil an perfektem Rand mit 77,9% deutlich

schlechter. Nach der Belastung wurden im lateralen Schmelzbereich des Dentinkastens (S-DK) 72,8% und im reinen Schmelzkasten 37,1% „perfekte Ränder“ beobachtet. Im Dentin lag der vergleichbare Wert bei 39,5%. Ursache für den hohen Anteil an Randspalt im reinen Schmelzkasten (60,6%) könnte die Polymerisationsschrumpfung in zervikalen Bereich sein. Im lateralen Schmelzbereich des Dentinkastens (S-DK) kamen 19,0% Randspalten und 6,2% Quellungen vor. Im Dentin lagen die entsprechenden Werte bei 36,3% Randspalt und 20,2% Quellung.

Dieses Ergebnis wird zum einen durch andere Autoren bestätigt [Rzanny et al., 1999], zum anderen steht es im Widerspruch zu den Resultaten anderer in vitro-Untersuchungen [Scheffler J., 1998].

5.2.5 Einfluß der Lokalisation des Füllungsrandes

Entscheidenden Einfluß auf die Randqualität hatte die Lage des Füllungsrandes im Zahn. Die Auswertung mit dem Rasterelektronenmikroskop ermöglichte eine getrennte Bewertung einzelner Randabschnitte [Roulet J.F., 1987 b]. Es konnte damit ein typisches signifikantes Verteilungsmuster der Beurteilungskriterien in den verschiedenen schmelz- und dentinbegrenzten Kavitätenabschnitten nachgewiesen werden.

In den schmelzbegrenzten Füllungsabschnitten SK und S-DK waren mehr Anteile an perfektem Rand zu beobachten als entlang der Randsequenzen im Dentin. Bei der Bestimmung der Verbundfestigkeit der modernen Dentinadhäsivsysteme wurden im Labor Haftwerte von 24 bis über 30 MPA gemessen [Haller B., 1994]. Trotz der guten Werte, liefern diese Ergebnisse eine geringe Aussagekraft über die klinische Leistungsfähigkeit der Dentinhaftvermittler in Bezug auf die Optimierung der marginalen Integrität von Kompositrestaurationen. Die Geometrie und Randverhältnisse der Kavität, die Mikromorphologie der Zahnoberfläche an unterschiedlichen Kavitätenabschnitten und zumeist auch der Einfluß der Polymerisationsschrumpfung wird dabei nicht klinisch relevant berücksichtigt [Krejci et al., 1994; Swift et al., 1995]. Die absolut spaltfreie Kompositadaptation an das Dentin ist derzeit nicht erreichbar.

Auch die durch Wasseraufnahme entstandene Quellung war im Dentin signifikant mehr vertreten als entlang der Schmelzränder.

Randspalten traten vor allem am Übergang der senkrechten approximalen Kastenwände zum horizontalen Kastenboden und gingivo-zervikal auf, sowohl im Schmelz-, als auch im dentinbegrenzten Kasten. Dies ist wie oben gesagt, durch die Aushärtungstechnik bedingt, da die Inkremente am Kastenboden senkrecht von oben polymerisiert wurden. Da die Schrumpfungsvektoren in Richtung der Polymerisationslampe orientiert sind, kommt es zur Entwicklung von Spannungen an den weiter von der Lichtquelle entfernten Kompositanteilen. Aber auch aus rein mathematischen Gründen kommt es zu einer schlechteren durchschnittlichen Randqualität in den Dentinanteilen der dentinbegrenzten Kästen. Erstens ist der Dentinanteil im Vergleich zu den Schmelzanteilen der Approximalkästen relativ klein. Aber vor allem nimmt der Anteil des Kastenbodens, an dem vermehrt Spalten auftreten, an der Gesamtlänge des Dentinanteils einen höheren Teil ein, als der entsprechende Wert im Schmelzkasten.

6 SCHLUSSFOLGERUNGEN

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung lassen sich folgende Schlußfolgerungen hinsichtlich der marginalen Adaptation von direkten Klasse II Restaurationen im Seitenzahnbereich mit zervikalem Kavitätenrand im Schmelz und Dentin ableiten:

Die Auswertung für die Dentinhaftmittel ergab für Ein-Komponenten-Systeme bessere Ergebnisse als für Mehr-Komponenten-Systeme. Weiterhin konnte gezeigt werden, daß thermischer Stress durch zyklische Temperaturwechselbelastung und mechanische Kausimulation immer die Füllungsqualität von Klasse-II-Restaurationen aus Komposit verschlechtert. Es zeigte sich aber, daß die Anwendung der Total-Etch-Technik bei den untersuchten Materialien (Tetric Ceram/Syntac Classic) zu einer Optimierung der Dentinhaftung durch das Adhäsiv führt.

Eine fraktionierte Polymerisationsschrumpfung durch eine hinsichtlich des C-Faktors günstige Mehrschichttechnik verbessert die Qualität des Füllungsrandes. Eine perfekte Adaptation des Komposits am nicht unmittelbar einsehbaren zervikalen Kavitätenrand ist hier der Grundstein für einen guten Randschluß der Kompositrestauration.

Ein Vergleich zwischen adhäsivem und retentivem Verarbeitungskonzept zeigte die Überlegenheit der adhäsiven Füllungen. Beim Vergleich der Mehr-Schicht-Technik gegenüber „bulk placement“ konnte eine Empfehlung zu Gunsten der „Inkrementtechnik“ ausgesprochen werden.

Die Sandwich-Restaurationen mit lighthärtenden Kompomeren bzw. niedrigviskösen Kompositen sind direkten Kompositrestaurationen hinsichtlich der marginalen Adaptation am zervikalen Rand nicht überlegen. Die Sandwich-Technik wies nach guter initialer Adaptation im Anschluß an die Temperaturwechselbelastung und mechanische Kausimulation eine schlechtere Randschlußqualität auf.

Die Bewertung von neuartigen stopfbaren und angeblich schrumpfungsreduzierten Kompositmaterialien konnte keine verbesserte Randqualität gegenüber den modernen Hybridkompositen aufweisen.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Durch die Entwicklung neuer moderner Hybridkomposites ist es heute möglich, Kunststofffüllungen mit hoher mechanischer Festigkeit zu applizieren. In Verbindung mit Dentinhaftmitteln soll ihre Indikation auf große nicht schmelzbegrenzte Kavitäten erweitert werden. Allerdings wird von einer Anwendung in großen okklusionstragenden Klasse-II-Kavitäten abgeraten. Die Polymerisationsschrumpfung, die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungskunststoffen und der Zahnhartsubstanz, die Morphologie des zervikalen Schmelzes und vor allem auch die klinisch schwierige Zugänglichkeit des approximal-zervikalen Kavitätenrandes sind wesentliche Faktoren, die zur Entstehung von Randspalten im approximalen Bereich von Klasse-II-Kompositfüllungen führen.

Ziel dieser in vitro-Studie war es, die Randqualität von Kompositfüllungen in großen Klasse-II-Kavitäten in Abhängigkeit von verschiedenen Verarbeitungskonzepten und Komposittypen in unterschiedlichen morphologischen Bereichen des Zahnes vor und nach künstlicher Alterung zu untersuchen. Zusätzlich wurde die Kompatibilität von drei Dentinadhäsiven zu einem Feinhybridkomposit überprüft. Weiterhin sollte geklärt werden, ob eine unterschiedliche Konditionierungsmethode (Selektive Schmelzätzung – total etching) eine Verbesserung des Randschlusses ermöglicht.

Die Untersuchung wurde an 80 extrahierten menschlichen Molaren durchgeführt, die randomisiert auf 10 Gruppen verteilt und mit Klasse-II-Kavitäten, mit je einer schmelz- und dentinbegrenzten approximalen Extension, 1-1,5 mm koronal bzw. 1,5-2 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze, versehen wurden. In drei Gruppen (je n = 8) wurden drei marktübliche Dentinhaftvermittler (Syntac Classic, Syntac Single-Component, Syntac Sprint) in Kombination mit einem Feinhybridkomposit (Tetric Ceram) miteinander verglichen. In vier weiteren Gruppen wurden drei moderne Hybridkomposites (Solitaire, Tetric Ceram und Ariston pHc) und das Ormocer Definite im Bezug ihrer Randqualität einander gegenüber gestellt. In zwei Gruppen wurde der Einfluß von Sandwich-Technik auf die marginale Integrität in Klasse-II-Kavitäten mit Hilfe eines hydrophilen Kompomers (Compoglass F) bzw. eines niedrig viskösen hydrophoben Komposit (Tetric Flow) gegenüber reinen Kompositfüllungen (Tetric Ceram/Syntac Classic) getestet.

Es wurde in allen Gruppen streng nach Herstellerangaben vorgegangen und die Zähne mit dem entsprechenden Dentinhaftvermittlersystem behandelt. Danach wurden die Kavitäten in sechs Inkrementen nach einer modifizierten Umhärtungstechnik gefüllt (die Gruppe 8 machte dabei eine Ausnahme, bei der die Bulk-Placement-Technik angewendet wurde). Zur Gestaltung eines „worst case“-Szenario wurden die Schichten in den approximalen Kästen senkrecht von okklusal ausgehärtet. Die Ausarbeitung der Füllungen erfolgte mit Finierdiamanten und aluminiumoxidbeschichteten Polierscheiben. Nach 24 Stunden Lagerung in Ringerlösung bei 37°C wurden die Zähne zur Simulation klinischer Bedingungen einer thermischen Belastung (5-55°C, 2000x) unterworfen. Anschließend erfolgte eine mechanische Belastung (50N, 50.000x) im Münchner Kausimulator. Die Zähne wurden dabei mechanisch in der Zentralfissur der Kompositfüllung belastet. Die Auswertung der Replikas, die vor der Belastung, nach der Thermowechsellast und nach der Kausimulation hergestellt wurden, erfolgte im Rasterelektronenmikroskop bei 200 facher Vergrößerung.

Zur statistischen Auswertung wurden der gepaarte T-Test und die Varianzanalyse (ANOVA = Analysis of Variance) mit nachgeschalteter Bonferroni-Korrektur herangezogen.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß beim Vergleich der Dentinadhäsive die Ein-Komponenten-Systeme hinsichtlich der Randqualität bessere Ergebnisse zeigen. Zur Zeit liegen allerdings noch keine Langzeitergebnisse vor, so daß eine dauerhafte Wirkung der Dentinhaftung mit solchen Ein-Komponenten-Systemen nicht gesichert ist [Blunck U., 1996].

Die unter Berücksichtigung der Konditionierungsmethode durchgeführten Versuche mit Tetric Ceram/Syntac Classic ergaben für die „total-etch“-Technik eine signifikante Optimierung der Randqualität. Zum jetzigen Zeitpunkt stellte sich das „total etching/wet bonding“-Konzept als die am besten geeignete Vorgehensweise dar, um eine effektive mikromechanische Verankerung mit der Dentinoberfläche zu erreichen. Aber auch wenn durch dieses Konzept primär eine gute Dentinverankerung erzielt werden kann, darf nicht außer acht gelassen werden, daß z. B. weitere Faktoren wie die Auflockerung der Polymerstruktur durch Quellvorgänge oder hydrolytische Korrosionsprozesse an freiliegenden Kollagenfasern die Langzeitstabilität des Dentin-Komposit-Verbundes

noch erheblich einschränken. Die Kompatibilität der einzelnen Dentinadhäsive mit der „total-etch“-Technik gilt es zu eruieren.

Ein Vergleich der Verarbeitungsmethode - retentive gegenüber adhäsiver Technik - wurde mit den Materialien „Tetric Ceram“ und „Ariston pHc“ durchgeführt und dabei die Überlegenheit der adhäsiven Füllungen gezeigt. Mit dem Material „Ariston pHc“ konnte aufgezeigt werden, daß eine hinsichtlich des C-Faktors optimierte Mehrschichttechnik (Inkrementtechnik) die Randqualität signifikant verbessert.

Die Sandwich-Restaurationen mit lighthärtenden Kompomeren (Compoglass F) bzw. niedrigviskösen Kompositen (Tetric Flow) zeigten nach einer guten initialen Adaptation einen hohen Abfall der Randschlußqualität nach der Temperaturwechselbelastung und mechanischer Kausimulation. Die Potenz und das Indikationsfeld dieser neuen Werkstoffe gilt es in weiteren Studien abzugrenzen.

Die Beurteilung von neuartigen stopfbaren und angeblich schrumpfungsreduzierten Kompositmaterialien (Solitaire) bzw. Ormoceren (Definite) konnte keine verbesserte Randqualität gegenüber den modernen Hybridkompositen (Tetric Ceram) erkennen lassen.

Entscheidenden Einfluß auf die Randqualität hatte die unterschiedliche morphologische Lage des Füllungsrandes im Zahn. Im Schmelz waren sowohl vor als auch nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung signifikant mehr Anteile an perfektem Rand und signifikant weniger Randspalten und Quellungen festzustellen als in den Dentinabschnitten. Die Randspalten traten aufgrund der in dieser Studie gewählten Polymerisationsweise vor allem im Bereich der horizontalen Kastenböden auf. Daher ist es bei der Kavitätenpräparation auch bei neueren Materialien wie Ormoceren erstrebenswert, einen möglichst hohen schmelzbegrenzten Anteil für den adhäsiven Verbund zu erhalten.

8 LITERATURVERZEICHNIS

1. Abdalla A.I., Davidson C.L.:

Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro class II composite restorations.

J Dent 21: 158-162, 1993.

2. Attin T., Buchalla W.:

Werkstoffkundliche und klinische Bewertung von Kompomeren.

Dtsch Zahnärztl Z 53: 766-774, 1998.

3. Attin T., Buchalla W., Kielbassa A.M., Hellwig E.:

Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials.

Dent Mater 11: 359, 1995.

4. Attin T., Kielbassa A.M., Plogmann S., Hellwig E.:

Fluoridfreisetzung aus Kompomeren im sauren und neutralen Milieu.

Dtsch Zahnärztl Z 51: 675, 1996 a.

5. Attin T., Vataschki M., Hellwig E.:

Properties of resin-modified glass ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials.

Quintessence Int 27: 203, 1996 b.

6. Baillod R., Krejci I., Lutz F.:

„Adhäsive Frontzahnrestaurationen“ unter Dentinadhäsivanwendung mit und ohne Unterfüllung.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 104: 290-296, 1994.

7. Bauer C.M., Kunzelmann K.-H., Hickel R.:

Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren.

Dtsch Zahnärztl Z 50: 635-638, 1995.

8. Blunck U.:

Der Einfluß von Dentinhaftmitteln auf die marginale Adaptation von Kompositfüllungen im Dentin in vitro.

Zahnmed Diss: FU Berlin, 1987.

9. Blunck U.:

Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung von Kompositfüllungsrandern im Dentin in vitro.

Dtsch Zahnärztl Z 43: 939-943, 1988.

10. Blunck U.:

Dentinhaftmittel und Kompomere.

Quintessenz 47: 1, 19-35, 1996.

11. Bott B., Hannig M., Griemsmann S.:

„Sandwich“-Füllungen in dentinbegrenzten Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 52: 809, 1997.

12. Bowen R.L.:

Compatibility of various materials with oral tissues.I: The components in composite restorations.

J Dent Res 58: 1493-1503, 1979.

13. Bowen R.L., Nemoto K., Rapson J.E.:

Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening.

J Am Dent Assoc 106: 475-477, 1983.

14. Braem M.J.A., Lambrechts P., Gladys S., Vanherle G.:

In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers.

Dent Mater 11: 137, 1995.

15. Brännström M., Vojinovic O.:

Response of the dental pulp to invasion of bacteria around three filling materials.

J Dent Child 43: 15-21, 1976.

16. Brännström M., Mattsson B., Torstenson B.:

Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach.

J Dent 19: 71-79, 1991.

17. Buonocore M.G.:

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

J Dent Res 34: 849-853, 1955.

18. Chen H.Y.; Kunzelmann K.-H., Manhart J., Mehl A., Hickel R.:

Polymerization shrinkage forces of resin composites.

CED/IADR, 35th Annual Meeting, Montpellier, France, 23.-25.09.1999

19. Chen R.C.S., Chan D.C.N., Chan K.C.:

A quantitative study of finishing and polishing techniques for a composite.

J Prosthet Dent 59: 292-297, 1988.

20. Cheung G.S.P.:

A scanning electron microscopic investigation on the acid-etched cervical margin of class II cavities.

Quintessence Int 21: 299-302, 1990.

21. Chung K.H.:

The relationship between composition and properties of posterior resin composites.

J Dent Res 69: 852-856, 1990.

22. Dietrich T., Lösche A.C., Lösche G.M., Roulet J.-F.:

Marginal adaptation of class II sandwich restorations using different light cured GICs and compomers.

J Dent Res 76: 19 (Abstr.No. 47), 1997.

23. Dietschi D., Holz J.:

A clinical trial of four light-curing posterior composite resins: two-year report.

Quintessence Int 21: 965-975, 1990.

24. Dietschi D., De Siebenthal G., Neveu-Rosenstand L., Holz J.:

Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite class II restorations: an in vitro evaluation.

Quintessence Int 26: 717-727, 1995.

25. Dijken J.W.V. van:

A 6-year evaluation of a direct composite resin inlay/onlay system and glass ionomer cement-composite resin sandwich restorations.

Acta Odontol Scand 52: 368-376, 1994.

26. Douvitsas G.:

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

J Prosthet Dent 65: 475-479, 1991.

27. Eakle W.S., Ito R.K.:

Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations.

Quintessence Int 21: 369-374, 1990.

28. Eakle W.S., Nakamoto D.K.:

Microleakage in MOD resin composite with three dentin bonding agents.

Dent Mater 5:361-364, 1989.

29. Eidelmann E., Holan G., Tanzer-Sarneh S., Chosack A.:

An evaluation of marginal leakage of class II combined amalgam-composite restorations.

Oper Dent 15: 141-148, 1990.

30. Erickson R.L.:

Surface interactions of dentin adhesive materials.

Oper Dent (Suppl 5): 81, 1992.

31. Fayyad M.A., Shortall A.C.C.:

Microleakage of dentine-bonded posterior composite restorations.

J Dent 15: 67-72, 1987.

32. Feilzer A. J.:

Polymerization shrinkage stress in dental composite resin restorations.

Academisch *Proefschrift*, Amsterdam, 1989.

33. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.:

Setting stress in composite resin relation to configuration of the restoration.

J Dent Res 66: 1636, 1987.

34. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.:

Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion.

J Dent Res 69: 36-39, 1990 a.

35. Feilzer A.J., De Gee A.J., Davidson C.L.:

Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations.

Dent Mater 6: 167-171, 1990 b.

36. Feilzer A.J., Kakaboura A.I., De Gee A.J., Davidson C.L.:

The influence of water sorption on the development of setting shrinkage stress in traditional and resin-modified glass ionomer cements.

Dent Mater 11: 186-190, 1995.

37. Frankenberger R., Krämer N., Sindel J.:

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

Dtsch Zahnärztl Z 51: 556, 1996.

38. Frankenberger R., Sindel J., Krämer N., Oberschachtsiek H., Petschelt A.:

Die Langzeitstabilität des Komposit-Dentinverbundes nach Total etching.

Dtsch Zahnärztl Z 53: 697-700, 1998.

39. Friedl K.H., Power J.M.:

Einfluß der Dentintiefe und -Feuchtigkeit auf die Haftung zahnärztlicher Werkstoffe in vitro. *Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK*, Mainz, Januar 1994.

40. 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.

41. Fuks A.B., Chosack A., Eidelmann E.:

A two-year evaluation in vivo and in vitro of class II composites.

Oper Dent 15: 219-223, 1990.

42. Gladys S., Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.:

Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials.

J Dent Res 76: 883, 1997.

43. Glockmann E., Gehroldt C., Triemer K.:

Freisetzung von Fluorid aus unterschiedlichen Glasionomerzementen.

Dtsch Zahnärztl Z 52: 668, 1997.

44. Glockner K., Reich M.E., Kos S., Keil C., Ebeleseder K., Städtler P.:

Randadaptation von Ariston pHc. Graz, Abteilung für Zahnerhaltung, Karl-Franzens-Universität Graz, 1998.

45. Greiwe K., Schotter G.:

ORMOCERe: eine neue Werstoffklasse, Erste Produktentwicklungen. Fraunhofer Institut für Silikatforschung, *FhG-Berichte* 2: 64-67, 1990.

46. Gross J.D., Retief D.H., Bradley E.L.:

Microleakage of posterior composite restorations.

J Dent Res 63: 179 (Abstr. No. 77), 1984.

47. Gwinnett, A.J., Dickerson W.G., Shuan Y.:

Dentin bond shear strength and microleakage for Syntac/Heliobond: a comparison between the manufacturer's and total etch technique.

J Esthet Dent 4: 164, 1992.

48. Haller B.:

Untersuchungen zum Mechanismus und zur Wirksamkeit von Komposit-Dentinhaftmitteln.

Med Habil, Würzburg, 1992.

49. Haller B.:

Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern.

Dtsch Zahnärztl Z 49: 750-759, 1994.

- 50. Haller B., Hofmann N., Klaiber B., Pfannkuch A.:**
Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung.
Dtsch Zahnärztl Z 48: 100-104, 1993.
- 51. Haller B., Klaiber B., Dürner U., Hofmann N.:**
Dentinpermeabilität nach Vorbehandlung mit Cleanern und Primern.
Dtsch Zahnärztl Z 47: 171-175, 1992.
- 52. Haller B., Windsheimer U., Hofmann N., Klaiber B.;**
Selektive Schmelzätzung oder Total etching?
Dtsch Zahnärztl Z 50: 824-827, 1995.
- 53. Hannig M., Bott B., Höhnk H.-D., Mühlbauer E.A.:**
CbC filling –A new concept for tooth-colored Class II restorations with proximal margins located in dentin.
J Dent Res 76: 314 (Abstr. no. 2403), 1997.
- 54. Heintze S.D.:**
Evaluation eines „aktiven“ plastischen Restaurationsmaterials mit karieshemmender Wirkung. *Ivoclar-Vivadent, Klinische Forschung*, Oktober 1998, 1998.
- 55. Hickel R., Kunzelmann K.-H., Obermeier T.:**
Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich –Teil I
Zahnärztl Welt 103: 610-618, 1994 a.
- 56. Hickel R., Kunzelmann K.-H., Schreyger D.:**
Die Kompositfüllung im Seitenzahnbereich –Teil II
Zahnärztl Welt 103: 690-697, 1994 b.

- 57. Hilton T.J., Schwartz R.S., Ferracane J.L.:**
Microleakage of four class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature.
Quintessence Int 28: 135-144, 1997.
- 58. Hinoura K., Setcos J.C., Phillips R.W.:**
Cavity design and placement techniques for class II composites.
Oper Dent 13: 12-19, 1988.
- 59. Janda R.:**
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III).
Quintessenz, 1067-1073, 1988.
Quintessenz, 1243-1253, 1988.
Quintessenz, 1393-1398, 1988.
- 60. Kaiser A., Schmidt H.:**
Organisch modifizierte Silicate als „molekulare“ anorganisch-organische Verbundwerkstoffe und ihre Anwendungsmöglichkeiten für die Medizin.
Fraunhofer-Institut für Silikatforschung, *FhG –Berichte*: 97-104, 1991.
- 61. Kejci I.:**
Optimierung der marginalen Adaptation approximaler Randbezirke von lichtgehärteten MOD-Komposit-Restaurationen in vitro.
Med Diss, Zürich, 1986.
- 62. Krejci I., Häusler T.:**
Ariston pHc - Evaluation eines potentiellen Amalgamersatzes mit einem neu entwickelten Adhäsivsystem in der gemischten Klasse II. Zürich, Klinik für Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie, Universität Zürich, 1998.

63. Krejci I., Lutz F.:

Marginal adaptation of class V restorations using different restorative techniques.

J Dent 19: 24-32, 1991.

64. Krejci I., Lutz F., Oldenburg T.R.:

Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnkompositfüllungen – eine neue Fülltechnik.

Swiss Dent 7: 21-28, 1986 a.

65. Krejci I., Lutz F., Lüscher B., Maffioli E.:

Optimierung der marginalen Adaptation von Seitenzahnkompositfüllungen durch seitlich reflektierende Leuchtkeile.

Swiss Dent 7: 47-52, 1986 b.

66. Krejci I., Petrac M., Lutz F.:

Wear and marginal adaptation of resin-reinforced glass-ionomer class II restoration.

Acta Med Dent Helv 1: 117-122, 1996.

67. Krejci I., Picco U., Lutz F.:

Dentinhaftung bei zahnfarbenen adhäsiven MOD-Sofortinlays aus Komposit.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1151-1159, 1990 a.

68. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.:

In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme:

1. Computergesteuerter Kausimulator.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953-960, 1990 b.

69. Krejci I., Schupbach P., Lutz F.:

Klinik der Dentinadhäsive – Das Konzept der differenzierten Applikation: Totales und Selektives Bonding und Dentinversiegelung.

DFZ 34-48, 1994.

70. Krejci I., Sparr D., Lutz F.:

Dreischichtiges Lichthärteverfahren mit herkömmlichen Komposit-Kunststoffen für Black-Klasse-II-Restaurationen.

Quintessenz, 1217-1230, 1987.

71. Koike T., Hasegawa T., Manabe A., Itoh K., Wakumoto S.:

Effect of water sorption and thermal stress on cavity adaptation of dental composites.

Dent Mater 6: 178-180, 1990.

72. Kollmansperger P., Venz S.:

Vergleich der physikalischen Eigenschaften von Kompositen und polierbaren Füllungskunststoffen.

Dtsch Zahnärztl Z 35: 934-938, 1980.

73. Kullmann, W.:

Zur Klassifikation von Befestigungskunststoffen für Ätz-Klebe-Restaurationen.

Dtsch Zahnärztl Z 43: 1077-1080, 1988.

74. Kunzelmann K.H.:

Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro.

Med Habil, München, 1996.

75. Kunzelmann K.-H., Hickel R.:

Entwicklung des computergesteuerten Münchner Kausimulators.

Poster 9. Jahrestagung DGZ, Berlin, 1995.

76. Kunzelmann K.-H., Krause F., Hickel R.:

Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten.

Dtsch Zahnärztl Z 48: 724-727, 1993.

77. 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.

78. Lösche G.M.:

Klasse-II Kompositfüllungen mit und ohne Konfektionierte Glaskeramik-Inserts.

Dtsch Zahnärztl Z 51: 389-394, 1996.

79. Lösche G.M., Blunck U.:

Die Schmelz-Ätz-Technik.

Zahnärztl Welt 97: 838-841, 1988.

80. Lösche G.M., Hilbig W.H., Roulet J.F.:

The margin quality of direct posterior composite restorations close to the CEJ.

J Dent Res 71: 752 (Abstr. no. 1889), 1992.

81. Lutz F., Phillips R.W.:

A classification and evaluation of composite resin systems.

J Prothet Dent 50: 480-488, 1983.

82. Lutz F., Cochran M.A., Mörmann W.:

Adhäsive Restauration – Flop oder Hit?

Schweiz Monatsschr Zahnmed 94: 1124-1131, 1984.

83. Lutz F., Krejci I., Schupbach P.:

Adhäsivsysteme für zahnfarbene Restaurationen. Eine Übersicht.

Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 537-549, 1993.

84. Lutz F., Mörmann W., Kejci I.:

Seitenzahnkomposite Ja, Nein oder Jein?

Dtsch Zahnärztl Z 40: 892-896, 1985 a.

85. Lutz F., Imfeld T., Barbakow F., Iselin W.:

Optimizing the marginal adaptation of MOD composite restorations, in Vanherle G.,

Smith D.C. (eds): *Posterior composite resin dental restorative materials*. St. Paul, Peter

Szulc, 405-419, 1985 b.

86. Lutz F., Krejci I., Lüscher B., Oldenburg T.R.:

Improved proximal margin adaptation of class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges.

Quintess Int 17: 659-664, 1986 a.

87. Lutz F., Krejci I., Oldenburg T.R.:

Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite restorations: a new restorative technique.

Quintess Int 17: 777-784, 1986 b.

88. McCaghren R.A., Retief D.H., Russell C.M.:

Mikroleakage evaluation of Vitrabond/P-50 class II restorations.

J Dent Res 70: 565 (Abstr. no. 2393), 1991.

89. McLean J.W.:

Dentinal bonding agents versus glass-ionomer cements.

Quintess Int 27: 659, 1996.

90. McLean J.W., Powis D.R., Prosser H.J., Wilson A.D.:

The use of glass-ionomer cements in bonding composite resins to dentine.

Br Dent J 158: 410-414, 1985.

91. Moll K., Haller B.:

Randqualität und Haftfestigkeit eines neuen ionenfreisetzenen Füllungsmaterial (Ariston pHc). *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung*, Bremen

Oktober 1998.

92. Osborne J.W., Norman R.D., Gale E.N.:

A 12-year clinical evaluation of two composite resins.

Quintessence Int 21: 111-114, 1990.

93. Pallesen U., Quist V.:

Clinical evaluation of three posterior composite resins.

J Dent Res 74: 404 (Abstr. no. 30), 1995.

94. Pashley D.H.:

Clinical correlations of dentin structure and function.

J Prosthet Dent 66: 777-781, 1991.

95. Pashley D.H.:

Dentin bonding agents.

Current Opinions Dent 2: IV, 46, 1992.

96. Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H.:

Dentin as a bonding substrate.

Dtsch Zahnärztl Z 49: 760-763, 1994.

97. Pashley D.H., Michelich V., Kehl T.:

Dentin permeability: effects of smear layer removal.

J Prostht Dent 46: 531-537, 1981.

98. Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H., Horner J.A.:

Permeability of dentin to adhäsive agents.

Quintess Int 24: 618-631, 1993.

99. Pelka M., Sindel J., Frankenberger R.:

Eigenschaften und Handling eines weißen und stopfbaren Füllstoffes.

Zahnärztl Mitt 88 (6): 636-641, 1998.

100. Perry R., McGary P., Kugel G.:

One-year evaluation of a hybrid composite for posterior restorations.

J Dent Res 74: 404 (Abstr. no. 32), 1995.

101. Prati C.:

Early marginal microleakage in class II resin composite restorations.

Dent Mater 5: 392-398, 1989.

102. Prati C.:

What is the clinical relevance of in vitro dentine permeability tests?

J Dent 22: 83-88, 1994.

103. Prati C., Pashley D.H., Motanari G.:

Hydrostatic intrapulpal pressure and bond strength of bonding systems.

Dent Mater 7: 54, 1991.

104. Randall R.C.:

In vitro microleakage of glass ionomers in the laminate technique.

CED/IADR, 33rd Annual Meeting (Abstr. no. 37), Berlin, 14.09.1996.

105. Retief D.H.:

Do adhesives prevent microleakage?

Int Dent J 44: 19, 1994.

106. Roulet J.F.:

A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity.

Quintess Int 18: 543-552, 1987 a.

107. Roulet J.F.:

Degradation of dental polymers.

Basel, Karger Verlag, 1987 b.

- 108. Roulet J.F.:**
Marginal integrity: clinical significance.
J Dent 22: 9-12, 1994.
- 109. Roulet J.F., Noack M.J.:**
Criteria of substituting amalgam with composite resins.
Int Dent J 41: 195-202, 1991.
- 110. Roulet J.F., Jaeger U., Ameye C., Mörmann W.:**
Quantitative SEM-analysis of composite inlay margins after fatigue stress.
J Dent Res 63: 175, 1984.
- 111. Roulet J.F., Reich T., Blunck U., Noack M.:**
Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope.
Scanning Microscopy 3: 147-159, 1989.
- 112. Rzanny A., Göbel R., Welker D.:**
Werkstoffkundlicher Vergleich zahnfarbener Füllungsmaterialien.
Phillip Journal 3-4: 68-71, 1999.
- 113. Schaller H.G., Götze W., Bertrams U.:**
Prüfung der Randständigkeit verschiedener Kompositkunststoffe im Seitenzahnbereich.
Dtsch Zahnärztl Z 43: 914-918, 1988.
- 114. Scheffler J.:**
Definite – der definitive Nachfolger?
Colleg Mag 4: 130-132, 1998.
- 115. Schmid O., Krejci I., Lutz F.:**
Ausarbeitung von zahnfarbenen Inlays aus Komposit und Keramik.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101: 177-184, 1991.

- 116. Schroeder H.E.:**
Orale Strukturbiologie, Stuttgart, *Thieme Verlag*, 1992.
- 117. Soltész U.:**
Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe.
Zahnärztl Mitt 88 (11): 1404-1406, 1998.
- 118. Suh B.I.:**
All-Bond – Fourth generation dentin bonding system.
J Esthet Dent 3: 139, 1991.
- 119. Swift E.J., Perdigao J., Heymann H.O.:**
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art.
Quintess Int 26: 95-110, 1995.
- 120. Tagami J., Sugizaki J., Hosoda H.:**
Effect of various pretreatments for dentin bonding on dentin permeability.
J Jap Soc Dent Mater 9: 240, 1990.
- 121. Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Hiller K.-A.:**
SEM analysis of marginal expansion and gap formation in Class II composite restorations. *Dent Mater* 13: 192-197, 1997.
- 122. Uno S., Finger W.J., Fritz U.:**
Long-term mechanical characteristics of resin-modified glass ionomer restorative materials.
Dent Mater 12: 64, 1996.
- 123. Van Meerbeek B., Inokoshi S., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.:**
Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems.
J Dent Res 71: 1530-1540, 1992.

124. Van Meerbeek B., Willems G., Celis J.P., Roos J.P., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.:
Assessment by Nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area.
J Dent Res 72: 1434-1442, 1993.
125. Venhoven B.A.M., Rezende J.A., de Gee A.J.:
Setting shrinkage of alkaglass and some other materials. *Academic Center for Dentistry Amsterdam*, 1998.
126. Walker C., Lacy A.:
Cervical microleakage in class II posterior composite resin restorations.
J Dent Res 65: 346 (Abstr. no. 1591), 1986.
127. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A. W.G.:
Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites.
Dent Mater 8: 218-223, 1992.
128. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A.W.G.:
A two-body frictional wear test.
J Dent Res 73: 1546-1553, 1994 a.
129. Wassell R.W., McCabe J.F., Walls A.W.G.:
Wear characteristics in a two-body wear test.
Dent Mater 10: 269-274, 1994 b.
130. Welbury R.R., Murray J.J.:
A clinical trial of the glass-ionomer cement-composite resin "sandwich" technique in class II cavities in permanent premolar and molar teeth.
Quintessence Int 21: 507-512, 1990.

131. Willmes G., Lambrechts P., Braem M.; Vanherle G.:
Composite resins in the 21st century.
Quintessence Int 24: 641-658, 1993 a.
132. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.:
Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear.
J Dent 21: 74-78, 1993 b
133. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Celis J.P., Vanherle G.:
A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics.
Dent Mater 8: 310-319, 1992.
134. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vuylsteke-Wauters M., Vanherle G.:
The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites.
J Dent Res 70: 1299-1305, 1991 a.
135. Willems G., Lambrechts P., Lesaffre E., Braem M., Vanherle G.:
Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear.
J Dent 21: 79-86, 1993 c.
136. Willems G., Noack M.J., Inokoshi S., Lambrechts P., Meerbeek B. van, Braem M., Roulet J.F., Vanherle G.:
Radioopacity of composites compared with human enamel and dentine.
J Dent 19: 362-365, 1991 b.
137. Wilson N.H.F., Wilson M.A., Wastell D.G., Smith G.A.:
Performance of Occlusion in butt-joint and bevel-edged preparations: five year results.
Dent Mater 7: 92-98, 1991.

138. Wolter H., Storch W.:

Urethane (meth)acrylate alkoxy-silanes, a new type of reactive compounds for the preparation of inorganic-organic copolymers (ormocer@s).

Polymer & Materials Research Symposium 1993, Bayreuth, p. 14-17, 1993 a.

139. Wolter H., Storch W.:

The influence of molecular structure on the on the properties of inorganic-organic copolymers.

Polymer for Advanced Technologies (PAT 93), Oxford 1993 b.

140. Wolter H., Storch W., Ott H.:

Dental filling materials (posterior composite) based on inorganic/organic copolymers (ormocer@s). *Makro Akron 1994, 35th IUPAC, International Symposium on Makromolecules, Ohio, 1994 a.*

141. Wolter H., Storch W., Ott H.:

New inorganic/organic copolymers (ormocer@s) for dental application.

Mat Res Soc Symp Proc 346, 1994 b.

142. Youngson C.C., Grey N.J.A.:

An in vitro comparative analysis: scanning electron microscopy of dentin/restoration interfaces.

Dent Mater 8: 252, 1992.

143. Youngson C.C., Grey N.J.A., Glyn Jones J., Redfern E.:

In vitro microleakage associated with posterior composite restorations used with different base/bonding system combinations.

Dent Mater 7: 240-246, 1991.

9 ANHANG**9.1 Abkürzungen****Randqualität**

DPerf / SPerf	=	Perfekter Rand im Dentin / Schmelz
DSpalt / SSpalt	=	Randspalt im Dentin / Schmelz
DNibu / SNibu	=	Nicht beurteilbarer Artefakt im Dentin / Schmelz
DQuell / SQuell	=	Quellung im Dentin / Schmelz
DÜber / SÜber	=	Überschuß im Dentin / Schmelz

Gruppeneinteilung

Gr 1 - Gr 10	=	Gruppen 1 - 10, entsprechend Tabelle 3.2
--------------	---	--

Abschnitte des gesamten Füllungsrandes

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

Statistische Signifikanz

Kein Eintrag	=	p > 0,05	nicht signifikant
□ / * / °	=	p < 0,05	signifikant

□ (t ₀)	=	Signifikanz vor thermischer und mechanischer Belastung
* (t ₁)	=	Signifikanz nach thermischer Wechselbelastung
° (t ₂)	=	Signifikanz nach thermischer und mechanischer Belastung

9.2 Mittelwerte und Standardabweichungen

In den folgenden Tabellen sind die Mittelwerte (Mean) und die zugehörigen Standardabweichungen (Std Dv) der prozentualen Anteile der Randqualitätskriterien aufgelistet. Die Gruppeneinteilung entspricht Tabelle 3.2.

Randsituation des schmelzbegrenzten approximalen Kastens

Vor mechanischer und thermischer Belastung

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	97,8 +/- 2,0	95,6 +/- 3,3	88,6 +/- 9,5	95,5 +/- 2,8	95,4 +/- 3,4
S Spalt [%]	0,1 +/- 0,4	0,7 +/- 1,3	1,0 +/- 1,5	3,7 +/- 2,1	2,3 +/- 1,8
S Nibu [%]	0,6 +/- 0,7	1,6 +/- 2,8	0,7 +/- 1,4	0,0 +/- 0,1	0,1 +/- 0,2
S Quell [%]	1,4 +/- 1,9	1,4 +/- 1,9	8,3 +/- 10,2	0,6 +/- 1,1	1,7 +/- 3,6
S Über [%]	0,1 +/- 0,4	0,7 +/- 0,8	1,3 +/- 1,5	0,1 +/- 0,3	0,4 +/- 0,6

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	97,5 +/- 1,8	93,1 +/- 2,9	96,0 +/- 2,2	95,5 +/- 1,6	95,9 +/- 3,2
S Spalt [%]	1,8 +/- 1,7	4,8 +/- 3,0	1,6 +/- 1,2	3,8 +/- 1,9	2,9 +/- 3,0
S Nibu [%]	0,5 +/- 1,1	0,1 +/- 0,1	1,7 +/- 1,3	0,4 +/- 0,6	0,3 +/- 0,8
S Quell [%]	0,1 +/- 0,3	2,0 +/- 1,6	0,2 +/- 0,5	0,3 +/- 0,6	0,6 +/- 1,2
S Über [%]	0,1 +/- 0,1	0,0 +/- 0,0	0,5 +/- 0,7	0,0 +/- 0,0	0,3 +/- 0,9

Tab. 9.1: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des schmelzbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer Belastung (5°-55° C, 2000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	65,6 +/- 11,7	74,7 +/- 9,8	63,9 +/- 16,9	29,9 +/- 14,8	37,7 +/- 13,5
S Spalt [%]	19,9 +/- 10,6	16,5 +/- 6,6	23,1 +/- 13,6	65,7 +/- 13,4	55,9 +/- 14,7
S Nibu [%]	0,9 +/- 2,1	0,6 +/- 1,1	0,4 +/- 0,8	0,7 +/- 1,4	0,1 +/- 0,1
S Quell [%]	13,5 +/- 8,1	8,0 +/- 7,2	12,3 +/- 7,4	3,6 +/- 4,3	6,3 +/- 5,1
S Über [%]	0,0 +/- 0,0	0,2 +/- 0,4	0,3 +/- 0,9	0,1 +/- 0,2	0,0 +/- 0,0

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	44,9 +/- 9,0	27,0 +/- 15,2	65,3 +/- 14,6	67,2 +/- 11,2	78,1 +/- 16,8
S Spalt [%]	49,7 +/- 8,1	70,0 +/- 14,6	31,0 +/- 14,8	31,6 +/- 11,4	21,0 +/- 16,4
S Nibu [%]	0,7 +/- 1,0	0,1 +/- 0,3	0,4 +/- 0,8	0,4 +/- 0,8	0,4 +/- 1,0
S Quell [%]	4,6 +/- 2,1	2,8 +/- 2,5	3,1 +/- 2,3	0,8 +/- 1,5	0,2 +/- 0,6
S Über [%]	0,1 +/- 0,3	0,0 +/- 0,0	0,2 +/- 0,6	0,0 +/- 0,0	0,2 +/- 0,7

Tab. 9.2: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des schmelzbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer und mechanischer Belastung (5°-55° C, 2000X / 50N, 50.000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	60,4 +/- 19,6	78,5 +/- 4,8	64,6 +/- 20,0	19,0 +/- 11,1	33,1 +/- 15,3
S Spalt [%]	23,7 +/- 11,0	14,0 +/- 5,4	24,5 +/- 15,1	74,2 +/- 11,5	56,7 +/- 16,7
S Nibu [%]	1,0 +/- 0,9	0,7 +/- 1,0	1,2 +/- 1,5	0,1 +/- 0,4	0,1 +/- 0,2
S Quell [%]	14,9 +/- 12,2	6,6 +/- 5,6	9,5 +/- 7,8	6,6 +/- 6,9	10,1 +/- 6,8
S Über [%]	0,0 +/- 0,0	0,1 +/- 0,3	0,3 +/- 0,8	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	46,1 +/- 12,6	37,1 +/- 9,7	67,7 +/- 15,2	65,4 +/- 11,6	77,3 +/- 13,3
S Spalt [%]	50,9 +/- 12,1	60,6 +/- 8,4	29,8 +/- 14,6	32,9 +/- 12,5	20,4 +/- 11,7
S Nibu [%]	0,2 +/- 0,4	0,2 +/- 0,3	0,7 +/- 1,1	0,3 +/- 0,7	0,4 +/- 0,8
S Quell [%]	2,6 +/- 3,0	2,1 +/- 2,1	1,7 +/- 2,3	1,4 +/- 1,5	1,6 +/- 2,6
S Über [%]	0,2 +/- 0,5	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,3 +/- 0,8

Tab. 9.3: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Schmelzanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Vor mechanischer und thermischer Belastung

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	92,8 +/- 5,1	93,1 +/- 6,3	87,9 +/- 7,6	92,9 +/- 2,8	93,8 +/- 4,3
S Spalt [%]	2,4 +/- 3,2	4,8 +/- 5,2	3,5 +/- 2,6	1,5 +/- 1,6	4,1 +/- 3,6
S Nibu [%]	1,4 +/- 1,4	0,5 +/- 0,9	2,8 +/- 2,9	1,8 +/- 1,3	0,9 +/- 0,4
S Quell [%]	1,7 +/- 3,2	0,1 +/- 0,1	0,7 +/- 1,5	1,1 +/- 2,1	0,0 +/- 0,0
S Über [%]	1,6 +/- 2,1	1,5 +/- 2,1	5,0 +/- 6,2	2,6 +/- 2,5	1,3 +/- 2,3

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	94,7 +/- 4,9	88,4 +/- 6,9	92,2 +/- 4,8	96,9 +/- 2,3	98,4 +/- 1,6
S Spalt [%]	3,8 +/- 4,3	4,0 +/- 3,2	7,2 +/- 4,8	2,7 +/- 2,4	1,4 +/- 1,5
S Nibu [%]	0,1 +/- 0,3	1,3 +/- 2,8	0,3 +/- 0,4	0,3 +/- 0,3	0,1 +/- 0,1
S Quell [%]	0,0 +/- 0,0	2,1 +/- 1,9	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,1 +/- 0,3
S Über [%]	1,4 +/- 1,8	4,2 +/- 4,7	0,3 +/- 0,6	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.4: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Schmelzanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer Belastung (5°-55° C, 2000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	50,5 +/- 12,9	56,2 +/- 16,7	41,4 +/- 22,2	48,6 +/- 10,4	50,9 +/- 19,8
S Spalt [%]	44,5 +/- 19,0	40,2 +/- 17,7	45,6 +/- 23,0	46,9 +/- 13,3	47,0 +/- 19,6
S Nibu [%]	1,3 +/- 1,8	0,6 +/- 1,0	1,4 +/- 1,3	1,7 +/- 1,6	1,5 +/- 0,9
S Quell [%]	1,7 +/- 3,8	1,2 +/- 2,8	7,6 +/- 9,2	1,5 +/- 3,4	0,0 +/- 0,0
S Über [%]	2,0 +/- 3,7	1,7 +/- 2,2	3,9 +/- 4,3	1,2 +/- 1,1	0,5 +/- 1,4

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	55,8 +/- 16,7	60,3 +/- 12,8	46,6 +/- 16,6	83,2 +/- 5,0	86,0 +/- 13,4
S Spalt [%]	43,0 +/- 17,3	22,8 +/- 9,1	53,2 +/- 16,8	16,8 +/- 5,0	13,7 +/- 13,5
S Nibu [%]	0,4 +/- 0,6	1,0 +/- 2,1	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,2 +/- 0,3
S Quell [%]	0,0 +/- 0,0	13,2 +/- 10,9	0,1 +/- 0,4	0,0 +/- 0,0	0,1 +/- 0,4
S Über [%]	0,9 +/- 1,8	2,7 +/- 2,4	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.5: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Schmelzanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer und mechanischer Belastung (5°-55° C, 2000X / 50N, 50.000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	39,7 +/- 15,8	65,3 +/- 18,2	40,5 +/- 22,4	32,7 +/- 6,3	48,4 +/- 19,5
S Spalt [%]	59,3 +/- 15,6	30,6 +/- 18,2	46,1 +/- 20,1	64,8 +/- 7,0	45,8 +/- 23,9
S Nibu [%]	0,2 +/- 0,3	1,2 +/- 1,3	1,7 +/- 2,5	0,7 +/- 1,3	0,8 +/- 1,2
S Quell [%]	0,0 +/- 0,0	1,2 +/- 1,8	7,8 +/- 7,5	1,7 +/- 2,9	4,9 +/- 13,3
S Über [%]	0,8 +/- 2,4	1,6 +/- 2,4	3,8 +/- 3,3	0,2 +/- 0,6	0,0 +/- 0,0

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
S Perf [%]	58,1 +/- 14,7	72,8 +/- 14,3	44,1 +/- 15,1	83,8 +/- 7,8	85,9 +/- 11,3
S Spalt [%]	40,0 +/- 14,5	19,0 +/- 9,6	55,7 +/- 15,1	16,2 +/- 7,9	14,0 +/- 11,4
S Nibu [%]	1,1 +/- 1,5	0,6 +/- 0,6	0,2 +/- 0,5	0,1 +/- 0,1	0,0 +/- 0,0
S Quell [%]	0,0 +/- 0,0	6,2 +/- 11,9	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,1 +/- 0,3
S Über [%]	0,7 +/- 1,4	1,5 +/- 1,8	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.6: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Dentinanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Vor mechanischer und thermischer Belastung

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	67,1 +/- 15,3	75,8 +/- 16,1	81,9 +/- 23,0	72,7 +/- 10,4	77,0 +/- 7,7
D Spalt [%]	10,2 +/- 7,8	10,5 +/- 12,4	1,5 +/- 2,0	0,8 +/- 1,7	9,6 +/- 6,8
D Nibu [%]	2,6 +/- 2,8	2,8 +/- 5,6	0,5 +/- 0,6	1,8 +/- 2,8	0,9 +/- 1,8
D Quell [%]	19,2 +/- 14,3	7,4 +/- 7,8	15,5 +/- 23,2	23,4 +/- 11,2	12,2 +/- 12,0
D Über [%]	0,9 +/- 1,7	3,5 +/- 5,2	0,6 +/- 1,7	1,2 +/- 2,1	0,2 +/- 0,4

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	74,7 +/- 27,6	77,9 +/- 16,3	88,8 +/- 14,1	86,6 +/- 8,2	90,4 +/- 5,5
D Spalt [%]	12,2 +/- 13,7	9,2 +/- 8,2	10,1 +/- 12,7	5,8 +/- 5,3	2,1 +/- 2,8
D Nibu [%]	0,6 +/- 1,0	2,1 +/- 4,0	0,2 +/- 0,7	0,8 +/- 2,3	0,0 +/- 0,0
D Quell [%]	10,6 +/- 17,3	8,4 +/- 10,0	0,8 +/- 2,2	6,8 +/- 7,9	7,4 +/- 4,1
D Über [%]	2,0 +/- 4,0	2,4 +/- 3,5	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.7: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Dentinanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer Belastung (5°-55° C, 2000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	21,1 +/- 23,8	28,8 +/- 20,5	35,5 +/- 23,3	45,9 +/- 22,1	33,9 +/- 13,5
D Spalt [%]	44,4 +/- 28,8	41,5 +/- 12,1	53,1 +/- 25,9	15,0 +/- 19,4	34,0 +/- 18,1
D Nibu [%]	1,1 +/- 2,8	2,7 +/- 3,2	0,2 +/- 0,4	1,3 +/- 3,0	1,2 +/- 2,2
D Quell [%]	33,2 +/- 26,7	25,7 +/- 18,7	11,1 +/- 8,7	37,1 +/- 24,3	30,7 +/- 19,6
D Über [%]	0,2 +/- 0,5	1,3 +/- 2,1	0,0 +/- 0,0	0,6 +/- 1,1	0,1 +/- 0,3

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	38,5 +/- 29,4	22,1 +/- 14,5	51,4 +/- 21,1	58,6 +/- 19,2	72,8 +/- 9,6
D Spalt [%]	34,1 +/- 17,9	45,5 +/- 18,6	45,2 +/- 20,1	28,3 +/- 16,9	12,8 +/- 13,8
D Nibu [%]	0,4 +/- 1,0	1,4 +/- 2,6	0,3 +/- 0,5	1,2 +/- 3,4	0,3 +/- 0,8
D Quell [%]	25,3 +/- 20,6	30,8 +/- 18,2	3,1 +/- 2,8	11,9 +/- 9,3	14,1 +/- 6,6
D Über [%]	1,7 +/- 3,2	0,2 +/- 0,3	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.8: Mittelwerte und Standardabweichungen

Randsituation des Dentinanteils des dentinbegrenzten approximalen Kastens

Nach thermischer und mechanischer Belastung (5°-55° C, 2000X / 50N, 50.000X)

	Gruppe 1 Mean+/-Std Dv	Gruppe 2 Mean+/-Std Dv	Gruppe 3 Mean+/-Std Dv	Gruppe 4 Mean+/-Std Dv	Gruppe 5 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	16,5 +/- 21,8	38,1 +/- 26,9	39,4 +/- 24,1	23,0 +/- 13,0	35,7 +/- 12,1
D Spalt [%]	54,6 +/- 22,6	28,3 +/- 22,3	41,0 +/- 28,0	40,5 +/- 14,3	25,0 +/- 20,0
D Nibu [%]	3,0 +/- 5,5	3,5 +/- 3,9	0,5 +/- 0,7	1,7 +/- 3,9	2,0 +/- 3,2
D Quell [%]	25,8 +/- 17,5	27,7 +/- 12,7	18,0 +/- 13,9	34,1 +/- 9,0	37,3 +/- 22,3
D Über [%]	0,0 +/- 0,0	2,3 +/- 3,4	1,0 +/- 2,9	0,6 +/- 1,8	0,0 +/- 0,0

	Gruppe 6 Mean+/-Std Dv	Gruppe 7 Mean+/-Std Dv	Gruppe 8 Mean+/-Std Dv	Gruppe 9 Mean+/-Std Dv	Gruppe 10 Mean+/-Std Dv
D Perf [%]	46,4 +/- 23,7	39,5 +/- 15,5	51,2 +/- 19,3	59,1 +/- 20,1	69,9 +/- 15,4
D Spalt [%]	21,1 +/- 14,9	36,3 +/- 10,7	44,2 +/- 21,6	21,4 +/- 16,6	14,5 +/- 12,5
D Nibu [%]	0,9 +/- 2,1	3,2 +/- 3,7	0,0 +/- 0,0	0,8 +/- 2,3	1,0 +/- 2,8
D Quell [%]	29,8 +/- 19,2	20,2 +/- 15,8	4,6 +/- 6,8	18,6 +/- 8,8	14,5 +/- 6,6
D Über [%]	1,6 +/- 2,7	0,7 +/- 1,1	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0	0,0 +/- 0,0

Tab. 9.9: Mittelwerte und Standardabweichungen

9.3 Materialliste

Lfd. Nr.	Materialname	Charge	Hersteller
1	Ahorn Interdental keile No. 823		Hawe-Neos Dental Gentilino, Schweiz
2	Ariston Liner	A 055848	Vivadent FL-9494 Schaan
3	Ariston pHc	A 05619	Vivadent FL-9494 Schaan
4	Ätzgel Email Preparator GS	616343	Vivadent Bendererstr. 2 FL-9494 Schaan
5	Ätzgel Esticid®- 20 FG		Heraeus Kulzer Philipp-Reis-Str. 8 D-61273 Wehrheim
6	Compoglass F	819798	Vivadent FL-9494 Schaan
7	Definite Etch & Prime	Cat.: 059811 Universal:059810	Degussa D-63403 Hanau
8	Definite®	1985201	Degussa D-63403 Hanau
9	Doppelendsonde Hu-Friedy EXD5		Hu-Friedy D-69181 Leimen
10	Epoxy-Die Modellkunststoff für die Replikaerstellung		Ivoclar Bendererstr. 2 FL-9494 Schaan
11	Heidemanspatel Aesculap DE 420		Aesculap AG Am Aesculap-Platz D-78532 Tuttlingen
12	Karbonkleber Leit-C-Plast		Neubauer Chemikalien D-48153 Münster
13	Kausimulator Münchner Modell		Firma Willytec Frankfurter Ring 193a D-80807 München
14	Küretten Hu-Friedy SG 5/6 Gracy		Hu-Friedy D-69181 Leimen
15	Permadyne®Garant 2:1		ESPE GmbH D-82229 Seefeld

Lfd. Nr.	Materialname	Charge	Hersteller
16	Polierbürstchen		Hawe-Neos Dental Gentilino, Schweiz
17	Polierscheiben Sof-Lex TM 3M, Pop-On TM No. 1980		3M St. Paul MN 55144-1000, USA
18	Polymerisationslampe Translux CL		Heraeus Kulzer Philipp-Reis-Str. 8 D-61273 Wehrheim
19	Präparierdiamanten	Bohrer FG 414 FG 8225 Polierer FG 4025 FG 5274 FG 3323	Intensiv Viganello-Lugano CH-6962
20	Rasterelektronenmikroskop	Leitz AMR 1200	Leitz Sigmund-Hiepe-Str. 2 D-35578 Wetzlar
21	Software für Quantitative Randanalyse: Quanti-Gap		Stefan Küppers med. Softwarelösung Haagstr. 10 D-91054 Erlangen
22	Software für Statistik: SPSS for Windows 9.0		SPSS Inc. IL 60611, USA
23	Solid bond P Solid bond S		Heraeus Kulzer Philipp-Reis-Str. 8 D-61273 Wehrheim
24	Solitaire®	086842	Heraeus Kulzer Philipp-Reis-Str. 8 D-61273 Wehrheim
25	Sputteranlage	SEM Autocoating Unit E5200	Polaron Equipment Ltd
26	Stahlmatrize		Hawe -Neos Dental Gentilino, Schweiz
27	Syntac® Primer Syntac® Adhesive Heliobond®	925932 920393 904711	Vivadent FL-9494 Schaan
28	Syntac® Single-Component	818084	Vivadent FL-9494 Schaan
29	Syntac® Sprint	A 09889	Vivadent FL-9494 Schaan
30	Tetric® Ceram	A 01084	Vivadent FL-9494 Schaan

Lfd. Nr.	Materialname	Charge	Hersteller
31	Tetric® Flow	912528	Vivadent FL-9494 Schaan
32	Thermocycling-Gerät WEDC1V		Firma Willytec Frankfurter Ring 193a D-80807 München
33	Tofflemire Matrizenhalter		Hawe -Neos Dental Gentilino, Schweiz
34	Zahnbürste Elmex 29		Wybert, Lörrach, BR Deutschland
35	Zahnpaste Zirkate Prophy Paste	940318	Caulk / Dentsply Milford DE 19963-0359, USA

9.4 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen danken, die das Zustandekommen dieser Arbeit ermöglicht haben.

Mein Dank gilt Herrn PD. Dr. K.-H. Kunzelmann für die Überlassung des Dissertationsthemas und die Betreuung der Arbeit, sowie seine ständige positive Unterstützung und die Beantwortung aller anstehender Fragen.

Herrn Prof. Dr. R. Hickel gilt mein besonderer Dank für die Nutzung der Ressourcen der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, die für die Erstellung dieser Arbeit vonnöten waren.

Herrn Dipl.-Ing. Thomas Obermeier danke ich herzlichst für die gütige und nachsichtige Betreuung bei der Rasterelektronenmikroskopischen Analyse und seine Hilfsbereitschaft zur Lösung technischer Probleme.

Herrn Dr. J. Manhart und Herrn H. P. Flessa möchte ich meine Anerkennung für ihre informelle und fachkompetente Ratschläge aussprechen.

Allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München möchte ich für ihren Beitrag zum Gelingen der Arbeit danken.

Frau T. Meyer möchte ich für ihre aufmerksame, freundliche Beihilfe während der schriftlichen Erarbeitung des Textes danken.

Meiner Familie und meinen Freunden insbesondere Frau Dr. Mozghan Bizhang danke ich für ihre Hilfe und motivierende Unterstützung während des Anfertigen der Arbeit.

Mein ganz besonders herzlicher Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium und meinen bisherigen Werdegang ermöglicht haben und nicht zuletzt meinem Mann, der mir stets beim Anfertigen dieser Arbeit geduldig beiseite stand.

9.5 Lebenslauf

Name:	Amin Parsa
Geburtsname:	Djaschni
Vorname:	Mojgan
Geburtsdatum:	03.04.1962
Geburtsort:	Teheran / Iran
Eltern:	Yadollah Djaschni und Kornelia Marlies Djaschni, geb. Wilde
Familienstand:	Verheiratet, einen Sohn
Ehemann:	Dr. med. Mohammad Hamed Amin Parsa, Arzt
Schulbildung:	1968-1972 Grundschule Jazayeri in Ahwaz / Iran 1972-1980 Gymnasium Nazar in Teheran / Iran 1980 Abitur im Fach Experimentelle Wissenschaften 1981-1982 Goethe Institut in Teheran / Iran 1982-1983 Tätigkeit als Zahnarzhelferin Teheran / Iran 1984 deutsches Reifezeugnis, Klenze Gymnasium in München
Berufsausbildung:	1986-1987 Berufsfachschule für Arzhelferin, Walner-Schulen in München
Studium:	1985-1986 Studium der Chemie an der LMU München Oktober 1988 Studiumbeginn im Fach Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Freien Universität Berlin 15.03.1989 Naturwissenschaftliche Vorprüfung 25.09.1990 Zahnärztliche Vorprüfung 03.02.1994 Zahnärztliche Prüfung 15.02.1994 Approbation als Zahnärztin Mai 1998 Beginn der Dissertation
Beruflicher Werdegang:	Mai – Dez. 1994 und Mai 1996 – September 1998 Tätigkeit als Assistenz Zahnärztin Sept. 1999 – März 2000 Assistenz Zahnärztin in freier Praxis Seit April 2000 wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie