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

# Einfluss verschiedener Restaurationsmaterialien und Befestigungszemente auf die marginale Adaptation von Klasse-II-Restaurationen nach künstlicher Alterung

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

**Vorgelegt von**
**Marc Schmidt**
**aus**
**Luzern (Schweiz)**
**2004**

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

| | |
|---|---|
| Berichterstatter: | Priv.-Doz. Dr. J. Manhart |
| Mitberichterstatter: | Prof. Dr. Dr. h. c. W. Gernet |
| Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter: | Dr. H. Y. Chen |
| Dekan: | Prof. Dr. med Dr. h.c. K. Peter |
| Tag der mündlichen Prüfung: | 27.07.2004 |

# Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 6
2 Literaturübersicht 8
2.1. Kompositmaterialien 8
2.1.1. Entwicklung 8
2.1.2 Aufbau und Klassifikation 9
2.2 Polymerisation 13
2.2.1 Einführung 13
2.2.2 Polymerisationsmechanismen 13
2.3. Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin 16
2.3.1. Haftmechanismen am Schmelz 16
2.3.2. Haftmechanismen am Dentin 17
2.4 Klasse-II-Kompositfüllungen 23
2.5. Einlagefüllungen (Inlays) 26
2.5.1 Herstellungsmöglichkeiten von Klasse-II-Inlays 27
2.6 Komposite zur Befestigung von adhäsiven Inlays 31
2.6.1. Zusammensetzung des Befestigungszements RELY X ARC© 32
2.6.2. Zusammensetzung des Befestigungszements VARIOLINK II© 32
2.6.3. Zusammensetzung des Befestigungszements PANAVIA 21© 32
3 Fragestellung 33
4. Material und Methode 35
4.1 Übersicht über die Methodik 35
4.2. Auswahl und Vorbereitung der Versuchszähne 36
4.3. Präparation und Abformung 36
4.4. Versorgung der Zähne: 38
4.4.1. Experimentelle Gruppen und verwendete Produkte 38

4.4.2. Versorgung der Gruppe 1 39
4.4.3. Versorgung der Gruppen 2, 3, 4, 5, 6 39
4.5. Thermische Wechselbelastung 46
4.6. Mechanische Belastung im Kausimulator 46
4.7. Replika-Herstellung 46
4.8. Quantitative Randanalyse 47
4.9. Farbstoffpenetrationstest 52
4.9.1. Vorbereitung für die Farbstoffpenetration 52
4.9.2. Farbstoffpenetration 53
4.9.3. Zerschneiden der Zähne 53
4.9.4. Auswertung der Farbstoffpenetration: 54
5 Ergebnisse 55
5.1 Statistisches Verfahren 55
5.2 Randqualität nach thermomechanischer Belastung 56
5.2.1 Schmelzbegrenzter Kasten 56
5.2.2. Dentinbegrenzter Kasten 58
5.2.3 Vergleich zwischen Schmelz und Dentin innerhalb der Gruppen 61
5.2.4. Grafische Übersicht über die Randqualität 62
5.3. Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests 63
5.3.1 Schmelzbegrenzter Kastenboden 63
6 Diskussion 68
6.1 Untersuchungsgut 68
6.2 Präparation und Versorgung der Kaviäten 69
6.3. Quantitative Randanalyse 70
6.3.1. Mechanische und thermische Wechselbelastung 70
6.3.2. REM-Analyse 71
6.3.3. Einfluss des Restaurationsmaterials 72
6.3.4. Einfluss der Befestigungsmaterialien 75

6.3.5. Einfluss der Lage der Präparationsgrenze 77
6.3.6. Schlussfolgerung 78
6.4. Farbstoffpenetration 78
7 Zusammenfassung 81
8 Literaturverzeichnis 84
9 Tabellarischer Anhang 95
9.1. Produkte und Chargennummern 95
10 Danksagung 100
11 Lebenslauf 101

# 1 Einleitung

Die zwei klassischen Vertreter von Restaurationsmaterialien für Inlays bzw. Füllungen im okklusionstragenden Seitenzahnbereich waren Gold und Amalgam, die sich jahrzehntelang bewährt haben. Das gesteigerte Verlangen der Patienten nach mehr Ästhetik und die Bedenken gegen Amalgam bezüglich toxikologischer, allergologischer und ökologischer Wirkung haben mittlerweile verstärkt dazu geführt, neue zahnfarbene Ersatzstoffe zu schaffen und sie hinsichtlich ihrer Anwendbarkeit zu optimieren.

Im okklusionstragenden Seitenzahnbereich stellen die ästhetisch hochwertigen zahnfarbenen Inlays aus Keramik oder Kunststoff in schmelzbegrenzten Bereichen unter Verwendung der Adhäsivtechnologie eine gute Alternative zu Amalgam- oder Goldgussfüllungen dar (Frankenberger 1996a, 1996b, 1998) und sind somit klinisch gerechtfertigt (Lang 2000). Sie sind jedoch in Herstellung und Verarbeitung sehr anspruchsvoll und teuer.

Durch finanzielle Limits der Krankenkassen und die dadurch notwendige Übernahme der Kosten durch den Patienten muss für den Großteil der restaurativen Versorgungen eine kostengünstige Alternative zu Inlays angeboten werden. Hier stehen derzeit plastische Komposite in Verbindung mit einem Dentinadhäsiv zur Verfügung. Der Anwendungsbereich ist allerdings beschränkt und die Haltbarkeit der Versorgung begrenzt. Die großen Vorteile sind andererseits eine hervorragende Ästhetik, sowie die Möglichkeit einer substanzschonenden Kavitätenpräparation bei Anwendung der Schmelz-Ätz-Technik. Durch den adhäsiven Verbund von Zahn und Komposit kann auf eine Retentionsform verzichtet werden (Douvitsas 1991). Wie das plastische Kompositfüllungsmaterial werden auch Keramik- bzw.

Kunststoffinlays durch Dentinadhäsive und die Adhäsivtechnik mit der Zahnhartsubstanz verbunden. Damit wird die Frakturfestigkeit in großen Kavitäten erhöht und letztlich Zahnhartsubstanz geschont.

Weitere Einsatzgebiete von Kompositen sind die Füllungstherapie im Frontzahngebiet (Douvitsas 1991), Fissurenversiegelungen, sowie als Befestigungsmaterial für Keramik- oder Kunststoffinlays.

Buonocore entwickelte 1955 die Säure-Ätz-Technik. Im schmelzbegrenzten Bereich gestattet sie durch eine feste mikromechanische Verankerung eine gute marginale Adaptation, so dass Undichtigkeiten und Sekundärkaries langfristig vermieden werden (Buonocore 1955).

Im Gegensatz zu Zahnschmelz zeigt Dentin aufgrund seines hohen Anteils an organischer Substanz, der intrinsischen Feuchtigkeit und der tubulären Struktur ungünstigere Voraussetzungen für die adhäsive Befestigung.

Um diese Bedingungen zu verbessern, sind spezielle Dentinadhäsive entwickelt worden, die durch mechanisch-chemische Bindung speziell im dentinbegrenzen Kavitätenbereich einer Randspaltbildung vorbeugen.

Zum Befestigen von Keramik- oder Kunststoffinlays haben sich dualhärtende Komposite sowohl im Laborversuch als auch in der Praxis bewährt (Edelhoff 1994, Frankenberger 1996a, Kern 1994).

Ziel dieser Studie ist es, mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops und der Farbstoffpenetration verschiedene Befestigungszemente und Inlaymaterialien auf ihre Randqualität bei schmelz- und dentinbegrenzten Kavitäten nach Kausimulation und thermischer Belastung zu überprüfen und mit plastischen Kompositfüllungen zu vergleichen.

# 2 Literaturübersicht

## 2.1. Kompositmaterialien

### 2.1.1. Entwicklung

Nachdem die seit Mitte der Vierziger Jahre des 20. Jahrhunderts verfügbaren Autopolymerisate auf Polymethylmethacrylatbasis (PMMA) wenig zufriedenstellende Ergebnisse lieferten, entwickelte BOWEN 1962 ein Füllungsmaterial mit wesentlich besseren werkstoffkundlichen Eigenschaften, indem er die Methylmethacylatsäure durch das höhermolekulare Monomer Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) ersetzte. Außerdem gab er anorganische Füllstoffe aus gemahlenem Quarz hinzu, die er mittels eines Silanhaftvermittlers chemisch mit der organischen Matrix verbinden konnte. So konnten die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme sowie der Restmonomergehalt deutlich reduziert und ein günstigerer Expansionskoeffizient geschaffen werden (Eames 1974, Roulet 1987).
Heutzutage sind die autopolymerisierenden Kunststoffe weitgehend durch die ab den Siebziger Jahren eingeführten lichthärtenden Kompositmaterialien (lat. componere = zusammenfügen) ersetzt worden (Kullmann 1987, Roulet 1987).
Waren Ende der Achtziger Jahre Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich aufgrund schlechter klinischer Erfahrungen noch nicht für den allgemeinen Einsatz am Patienten verfügbar, so kam es hier in den letzten Jahren aufgrund großer Fortschritte der Forschung zu einem Paradigmenwechsel in der zahnmedizinischen Lehre. Die

Versorgung von Defekten im Seitenzahnbereich mit Kompositen ohne Unterfüllung stellt heute keinen Behandlungsfehler mehr dar, sondern kann als eine die Zahnhartsubstanz schonende Behandlungsmethode angesehen werden (Hickel 1997).

### 2.1.2 Aufbau und Klassifikation

Die Kombination einer organischen Kunststoffmatrix mit anorganischen Füllkörpern über einen chemischen Verbund mittels eines Silanhaftmittels wird als Komposit bezeichnet (Heidemann 1999, Lutz 1983).
Neben diesen drei Hauptkomponenten sind noch weitere Bestandteile wie Pigmente zur Farbanpassung, Initiatoren, Inhibitoren und Stabilisatoren enthalten.

#### *2.1.2.1 Füllstoffe*

Konventionelle Komposite enthalten Makrofüllkörper. Diese bestehen aus gemahlenem Quarz, Glas oder Keramik in einer Partikelgröße zwischen 0,1-100μm (Kullmann 1990, Lutz 1983). Makrofüller bewirken zwar gute mechanische und physikalische Eigenschaften, weisen aber eine Reihe von Nachteilen auf, wie z.B. schlechte Polierbarkeit und geringe Verschleißfestigkeit (Lutz 1983).

Mikrofüllerkomposite werden nach LUTZ (Lutz 1983) und ROULET (Roulet 1987) in homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite

eingeteilt. Die homogenen Mikrofüllerkomposite enthalten pyrogenes $SiO_2$. Die Partikelgröße liegt hier zwischen 0,02-0,2μm. Der Vorteil liegt in einer hervorragenden Ästhetik, da die Füllkörper kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (400-800nm) sind, die Oberfläche ist hochglanzpolierbar und das Abrasionsverhalten ist akzeptabel (Janda 1988, Lutz 1983). Allerdings sind die Mikrofüllerkomposite aufgrund ihrer mechanischen Eigenschaften für den Einsatz im okklusionstragenden Seitenzahnbereich nicht geeignet (geringe Biegefestigkeit).
Aufgrund der hohen Oberflächensumme benötigen die Mikrofüller relativ viel organische Kunststoffmatrix, was sich ungünstig auf die Polymerisationsschrumpfung auswirkt (Lutz 1983, Roulet 1987).
Diese Nachteile kompensieren die inhomogenen Mikrofüllerkomposite teilweise. Hierzu werden zusätzlich bereits vorpolymerisierte Komplexe aus gleichem Material zugesetzt, um den Anteil an anorganischen Füllern zu steigern. Ein Nachteil dieses Verfahrens ist die geringe Biegefestigkeit, da der Verbund zwischen Vorpolymerisatkomplexen und organischer Matrix eine Schwachstelle darstellt (Janda 1988).

Um die Nachteile der konventionellen Komposite und der Mikrofüllerkomposite zu kompensieren und die positiven Eigenschaften zu übernehmen, wurden die Hybridkomposite entwickelt. Hierzu werden der organischen Matrix Mikrofüllstoffe aus pyrogenem $SiO_2$ und Makrofüllkörper mit einer durchschnittlichen Größe von 1-2μm beigemengt (Kullmann 1990, Lutz 1983). Dadurch kann der Füllkörpergehalt auf bis über 70 Gew.-% gesteigert werden, was die Polymerisationsschrumpfung auf 1,3-3,5 Vol.-% reduziert (Heidemann 1999, Reinhardt 1991) und die physikalischen Eigenschaften verbessert (Hellwig 1991, Lutz 1983). Außerdem werden eine gute Polierbarkeit, gutes Farbverhalten und eine hervorragende Ästhetik erzielt (Kullmann

1990, Lutz 1983, Roulet 1987). Der hohe Anteil der anorganischen Füllkörper führt in Wechselwirkung mit der verstärkten organischen Matrix zu einer höheren Verschleißfestigkeit und Verbesserung der Materialeigenschaften (Hellwig 1991, Lutz 1983). Die Viskosität kann durch den Gehalt des $SiO_2$ gesteuert werden (Janda 1988).

### *2.1.2.2. Verbundphase*

Bei den organischen Silanen handelt es sich um bipolare Moleküle, die als Haftvermittler den Verbund zwischen der organischen Kunststoffmatrix einerseits und den anorganischen Füllkörpern andererseits herstellen (Lutz 1983, Roulet 1987). Meist wird dazu 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan verwendet (Janda 1988).

Die Silane verestern unter Wasserabspaltung. Zum einen kommt es zu einer Polymerisationsreaktion der Methacrylatgruppen des Silans mit den Kunststoffmonomeren, zum anderen reagiert das Silanmolekül mit freien Hydoxylgruppen auf der Oberfläche der Füllerpartikel (Roulet 1987).

Durch die Beschichtung der Füllkörper mit Silanen kommt es zu einer Hydrophobierung, welche die Einlagerung in die organische Matrix erleichtert (Janda 1988) und einen höheren Füllstoffgehalt des Komposites ermöglicht (Roulet 1987).

Da es sich bei der Silanverbindung nicht um eine absolut starre Verbindung handelt, können thermische und mechanische Belastungen bis zu einem gewissen Grad kompensiert werden (Roulet 1987).

Allerdings stellt die Grenzfläche zwischen Silan und Füllkörper eine Schwachstelle dar, da sie in stark saurem Milieu nicht stabil bleibt, sondern leicht hydrolysiert werden kann (Janda 1988).

### *2.1.2.3 Organische Matrix*

Bei den meisten handelsüblichen Kompositen besteht die organische Kunststoffmatrix aus Estern der Methacrylsäure mit ein- oder mehrwertigen Alkoholen (Janda 1988). Hier kommen Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) und dessen Modifikationen, sowie EGDMA (Ethylenglykoldimethacrylat), TEGDMA (Triethylenglykol-dimethacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat) zur Anwendung (Janda 1988, Kullmann 1990, Lutz 1983).
Die Eigenschaften des Materials werden in hohem Maße von den verwendeten Monomeren geprägt (Janda 1988, Kullmann 1990).

### *2.1.2.4 Additive*

**Initiatoren:** Im Komposit enthaltene Initiatoren werden durch chemische Aktivierung oder externe Energiezufuhr gespalten und bilden so freie Radikale (Kullmann 1990).
**Inhibitoren:** An spontan gebildete freie Radikale geben Inhibitoren ein Wasserstoffatom ab. Dadurch werden diese inaktiviert und eine Spontanpolymerisation vermieden (Kullmann 1990).
**UV-Stabilisatoren:** UV-Licht mit einer Wellenlänge unterhalb von 350nm soll von UV-Stabilisatoren absorbiert werden, um eine Zersetzung reaktiver Bestandteile und eine damit verbundene Verfärbung zu vermeiden (Kullmann 1990)
**Pigmente:** Sie dienen der Einfärbung der Füllungskunststoffe in die verschiedenen Farbtöne. Meist werden anorganische Pigmente aus $Zr0_2$, $Ti0_2$, $Cr_20_3$, $Fe_20_3$ verwendet (Janda 1988, Kullmann 1990).

## 2.2 Polymerisation

### 2.2.1 Einführung

Um von der plastischen in die feste Phase überzugehen, müssen die Monomere der organischen Phase zu langen Polymerketten vernetzen. Dabei kommt es zur unerwünschten Polymerisationsschrumpfung, die auch bei neuen Kompositmaterialien noch 1,5-3% beträgt (Heidemann 1999). Starke Schrumpfungen fördern die Ausbildung von Mikrorissen durch hohe interne Spannungen (Reed 1996). Dadurch wird die perfekte marginale Adaptation des Komposits an die Zahnsubstanz gefährdet. Grundsätzlich gibt es drei verschiedene Aktivierungsmöglichkeiten, um die Polymerisation in Gang zu setzen (Janda 1988):

Lichthärtung (Ein-Pasten-System)
Chemische Härtung (Zwei-Pasten-Systeme)
Dualhärtung (Kombination von chemischer und Lichthärtung)

### 2.2.2 Polymerisationsmechanismen

#### *2.2.2.1 Lichthärtung*

Die lichthärtenden Komposite haben aufgrund ihrer Vorteile die Auto-polymerisate weitgehend verdrängt (Kullmann 1989). Sie erreichen eine verbesserte Abrasionsbeständigkeit, härtere Oberflächen sowie einen höheren Polymerisationsgrad (Lutz 1984).

Moderne lichthärtende Komposite polymerisieren bei Bestrahlung mit Licht im sichtbaren Wellenlängenbereich (400-500nm) aus. Dabei wird das Initiatorsystem, meistens Campherchinon aktiviert, welches dann freie Radikale bildet, die mit den ungesättigten Monomeren der organischen Phase in Reaktion treten und eine Kettenreaktion auslösen (Kullmann 1987). Dadurch werden eine steuerbare Verarbeitungszeit, eine schichtweise Applikation, eine einfachere Vorkonturierung der Füllung sowie die Möglichkeit der Benutzung von Ein-Pasten-Systemen, welche der Entstehung von Lufteinschlüssen entgegenwirken, ermöglicht (Lutz 1983). Bisher ging man davon aus, dass Photopolymerisate in Richtung Lichtquelle schrumpfen, allerdings wird das in neueren Studien bezweifelt (Heidemann 1999), so dass lediglich gewährleistet sein muss, dass alle Bereiche genügend lange und effizient polymerisiert werden.

#### *2.2.2.2. Chemische Härtung*

Chemisch härtende Komposite bestehen aus einem Zwei-Pasten-System. Nach dem Anmischen der Basis- und der Katalysatorpaste kommt es zur Polymerisation. Nachteilig sind eine begrenzte Verarbeitungszeit sowie beim Anmischen mögliche Lufteinschlüsse. Es konnte festgestellt werden, dass die Polymerisationsschrumpfung proportional zur Menge an eingemischtem Sauerstoff ist (Heidemann 1999).

### *2.2.2.3 Dualhärtung*

Dualhärtende Komposite bestehen wie auch die chemisch härtenden Komposite aus einem Zwei-Pasten-System. Die Polymerisation wird allerdings durch zwei Initiatorsysteme gestartet. Durch Vermischen der beiden Komponenten härtet das Material in einem bestimmten Zeitraum von selbst aus. Um diese Zeit aber nicht in jedem Falle abwarten zu müssen, kann eine Initialhärtung durch Bestrahlung mit Licht erfolgen.
Diese Komposite finden Verwendung beim adhäsiven Einsetzen von Inlays, Veneers oder Keramikkronen (Hickel 1997a).
Die Lichthärtung erlaubt einen vom Behandler bestimmten Polymerisationsbeginn und eine rasche Aushärtung an lichtzugänglichen Stellen, was eine sofortige Ausarbeitung der Ränder ermöglicht. Durch die chemische Komponente wird selbst an tiefen, lichtunzugänglichen Stellen eine ausreichende Polymerisation gewährleistet.

## 2.3. Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin

Der Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial stellt bei der Restauration die größte Schwachstelle dar. Durch Konditionieren des Zahnmaterials kann der Verbund entscheidend verbessert werden (Frankenberger 2002).

### 2.3.1. Haftmechanismen am Schmelz

1955 führte Buonocore (Buonocore 1955) die Schmelz-Ätz-Technik ein. Wegen der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der einzelnen Schmelzprismenstrukturen kann mit 30-40 prozentiger Phosphorsäure ein mikroretentives Ätzmuster erzielt werden (Roulet 1989).
In dieses mikroretentive Ätzmuster des Schmelzes kann ein ungefüllter niedrigvisköser Kunststoff eindringen und damit den Verbund mit dem Füllungskomposit über eine gute Verzahnung fördern (Kullmann 1990). Die Kombination aus Schmelzätzung und dünnfließendem Komposit als Versieglervorstrich verbessert die marginale Adaptation und setzt das Randspaltrisiko deutlich herab (Douvitsas 1991, Lösche 1988).
Bei kleinen Füllungen im Schmelzbereich ist die mikromechanische Haftung so gut, dass die Polymerisationsschrumpfung vollständig aufgefangen werden kann (Schneider 1990). Um den adhäsiven Verbund nicht zu überlasten, wird bei größeren Füllungen durch schichtweise Applikation und separates Aushärten versucht, die Schrumpfung des Materials zu kompensieren (Lösche 1988). Im Allgemeinen reicht die Haftfestigkeit am Schmelz aus, um das Auftreten

von Randspalten durch die Polymerisationsschrumpfung zu verhindern (Swift 1995).

### 2.3.2. Haftmechanismen am Dentin

Im Gegensatz zur Schmelzhaftung stellt sich die Haftung am Dentin, aufgrund der unterschiedlichen Beschaffenheit, weitaus komplizierter dar (Swift 1995). Zahllose Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Dentinhaftvermittler ermöglichen es mittlerweile, auch geeignete dentinbegrenzte Bereiche mit Komposit zu versorgen (Krejci 1994).
Die Haftmechanismen der Dentinadhäsive beruhen hauptsächlich auf mikromechanischer Verankerung mit dem Dentin (sog. Hybridschicht). Die mikromechanische Verankerung im Dentin wird durch Verzahnung und Verklettung nach Herauslösen organischer bzw. anorganischer Anteile erreicht. Die chemische Bindung mit dem Dentin spielt nur eine untergeordnete Rolle. Hier wird mit organischen bzw. anorganischen Anteilen des Dentins eine Bindung eingegangen. Penetriert das Dentinadhäsiv nicht ausreichend in das Dentin, dann ist die Hybridschicht insuffizient. Dies hat nanoskopische Undichtigkeiten zur Folge, welche wissenschaftlich als Nanoleakage bezeichnet werden (Paul 1999). Der Ausguss der eröffneten Dentintubuli durch das Adhäsiv bildet Kunststoff-Zotten („Tags“), welche hauptsächlich für die Versiegelung der Dentinoberfläche verantwortlich sind.

### *2.3.2.1. Geschichte der Dentinadhäsive*

Nach der Entdeckung der Schmelz-Ätz-Technik von Buonocore im Jahre 1955 (Buonocore 1955) wurde 1965 das erste Dentinadhäsiv von BOWEN vorgestellt. Es bestand aus einem bifunktionellen Molekül, NPG-GMA (N-Phenylglycin-glycidyl-methacrylat), welches eine Verbindung mit Dentin und Kunststoff eingehen konnte (Bowen 1965).

Die Dentinadhäsive der 1. Generation enthielten ein Bowen-Harz (BIS-GMA). Dies verbesserte die Benetzung von Schmelz und Dentin, erbrachte jedoch keine nennenswerte Dentinhaftung. Es entspricht den heutigen Schmelzbondings (Rateitschak 1998).

Die Dentinadhäsive der 2. Generation enthielten hydrophobe organische Phosphatester und hydrophile Methacrylate. Dies ergab ein Zwei-Komponenten-System mit einer Haftkraft von 2-5 MPa am Dentin, der dauerhafte Verbund war allerdings durch die Hydrolyse der Esterbindungen nicht gewährleistet.

Die Dentinadhäsive der 3. Generation zeichneten sich durch eine Modifikation der Schmierschicht aus. Der Schmelz wurde selektiv geätzt, während das Dentin durch milde selbstätzende Primer konditioniert wurde. Dadurch wurde die Benetzbarkeit des Dentins erhöht, was in einer Haftkraft von immerhin 7 bis 15 MPa resultierte.

Die Dentinadhäsive der 4. Generation bestehen aus komplexen amphiphilen Monomeren wie BPDM (Biphenyl-dimethacrylat), PMDM (Pyromellitin-diethyl-methacrylat), MDP (10-Methacryloyl-oxy-decyl-dihydrogenphosphat) oder Penta-P-Monomeren. Diese ermöglichen den Aufbau einer Hybridschicht und erzielen Dentinhaftwerte von bis zu 30 MPa. Der Haftmechanismus beruht auf einer Kombination von Hybridisierung und Tag-Formation (van Meerbeek 1998).

Um ein Kollabieren des kollagenen Fasergeflechts zu verhindern, darf das Dentin nach dem Konditionieren von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure („total etching“) nicht zu stark ausgetrocknet werden, sondern soll entsprechend dem sog. „moist bonding“ nur soweit von Feuchtigkeit befreit werden, als dass sich an der Oberfläche keine gepoolten Wasseransammlungen mehr befinden. Das Dentin darf aber nur mit Wasser, nicht etwa mit Speichel benetzt sein.

Durch die starke Hydrophilie der Monomere wird eine zuverlässige Haftung auf dem Dentin erreicht (van Meerbeek 1998). Vertreter dieser Generation sind z.B. SYNTAC© Classic mit total etching (VIVADENT) oder SCOTCHBOND© Multi-Purpose (3M ESPE). Es handelt sich hierbei um Mehrflaschensysteme, Primer und Adhäsiv müssen separat aufgetragen werden.

Die Dentinadhäsive der 5. Generation zeichnen sich durch eine Vereinfachung der Handhabung aus. Primer und Bonding werden in einem Fläschchen zusammengefasst, um die Anzahl der Komponenten zu verringern. In der Literatur wird zwar wiederholt von im Vergleich zu den aufwendigeren Systemen schlechteren Resultaten berichtet, doch sind diese „One-Bottle-Bonds“ aufgrund ihrer, zumindest laut Hersteller, einfacheren Handhabung wegen mittlerweile Marktführer geworden. Die Vereinigung der Eigenschaften Penetrationsfähigkeit und mechanische Stabilität stellt im Vergleich zu den Dentinadhäsiven der vierten Generation aus werkstoffkundlicher Sicht einen Kompromiss dar (Frankenberger 2002).

Vertreten ist diese Generation der Dentinadhäsivsysteme u.a. durch SCOTCHBOND© 1 (3M ESPE), SYNTAC© Sprint (VIVADENT) oder SOLOBOND© M (VOCO).

Die Dentinadhäsive der 6. Generation stellen derzeit den neuesten Stand der am Markt erhältlichen Produkte dar. Diese Produkte

verzichten auf die Phosphorsäureätzung der Zahnhartsubstanzen. Schmelz und Dentin werden mit Hilfe saurer Primerlösungen konditioniert. Aufgrund der Instabilität der aktivierten sauren Phosphorsäureester können diese Systeme nicht aus einer Flasche appliziert werden, sondern müssen, wie z.B. bei dem System PROMPT L-Pop© (3M ESPE) mittels eines mehrkammerigen Systems kurzfristig aktiviert und appliziert werden. Die Materialeigenschaften werden derzeit in einigen Studien evaluiert.

#### *2.3.2.2 Klassifikation der Dentinhaftmittel*

1. Dentinhaftung durch Erhaltung und Kunststoffimprägnierung der Schmierschicht (Konventionelle Dentinhaftmittel).
2. Dentinhaftung durch Auflösung der Schmierschicht.
    a. Vollständige Entfernung der Schmierschicht durch Konditionieren mit $H_3PO_4$ (Konditionierer-Primer-System).
    b. Wiederausfällung der gelösten Bestandteile der Schmierschicht bei Verwendung selbstkonditionierender Primer (Selbstkonditionierende Dentinprimer).

#### *2.3.2.3 Konventionelle Dentinhaftmittel*

Man versuchte mittels bifunktioneller Moleküle eine primär chemische Bindung des Komposits an organische bzw. anorganische Dentinanteile zu erreichen (Asmussen 1988). Das Problem bei diesen Dentinhaftmitteln war die mangelnde Stabilität und Dauerhaftigkeit der Dentinhaftung, da kaum ein Element des Adhäsivsystems in so engen Kontakt zur Dentinstruktur gebracht werden konnte, dass primär

chemische Kräfte wirksam werden konnten (Abstand < 0,7 nm) (van Meerbeek 1994).

### *2.3.2.4 Konditionierer-Primer-System*

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

a: Dentinkonditionierer:
Unter einer Konditionierung versteht man die Behandlung des Dentins mit Säuren oder Komplexbildnern.
Folgende Wirkungen sind am Dentin möglich: Auflösung und Entfernung der Schmierschicht, Demineralisation des Oberflächendentins, Freilegung der Dentintubuli, retentives Ätzmuster im intertubulären Dentin, Freiliegen des Kollagennetzwerkes und Einbringen von Metallionen bzw Aminogruppen in das konditionierte Dentin (van Meerbeek 1994).
Handelsübliche Konditionierer enthalten Phosphorsäure (10-40%), EDTA (5-16%), Maleinsäure (10%), Zitronensäure (10%), Salpetersäure (2,5-4%) oder Oxalsäure (van Meerbeek 1994).
Der Konditionierer wird üblicherweise zwischen 15 und 40 Sekunden appliziert und dann zusammen mit den herausgelösten Bestandteilen mit Wasserspray entfernt. Die Konditionierung mit 37% $H_3PO_4$ darf maximal für 15 bis 20 Sekunden erfolgen, da längere Einwirkzeiten zu einer Denaturierung des Kollagengerüsts führen würden.

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

### *2.3.2.5 Selbstkonditionierende Dentinprimer*

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

#### *2.3.2.6 Dentinadhäsive*

Nach der funktionellen Vorbehandlung des Dentins durch einen Dentinprimer muss ein Dentinadhäsiv aufgetragen werden. Es stellt als Haftvermittler die Verbindung zwischen dem aktivierten Dentin und dem geätzten Schmelz einerseits sowie dem Kompositmaterial andererseits her.

Hierbei werden niedrigvisköse, amphiphile Mischungen von Monomeren und Lösungsmitteln oder Monomere mit hydrophilen, funktionellen Gruppen verwendet, wie z.B. Bis-GMA, BPDM (Biphenyl-dimethacrylat), TEGDMA, HEMA oder UEDMA (Manhart 1997).

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

## 2.4 Klasse-II-Kompositfüllungen

Da das seit Jahren bewährte Amalgam aus gesundheitlichen und ästhetischen Bedenken immer mehr verdrängt wird, wurde der Ruf nach Alternativen immer lauter. Bei größeren Klasse-II-Defekten werden heute vor allem Gold- und Keramikinlays als ideale Versorgung angesehen.

Doch die rigorosen Beschränkungen im Gesundheitssystem fordern auch hier den Einsatz von günstigen Alternativen. Dabei muss gewährleistet sein, dass hier nicht auf Kosten der Gesundheit des Patienten Materialien verwendet werden, die den an sie gerichteten Anforderungen nicht gerecht werden.
Nach Roulet (Roulet 1987a) müssen acht Kriterien für Amalgamalternativen erfüllt sein:

1. Amalgamähnliche Verschleissfestigkeit

2. Gute, unter Belastung standhaltende marginale Integrität

3. Röntgenopazität

4. Definierte Langlebigkeit

5. Ausreichende Dimensionsstabilität unter okklusaler Belastung

6. Einfache Verarbeitung

7. Einfache Ausarbeitung und Politur

8. Gute Ästhetik

Die Materialeigenschaften und Verarbeitungstechniken wurden im Laufe der Entwicklung zwar immer mehr verbessert, die Schwachpunkte bleiben aber vor allem im Bereich der marginalen Integrität (Lutz 1985).

Auch moderne Kompositmaterialien weisen noch immer eine polymerisationsbedingte Schrumpfung von 2-3% auf. Diese Spannung muss durch den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit aufgefangen werden. Grundsätzlich gilt: Je größer das Füllvolumen, desto größer die Schrumpfung. Um dies zumindest teilweise zu kompensieren, sind mehrere kleine Portionen nacheinander einzubringen und zu polymerisieren (Inkrementtechnik).

Überschreitet die Kraft durch die Polymerisationsschrumpfung die Haftkraft an der Zahnhartsubstanz, so tritt ein Versagen der Verbindungsstelle und damit der marginalen Integrität auf.

Durch Kapillarkräfte wird dann das Eindringen von Mikroorganismen und organischen Stoffen, die zu Verfärbungen führen, ermöglicht und es kann sich langfristig Sekundärkaries ausbilden.

Solange sich der Füllungsrand in ausreichend gesundem Schmelz befindet, schafft die Schmelz-Ätz-Technik einen effektiven Verbund zwischen Zahn und Komposit (Lösche 1988). Befindet sich der Füllungsrand im zervikalen Dentin- bzw. Zementbereich, so ist auch mit Dentinadhäsiven keine absolut dichte Adaptation zu erzielen (Kostka 1991).

Ein weiteres Problem bei Kompositfüllungen ist der Temperaturwechsel beim Aufnehmen heißer und kalter Speisen. Dies führt aufgrund des unterschiedlichen Wärmedehnungskoeffizienten zu unterschiedlicher Dehnung bzw. Kontraktion von Zahnsubstanz und Kompositmaterial.

Die Folge ist auch hier wieder Randundichtigkeit (Janda 1988).

## 2.5. Einlagefüllungen (Inlays)

Einen Ansatz, diese Probleme zumindest teilweise zu kompensieren, bietet das Einbringen von konfektionierten Megafüllern, wie z.B. Inserts und Inlays (aus Komposit oder Keramik). Diese Füller verringern den noch zu polymerisierenden Kompositanteil und somit auch proportional die Schrumpfung (Bott 1994).

Inlays können aus verschiedenen Materialien bestehen. Prinzipiell unterscheidet man Metall, Komposit und Keramik. Kompositinlays bestehen meist aus Füllungswerkstoffen und besitzen damit auch deren Materialeigenschaften. Durch einen höheren Polymerisationsgrad und weniger Spannungen beim Herstellen können aber die mechanischen Eigenschaften im Vergleich zu direkten Füllungen verbessert werden.

Keramikinlays bestehen aus dentalkeramischen Massen, die sich vom klassischen Porzellan ableiten. Damit gehören sie einem chemischen Dreistoffsystem an, das in ungebranntem Zustand aus 70-80% Feldspat (Kalifeldspat $K_2O*Al_2O_3*6SiO_2$, Natronfeldspat $Na_2O*Al_2O_3*6SiO_2$ und Kalkfeldspat $CaO*Al_2O_3*6SiO_2$), 10-30% Quarz ($SiO_2$) sowie 0-3% Kaolin ($Al_2O_3*SiO_2*H_2O$) besteht (Marx 1996).

Die einzelnen Komponenten haben verschiedene Eigenschaften: Feldspat dient der Fliessfähigkeit und erhöht die Transparenz der Keramik. Quarz vermindert durch seine Volumenzunahme beim Schmelzvorgang die Schwindung der Keramik und steigert die Festigkeit sowie die Transparenz. Kaolin gewährleistet die Standfestigkeit der Keramik während des Sinterns durch seinen hohen Schmelzpunkt.

Der Keramik werden zudem noch Zusätze beigemischt. Die Transluzenz wird durch die Beimengung von Metalloxiden wie Aluminium, Titan oder Zinn verringert, die Farbgestaltung erfolgt durch Metalloxide wie Kobalt oder Chrom (Marx 1996).

Dentalkeramiken können relativ starke Druckkräfte aufnehmen, sind aber empfindlich auf Zug-, Biege- und Scherbewegungen, durch die es zur Rissbildung kommen kann. Die Bruchzähigkeit ist mit 6 MPa/$m^2$ im Vergleich zu Metallen sehr gering (Marx 1996), im Gegensatz dazu besitzen keramische Massen aber eine wesentlich höhere Druckfestigkeit. Die Dentalkeramik wird teilweise mit Aluminiumoxid und Leuzit versetzt, um die Bruch- und Biegefestigkeit zu erhöhen. Das Abrasionsverhalten entspricht dem natürlicher Zähne (Marxkors 1993).

### 2.5.1 Herstellungsmöglichkeiten von Klasse-II-Inlays

Prinzipiell müssen zwei verschiedene Herstellungsverfahren unterschieden werden (Hickel 1997a):

1. Additive Formgebung
2. Subtraktive Formgebung

#### *2.5.1.1 Additive Formgebung*

Unter der additiven Formgebung werden alle Herstellungsmöglichkeiten zusammengefasst, die modellierend die Form des keramischen Werkstückes aufbauen (Hickel 1997a). Man unterscheidet hierbei den Aufbau über Pulverschichten (Sintern) von dem Ausgießen (z.B. DICOR© oder CERAPERL©) bzw. Pressen (z.B. EMPRESS©) einer Hohlform (Hickel 1997a).

a. Sintern

Geeignete Mischungen pulverisierter Komponenten werden vom Hersteller gebrannt und die entstandenen Fritten gemahlen. So wird einer Entmischung der Komponenten vorgebeugt. Das Pulver wird meist mit destilliertem Wasser zu einer Paste angerührt und schichtweise modelliert. Zwischen den Schichten wird die Keramik gebrannt. Hierbei entsteht ein Brennschwund von bis zu 40 %, der vom Techniker mit einkalkuliert werden muss (Marxkors 1993).

b. Gegossene Keramikinlays

Das Inlay wird in Wachs modelliert und eingebettet. Anschließend wird der nach Aufheizung entstandene Hohlraum bei 1350°C im Schleudergussverfahren mit verflüssigter Glasmasse ausgegossen und nach entsprechender Abkühlzeit ausgebettet. Das dann durchsichtige Objekt wird zunächst aufgepasst und in einem Temperprozess 6h bei 1070°C keramisiert. Als Kristallisationskeime dienen z.B. $MgF_2$-Kristalle (Hickel 1997a).

Bekanntester Vertreter dieser Technik ist die DICOR©-Glaskeramik (DENTSPLY© DeTrey, Konstanz, D). Nach dem Keramisierungsvorgang besitzen die DICOR©-Objekte eine hohe Druck- und Zugfestigkeit, ein hohes Elastizitätsmodul, schmelzähnliche Transparenz sowie schmelzähnliches Verschleißverhalten. Grund dafür ist die halbkristalline Struktur (55 Vol% Kristallphase u. 45 Vol% Glasphase).

c. Gepresste Keramikinlays

Grundgedanke dieser Entwicklung ist die Verdichtung der Porenstruktur durch Heißpressen (Hickel 1997a). Das aus organischem Wachs modellierte Inlay wird in einer Spezialmasse eingebettet. Der elektronisch gesteuerten Pressofen heizt sich zunächst auf 850°C auf

und hält diese Temperatur 90min. Dann wird die Temperatur erhöht. Bei 1100°C drückt ein aus $Al_2O_3$ bestehender Presstempel die Rohmasse mit einem Druck von 3,5bar in die Hohlform (Hickel 1997a).

Nach dem Abkühlen können die Inlays mit speziellen Farben bemalt werden.

Die IPS-EMPRESS©-Keramik gehört zu der Gruppe der leuzitverstärkten Glaskeramik. Aus dem ursprünglichen Glas entsteht durch eine spezielle thermische Behandlung eine Glasmatrix mit eingelagerten Kristallen. Dieses Verfahren wird als gesteuerte Oberflächenkristallisation bezeichnet. Die Keimbildung startet an den Korngrenzen des Ausgangsglases, das als vorgefertigtes Granulat vorliegt. Die Keramikrohlinge bestehen hauptsächlich aus 60-63 Gew.-% $SiO_2$, 16-19,5 Gew.-% $Al_2O_3$, 11-14 Gew.-% $K_2O$, 4-6,5 Gew.-% $Na_2O$ und 0,5-3 Gew.-% CaO. Außerdem enthalten sie die Zusatzstoffe $Ba_2O$, $TiO_2$, BaO, $CeO_2$ (Kappert 1996). Die Biegefestigkeit beträgt 182 MPa, die Zähigkeit beträgt 1,77 $MPa/m^2$ (Schärer 2002).

### *2.5.1.2 Subtraktive Formgebung*

Unter der subtraktiven Formgebung versteht man die Formgebung durch Fräsen bzw. Erodieren aus einem Keramikblock.

*a. CAD/CAM Systeme*

Prinzipiell wird hier die Kavität zunächst durch einen optischen Scan dreidimensional erfasst, die Restauration am Computer konstruiert (CAD: computer aided design) und diese dann in einer angeschlossenen Fräseinheit aus einem vorgefertigten Keramikblock gefräst.
1985 wurde von Mörmann und Brandestini das CEREC©-Verfahren der Fa. SIEMENS als erstes System dieser Art vorgestellt. Beim CEREC©-1-System musste der Zahnarzt nach dem Einsetzen die Begrenzung und Kontur der Okklusalfläche selbst gestalten, beim CEREC©-2-System konnte die Passgenauigkeit erhöht und eine zumindest annähernd anatomische Gestaltung der Kaufläche erzielt werden. Inzwischen ist bereits das CEREC©-3-System erhältlich.

Eine Alternative zum CEREC©-System bietet das CELAY©-System (MIKRONA©, Unterföhring, D). Dabei wird zunächst eine Kunststoffmodellation des Inlays angefertigt. Diese wird mechanisch abgetastet und liefert damit die Vorlage für einen Fräser, der simultan aus einem vorgefertigten Keramikblock die keramische Restauration fräst.

*b. Sonoerosiv gefertigte Keramikinlays*

Hier wird zunächst ein Inlay in Wachs modelliert, dessen Form dann mittels Ultraschalltechnik in Keramik übertragen wird. Dabei werden mit Hilfe einer Abdrucktechnik zwei Sonotroden aus Metall hergestellt, eine oberhalb des Inlay-Äquators, eine unterhalb davon.
Nun wird ein sich zwischen den schwingenden Sonotroden befindlicher vorgefertigter Keramikblock mit Hilfe von Borkarbidsuspension erosiv beschliffen (Hahn 1992). Dieses Verfahren hat jedoch niemals praktische Bedeutung erlangt.

## 2.6 Komposite zur Befestigung von adhäsiven Inlays

Komposite zur adhäsiven Befestigung von Inlays aus Komposit oder Keramik werden nach unterschiedlichen Kriterien eingeteilt.
Je nach Viskosität unterscheidet man niedrig-, mittel-, hoch- oder ultravisköse Befestigungskomposite.
Unterschiedliche Polymerisationsarten unterteilen die Befestigungskomposite in lichthärtend, chemisch härtend und dualhärtend.
Die Komponenten der Befestigungskomposite entsprechen prinzipiell denen der Komposite für Füllungen bzw. zur Inlayherstellung (Meiners 1998). Außerdem enthalten Befestigungskomposite meist auch noch Autopolymerisatoren, um auch an nicht oder nur schwer dem Licht zugänglichen Stellen eine ausreichende Polymerisation zu gewährleisten.

### 2.6.1. Zusammensetzung des Befestigungszements RELY X ARC©

Die Firma 3M ESPE gibt in ihrem Schreiben vom 4. September 2002 folgende Standart-Zusammensetzung ihres Produktes RelyX ARC© an:
Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), Bisphenol-A-Diglycidyl-Ether-Dimethacrylat, Zirkonium-Füller, Siliziumdioxid, Dimethacrylat-Polymer.

### 2.6.2. Zusammensetzung des Befestigungszements VARIOLINK II©

Die Firma IVOCLAR VIVADENT gibt in ihrem Schreiben vom 5. September 2002 folgende Standart-Zusammensetzung ihres Produktes VARIOLINK II© an:
Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), Bariumglasfüller silanisiert, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid silanisiert, Ba-Al-Fluoro-Silikatglas, Katalysatoren und Stabilisatoren.

### 2.6.3. Zusammensetzung des Befestigungszements PANAVIA 21©

Die Firma KURARAY© gibt in ihrer Inhaltsbeschreibung lediglich den Inhaltsstoff MDP (10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogen-Phosphat) an.

# 3 Fragestellung

Während kleine Defekte im Seitenzahnbereich oftmals mit Kompositfüllungen versorgt werden können, sind bei größeren Defekten Inlays das Mittel der Wahl. Im schmelzbegrenzten Bereich haben sich Keramikinlays in der klinischen Anwendung bewährt (Schmalz 1994). Leider ist dieser Idealfall aber in der Praxis nur selten anzutreffen. Meist ragen die approximalen Kästen bis in das Dentin bzw. den Wurzelzementbereich. Wissenschaftliche Untersuchungen der marginalen Integrität im nicht schmelzbegrenzten Bereich zeigen unterschiedliche Ergebnisse (Lang 2000). Die Schwachstellen der adhäsiven Befestigung von Komposit- oder Keramikinlays sind die Dentinadhäsivsysteme und die Befestigungszemente.

In der vorliegenden Studie sollte der Einfluss von verschiedenen Befestigungskompositen (in Kombination mit den vom Hersteller empfohlenen Dentinadhäsiven) sowie von verschiedenen Inlaymaterialien auf die marginale Integrität nach thermomechanischer Belastung unter folgenden Aspekten untersucht werden:

- Wie beeinflussen die verschiedenen Befestigungszemente die Randqualität im Schmelz?
- Wie beeinflussen die verschiedenen Befestigungszemente die Randqualität im Dentin?
- Welche Auswirkungen besitzt die thermomechanische Wechselbelastung auf die marginale Integrität der Restauration an den Grenzflächen Inlay-Befestigungszement und Befestigungszement-Schmelz bzw. Befestigungszement-Dentin?

- Inwieweit erfolgt eine Farbstoffpenetration bei unterschiedlichen Befestigungszementen bzw. Inlaymaterialien?
- Inwieweit unterscheiden sich die Ergebnisse bei Versorgung der Kavität mit einer Kompositfüllung, einem Kompositinlay, einem EMPRESS©-Inlay oder einem CEREC©-Inlay?

# 4. Material und Methode

## 4.1 Übersicht über die Methodik

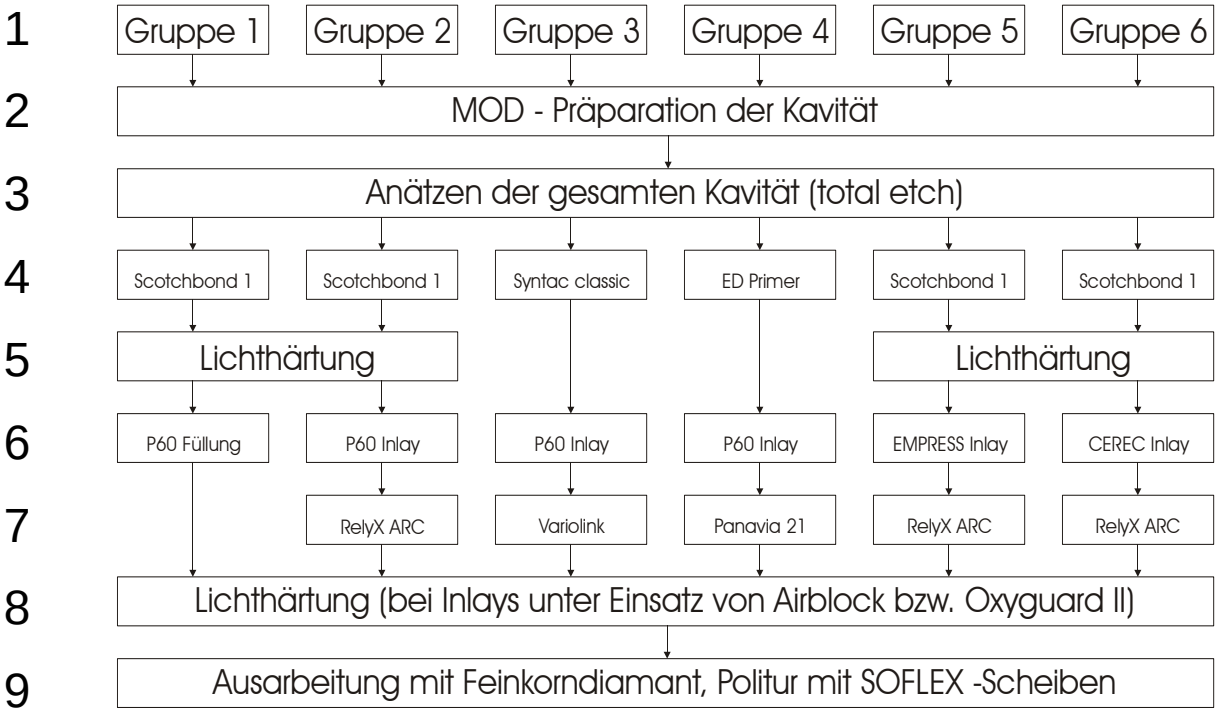



*Abb. 4.1: Übersicht über die Methodik:*

*1 Gruppeneinteilung, 2 Präparation, 3 Konditioniermethode,*

*4 Dentinadhäsiv (total-bonding), 5 Lichthärtung des Dentinadhäsivs je nach Herstellerangabe,*

*6 Art der Restauration, 7 Befestigungszement,*

*8 Aushärtung, 9 Ausarbeitung (SOFLEX© von Fa. 3M ESPE).*

## 4.2. Auswahl und Vorbereitung der Versuchszähne

Als zu versorgende Zähne dienten 44 annähernd gleich große menschliche Molaren der zweiten Dentition, die nach der Extraktion maximal sechs Wochen in Ringerlösung mit 0,25% Natriumazid lagerten. Die Molaren mussten dabei folgende Kriterien erfüllen:

- möglichst keine Beschädigungen durch die Extraktion
- kein oder nur geringer Kariesbefall
- keine vorhandenen Versorgungen
- abgeschlossenes oder fast abgeschlossenes Wurzelwachstum

Die Zähne wurden von anhaftenden Geweberesten, Zahnstein und Konkrementen befreit. Anschließend wurde die Oberfläche mit rotierenden Bürstchen und der Prophylaxepaste ZIRCATE© (DENTSPLY) poliert. Die Zähne wurden zufällig auf die sechs Gruppen verteilt (Gruppe 1-4 n=8, Gruppe 5 u. 6 n=6). Die Kennzeichnung der Zähne erfolgte durch fortlaufende Nummerierung an der Seite. Durch Lagerung der Zähne in Ringerlösung zwischen jedem Arbeitsschritt wurde ein Austrocknen verhindert.

## 4.3. Präparation und Abformung

Unter ständiger Wasserkühlung wurden in die zu versorgenden Molaren standardisierte dreiflächige mod-Inlay-Kavitäten präpariert. Approximal endete die Präparationsgrenze des Kastens an einer Seite 1-1,5mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze, an der anderen Seite 1-1,5mm

apikal der Schmelz-Zement-Grenze. Für die Präparation wurden leicht konische Zylinder (6°) mit abgerundeter Spitze und einer Körnung von 80μm, zum Finieren eine Körnung von 25μm verwendet. Die Kavitätenränder wurden nicht angeschrägt (butt-joint), lediglich lose Schmelzprismen wurden entfernt. Die Abformung der mit Inlays zu versorgenden Zähne erfolgte einzeitig einphasig mit der Polyether-Abformmasse IMPREGUM© der Fa. 3M ESPE, Seefeld. Die Zähne der Gruppe 1 wurden mit dem plastischen Füllungsmaterial FILTEK P60© und die Zähne der Gruppe 6 mit CEREC©-Inlays versorgt, so dass bei diesen beiden Gruppen keine Abformung nötig war. Von den Zahnabformungen wurden jeweils zwei Modelle ausgegossen. Auf dem ersten wurde das Inlay hergestellt. Um es möglichst spannungsfrei vom Modell zu bekommen, wurde dieses zerstört. Auf dem zweiten Modell wurde das Inlay dann aufgepasst.

# 4.4. Versorgung der Zähne:

## 4.4.1. Experimentelle Gruppen und verwendete Produkte

| Gruppe | Restaurationstyp | Restaurationsmaterial | Befestigungskomposit | Adhäsiv |
|---|---|---|---|---|
| 1<br>DCOR | Direkte Kompositfüllung | Filtek P60<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 30998 | entfällt | SCOTCHBOND 1<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 8BR |
| 2<br>COIR | Kompositinlay | Filtek P60<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 30998 | RelyX ARC<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 19981217 | SCOTCHBOND 1<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 8BR |
| 3<br>COIV | Kompositinlay | Filtek P60<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 30998 | Variolink II high viscosity<br>(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<br>Batch No. A19100 | Syntac Classic<br>(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<br>Batch No. A21648 |
| 4<br>COIP | Kompositinlay | Filtek P60<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 30998 | Panavia 21<br>(Kuraray Corp., Osaka, Japan)<br>Batch No. 41119 | ED Primer<br>(Kuraray Corp., Osaka, Japan)<br>Batch No. 41119 |
| 5<br>CEIE | Keramikinlay | IPS Empress<br>(Vivadent, Schaan, Liechtenstein)<br>Batch No. A22239 | RelyX ARC<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 19981217 | SCOTCHBOND 1<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 8BR |
| 6<br>CEIC | Direktes CAD/CAM Cerec 2 - Keramikinlay | Cerec 2 Vitablocs Mark II<br>(Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland)<br>Batch No. 5637S | RelyX ARC<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 19981217 | SCOTCHBOND 1<br>(3M Dental Products, St. Paul, MN 55144, USA)<br>Batch No. 8BR |

*Tab. 4.1: Experimentelle Gruppen und verwendete Produkte. Alle Produkt- und Firmenbezeichnungen sind Warenzeichen*

### 4.4.2. Versorgung der Gruppe 1

Plastische Füllung: Die Kavitäten der Gruppe 1 wurden mit dem Komposit FILTEK P60© versorgt. Der mesiale und distale Kasten wurde von einer Metallmatritze begrenzt. Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37% Phosphorsäure (SCOTCHBOND ETCHANT©, 3M ESPE), für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Anschließend wurde das Adhäsiv SCOTCHBOND 1© (3M ESPE) aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Dann wurde es dünn verblasen und für 10s lichtgehärtet. Die nun konditionierte Kavität wurde mittels Inkrementtechnik versorgt. In den dentinbegrenzten Kasten wurden fünf einzelne Schichten, in den schmelzbegrenzten Kasten drei einzelne Schichten horizontal eingebracht. Auch der Isthmus wurde in drei einzelnen Schichten beschickt. Nach jedem Einbringen einer Schicht wurde für 40s lichtgehärtet. Nach der letzten Lichthärtung wurde das Matritzenband abgenommen und die Mesial- bzw. Distalfläche mit SOFLEX©-Scheiben ausgearbeitet. Anschließend wurden die Zähne wieder in Ringerlösung gelagert, um ein Austrocknen zu vermeiden.

### 4.4.3. Versorgung der Gruppen 2, 3, 4, 5, 6

#### *4.4.3.1. Inlayherstellung:*

Kunststoffinlay FILTEK P60© (Gruppen 2, 3, 4): Die Gipsmodelle wurden zunächst mit AIRBLOCK© isoliert. Danach wurden die Inlays mittels

Inkrementtechnik hergestellt. In den dentinbegrenzten Kasten wurden fünf einzelne Schichten, in den schmelzbegrenzten Kasten drei einzelne Schichten horizontal eingebracht. Auch der Isthmus wurde in drei einzelnen Schichten beschickt. Nach jedem Einbringen einer Schicht wurde für 40s lichtgehärtet. Nach der letzten Kunststoffschicht wurde der Modellstumpf so zerstört, dass das Inlay beim Abnehmen keiner Spannung ausgesetzt war. Danach wurden die Inlays in einem KULZER©-Lichtofen für 180s nachvergütet.
Anschließend wurden die Inlays auf dem zweiten Modell aufgepasst.

Keramikinlay EMPRESS© (Gruppe 5): Auf den Gipsstumpf wurde zunächst ein Spacer (DIE SPACER©, KERR) aufgebracht. Der Lack reichte bis ca. 1mm an die Präparationsgrenze. Danach wurden die Inlays mit rückstandsfrei verbrennendem Dentalwachs modelliert und anschließend mit IPS© Einbettmasse eingebettet. Nach 60min Abbindezeit wurde die Muffel entsprechend den Herstellerangaben vorgewärmt und die Keramik dann im Pressofen EP 500© gepresst.
Nach ausreichendem Abkühlen wurden die Inlays ausgebettet und von der Einbettmasse befreit. Anschließend wurden sie auf dem Gipsstumpf aufgepasst.

Keramikinlay CEREC© (Gruppe 6): Die Herstellung der computer-gefrästen CEREC©-Inlays erfolgte mit einem CEREC©-2-Gerät der Fa. SIEMENS.
Um die optische Abtastung der Kavität zu ermöglichen, wurde der zu versorgende Zahn in einen mit plastischem Silikon gefüllten und mit einem gelochten Kofferdamgummi überzogenen Zylinder bis ca. 1mm unterhalb des tieferen Kastenbodens gedrückt. Dies diente zur

Simulation der mit Kofferdam bedeckten Gingiva, um einen Kontrast für die Videokamera zu schaffen.
Anschließend wurden auf den Zahn CEREC©-Liquid und CEREC©-Puder aufgetragen. Dies diente ebenfalls der optischen Abtastung der Kavität. Nach dem Scannen mit der Videokamera und der Gestaltung der Restauration am Computer, wurden die Inlays in der Schleifeinheit gefräst.

### *4.4.3.2. Einsetzen mit verschiedenen Befestigungszementen:*

Vorbereitung der Restauration:
Die Unterseite der Kunststoffinlays wurden für 15s mit Fluorwasserstoffsäure (5% VITA CERAMICS ETCH©) geätzt, die Keramikinlays für 60s. Die Inlays wurden zusätzlich noch mit ESPE-SIL© (3M ESPE) silanisiert.

#### *4.4.3.2.1. Einsetzen der Inlays Gruppe 2:*

Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37% Phosphorsäure (SCOTCHBOND ETCHANT©, 3M ESPE) für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Dann wurde das Adhäsiv SCOTCHBOND 1© (3M ESPE) aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Danach wurde es dünn verblasen und für 10s lichtgehärtet. Auf die Klebefläche des Inlays wurde ebenfalls dünn SCOTCHBOND 1© (3M ESPE) aufgetragen und verblasen.

Nun wurde das dualhärtende Befestigungskomposit RELY X ARC© (3M ESPE) in die Kavität ein- und auf die Klebefläche des Inlays aufgebracht und das Inlay in die Kavität platziert. Zunächst wurde für ca. 2s Ultraschall angewandt, um die thixotrophen Eigenschaften des Zements auszunutzen. Durch die Schallwellen wird die Viskosität des Einsetzzementes kurzzeitig herabgesetzt, was eine bessere Adaptation an die Restauration bzw. die Kavität ermöglicht. Anschließend wurden die Überschüsse entfernt.
Um eine oberflächliche Inhibitionsschicht durch Luftsauerstoff zu vermeiden, wurde AIRBLOCK© über die Klebefuge appliziert. Anschließend wurde jeweils für eine Minute von okklusal, mesial und distal lichtgehärtet.
Die Ausarbeitung der Mesial- bzw. Distalfläche erfolgte wieder mit SOFLEX©-Scheiben.

*4.4.3.2.2. Einsetzen der Inlays Gruppe 3:*

Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37% Phosphorsäure (TOTAL ETCH©, VIVADENT) für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Dann wurden die einzelnen Komponenten (Primer, Adhäsiv, Bond) des Adhäsivsystems SYNTAC CLASSIC© (VIVADENT) entsprechend der Herstellerangaben aufgetragen. Der Primer wurde für 15s aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Danach wurde er verblasen. Das Adhäsiv wurde für 10s aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Anschließend wurde es verblasen. Zuletzt wurde die Bonding-Komponente aufgetragen und verblasen. Eine

Lichthärtung wurde entsprechend der Herstellerangaben nicht vorgenommen. Auf die Klebefläche des Inlays wurde ebenfalls dünn die Bonding-Komponente aufgetragen und verblasen.
Nun wurde das dualhärtende Befestigungskomposit VARIOLINK II© (VIVADENT) in die Kavität und auf die Klebefläche des Inlays aufgebracht und das Inlay in die Kavität platziert. Um die thixotrophen Eigenschaften des Zements auszunutzen wurde ebenso für ca. 2s Ultraschall angewandt, danach die Überschüsse entfernt.
Anschließend wurde wieder AIRBLOCK© über die Klebefuge appliziert. und jeweils für eine Minute von okklusal, mesial und distal lichtgehärtet.
Die Ausarbeitung der Mesial- bzw. Distalfläche erfolgte mit SOFLEX©-Scheiben.

*4.4.3.2.3. Einsetzen der Inlays Gruppe 4:*

Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37 % Phosphorsäure (ETCHING AGENT V©, KURARAY) für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Dann wurden die Komponenten LIQUID A© und LIQUID B© des Adhäsivsystems ED PRIMER© (KURARAY) entsprechend den Herstellerangaben aufgetragen, mit einem Pinselchen einmassiert und verblasen. Eine Lichthärtung wurde entsprechend der Herstellerangaben nicht vorgenommen.
Nun wurde das dualhärtende Befestigungskomposit PANAVIA 21© (KURARAY) in die Kavität und auf die Klebefläche des Inlays aufgebracht und das Inlay in die Kavität platziert. Nach der Anwendung von Ultraschall für ca. 2s wurden die Überschüsse entfernt.

Anschließend wurde OXYGUARD© (KURARAY) über die Klebefuge appliziert und jeweils für eine Minute von okklusal, mesial und distal lichtgehärtet.
Die Ausarbeitung der Mesial- bzw. Distalfläche erfolgte mit SOFLEX©-Scheiben.

*4.4.3.2.4. Einsetzen der Inlays Gruppe 5:*

Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37 % Phosphorsäure (ETCHANT©, 3M ESPE) für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Dann wurde das Adhäsiv SCOTCHBOND 1© (3M ESPE) aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Danach wurde es verblasen und für 10s lichtgehärtet. Auf die Klebefläche des Inlays wurde ebenfalls dünn SCOTCHBOND 1© aufgetragen und verblasen.
Nun wurde das dualhärtende Befestigungskomposit RelyX ARC© (3M ESPE) in die Kavität und auf die Klebefläche des EMPRESS©-Inlays aufgebracht und das Inlay in die Kavität platziert. Dann wurde Ultraschall für ca. 2s angewandt und die Überschüsse entfernt.
Nach der Applikation von AIRBLOCK© über der Klebefuge wurde jeweils für eine Minute von okklusal, mesial und distal lichtgehärtet.
Die Ausarbeitung der Mesial- bzw. Distalfläche erfolgte mit SOFLEX©-Scheiben.

*4.4.3.2.5. Einsetzen der Inlays Gruppe 6:*

Zunächst wurde die gesamte Kavität mit 37 % Phosphorsäure (ETCHANT©, 3M ESPE) für 30s angeätzt. Danach wurde das Ätzgel abgesprüht, wobei darauf geachtet wurde, die Kavität anschließend nicht zu übertrocknen. Dann wurde das Adhäsiv SCOTCHBOND 1© (3M ESPE) aufgetragen und mit einem Pinselchen einmassiert. Danach wurde es verblasen und für 10s lichtgehärtet. Auf die Klebefläche des Inlays wurde ebenfalls dünn SCOTCHBOND 1© aufgetragen und verblasen.
Nun wurde das dualhärtende Befestigungskomposit Rely X ARC© (3M ESPE) in die Kavität und auf die Klebefläche des CEREC©-Inlays aufgebracht und das Inlay in die Kavität platziert. Dann wurde Ultraschall für ca. 2s angewandt und die Überschüsse entfernt.
Nach der Applikation von AIRBLOCK© über der Klebefuge wurde jeweils für eine Minute von okklusal, mesial und distal lichtgehärtet.
Die Ausarbeitung der Mesial- bzw. Distalfläche erfolgte mit SOFLEX©-Scheiben.

Um ein Austrocknen zu vermeiden wurden die versorgten und ausgearbeiteten Zähne wieder in Ringerlösung gelagert.

## 4.5. Thermische Wechselbelastung

Alle Zähne einer Gruppe wurden einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Hierbei wurden die Zähne für 30s in 5°C kaltes, dest. Wasser getaucht. Nach einer Abtropfzeit von 10s bei Raumtemperatur wurden sie für 30s in 55°C warmes dest. Wasser getaucht. Dieser Zyklus wurde 2000 mal wiederholt.

## 4.6. Mechanische Belastung im Kausimulator

Um den Kauvorgang zu simulieren, wurden alle Zähne in einem Kausimulator belastet. Die Zähne wurden mit Komposit auf einem Prüfteller mit Hartgummipuffer befestigt. Nun wurden sie im Kausimulator so eingespannt, dass der Prüfkörper, eine Steatit-Kugel (Durchmesser 6mm), genau zentral okklusal auftreffen konnte. Die Zähne befanden sich auch während der Kausimulation ständig in dest. Wasser. Die Prüfkörper trafen mit einer Kraft F= 50N und mit einer Kaufrequenz von 1Hz auf der Okklusalfläche auf. Es wurden 50000 Kauzyklen simuliert.

## 4.7. Replika-Herstellung

Nach thermischer und mechanischer Belastung wurden die Approximalflächen der Zähne mit einer Polyether-Masse (IMPREGUM©, 3M ESPE) abgeformt. Um die Identifikation zu erleichtern und Verwechslungen zu vermeiden, wurde die Zahnnummer jeweils mesial

und distal in die Restauration gefräst. Mit Hilfe eines Spatels wurde im ersten Abformdurchgang jeweils der schmelzbegrenzte Kasten mit dem Abformmaterial bestrichen und dann diese Seite in einen ebenfalls mit IMPREGUM gefüllten Metallzylinder gedrückt. Nach der Abbindezeit von 6min wurde der Zahn entnommen und im zweiten Abformdurchgang dann auf dieselbe Art und Weise dann der dentinbegrenzte Kasten abgeformt.

Nach einer Rückstellzeit von 1h wurden die Abformungungen mit Epoxidharz DIEMET-E© (ERKODENT) ausgegossen. Diese Replikas wurden dann nach 24h mit dem leitfähigen Karbonkleber LEIT-C-PLAST© auf einem Probenhalter für das Rasterelektronenmikroskop befestigt.

Nach weiteren 24h wurden die staubfrei gelagerten Replikaoberflächen in der Sputteranlage POLARON SEM Autocoating Unit E5200© unter Vakuum fünf Minuten bei einer Stromstärke von 10mA, durch Goldbeschichtung leitfähig gemacht. Dadurch wurde eine mittlere Goldschichtstärke von 20nm erzielt.

## 4.8. Quantitative Randanalyse

Um die Randqualität der Versorgungen nach der Belastung zu analysieren wurden die Replika in einem Rasterelektronenmikroskop LEITZ AMR 1200© beurteilt. Die Beurteilung der Randmorphologie des schmelz- bzw. dentinbegrenzten Kastens erfolgte bei 200facher Vergrößerung. Bei Gruppe 1 erfolgte die Beurteilung des Übergangs Füllung-Zahn, bei den anderen Gruppen erfolgte die Beurteilung des Übergangs Inlay-Befestigungskomposite sowie des Übergangs

Befestigungskomposite-Zahnhartsubstanz im Schmelz- bzw. Dentinbereich.
Das REM ist mit einem Computer verbunden, der eine Framegrabber-Karte besitzt und in dem die REM-Bilder digitalisiert werden können. Mit der Software QUANTI-GAP© können einzelne Strecken auf diesen Bildern gemessen werden. Der gemessenen Strecke werden dabei verschiedene Qualitätskriterien zugeordnet, die an jeder beliebigen Stelle geändert werden können.

Der Randmorphologie wurden folgende Qualitätskriterien zugeordnet:

**Perfekter Rand:** Kontinuierlicher Übergang zwischen Zahn und Komposit bzw. zwischen Komposit und Inlay ohne jegliche Anzeichen für eine Kontinuitätsunterbrechung
**Randspalt:** Zahn und Komposit bzw. Komposit und Inlay sind durch einen eindeutigen Spalt oder Haarriss voneinander getrennt.
**Quellung:** Wulstartig erhabene Randstruktur aufgrund von Quellungen des Dentinadhäsivs.
**Artefakt:** Übergangsbereich zwischen Zahn und Komposit bzw. zwischen Komposit und Inlay ist aufgrund von Artefakten, z.B. Blasen oder Inhomogenitäten nicht beurteilbar.

Die folgenden REM-Aufnahmen zeigen exemplarisch Randabschnitte verschiedener Qualität sowohl im schmelzbegrenzten, als auch im dentinbegrenzten Bereich.

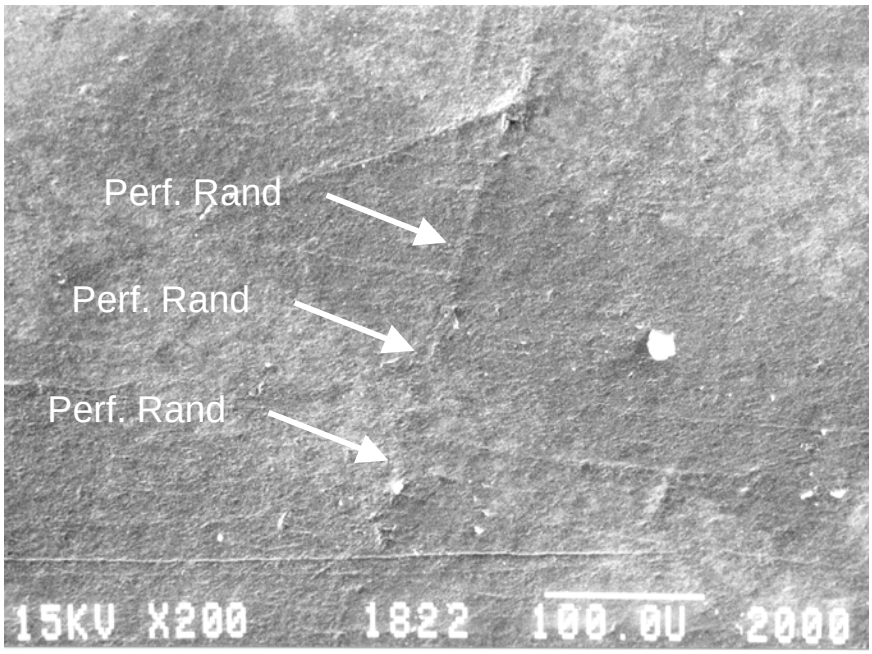



*Abb. 4.2: Übergang Füllung-Schmelz der Gruppe 1 (v.l.n.r.)*
*Qualitätskriterium perfekter Rand (200x)*

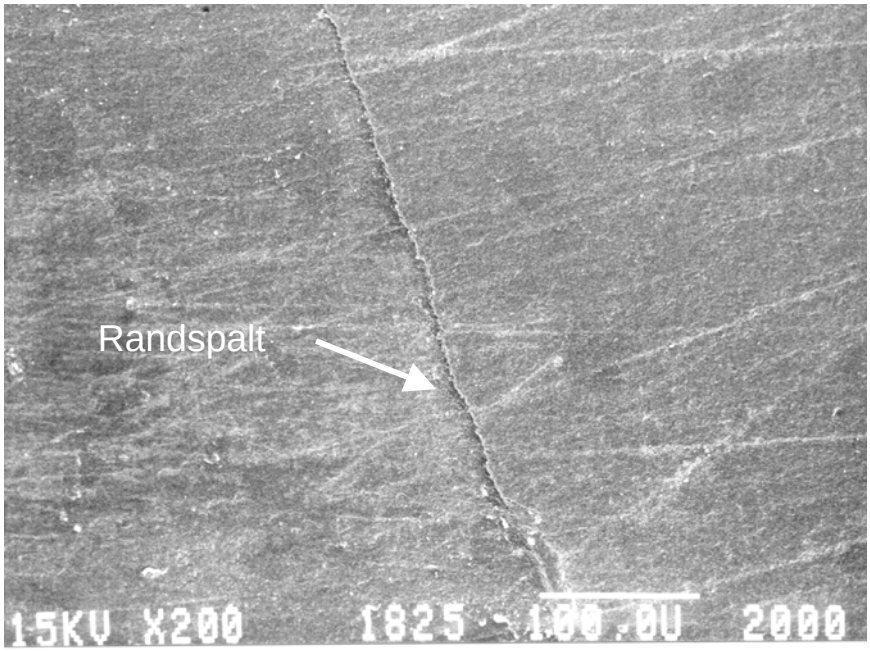



*Abb. 4.3: Übergang Schmelz-Füllung der Gruppe 1 (v.l.n.r.)*
*Qualitätskriterium Randspalt (200x)*

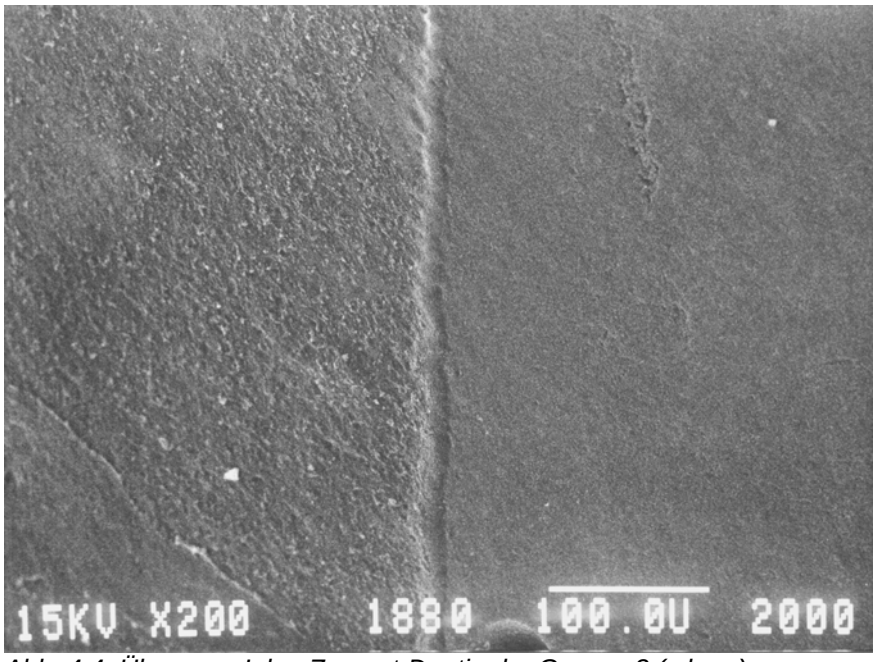



*Abb. 4.4: Übergang Inlay-Zement-Dentin der Gruppe 3 (v.l.n.r.) Qualitätskriterium perfekter Rand sowohl zwischen Dentin und Zement als auch zwischen Zement und Inlay (200x)*

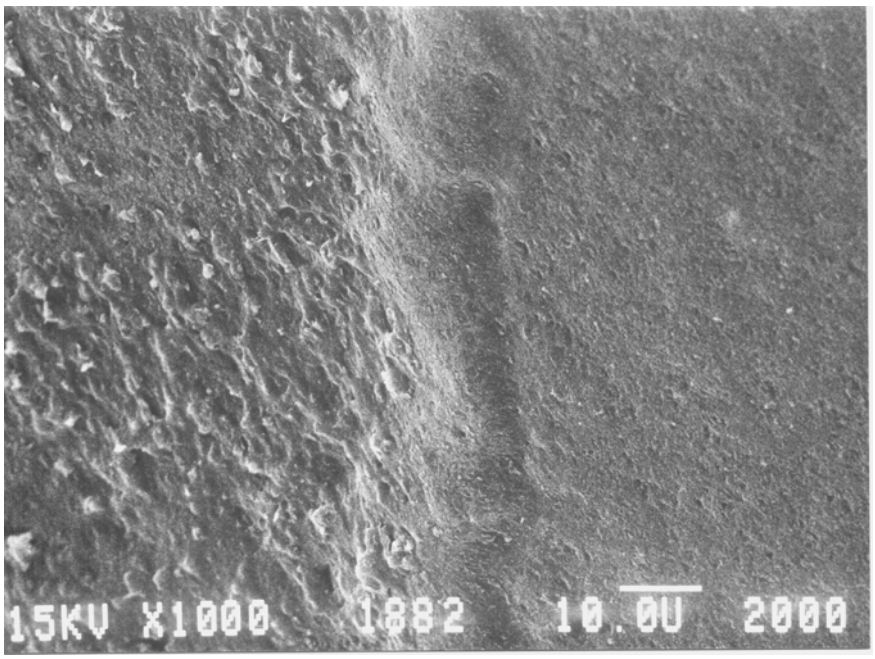



*Abb. 4.5: Übergang Inlay-Zement-Dentin der Gruppe 3 (v.l.n.r.) Qualitätskriterium perfekter Rand sowohl zwischen Dentin und Zement als auch zwischen Zement und Inlay (1000x)*

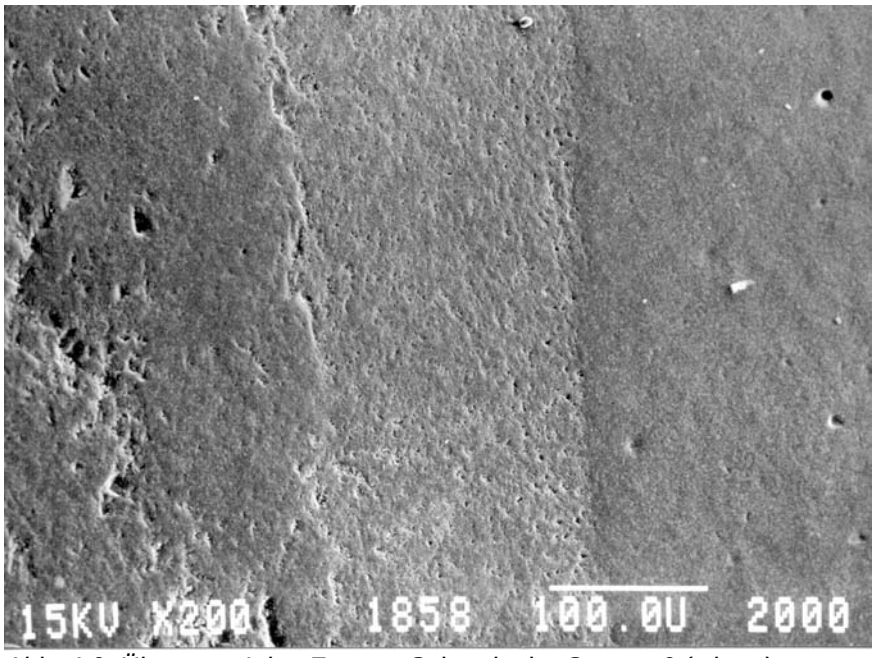



*Abb. 4.6: Übergang Inlay-Zement-Schmelz der Gruppe 6 (v.l.n.r.) Qualitätskriterium perfekter Rand sowohl zwischen Dentin und Zement als auch zwischen Zement und Inlay. Besonderheit ist hier der perfekte Randschluss trotz geringerer Passgenauigkeit (CEREC©) (200x)*

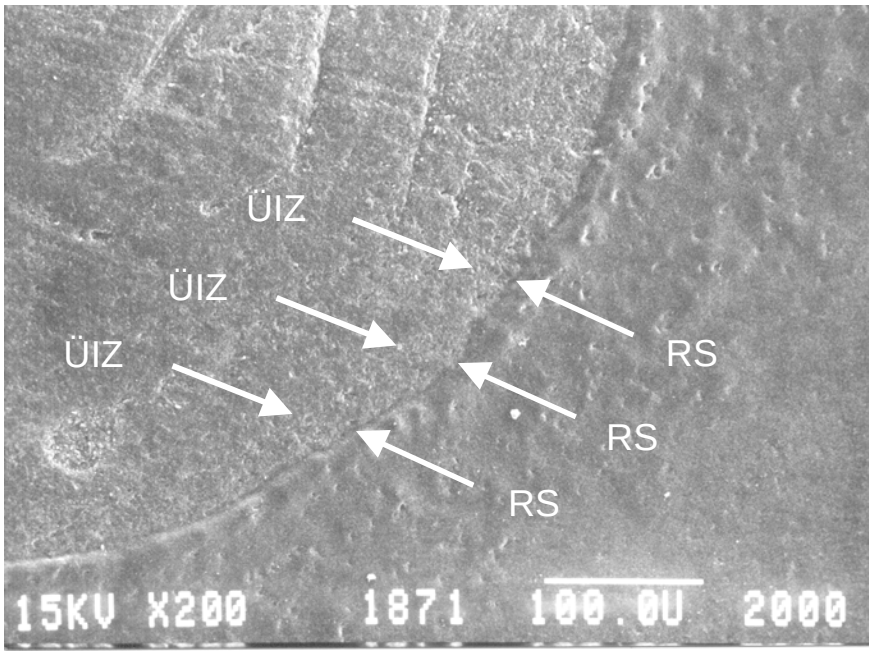



*Abb. 4.7: Übergang Inlay-Zement-Dentin (v.l.n.r.) Qualitätskriterium perfekter Rand am Übergang Inlay-Zement (ÜIZ), Randspalt (RS) am Übergang Zement-Dentin*

## 4.9. Farbstoffpenetrationstest

Die Restauration als Ersatz verlorengegangener Zahnhartsubstanz muss nicht nur Stabilität und Dimensionstreue, sondern auch die Randdichtigkeit und damit den Schutz der Pulpa und der gesunden Zahnhartsubstanz gewährleisten. Letztlich ist eine randdichte Restauration auch eine prophylaktische Maßnahme im Sinne einer Sekundärkariesprophylaxe. Die Farbstoffpenetration gibt Aufschluss über die Randdichtigkeit von Restaurationen. Die Penetrationsflüssigkeit diffundiert entlang der Grenzflächen von Restauration und Zahnhartsubstanz und ist ein Parameter für die Dichtigkeit.
Neben Kristall-Violett, Fluoreszenzfarbstoffen, Methylenblau, Kresylblau, Anilinblau, Erythrosin und Eosin wird häufig basisches Fuchsin verwendet (Kölnsperger 1999).
Das Zerschneiden der Proben in mesio-distaler oder oro-vestibulärer Richtung erlaubt eine Bewertung der Eindringtiefe des Farbstoffes unter dem Stereomikroskop.

### 4.9.1. Vorbereitung für die Farbstoffpenetration

Zunächst galt es, ein Eindringen des Farbstoffes über Wurzelkanäle, Dentintubuli und Schmelzsprünge zu vermeiden. Daher wurden die Zähne mitsamt den Probenhaltern mit einem Isolierlack überzogen, der auf der Zahnseite bis ca. 1mm an den Restaurationsrand hin aufgetragen wurde, ohne diesen zu berühren. Die Inlays bzw. die Füllungen wurden nicht mit Lack behandelt.

### 4.9.2. Farbstoffpenetration

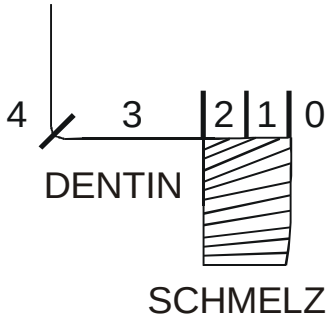
Die teilisolierten Zähne wurden nun für 24h in 5% Methylenblau eingelegt. Nach 24h wurden sie sorgfältig gereinigt und getrocknet.

### 4.9.3. Zerschneiden der Zähne

Zur besseren Handhabung wurden die Zähne in Epoxidharz (TECHNOVIT©) eingegossen, so daß eine Würfelform entstand.
Nun wurden sie mit einer wassergekühlten Diamantsäge (Sägespaltbreite 0,5mm) in mesio-distaler Richtung zweimal so durchtrennt, dass die Schnitte dabei die Restauration in ihrer Längsrichtung zerteilten, innerhalb der Kastenflanken blieben und einen Abstand von 1mm aufwiesen.
So entstanden aus einem Zahn drei Präparate mit insgesamt vier Schnittflächen pro schmelz- bzw. dentinbegrenzem Bereich.

## 4.9.4. Auswertung der Farbstoffpenetration:

Skalierungssystem für die Penetrationstiefe des Farbstoffes im schmelzbegrenzten Kasten




0: Keine marginale Undichtigkeit.

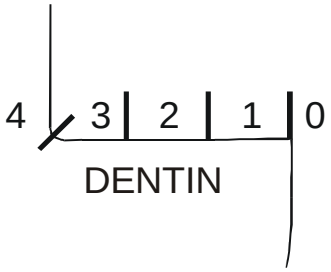
1: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich maximal zur Hälfte der Strecke bis zum Schmelz-Dentin-Übergang aus.

2: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum Schmelz-Dentin-Übergang aus.

3: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis über den Schmelz-Dentin-Übergang, jedoch nicht bis auf die axiale Wand aus.

4: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis in die axiale Wand aus.

Skalierungssystem für die Penetrationstiefe des Farbstoffes im dentinbegrenzten Kasten




0: Keine marginale Undichtigkeit

1: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum ersten Drittel der Strecke zur axialen Wand aus.

2: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum zweiten Drittel der Strecke zur axialen Wand aus.

3: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum Übergang zur axialen Wand, jedoch nicht bis auf die axiale Wand aus.

4: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis in die axiale Wand aus.

*Abb. 4.8: Je nach Eindringtiefe des Farbstoffes wurde der Schnittfläche nach obigem Schema auf der ordinalen Datenskala ein entsprechender Wert zugeteilt (Hilton 1998).*

# 5 Ergebnisse

## 5.1 Statistisches Verfahren

Die gewonnenen Daten wurden auf einem PC mit Hilfe der Statistiksoftware SPSS FOR WINDOWS 11.0© (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet. Aus jeweils sechs bzw. acht Proben wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen der prozentualen Verteilung der einzelnen Randkriterien, getrennt für schmelz- und dentinlimitierte Randsegmente, für die experimentellen Gruppen bestimmt. Die Ergebnisse der Randanalyse zeigten nicht für alle Gruppen Normalverteilung bzw. Homogenität der Varianzen. Zunächst wurden die Ergebnisse der n unabhängigen Stichproben mit dem Kruskal-Wallis-H-Test ($p < 0,05$) analysiert. Multiple paarweise Vergleiche wurden mit dem Mann-Whitney U-Test durchgeführt (adjustiertes Alpha-Niveau).
Statistische Unterschiede zwischen den Schmelzrändern und den dentinbegrenzten Rändern innerhalb einer experimentellen Gruppe wurden mit dem Mann-Whitney U-Test bestimmt ($p < 0,05$).
Die Ergebnisse aus dem Farbstoffpenetrationstest wurden, getrennt für schmelz- und dentinlimitierte Randsegmente, mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests (adjustiertes Alpha-Niveau) paarweise auf ihre Signifikanz hin verglichen.
Die Randqualität „Artefakt“ ist das Ergebnis von Materialüberschüssen bzw. Fehlern bei der Ausarbeitung und Politur. Bei der Randanalyse trat es nur zu einem sehr geringen Prozentsatz auf (<5%) und wurde deshalb bei der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt.

## 5.2 Randqualität nach thermomechanischer Belastung

### 5.2.1 Schmelzbegrenzter Kasten

#### *5.2.1.1 Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im schmelzbegrenzten Kasten*

| Gruppe | Randqualität | | |
|---|---|---|---|
| | Perfekter Rand | Randspalt | Quellung |
| **H-Test** | *P = 0.32* | *P = 0.01* | *P = 0.52* |
| **1 DCOR** | 95.0 (3.9)[a] | 2.9 (2.9)[a,b] | 0.0 (0.0)[a] |
| **2 COIR** | 96.0 (2.3)[a] | 1.1 (1.7)[a] | 0.1 (0.4)[a] |
| **3 COIV** | 94.5 (4.1)[a] | 0.8 (1.5)[a] | 0.0 (0.0)[a] |
| **4 COIP** | 91.8 (4.4)[a] | 5.2 (2.0)[b] | 0.0 (0.0)[a] |
| **5 CEIE** | 94.3 (3.0)[a] | 0.8 (1.1)[a] | 0.0 (0.0)[a] |
| **6 CEIC** | 92.6 (4.3)[a] | 2.2 (4.3)[a,b] | 0.0 (0.0)[a] |

*Tab. 5.1: Randqualität des adhäsiven Interfaces zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im schmelzbegrenzten Kasten, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts.*
*Die Superskripte geben die Ergebnisse aus den multiplen paarweisen Vergleichen mit dem U-Test an und kennzeichnen die statistisch homogenen Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.*

Die marginale Adaptation der Restaurationen zum Schmelz wies nach künstlicher Alterung für alle Gruppen einen hohen Anteil an perfekten Rändern auf (91,8 bis 96,0%). Mit PANAVIA 21© eingesetzte Kompositinlays (Gruppe 4 COIP) wiesen signifikant mehr Randspalten

auf (5,2%) als Kompositinlays welche mit RelyX ARC© (Gruppe 2 COIR; 1,1%) bzw. VARIOLINK II© (Gruppe 3 COIV; 0,8%) befestigt wurden. Sie wiesen auch signifikant mehr Randspalten als EMPRESS©-Inlays (Gruppe 5 CEIE; 0,8%) auf.

### *5.2.1.2 Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im schmelzbegrenzten Kasten*

| Gruppe | Randqualität | | |
|---|---|---|---|
| | **Perfekter Rand** | **Randspalt** | **Quellung** |
| **H-Test** | *P = 0.01* | *P = 0.01* | *P = 1.00* |
| **1 DCOR** | entfällt | entfällt | entfällt |
| **2 COIR** | 97.5 (1.4) [b] | 0.1 (0.3) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **3 COIV** | 95.7 (4.0) [b] | 0.0 (0.0) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **4 COIP** | 96.0 (3.1) [b] | 1.3 (1.7) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **5 CEIE** | 90.5 (2.3) [a] | 5.0 (3.6) [b] | 0.0 (0.0) [a] |
| **6 CEIC** | 95.0 (3.9) [a,b] | 1.7 (3.5) [a,b] | 0.0 (0.0) [a] |

*Tab. 5.2: Randqualität des adhäsiven Interfaces zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im schmelzbegrenzten Kasten, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts. Die Superskripte geben die Ergebnisse aus den multiplen paarweisen Vergleichen mit dem U-Test an und kennzeichnen die statistisch homogenen Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.*

Alle 3 Kompositinlay-Gruppen zeigten im Vergleich zu den EMPRESS©-Inlays (90,5% perfekte Ränder und 5% Randspalt) eine signifikant überlegene marginale Adaptation zum jeweiligen Befestigungskomposit

im Hinblick auf Abschnitte an perfekten Rändern (95,7 bis 97,5%) und Randspalten (0 bis 1,3%).

### 5.2.2. Dentinbegrenzter Kasten

#### *5.2.2.1 Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im dentinbegrenzten Kasten (Schmelzanteil)*

| Gruppe | Randqualität | | |
|---|---|---|---|
| | Perfekter Rand | Randspalt | Quellung |
| **H-Test** | *P = 0.99* | *P = 0.98* | *P = 1.00* |
| **1 DCOR** | 93.3 (5.0) [a] | 2.6 (3.8) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **2 COIR** | 93.7 (2.8) [a] | 2.3 (2.5) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **3 COIV** | 94.4 (5.0) [a] | 3.2 (5.2) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **4 COIP** | 93.7 (6.5) [a] | 3.1 (4.4) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **5 CEIE** | 94.2 (5.4) [a] | 1.5 (2.3) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **6 CEIC** | 93.0 (5.1) [a] | 2.4 (3.5) [a] | 0.0 (0.0) [a] |

*Tab. 5.3: Randqualität des adhäsiven Interfaces zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im dentinbegrenzten Kasten, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts.*
*Die Superskripte geben die Ergebnisse aus den multiplen paarweisen Vergleichen mit dem U-Test an und kennzeichnen die statistisch homogenen Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.*

Die Randqualität aller Gruppen zu den Schmelzabschnitten im dentinbegrenzten, approximalen Kasten war vergleichbar zu den

Resultaten im schmelzbegrenzten Kasten. Es konnten keine statistischen Unterschiede zwischen den Gruppen gesichert werden.

### *5.2.2.2 Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten (Dentinanteil)*

| Gruppe | Randqualität | | |
|---|---|---|---|
| | Perfekter Rand | Randspalt | Quellung |
| **H-Test** | *P = 0.01* | *P = 0.02* | *P = 0.01* |
| **1 DCOR** | 72.9 (7.4) [a,b] | 18.0 (7.1) [a,b] | 7.9 (4.7) [a,b,c] |
| **2 COIR** | 88.2 (18.6) [b] | 6.0 (11.8) [a] | 1.5 (3.1) [a] |
| **3 COIV** | 63.4 (18.3) [a] | 20.3 (9.7) [b] | 11.9 (9.2) [b,c] |
| **4 COIP** | 64.1 (10.6) [a] | 17.7 (7.1) [a,b] | 15.0 (5.1) [c] |
| **5 CEIE** | 85.8 (8.5) [a,b] | 8.9 (7.3) [a,b] | 0.0 (0.0) [a] |
| **6 CEIC** | 81.8 (15.4) [a,b] | 9.7 (7.3) [a,b] | 3.2 (5.7) [a,b] |

*Tab. 5.4: Randqualität des adhäsiven Interfaces zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts.*
*Die Superskripte geben die Ergebnisse aus den multiplen paarweisen Vergleichen mit dem U-Test an und kennzeichnen die statistisch homogenen Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.*

Kompositinlays, welche mit RelyX ARC© (Gruppe 2 COIR) eingesetzt wurden, zeigten signifikant mehr perfekte Randabschnitte (88,2%) als Inlays, die mit VARIOLINK II© (Gruppe 3 COIV; 63,4%) und PANAVIA 21© (Gruppe 4 COIP; 64,1%) befestigt wurden und signifikant weniger

Randspalten (6%) als mit VARIOLINK II© (20,3%) zementierte Inlays. Quellung konnte nur am Übergang zwischen Füllungsmaterial bzw. Befestigungskomposit und Dentin diagnostiziert werden. PANAVIA 21© (15%) und VARIOLINK II© (11,9%) und die zugehörigen Bondingsysteme zeigten beträchtliche Anteile an Quellungsphänomenen, die signifikant höher waren als von RelyX ARC© und SCOTCHBOND 1© (max. 3,2%). Die beiden Keramikinlaysysteme wiesen bezüglich ihrer marginalen Adaptation zum Dentin keine signifikanten Unterschiede auf.

### *5.2.2.3 Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im dentinbegrenzten Kasten*

| Gruppe | Randqualität | | |
|---|---|---|---|
| | **Perfekter Rand** | **Randspalt** | **Quellung** |
| **H-Test** | *P = 0.04* | *P = 0.04* | *P = 1.00* |
| **1 DCOR** | entfällt | entfällt | entfällt |
| **2 COIR** | 96.0 (4.2) [b] | 0.9 (1.8) [a] | 0.0 (0.0) [a] |
| **3 COIV** | 91.4 (5.2) [a,b] | 3.8 (3.6) [a,b] | 0.0 (0.0) [a] |
| **4 COIP** | 93.3 (3.9) [a,b] | 3.1 (2.9) [a,b] | 0.0 (0.0) [a] |
| **5 CEIE** | 86.2 (7.8) [a] | 9.1 (7.4) [b] | 0.0 (0.0) [a] |
| **6 CEIC** | 91.4 (8.5) [a,b] | 3.7 (5.1) [a,b] | 0.0 (0.0) [a] |

*Tab. 5.5: Randqualität des adhäsiven Interfaces zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im dentinbegrenzten Kasten, ausgedrückt als prozentualer Mittelwert (Standardabweichung) der Gesamtlänge des entsprechenden Randabschnitts. Die Superskripte geben die Ergebnisse aus den multiplen paarweisen Vergleichen mit dem U-Test an und kennzeichnen die statistisch homogenen Teilmengen innerhalb jedes Kriteriums für die Randanalyse zwischen den verschiedenen experimentellen Gruppen.*

Die Randqualität aller Gruppen zwischen Kompositzement und Komposit- bzw. Keramikinlays im dentinbegrenzten Kasten war vergleichbar zu den Resultaten im schmelzbegrenzten Kasten. EMPRESS©-Inlays (Gruppe 5 CEIE) zeigten signifikant weniger perfekte Ränder (86,2%) und mehr Randspalten (9,1%) zum Befestigungskomposit RelyX ARC© als die mit dem gleichen Zement befestigten Kompositinlays (Gruppe 2 COIR).

### 5.2.3 Vergleich zwischen Schmelz und Dentin innerhalb der Gruppen

Beim Vergleich innerhalb der Gruppe 1 (DCOR) fällt auf, dass sich für Kompositfüllungen signifikant weniger perfekte Ränder (72,9% zu 95%), mehr Randspalten (18% zu 2,9%) und mehr Quellungen (7,9% zu 0%) im Dentin- als im Schmelzbereich finden lassen.

Die mit RelyX ARC© befestigten Kompositinlays (Gruppe 2 COIR) wiesen für alle Randkriterien keine signifikanten Unterschiede zwischen Schmelz- und Dentinbereich auf.

Die Gruppen 3 und 4 wiesen jedoch im Dentinbereich signifikant weniger perfekte Ränder, mehr Randspalten und mehr Quellungen als im Schmelzbereich auf.

Für die Gruppen 5 und 6 der Keramikinlays konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Schmelz- und Dentinbereich festgestellt werden.

## 5.2.4. Grafische Übersicht über die Randqualität

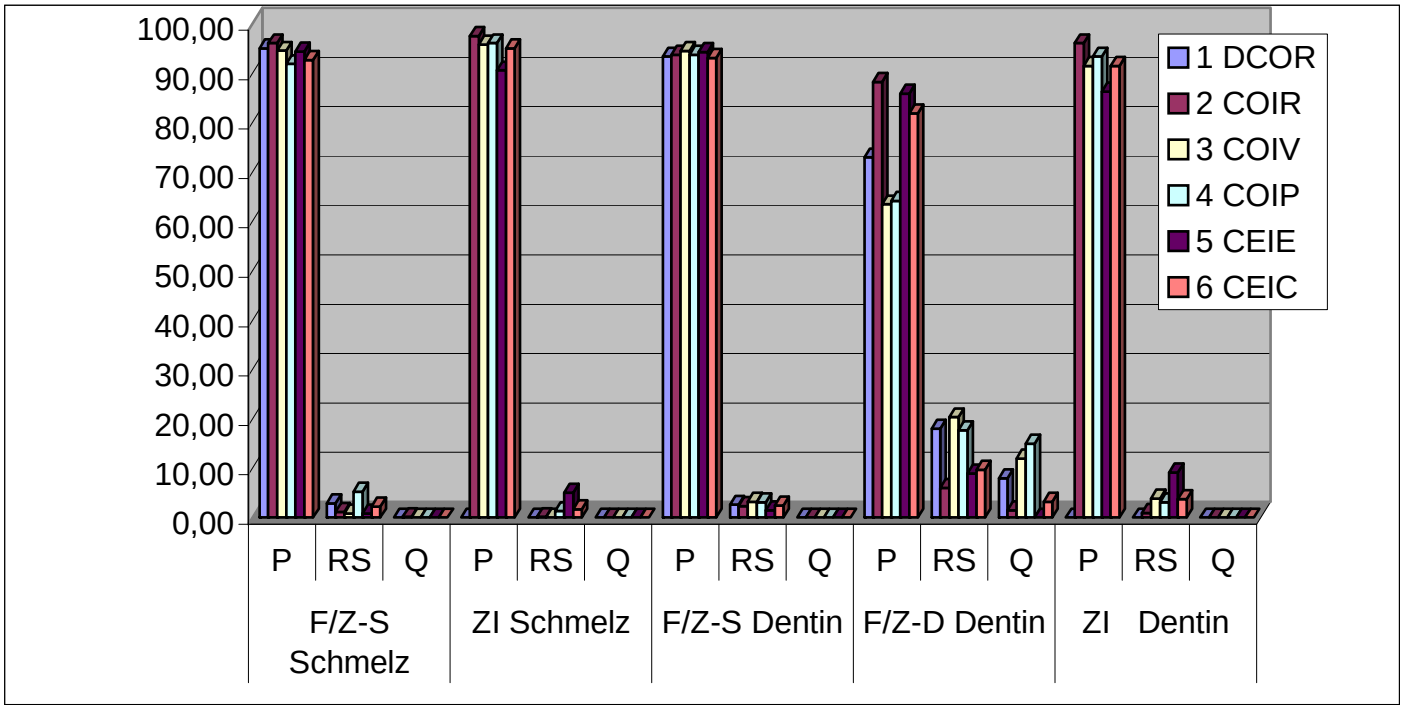



*Abb. 5.1: Grafische Übersicht über die Randqualität*

***P**: Perfekter Rand; **RS**: Randspalt; **Q**: Quellung.*

*Das Qualitätsmerkmal „Artefakt“ wurde nicht aufgeführt.*

***F/Z-S Schmelz**: Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im schmelzbegrenzten Kasten.*

***ZI Schmelz**: Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im schmelzbegrenzten Kasten.*

***F/Z-S Dentin**: Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im dentinbegrenzten Kasten (Schmelzanteil).*

***F/Z-D Dentin**: Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten (Dentinanteil).*

***ZI Dentin**: Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im dentinbegrenzten Kasten.*

# 5.3. Ergebnisse des Farbstoffpenetrationstests

## 5.3.1 Schmelzbegrenzter Kastenboden

| Gruppe | Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 1 DCOR | 19 | 5 | 2 | 0 | 5 |
| 2 COIR | 27 | 2 | 1 | 2 | 0 |
| 3 COIV | 27 | 3 | 1 | 0 | 0 |
| 4 COIP | 28 | 1 | 3 | 0 | 0 |
| 5 CEIE | 17 | 3 | 2 | 0 | 0 |
| 6 CEIC | 10 | 10 | 2 | 2 | 0 |

*Tab. 5.6: Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen 0 bis 4 für jede Gruppe.*

*Beschreibung (siehe auch Material und Methode):*

*0: Keine marginale Undichtigkeit.*

*1: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich maximal zur Hälfte der Strecke bis zum Schmelz-Dentin-Übergang aus.*

*2: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum Schmelz-Dentin-Übergang aus.*

*3: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis über den Schmelz-Dentin-Übergang, jedoch nicht bis auf die axiale Wand aus.*

*4: Schmelzbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis in die axiale Wand aus.*

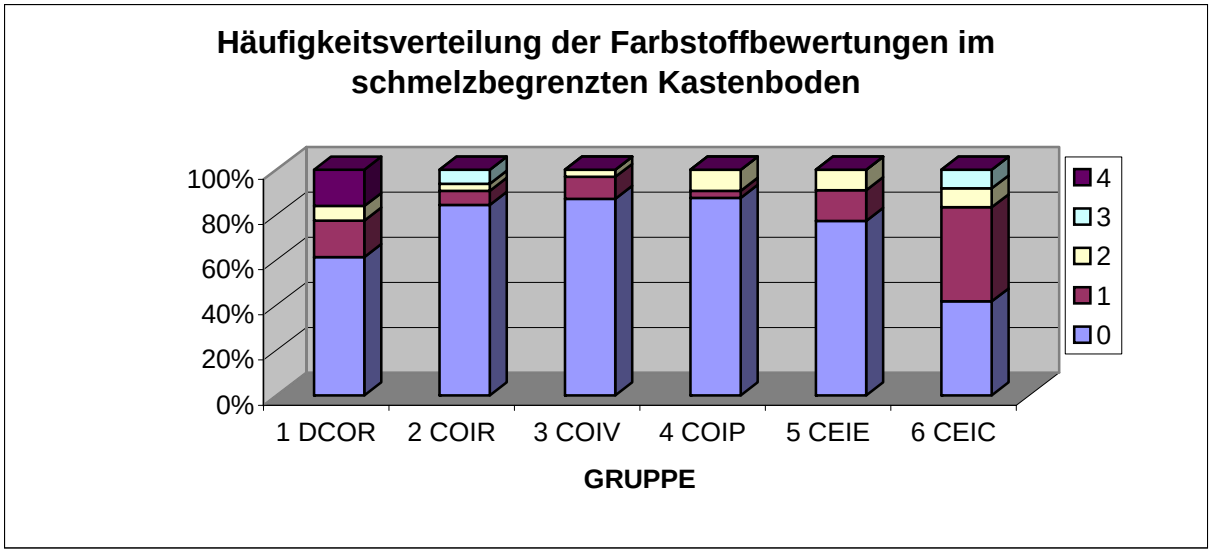



*Abb. 5.2: Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen im schmelzbegrenzten Kastenboden*

| Schmelz | 1 DCOR | 2 COIR | 3 COIV | 4 COIP | 5 CEIE | 6 CEIC |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 DCOR | | | | | | |
| 2 COIR | signif. | | | | | |
| 3 COIV | signif. | n.s. | | | | |
| 4 COIP | signif. | n.s. | n.s. | | | |
| 5 CEIE | n.s. | n.s. | n.s. | n.s. | | |
| 6 CEIC | n.s. | signif. | signif. | signif. | signif. | |

*Tab. 5.7: Ergebnisse der multiplen paarweisen Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test mit adjustiertem Alpha-Niveau (signif. = statistisch signifikant, n.s. = nicht signifikant) im schmelzbegrenzten Kasten.*

Die mit dem Kruskal-Wallis-H-Test durchgeführte statistische Analyse der Farbstoffpenetration im schmelzbegrenzten Kastenboden zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen (p=0,001). Die Reihenfolge der mittleren Ränge aus dem Kruskal-Wallis-H-Test war:

Gr.3(74,9)<Gr.4(75,6)<Gr.2(78,5)<Gr.5(83,4)<Gr.1(99,8)<Gr.6(112,4)

## 5.3.2 Dentinbegrenzter Kastenboden

| Gruppe | Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 0 | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 1 DCOR | 15 | 2 | 8 | 0 | 5 |
| 2 COIR | 19 | 5 | 2 | 0 | 6 |
| 3 COIV | 11 | 6 | 2 | 0 | 12 |
| 4 COIP | 23 | 1 | 0 | 0 | 8 |
| 5 CEIE | 17 | 5 | 0 | 0 | 1 |
| 6 CEIC | 15 | 5 | 4 | 0 | 0 |

*Tab. 5.8: Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen 0 bis 4 für jede Gruppe.*

*Beschreibung (siehe auch Material und Methode):*

*0: Keine marginale Undichtigkeit*

*1: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum ersten Drittel der Strecke zur axialen Wand aus.*

*2: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum zweiten Drittel der Strecke zur axialen Wand aus.*

*3: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis maximal zum Übergang zur axialen Wand, jedoch nicht bis auf die axiale Wand aus.*

*4: Dentinbegrenzter Kasten: Farbstoffpenetration dehnt sich bis in die axiale Wand aus.*

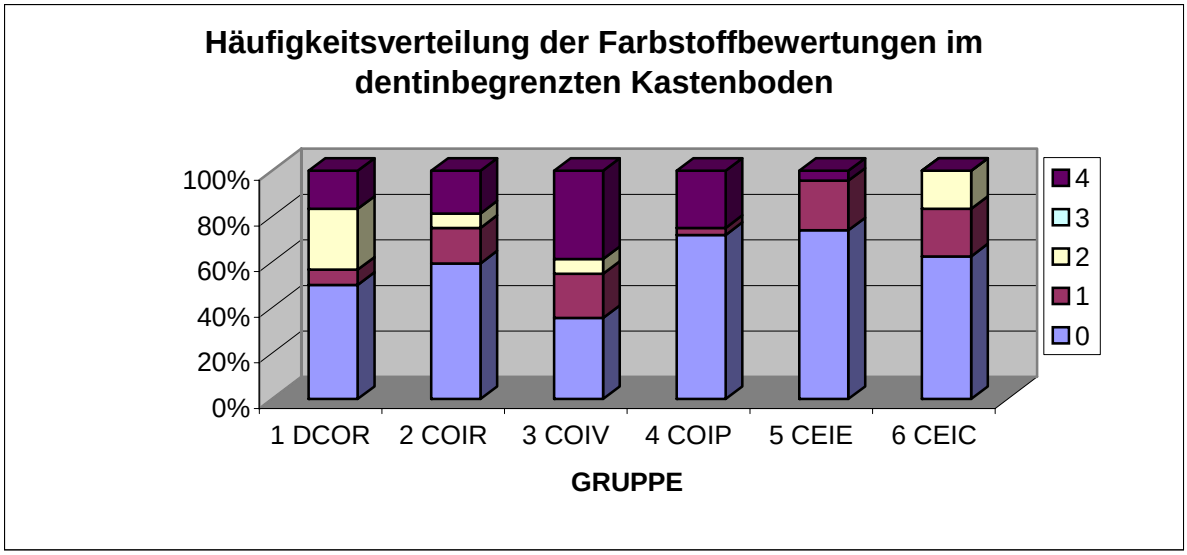



*Abb. 5.3: Häufigkeitsverteilung der Farbstoffbewertungen im dentinbegrenzten Kastenboden*

| Dentin | 1 DCOR | 2 COIR | 3 COIV | 4 COIP | 5 CEIE | 6 CEIC |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 DCOR | | | | | | |
| 2 COIR | n.s. | | | | | |
| 3 COIV | n.s. | signif. | | | | |
| 4 COIP | n.s. | n.s. | signif. | | | |
| 5 CEIE | signif. | n.s. | signif. | n.s. | | |
| 6 CEIC | n.s. | n.s. | signif. | n.s. | n.s. | |

*Tab. 5.9: Ergebnisse der multiplen paarweisen Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test mit adjustiertem Alpha-Niveau (signif. = statistisch signifikant, n.s. = nicht signifikant) im dentinbegrenzten Kasten.*

Die mit dem Kruskal-Wallis-H-Test durchgeführte statistische Analyse der Farbstoffpenetration im dentinbegrenzten Kastenboden zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Testgruppen (p=0,013). Die Reihenfolge der mittleren Ränge aus dem Kruskal-Wallis-H-Test war:

Gr.5(68,6)<Gr.6(77,1)<Gr.4(78,9)<Gr.2(85,2)<Gr.1(94,2)<Gr.3(108,8)

Beim Vergleich der Farbstoffpenetration im schmelz- bzw. dentinbegrenzten Kastenboden zeigt sich bei den Gruppen 2 und 3 eine signifikant niedrigere Penetration im Schmelz als im Dentin ($p<0,05$).

# 6 Diskussion

## 6.1 Untersuchungsgut

In-vitro-Untersuchungen müssen die klinische Situation so weit wie möglich imitieren, um eine Übertragbarkeit der Ergebnisse auf in-vivo-Verhältnisse innerhalb der Limitationen dieser Untersuchungen zu ermöglichen.

Neben Rinderzähnen (Frankenberger 1997, Kielbassa 1997, Nakamichi 1983, Retief 1991) sind frisch extrahierte humane Molaren für in-vitro-Studien geeignet (Mandras 1990, Retief 1991). Daher wurden für die vorliegende Studie frisch extrahierte menschliche Molaren als Untersuchungsgut verwendet, die maximal sechs Wochen in Ringerlösung mit 0,25% Natriumazid gelagert wurden.

In zahlreichen Studien konnte hinsichtlich der Lagerungszeit zwar kein signifikanter Einfluss auf die Haftfestigkeit zwischen Komposit und Dentin festgestellt werden (Pashley 1988, Rueggeberg 1991, Söderholm 1991, Williams 1988), aber die Zähne wurden trotzdem rasch nach der Präparation mit ihrer definitiven Restauration versorgt. Um unerwünschte Nebeneffekte zu vermeiden, die durch provisorische Befestigungs-zemente hervorgerufen werden könnten, wurde auf eine provisorische Versorgung verzichtet. Alle Zähne wurden innerhalb von 24h definitiv versorgt.

## 6.2 Präparation und Versorgung der Kaviäten

Für Kompositfüllungen und adhäsiv zu befestigende Inlays wird eine adhäsive Präparationsform empfohlen, da weder Retentions- noch Widerstandsformen benötigt werden. Dies gilt in Kombination mit der Säure-Ätz-Technik (Lüscher 1978).

Eine idealtypische minimalinvasive Adhäsivform kann unter klinischen Bedingungen oft nicht umgesetzt werden, da entweder die Ausdehnung der kariösen Läsion oder eine bereits bestehende Amalgamfüllung die Versorgung mit einer großen Klasse-II-Kavitätenform nötig machen (Brännström 1984). Die in dieser Versuchsreihe gewählte, standartisierte Kavitätenform entspricht nicht einer idealtypischen Kavität, sondern die in der klinischen Realität häufig anzutreffende Situation dreiflächiger, ausgedehnter Defekte, die teilweise bis in das Dentin reichen. Dies sind ungünstige Faktoren für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen, da mit dem Kavitätenvolumen auch die Polymerisationsschrumpfung und die thermische Expansion des Komposits ansteigen (Brännström 1984, Donly 1989, Iwase 1989).

Durch das inkrementelle Einbringen des Komposits und anschließendem Lichthärten wurde die Polymerisationsschrumpfung reduziert und eine Durchhärtung gewährleistet. Als Nachteil der Inkrementtechnik wird eine verminderte Adhäsion der einzelnen Schichten untereinander diskutiert, bedingt durch den Kontakt jeder Schicht zum Sauerstoff in der Luft (Hellwig 1991).

## 6.3. Quantitative Randanalyse

### 6.3.1. Mechanische und thermische Wechselbelastung

Auch wenn der Laborversuch die klinische Situation nur begrenzt nachempfinden kann, so stellt der von der Poliklinik für Zahnerhaltung, Universität München, entwickelte Kausimulator in Verbindung mit thermischer Wechselbelastung eine gute Möglichkeit dar, okklusale Belastungen unter realitätsnahen Bedingungen zu simulieren. Temperaturwechselbelastungen sind, im Gegensatz zur alleinigen Wasserlagerung, wissenschaftlich als künstliche Alterungsmethode anerkannt (Crim 1985, Iwase 1989). Die auf einen einzelnen Zahn wirkende Kaukraft beim Kauen auf Nahrung konnte mittels eines Dehnstreifens auf ca. 50 N bestimmt werden (Krejci 1990). Die Proben wurden deshalb in einzelnen, mit destilliertem Wasser gefluteten Kammern 50000 mal mit einer Kraft von 50N und einer Frequenz von 1Hz belastet. Um Spitzenbelastungen, ähnlich dem dento-alveolären Ligament, abfedern zu können, wurden die Proben auf einen Hartgummisockel montiert (Kunzelmann 1996). Die Antagonisten waren aus Steatit gefertigte Kugeln, die bezüglich Abrasionsverhalten, Härte und mechanischen Eigenschaften dem Zahnschmelz vergleichbar sind (Fang 1993, Kunzelmann 1996).

Durch die repetitiv eingeleitete Kaukraft von okklusal her kommt es zur Verformung der Restauration, in Abhängigkeit vom Elastizitätsmodul des Materials. Eine über einen längeren Zeitraum wiederholt einwirkende elastische Verformung führt zu unterschiedlichen Ermüdungserscheinungen, zum einen am Übergang Füllung-Zahnhartsubstanz, zum anderen am Übergang Inlay-Zement bzw.

Zement-Zahnhartsubstanz. Dieses mechanische Testverfahren belastet den Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial und kann so zum Versagen der Adhäsion führen (Feilzer 1996). Somit können aussagekräftige Informationen bezüglich der Belastbarkeit der verschiedenen Materialien gewonnen werden.

Auch das Einwirken von kalten und heißen Speisen und Getränken sollte simuliert werden. Durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungs-koeffizienten kann auch hierbei der Verbund zur Zahnhartsubstanz qualitative Einbußen erleiden. Temperaturwechselbelastungen sind als realistische und kritische Beurteilungsmethode anerkannt (Crim 1985, Iwase 1989, Roulet 1987). Zur Simulation der Thermowechselbelastung im Mund wurden die Proben während 2000 Zyklen einer Temperaturdifferenz von 50°C ausgesetzt. Die Verweildauer in 5°C kaltem bzw. 55°C warmem Wasser betrug jeweils 30sec. Dazwischen wurde eine Verweildauer bei Raumtemperatur von 10sec eingehalten (Bird 1996, Bounds 1996, Cho 1996, Haller 1996).

### 6.3.2. REM-Analyse

Die Abdichtung des Pulpa-Dentin-Systems ist mitbestimmend für den Langzeiterfolg einer zahnärztlichen Restauration. Die REM-Untersuchung ermöglicht eine qantitative Erfassung der marginalen Adaptation und damit der Randqualität. Daher wird die rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Randschlussmorphologie mittlerweile als Standarttest der meisten In-vitro- und In-vivo-Studien durchgeführt (Brandenstein 1997, Frankenberger 1996a, Frankenberger 1996b, Mehl 1996).

In der vorliegenden Studie wurden die Grenzflächen Füllungsmaterial/Zahnhartsubstanz, Zement/Zahnhartsubstanz und Inlay/Zement jeweils abschnittsweise getrennt auf die folgenden Kriterien hin geprüft: Perfekter Rand, Randspalt, Quellung und Artefakt. Bei der statistischen Auswertung wurden nur die ersten drei Kriterien erfasst, da diese für eine Qualitätsbeschreibung der Randmorphologie ausreichen.
Die Beurteilung der Randmorphologie mittels aus Epoxidharz erstellten Replika bringt eine Reihe von Vorteilen mit sich:
Die Beurteilung der Replika belastet die Proben selbst nicht, es entstehen keine Artefakte durch Trocknung der Proben, eine mehrmalige Beurteilung der Proben nach verschiedenen Zustandsänderung ist möglich und der Einsatz bei In-vivo-Studien ist möglich. Aus diesen Gründen und der Tatsache, dass die Proben auch noch einem Farbstoffpenetrationstest unterzogen werden sollten, wurde dieser Methode der Vorzug gegeben.
Mit Hilfe einer Analysesoftware, welche die vom REM dargestellte Oberfläche vermessen und in vom Benutzer frei benennbare Teilabschnitte einteilen kann, ist eine Quantifizierung der Ergebnisse und somit eine statistische Auswertung möglich.

### 6.3.3. Einfluss des Restaurationsmaterials

Bei der erfolgreichen Versorgung von Defekten der Zahnhartsubstanz spielen verschiedene Faktoren eine große Rolle. So galt es auch abzuklären, ob unterschiedliche Ergebnisse im Randspaltverhalten auf unterschiedliche Inlay- bzw. Füllungsmaterialien zurückzuführen sind.
Beim Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Schmelz im schmelzbegrenzten Kasten wiesen

lediglich die Kompositinlays der Gruppe 4 einen erhöhten Anteil an Randspalt auf, während die Kompositinlays aus den anderen Gruppen sogar weniger Randspaltbildung als die Keramikinlays der Gruppe 6 zeigten.

Bei dem Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im schmelzbegrenzten Kasten zeigten die Keramikinlays der Gruppe 5 eine erhöhte Randspaltbildung, während die Keramikinlays der Gruppe 6 einen den Kompositinlays der Gruppen 2 bis 4 entsprechenden Anteil an Randspalt aufwiesen.

Die Randspaltbildung zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten (Dentinanteil) war bei den Keramikinlays der Gruppen 5 und 6 zwar geringer als bei den direkten Kompositfüllungen der Gruppe 1 sowie den Kompositinlays der Gruppen 3 und 4, jedoch sogar noch etwas höher als bei den Kompositinlays der Gruppe 2.

Die Keramikinlays der Gruppe 5 wiesen beim Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay im dentinbegrenzten Kasten einen höheren Anteil an Randspaltbildung als die anderen Gruppen auf. Dies könnte auf eine schlechtere Passgenauigkeit zurückzuführen sein, verursacht durch unterschiedliche Spacerdicken oder aber das notwendige Abstrahlen von Einbettmasseresten.

Bei dieser Studie konnte weder im Schmelz- noch im Dentinbereich ein alle Gruppen betreffender, signifikanter Unterschied der Randqualität festgestellt werden, der ausschließlich auf das Restaurationsmaterial (Komposit oder Keramik) zurückzuführen ist.

Bei der Wahl zwischen Keramik oder Komposit als Restaurationsmaterial bzw. deren Verarbeitung (z.B. additiv oder subtraktiv) sollten aber einige Gesichtspunkte beachtet werden.

Es ist eine möglichst gute Passgenauigkeit zu erreichen. Sie hat einen deutlichen Einfluss auf den Verschleiß des Befestigungskomposits, der nicht nur eine Folge mechanischer Abrasion ist, sondern auch der Hydrolyse unterliegt (Touati 2001). In einer 4-Jahres-Nachuntersuchung wurde gezeigt, dass der Median des Substanzverlustes entlang der Befestigungskompositfuge mit der Zeit von 40% nach einem Jahr, auf bis zu 71% nach 4 Jahren zunimmt (Friedl 1997). Je besser also die Passgenauigkeit, desto geringer ist der Verschleiß des Befestigungszements.
Bei der Wahl von Komposit als Restaurationsmaterial sollte darauf geachtet werden, dass der Labor-Kompositkunststoff für Inlays folgende Eigenschaften aufweist (Touati 2001):

- Feinteilhybrid mit über 70 Gew.-% Fülleranteil
- Elastizitätsmodul über 8000 MPa
- Biegefestigkeit über 120 MPa
- Druckfestigkeit über 350 MPa

MANHART (Manhart 1997) zeigte in einer Finite Elemente Analyse, dass die Spannungen sich bei okklusaler Krafteinleitung auf eine mod-Restauration ziemlich genau entlang der senkrechten oralen und vestibulären Kavitätenwände in Richtung Schmelz-Zement-Grenze und Pulpadach verteilen. Da die Kräfte bei Inlays unter anderem vom Befestigungszement aufgefangen werden müssen, ist es erstrebenswert, dass sich die Kräfte hier gleichmäßig auf die gesamte Fläche verteilen, so dass es nicht zu lokalen Überlastungen kommt. Keramikinlays sind aufgrund ihrer Materialeigenschaften wesentlich widerstandsfähiger gegen Verformung als Kompositinlays und tragen deshalb auch zu einer gleichmässigeren Verteilung der einwirkenden Kräfte bei.

### 6.3.4. Einfluss der Befestigungsmaterialien

Der Einfluss der Befestigungsmaterialien ist bedeutend. Im schmelzbegrenzten Bereich bestätigen die Kompositfüllungen und alle Befestigungszemente sowie die dazu gehörenden Dentin-Bonding-Agents ihre Eignung mit über 90% Anteil an perfekten Rändern. Im worst-case-Bereich, dem Dentinanteil des dentinbegrenzten Kasten, weisen die mit RelyX ARC© befestigten Komposit- bzw. Keramikinlays aber eindeutig den höchsten Anteil an perfektem Rand auf.

Die Haftkraft von Befestigungsmaterialien am Dentin ist stark abhängig von der Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz. Ohne eine gute Konditionierung des Dentins mit einem geeigneten Adhäsivsystem ist der Verbund nur unzureichend (Lang 1995). Dentinadhäsivsysteme kompensieren die Polymerisationskontraktion der Komposite größtenteils und erzielen so einen initial guten Randschluss am Dentin (Haller 1995).

Von Seiten der Hersteller gibt es unterschiedliche Anweisungen, was das separate Lichthärten des Bonding Agents betrifft. Teilweise wird empfohlen, nach dem Auftragen des Bondings separat zu polymerisieren, was allerdings häufig etwas zu Lasten der Passgenauigkeit der Restauration geht (Frankenberger 1998). Da die Firma 3M ESPE anweist, das Dentinadhäsivsystem SCOTCHBOND 1© nach dem Auftragen separat zu polymerisieren, könnte genau hier eine Erklärung dafür liegen, dass die mit RelyX ARC© befestigten Komposit- bzw. Keramikinlays im worst-case-Bereich eindeutig den höchsten Anteil an perfektem Rand aufweisen.

Dies könnte auch erklären, warum in diesem Bereich sogar Gruppe 1 (Kompositfüllungen) besser abschneidet, als die Kompositinlays der Gruppen 3 und 4.

Bei den mit SCOTCHBOND 1© konditionierten Restaurationen tritt auch das Quellungsphänomen deutlich seltener auf (Gruppe 1, 2, 5 und 6).
Das Auftreten erhöhter Randspaltbildung der Gruppen 3 und 4 kann auch nicht dadurch relativiert werden, dass ein Restaurationskomposit eines anderen Herstellers verwendet wurde, denn der Übergang Inlay-Zement weist bei diesen beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede in der Qualität zu den anderen Gruppen auf.
Da ein Dentinadhäsiv die durch die Polymerisation verursachten Kräfte auffangen soll, muss es dazu erst selbst eine ausreichende Verbindung zum Dentin aufweisen. Im unpolymerisierten Zustand ist dies aber nicht gegeben. Es wäre somit einmal gesondert zu evaluieren, ob die Testergebnisse der Gruppen 3 und 4 besser wären, wenn der Hersteller auch die separate Polymerisation des Bondings empfehlen würde.
Mehrere Studien haben bereits gezeigt, dass Dentinadhäsive der 3. Generation (z.B. SYNTAC©) oder 4. Generation (z.B. ALL-BOND 2©) nach wie vor den Einflaschensystemen der 5. Generation (z.B. PRIME&BOND©, SYNTAC SINGLE COMPONENT©, SCOTCHBOND 1©) hinsichtlich der Haftung und Beständigkeit überlegen sind (Frankenberger 1996a, Frankenberger 1998). FRANKENBERGER wies in mehreren Studien dem Dentinadhäsiv SYNTAC© eine signifikant bessere Haftung am Dentin nach, als dem Einflaschenadhäsiv SYNTAC SINGLE COMPONENT©. Es ist also anzunehmen, dass die Hersteller in diesem Fall die Weiterentwicklung zwar zugunsten des Handlings, jedoch zum Nachteil der mechanischen Eigenschaften betrieben haben. Somit kann man nicht zweifelsfrei davon ausgehen, dass die mit SCOTCHBOND 1© behandelten Kavitäten nur deshalb besser abschneiden, weil SCOTCHBOND 1© ein Dentinadhäsiv neuerer Generation ist.

### 6.3.5. Einfluss der Lage der Präparationsgrenze

Die marginale Adaptation zwischen Füllung bzw. Zement und Zahnhartsubstanz ist im Dentinbereich für die Gruppen 1, 3 und 4 mit signifikant mehr Randspalt und weniger Anteil an perfektem Rand verbunden, als im Schmelzbereich.
Die Gruppen 2, 5 und 6 weisen zwar für diesen Übergang ebenfalls einen höheren Anteil an Randspaltbildung als im Schmelz auf, dieser ist allerdings deutlich geringer als bei den Gruppen 1, 3 und 4 und statistisch nicht signifikant.
Die erhöhte Randspaltbildung der Gruppe 1 im Dentin könnte darauf zurückgeführt werden, dass trotz Verwendung der Inkrementtechnik, die negativen Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung das Haftpotential des Adhäsivs zum Dentin überschreiten, wohingegen der Verbund zum Schmelz ausreichend ist. Bei den Gruppen 1 und 2 wird jeweils das selbe Adhäsivsystem und das selbe Restaurationsmaterial verwendet. Sie unterscheiden sich dadurch, dass bei Gruppe 2 das Restaurationsmaterial bereits vor dem Befestigen auspolymerisiert worden ist. Dies führt dazu, dass Gruppe 2 im Dentinbereich deutlich weniger Randspaltbildung aufweist, als Gruppe 1.
Der höhere Anteil an Randspaltbildung am Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten der Gruppen 3 und 4 könnte auf eine schlechtere Haftung des jeweiligen Dentin-Bonding-Agents (DBA) zurückzuführen sein, da die mit SCOTCHBOND 1© konditionierten Gruppen 2, 5 und 6 hier wesentlich bessere Ergebnisse erzielen.
Somit kann also angenommen werden, dass die marginale Adaptation an dentinbegrenzte Kavitätenränder wesentlich mehr vom verwendeten Material und dessen Verarbeitung abhängt, als im Schmelzbereich.

### 6.3.6. Schlussfolgerung

Aus der REM-Analyse wird deutlich, dass die Qualität der marginalen Adaptation im Dentinbereich im Wesentlichen durch das verwendete Befestigungsmaterial und dessen Verarbeitung bestimmt wird. Eine genaue Abstimmung der verwendeten Dentinadhäsive und des Verarbeitungsverfahrens ist dabei notwendig. Ist auch nur ein Verarbeitungsschritt nicht korrekt, so hat dies direkte Auswirkungen auf die Qualität der Versorgung.

In tiefen approximalen Kavitäten muss vor allem der zervikale Restaurationsrand als besonders kritischer Bereich bezeichnet werden. Die marginale Randadaptation im Dentinbereich zwischen Füllung bzw. Zement und Dentin zeigt dabei teilweise signifikant schlechtere Ergebnisse als in schmelzbegrenzten Bereichen.

Eine durchwegs perfekte marginale Adaptation kann allerdings mit keinem der getesteten Materialien erreicht werden.

Eine untergeordnetere Rolle spielt die Art der Restauration bzw. das Restaurationsmaterial selbst, wobei beachtet werden muss, dass das Legen der direkten Füllungen (Gruppe 1) unter absolut perfekten Bedingungen statt fand, die in der Praxis nur unter großem Aufwand erreicht werden können.

## 6.4. Farbstoffpenetration

Um die Verbundfestigkeit und Randabdichtung der Restaurationen nicht nur oberflächlich, sondern auch in die Tiefe gehend bewerten zu können, wurden die Zähne nach thermomechanischer Wechselbelastung einem Farbstoffpenetrationstest unterzogen. Die Eindringtiefe der

Penetrationsflüssigkeit wurde direkt nach dem Anfertigen der Sägeschnitte beurteilt.

Vergleicht man die Reihenfolge der mittleren Ränge aus dem H-Test für Schmelz und Dentin, so fällt auf, dass die Kompositfüllungen (Gruppe 1) jeweils den vorletzten Rang belegen. Dies ist, wie auch schon das mittelmäßige Abschneiden bei der REM-Analyse, durch die vergleichsweise wesentlich höhere Polymerisationsschrumpfung beim Legen von Kompositfüllungen, im Vergleich zu Inlays, zu erklären, da bei den Inlays nur noch der Befestigungszement selbst polymerisationsbedingt schrumpft .

Vergleicht man innerhalb der einzelnen Testgruppen zwischen Schmelz- und Dentinbereich mit dem Mann-Whitney-U-Test, so zeigen sich für Gruppe 2 und Gruppe 3 signifikant weniger Undichtigkeiten im Schmelz als im Vergleich zum Dentin ($p<0,05$).

Die teilweise stark von der REM-Auswertung abweichenden Farbstoffpenetrationswerte könnten auf Quellung des Materials während der Wasserlagerung zurückzuführen sein, die zunächst eine scheinbare Verbesserung des Randschlusses bewirkt, die Haftung an der Zahnhartsubstanz jedoch eher schwächt (Kielbassa 1999, Lang 2000, Tinschert 1997). Dies zeigt auch eindrücklich, dass eine REM-Auswertung auf jeden Fall mit einem Farbstoffpenetrationstest einhergehen sollte. Die klinische Relevanz eines Farbstoff-penetrationstest ohne parallele REM-Auswertung hingegen ist fraglich, denn wenn man davon ausgeht, dass das Eindringen von Bakterien den klinisch entscheidenden Faktor der Undichtigkeit darstellt, so ist zu berücksichtigen, dass Farbstoffmoleküle einen Durchmesser von ca. 10nm besitzen, Bakterien dagegen um drei Zehnerpotenzen größer sind. Aus diesem Grund besagt das Vorhandensein von eingedrungenem

Farbstoff alleine nicht unbedingt eine marginale Undichtigkeit, die dem Eindringen von Bakterien dienen kann.

# 7 Zusammenfassung

Infolge steigender Ansprüche der Patienten auf mehr Ästhetik und bioverträgliche Materialien müssen zahnärztliche Füllungsmaterialien und Behandlungsmethoden stetig weiterentwickelt werden. Als Amalgamalternative denkbar sind plastische Kompositfüllungen, sowie extraoral gefertigte Inlays aus Komposit bzw. Keramik.

Da nun für ein und dieselbe Kavität mehrere Versorgungsmöglichkeiten gegeben sind, gilt es abzuwägen, in wieweit man auch unter wirtschaftlichen Aspekten die jeweilige Form der Versorgung vertreten kann.

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Randqualität von Kompositfüllungen, Kompositinlays und Keramikinlays in gleich großen Klasse-II-Kavitäten in verschiedenen morphologischen Bereichen des Zahnes, sowie die Effektivität verschiedener Befestigungszemente nach künstlicher Alterung mittels eines Rasterelektronenmikroskops und eines Farbstoffpenetrationstests zu untersuchen.

Zur Erforschung dieser Problematik wurden 44 annähernd gleich große menschliche Molaren der zweiten Dentition zufällig auf sechs verschiedene Gruppen verteilt und mit Klasse-II-Kavitäten in mesiodistaler Richtung versehen, die auf der einen Seite 1-1,5mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze, auf der anderen Seite 1-1,5mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze endeten.

Die Kavitäten der Gruppe 1 (n=8) wurden mit plastischen Kompositfüllungen (FILTEK P60©) versehen, die Zähne der Gruppen 2, 3 und 4 (n=8) wurden mit Kompositinlays (FILTEK P60©) unter Verwendung verschiedener Befestigungszemente (RelyX ARC©, VARIOLINK II© und PANAVIA 21©) versorgt und die Kavitäten der

Gruppen 5 und 6 (n=6) wurden mit Keramikinlays restauriert (Gruppe 5 EMPRESS©, Gruppe 6 CEREC©, jeweils mit RelyX ARC© eingesetzt).
Zur Simulation klinischer Bedingungen wurden die Zähne nach Restauration, Ausarbeitung und Politur zunächst einer thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Hierbei wurden die Zähne für 30s in 5°C kaltes, dest. Wasser getaucht. Nach einer Abtropfzeit von 10s bei Raumtemperatur wurden sie für 30s in 55°C warmes dest. Wasser getaucht. Dieser Zyklus wurde 2000 mal wiederholt. Um anschliessend den Kauvorgang zu simulieren, wurden alle Zähne in einem Kausimulator belastet. Die Zähne wurden mit Komposite auf einem Prüfteller mit Hartgummipuffer befestigt. Nun wurden sie im Kausimulator so eingespannt, dass der Prüfkörper, eine Steatit-Kugel mit einem Durchmesser von 6mm, genau zentral okklusal auftreffen konnte. Die Zähne befanden sich auch während der Kausimulation ständig in dest. Wasser. Die Prüfkörper trafen mit einer Kraft F= 50N mit einer Kaufrequenz von 1Hz auf der Okklusalfläche auf. Es wurden 50000 Kauzyklen simuliert.
Die Auswertung der Replika, die nach der Belastung von den Zähnen per Abformung erstellt wurden, erfolgte im Rasterelektronenmikroskop nach den Kriterien der quantitativen Randanalyse.
Die marginale Adaptation der Restaurationen zum Schmelz wies nach künstlicher Alterung für alle Gruppen einen hohen Anteil an perfekten Rändern auf (91,8 bis 96,0%). Mit PANAVIA 21© eingesetzte Kompositinlays (Gruppe 4 COIP) wiesen signifikant mehr Randspalten auf (5,2%) als Kompositinlays welche mit RelyX ARC© (Gruppe 2 COIR; 1,1%) bzw. VARIOLINK II© (Gruppe 3 COIV; 0,8%) befestigt wurden. Sie wiesen auch signifikant mehr Randspalten als EMPRESS©-Inlays (Gruppe 5 CEIE; 0,8%) auf.

Am Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Dentin im dentinbegrenzten Kasten (Dentinanteil) zeigten Kompositinlays, welche mit RelyX ARC© (Gruppe 2 COIR) eingesetzt wurden, signifikant mehr perfekte Randabschnitte (88,2%) als Inlays, die mit VARIOLINK II© (Gruppe 3 COIV; 63,4%) und PANAVIA 21© (Gruppe 4 COIP; 64,1%) befestigt wurden und signifikant weniger Randspalten (6%) als Inlays, welche mit VARIOLINK II© (20,3%) zementiert wurden. Quellung konnte nur am Übergang zwischen Füllungsmaterial / Befestigungskomposit und Dentin diagnostiziert werden. PANAVIA 21© (15%) und VARIOLINK II© (11,9%) und die zugehörigen Bondingsysteme zeigten beträchtliche Anteile an Quellungsphänomenen, die signifikant höher waren als von RelyX ARC© und SCOTCHBOND 1© (max. 3,2%). Die Kompositinlays der Gruppe 2 und die Keramikinlays der Gruppen 5 und 6 wiesen bezüglich ihrer marginalen Adaptation zum Dentin keine signifikanten Unterschiede auf.

Einen großen Einfluss auf die Randqualität hatte die morphologische Lage des Kavitätenrandes. Am Übergang zwischen direkter Kompositfüllung bzw. Kompositzement und Zahnhartsubstanz waren im schmelzbegrenzten Bereich bei den Gruppen 1, 3 und 4 signifikant mehr Anteile an perfektem Rand sowie signifikant weniger Randspalten und Quellungen als im dentinbegrenzten Bereich festzustellen. Im selben Randbereich, allerdings am Übergang zwischen Kompositzement und adhäsivem Inlay, war im Gegensatz dazu kein signifikanter Unterschied festzustellen.

Der Farbstoffpenetrationstest zeigte für plastische Kompositfüllungen deutlich schlechtere Ergebnisse. Beim Vergleich der Farbstoffpenetration im schmelz- bzw. dentinbegrenzten Kastenboden zeigt sich bei den Gruppen 2 und 3 eine signifikant niedrigere Penetration im Schmelz als im Dentin.

# 8 Literaturverzeichnis

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

Bird 1996
BIRD J, TRIOLO P, SWIFT E
Effect of Protect Liner F on the performance of dental adhesive systems
J Dent Res 1996;75:395

Bott 1994
BOTT B, HANNIG M
Optimierung plastischer Kompositfüllungen durch Keramikinserts
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:917-920

Bounds 1996
BOUNDS S, TRIOLO P, SWIFT E
Effect of OptiBond FL on the performance of dental adhesive systems
J Dent Res 1996;75:395

Bowen 1965
BOWEN RL
Adhesive bonding of various materials to hard tissue. II. Bonding to dentin promoted by a surface active comonomer
J Dent Res 1965;44:895

Brännström 1984
BRÄNNSTRÖM M, TORSTENSEN B, NORDENVALL KJ
The initial gap around large composite restorations in vitro: The effect of etching enamel walls.
J Dent Res 1984;63:681-684

Brandenstein 1997
BRANDENSTEIN S
Der Einfluß von Dentinadhäsiven und unterschiedlichen viskösen Befestigungskompositen auf die marginale Adaptation von Keramikinlays im Dentin
Medizinische Dissertation, Universität Regensburg, 1997

Buonocore 1955:
BUONOCORE M G
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces
J Dent Res 1955;34:849-853

Cho 1996
CHO YG, SWIFT EJ
Effects of etching time on shear bond strengths to dentin
J Dent Res 1996;75:386

Crim 1985
CRIM GA, SWARTZ ML, PHILLIPS RW
Comparison of four thermocycling techniques
J Prosthet Dent 1985;53:50-53

Donly 1989
DONLY KJ, WILD TW, BOWEN RL, JENSEN ME
An in-vitro investigation of the effects of glass inserts on the effective composit resin polymerization shrinkage
J Dent Res 1989;68:1234-1237

Douvitsas 1991
DOUVITSAS G
Effect of cavity design on gap formation in class II composite resin restaurations
J Prosthet Dent 1991;65:475-479

Eames 1974:
EAMES WB, STRAIN JD, WEITMAN RT, WILLIAMS AK
Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restaurations
J Amer Dent Assoc 1974; 89;1111-1117

Edelhoff 1994:
EDELHOFF D
Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung
Medizinische Dissertation, Uni Aachen, D, 1994

Fang 1993
FANG H
Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen
Zahnmed Diss Erlangen 1993

Feilzer 1996
FEILZER AJ, SANDERS-TAVARES DA CUNHA MELLO F, DE GEE AJ, DAVIDSON CL
Influence of oxygen inhibition on the marginal integrity of a resin bonding system
J Dent Res 1996;75:24

Frankenberger 1996a
FRANKENBERGER R, KRÄMER N, SINDEL J
Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer
Dtsch Zahnärztl Z 1996;51:556

Frankenberger 1996b
FRANKENBERGER R, KRÄMER N, HAHN C, SINDEL J, PELKA M
Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo
Dtsch Zahnärztl Z 1996;51:591

Frankenberger 1997
FRANKENBERGER R, SINDEL J, KRÄMER N
Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikation die Schmelzhaftung?
Dtsch Zahnärztl Z 1997;52:202

Frankenberger 1998
FRANKENBERGER R, SINDEL J, KRÄMER N, PETSCHELT A
Dentinhaftung von Keramikinlays in simulierten Kavitäten
Dtsch Zahnärztl Z 1998;53:507

Frankenberger 2002
FRANKENBERGER R, PETSCHELT A
Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes
Dtsch Zahnärztl Z 2002;57:155-157

Friedl 1997
FRIEDL KH, HILLER KA, SCHMALZ G, BEY B
Clinical and quantitive marginal analysis of feldspathic ceramic inlays at 4 years
Clin Oral Invest 1997;1:163-168

Hahn 1992
HAHN R, LÖST C
Sonoerosive Fertigung keramischer Restaurationen
Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:734

Haller 1992
HALLER B
Aktueller Stand der Komposit-Dentinhaftung
Zahnärztl Mitteilungen 1992;86-97

Haller 1995
HALLER B, WINDSHEIMER U, HOFMANN N, KLAIBER B
Selektive Schmelzätzung oder Total Etching?
Dtsch Zahnärztl Z 1995;50:824-827

Haller 1996
HALLER B, TROJANSKI A, KLAIBER B
Marginal adaption of direct class-II composites using dentin adhesives
J Dent Res 1996;75:40

Heidemann 1999
HEIDEMANN 1999
Kariologie und Füllungstherapie
Praxis der Zahnheilkunde Bd. 2 1999;179-210

Hellwig 1991
HELLWIG E, KLIMEK J, ACHENBACH K
Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien
Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:270-273

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

Hickel 1997a
HICKEL R, KUNZELMANN KH
Keramikinlays und Veneers
Hanser Verlag, München, 1997:19-33

Hilton 1998
HILTON J, FERRACANE JL
Cavity preparation factors and microleakage of class-II composite restaurations filled at intraoral temperatures
Am J Dent 1998;11:123-130

Iwase 1989
IWASE H, MOMOI Y, ASANUMA A, YANAGISAWA K, KOHONO A
Marginal leakage of composite resin gradually increased with thermal cycling
J Dent Res 1989;68:923

Janda 1988
JANDA R
Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I-III)
Quintessenz 1988;39:1067-1073, 1243-1253, 1393-1398

Kappert 1996
KAPPERT HF
Dental Materials: New Ceramic Systems
Aus: Clinically Appropriate Alternatives to Amalgam: Biophysical Factors in Restorative Decision-Making
Transactions of the Academy of Dental Materials 1996;9:180

Kern 1994:
KERN M, THOMPSON VP
Beständigkeit des Kunststoff-Keramik-Verbundes
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:177

Kielbassa 1997
KIELBASSA AM, ATTIN T, WRBAS KTH, STOSSECK M, HELLWIG E
Der Einfluss der unterschiedlichen Verarbeitung des Haftvermittlers auf die Zughaftung von Glaskeramik auf Dentin
Dtsch Zahnärztl Z 1997;52:252

Kielbassa 1999
KIELBASSA AM, WRBAS KTH, SCHALLER HG, HELLWIG E
Die Haftung von Kompomeren auf unterschiedlich kontaminiertem Schmelz
Dtsch Zahnärztl Z 1999;54:202

Kölnsperger 1999
KÖLNSPERGER B, HANDEL G
Einfluß verschiedener Befestigungszemente auf die marginale Adaptation von IPS-EMPRESS-Inlays im Schmelz und Dentin vor und nach thermomechanischer Belastung
Medizinische Dissertation 1999:35

Kostka 1991
KOSTKA EC, NOACK MJ, BLUNCK U, ROULET JF
Einfluss von Dentinhaftmitteln auf den approximalen Randschluss keramischer Inlays
Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:615-617

Krejci 1986
KREJCI I, LUTZ F, OLDENBURG TR
Perfekt und belastungsresistent adaptierte Seitenzahnkompositfüllungen
Swiss Dent 1986;7:21-28

Krejci 1990
KREJCI I, REICH T, LUTZ F, ALBERTONI M
In-vitro Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme:
1. Computergesteuerter Kausimulator
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:953-960

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

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

Kullmann 1989
KULLMANN, W
Untersuchungen zum Verlauf der Polymerisationskontraktion von selbst- und lichthärtenden Kompositen
Dtsch Zahnärztl Z 1989;44:711-713

Kullmann 1990
KULLMANN, W
Atlas der Zahnerhaltung, München, Hanser Verlag 1990

Kunzelmann 1996
KUNZELMANN KH
Verschleissanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in-vivo und in-vitro
Med Habil München 1996

Lang 1995
LANG R
Einfluß verschiedener Dentinadhäsivsysteme auf die marginale Adaptation von Sinterkeramikinlays (Mirage II) nach thermo-mechanischer Belastung in vitro
Medizinische Dissertation, Universität Regensburg, 1995

Lang 2000
LANG R, ROSENTRITT M, BEHR M, HANDEL G
Randspaltverhalten von Keramikinlays bei Verwendung von modifizierten Glasionomer-, Kompomer- und Kompositzementen
Dtsch Zahnärztl Z 2000;55:540-543

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

Lüscher 1978
LÜSCHER B, LUTZ F, OCHSENBEIN H, MÜHLEMANN HR
Micoleakage and marginal adaption of composite resin restorations
J Prosthet Dent 1978;39:409-413

Lutz 1983
LUTZ F, PHILLIPS RW, ROULET JF, IMFELD T
Komposits – Klassifikation und Wertung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 1983; 93; 914-929

Lutz 1984
LUTZ F, PHILLIPS RW, ROULET JF, SETCOS JC
In vivo and in vitro wear of potential posterior composites
J Dent Res 1984;63:914-920

Lutz 1985
LUTZ F, MÖRMANN W, KREJCI I
Seitenzahnkomposite – Ja, Nein oder Jein?
Dtsch Zahnärztl Z 1985;40:892-896

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

Mandras 1990
MANDRAS RS, RUSSEL CM, DENYS FR
Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies
AM J Dent 1990;3:253

Manhart 1997
MANHART J
Marginale Adaptation von Klasse II Kompositfüllungen in Abhängigkeit von Kavitätengrösse, okklusaler Belastung und verschiedenen Dentinadhäsiven
Dissertation 1997;26,27,118

Marx 1996
MARX R, BIENIEK K
Vollkeramische Materialien für ästhetische und biokompatible Restaurationen Kap. 31
Aus: Innovationen für die Zahnheilkunde
Spitta Verlag GmbH Deutschland 1996

Marxkors 1993
MARXKORS R, MEINERS H
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde
Hanser Verlag 1993;161-164

Mehl 1996
MEHL A, GODESCHA P, KUNZELMANN KH, HICKEL R
Randspaltverhalten von Komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten
Dtsch Zahnärztl Z 1996;51:701

Meiners 1998
MEINERS H, LEHMANN KM
Klinische Materialkunde
Carl Hanser Verlag, München, D, 1998

Nakamichi 1983
NAKAMICHI I, IWAKU M, FUSAYAMA T
Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test
J Dent Res 1983;62:1076

Pashley 1988
PASHLEY EL, TOA L, MACKERT JR, PASHLEY DH
Comparison of in-vivo vs. in-vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth
J Dent Res 1988;67:467

Paul 1999
PAUL SJ, WELTER DA, GHAZI M, PASHLEY DH
Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength
Oper Dent 1999;24:181

Rateitschak 1998
RATEITSCHAK KH, WOLF HF
Farbatlas der Zahnmedizin 15. Ästhetische Zahnmedizin.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, D, 1998

Reed 1996
REED B, DICKENS B, DICKENS S, PARRY E
Volumetric contraction measured by a computer-controlled mercury dilatometer
J Dent Res 1996;75:290

Reinhardt 1991
REINHARDT KJ
Der Einfluss der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen
Dtsch Zahnärztl Z 1991;46:132-134

Retief 1991
RETIEF DH
Standardizing laboratory adhesion tests
Am J Dent 1991;4:231

Roulet 1987
ROULET JF
Degradation of Dental Polymers
Basel, Karger Verlag 1987

Roulet 1987a
ROULET JF
A materials scientist´s view: assessment of wear and marginal integrity
Quintess Int 1987;18:543-552

Roulet 1989
ROULET JF, HERDER S
Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten
Zahnärztl Mitteilungen 1989;79:908-913

Rueggeberg 1991
RUEGGEBERG FA
Substrate for adhesion testing to tooth structure – review of the literature
Dent Mater 1991;7:2

Schmalz 1994
SCHMALZ G, FEDERLIN M, GEURTSEN W
Sind Keramik-Inlays und -veneers wissenschaftlich anerkannt?
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:197

Schneider 1990
SCHNEIDER PE
Seitenzahn-Restauration mit Composite – 4jährige Erfahrungen aus der Praxis
Phillip J 1990;6:264-273

Schärer 2002
SCHÄRER P
Ein CAM-System zur Herstellung von Gerüsten aus Zirkonoxid
Zahnärztl Mitteilungen 2002;14:42-44

Söderholm 1991
Correlation of in-vivo and in-vitro performance of adhesive restorative materials. A report of the ASCMD 156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials
Dent Mater 1991;7:74

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

Tinschert 1997
TINSCHERT J, WILKE M, ESSER M, MARX R
Haftfestigkeit und hydrolytische Beständigkeit neuerer Dentinhaftvermittler
Dtsch Zahnärztl Z 1997;52:295

Touati 2001
TOUATI B, MIARA P, NATHANSON D
Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration
Urban & Fischer Verlag 2001;287ff

Van Meerbeek 1994
VAN MEERBEEK B, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G
Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate
Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:977-984

Van Meerbeek 1998
VAN MEERBEEK B, PERDIGAO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G
The clinical performance of adhesives
J Dent 1998;26:1

Williams 1988
WILLIAMS VD, LEARY JM, AQUILINO SA
The effect of storage time prior to composite placement and composite/dentin bond strength
J Dent Res 1988;67:379

# 9 Tabellarischer Anhang

## 9.1. Produkte und Chargennummern

| Hersteller | Produktname | Produktnr. | Chargennr. | Valid |
|---|---|---|---|---|
| 3M ESPE | FILTEK P60© | | 30998 | 03.09.2000 |
| 3M ESPE | RelyX ARC© (A1) | REF 3415A1 | AAAA 19981217 | 01.11.2000 |
| 3M ESPE | RelyX ARC© (A3) | REF 3415A3 | AAAA 19981217 | 01.11.2000 |
| 3M ESPE | SCOTCHBOND 1© Adhesive | | 8BR | |
| 3M ESPE | SCOTCHBOND© Etchant | | | |
| | | | | |
| VIVADENT | Total Etch© | | A26489 | 01.12.2000 |
| VIVADENT | VARIOLINK II© Catalyst | 548787 | A19100 | 01.03.2003 |
| VIVADENT | VARIOLINK II© Base | 548783 | A13911 | 01.12.2000 |
| VIVADENT | SYNTAC© Primer | | A21648 | 01.04.2000 |
| VIVADENT | SYNTAC © Adhesive | | A22699 | 01.04.2000 |
| VIVADENT | SYNTAC© Heliobond | | A20569 | 01.10.2003 |
| | | | | |
| KURARAY CO.,LTD. | PANAVIA 21© Paste | | 41119 (Packung) | 01.05.2000 |
| KURARAY CO.,LTD. | ED Primer© (Liquid A,B) | | keine einzelnen | 01.05.2000 |
| KURARAY CO.,LTD. | OXYGUARD II© | | Chargennummern | 01.05.2000 |
| KURARAY CO.,LTD. | PANAVIA© Etching Agent V | | bei Panavia | 01.05.2000 |
| | | | | |
| ERKODENT | Diemet-e© Epoxidkunststoff | 420 000 | 10299 | |
| | | | | |
| 3M ESPE | ESPE©-Sil Silanlösung | | 106 | 01.09.2001 |
| | | | | |
| VITA | CERAMICS ETCH© | | 5465 | 19.06.2000 |

*Tab. 9.1: Produkte und Chargennummern*

## 9.2. Messungsdatei

| | Bewertung im Schmelzbereich | | | | | Bewertung im Dentinbereich | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | **Perfekt** | **Randspalt** | **Quellung** | **Artefakt** | | **Perfekt** | **Randspalt** | **Quellung** | **Artefakt** |
| 1 | 14035 | 503 | 0 | 0 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 10448 | 363 | 381 | 597 | SDBK | 2609 | 1741 | 1539 | 0 |
| 2 | 13553 | 0 | 0 | 348 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2 | 13390 | 80 | 0 | 252 | SDBK | 4249 | 563 | 0 | 0 |
| 3 | 12246 | 372 | 0 | 0 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3 | 10198 | 38 | 661 | 751 | SDBK | 1982 | 1205 | 2400 | 0 |
| 4 | 9166 | 1011 | 0 | 792 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 4 | 11794 | 200 | 0 | 247 | SDBK | 4126 | 983 | 191 | 0 |
| 5 | 10834 | 419 | 0 | 747 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5 | 10675 | 400 | 0 | 307 | SDBK | 2394 | 951 | 1249 | 0 |
| 6 | 11330 | 0 | 0 | 1469 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6 | 7368 | 1025 | 0 | 605 | SDBK | 1146 | 1181 | 3340 | 0 |
| 7 | 9002 | 223 | 0 | 765 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7 | 10544 | 43 | 0 | 336 | SDBK | 4232 | 359 | 505 | 593 |
| 8 | 15027 | 292 | 0 | 325 | SBK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8 | 13314 | 0 | 0 | 729 | SDBK | 3532 | 813 | 1235 | 0 |
| 9 | 15208 | 0 | 0 | 255 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9 | 14870 | 0 | 0 | 331 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9 | 11116 | 82 | 0 | 452 | SDBK,ZK | 8387 | 120 | 0 | 141 |
| 9 | 10934 | 44 | 0 | 403 | SDBK,KI | 7967 | 130 | 0 | 100 |
| 10 | 13633 | 208 | 0 | 569 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 10 | 13843 | 120 | 0 | 99 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 10 | 9688 | 260 | 0 | 199 | SDBK,ZK | 6499 | 0 | 0 | 292 |
| 10 | 9851 | 68 | 0 | 136 | SDBK,KI | 6789 | 0 | 0 | 192 |
| 11 | 14513 | 0 | 0 | 628 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 11 | 14103 | 0 | 0 | 543 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 11 | 11114 | 0 | 0 | 917 | SDBK,ZK | 6580 | 269 | 0 | 0 |
| 11 | 10811 | 0 | 0 | 871 | SDBK,KI | 6901 | 0 | 0 | 0 |
| 12 | 11651 | 613 | 0 | 435 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 12 | 12752 | 0 | 0 | 254 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 12 | Fehler | | | | SDBK,ZK | | | | |
| 12 | Fehler | | | | SDBK,KI | | | | |
| 13 | 10285 | 0 | 0 | 1341 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 13 | 10841 | 0 | 0 | 544 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 13 | 10509 | 140 | 0 | 738 | SDBK,ZK | 6742 | 0 | 167 | 205 |
| 13 | 10712 | 0 | 0 | 995 | SDBK,KI | 6922 | 0 | 0 | 395 |
| 14 | 12073 | 223 | 0 | 98 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |

| | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 14 | 12588 | 0 | 0 | 114 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 14 | 10624 | 161 | 0 | 3126 | SDBK,ZK | 6413 | 150 | 0 | 624 |
| 14 | 12232 | 52 | 0 | 1126 | SDBK,KI | 6710 | 0 | 0 | 322 |
| 15 | 12003 | 131 | 145 | 154 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 15 | 12113 | 0 | 0 | 133 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 15 | 8515 | 280 | 0 | 529 | SDBK,ZK | 6675 | 129 | 0 | 0 |
| 15 | 8677 | 0 | 0 | 312 | SDBK,KI | 6798 | 0 | 0 | 0 |
| 16 | 8940 | 0 | 0 | 3035 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 16 | 9122 | 0 | 0 | 2855 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 16 | 6906 | 720 | 0 | 1871 | SDBK,ZK | 2708 | 1899 | 479 | 725 |
| 16 | 7746 | 0 | 0 | 1656 | SDBK,KI | 3918 | 254 | 178 | 922 |
| 17 | 13498 | 382 | 0 | 320 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 17 | 13888 | 0 | 0 | 225 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 17 | 9040 | 0 | 0 | 734 | SDBK,ZK | 5479 | 1161 | 940 | 883 |
| 17 | 9141 | 0 | 0 | 467 | SDBK,KI | 6329 | 566 | 746 | 786 |
| 18 | 14583 | 0 | 0 | 1628 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 18 | 14765 | 0 | 0 | 1428 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 18 | 11918 | 255 | 0 | 170 | SDBK,ZK | 5549 | 733 | 0 | 167 |
| 18 | 11777 | 120 | 0 | 170 | SDBK,KI | 5634 | 322 | 0 | 175 |
| 19 | 9614 | 0 | 0 | 4183 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 19 | 9887 | 0 | 0 | 4033 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 19 | 8937 | 0 | 0 | 312 | SDBK,ZK | 4048 | 325 | 1243 | 1860 |
| 19 | 8799 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 5558 | 0 | 0 | 1755 |
| 20 | 12764 | 499 | 0 | 969 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 20 | 12446 | 0 | 0 | 212 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 20 | 12368 | 183 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 3200 | 1073 | 1147 | 282 |
| 20 | 12211 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 5222 | 353 | 230 | 279 |
| 21 | 13774 | 0 | 0 | 0 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 21 | 13998 | 0 | 0 | 0 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 21 | 9136 | 1544 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 3557 | 1981 | 801 | 350 |
| 21 | 10598 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 5322 | 0 | 713 | 250 |
| 22 | 13332 | 0 | 0 | 1418 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 22 | 13976 | 0 | 0 | 788 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 22 | Fehler | | | | SDBK,ZK | | | | |
| 22 | Fehler | | | | SDBK,KI | | | | |
| 23 | 11132 | 0 | 0 | 365 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 23 | 11544 | 0 | 0 | 423 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 23 | 9912 | 0 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 5513 | 528 | 0 | 96 |
| 23 | 10009 | 0 | 0 | 56 | SDBK,KI | 5919 | 0 | 0 | 296 |
| 24 | 11811 | 0 | 0 | 118 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 24 | 12005 | 0 | 0 | 89 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 24 | 10966 | 0 | 521 | 556 | SDBK,ZK | 2058 | 1802 | 1207 | 112 |
| 24 | 11196 | 0 | 476 | 455 | SDBK,KI | 4115 | 155 | 745 | 215 |

| | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 25 | 10335 | 639 | 0 | 403 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 25 | 10966 | 276 | 0 | 330 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 25 | 9798 | 0 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 6057 | 769 | 0 | 289 |
| 25 | 9558 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 6457 | 293 | 0 | 303 |
| 26 | 10716 | 1009 | 0 | 893 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 26 | 11291 | 507 | 0 | 696 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 26 | 8698 | 751 | 0 | 190 | SDBK,ZK | 3539 | 179 | 1295 | 160 |
| 26 | 8999 | 158 | 0 | 190 | SDBK,KI | 3539 | 179 | 1295 | 160 |
| 27 | 12675 | 546 | 0 | 387 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 27 | 12902 | 346 | 0 | 365 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 27 | 8592 | 1214 | 0 | 486 | SDBK,ZK | 5645 | 859 | 740 | 133 |
| 27 | 10072 | 0 | 0 | 389 | SDBK,KI | 7153 | 129 | 0 | 159 |
| 28 | 14503 | 0 | 0 | 78 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 28 | 14395 | 0 | 0 | 0 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 28 | 10471 | 0 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 3485 | 874 | 1162 | 0 |
| 28 | 10003 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 5233 | 0 | 0 | 0 |
| 29 | 13917 | 0 | 0 | 519 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 29 | 14019 | 0 | 0 | 229 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 29 | 10687 | 0 | 569 | 140 | SDBK,ZK | 5663 | 364 | 1468 | 263 |
| 29 | 11098 | 0 | 0 | 164 | SDBK,KI | 5663 | 364 | 1468 | 263 |
| 30 | 11881 | 841 | 0 | 407 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 30 | 12678 | 0 | 0 | 379 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 30 | 11818 | 0 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 1943 | 1256 | 2402 | 119 |
| 30 | 11456 | 0 | 0 | 60 | SDBK,KI | 4546 | 221 | 0 | 177 |
| 31 | Fehler | | | | SBK,ZK | | | | |
| 31 | Fehler | | | | SBK,KI | | | | |
| 31 | 11567 | 420 | 0 | 124 | SDBK,ZK | 5352 | 0 | 0 | 160 |
| 31 | 11669 | 0 | 0 | 124 | SDBK,KI | 5222 | 0 | 0 | 165 |
| 32 | 12636 | 937 | 0 | 633 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 32 | 13446 | 0 | 0 | 453 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 32 | 11565 | 220 | 0 | 1610 | SDBK,ZK | 3785 | 1020 | 1412 | 602 |
| 32 | 11975 | 0 | 0 | 1118 | SDBK,KI | 6185 | 90 | 0 | 612 |
| 33 | 11550 | 0 | 0 | 3468 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 33 | 12621 | 0 | 0 | 2376 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 33 | 7725 | 0 | 0 | 1531 | SDBK,ZK | 3990 | 505 | 0 | 1247 |
| 33 | 9232 | 0 | 0 | 321 | SDBK,KI | 4289 | 367 | 0 | 1137 |
| 34 | 11543 | 0 | 0 | 199 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 34 | 11303 | 1467 | 0 | 219 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 34 | 10666 | 0 | 0 | 312 | SDBK,ZK | 6133 | 20 | 0 | 69 |
| 34 | 10306 | 0 | 0 | 201 | SDBK,KI | 4932 | 1232 | 0 | 148 |
| 35 | 7572 | 0 | 0 | 5026 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 35 | 7757 | 0 | 0 | 4992 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 35 | 9001 | 0 | 0 | 902 | SDBK,ZK | 3421 | 0 | 0 | 3023 |

| | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 35 | 8955 | 0 | 0 | 820 | SDBK,KI | 3242 | 0 | 0 | 3109 |
| 36 | 12408 | 76 | 0 | 567 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 36 | 12250 | 729 | 0 | 601 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 36 | 10411 | 0 | 0 | 0 | SDBK,ZK | 3878 | 847 | 0 | 120 |
| 36 | 10235 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 2474 | 2075 | 286 | 133 |
| 37 | 11775 | 337 | 0 | 2099 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 37 | 11287 | 576 | 0 | 2175 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 37 | 9991 | 0 | 0 | 1054 | SDBK,ZK | 5256 | 998 | 0 | 571 |
| 37 | 9834 | 0 | 0 | 1123 | SDBK,KI | 4573 | 149 | 0 | 601 |
| 38 | 10065 | 262 | 0 | 3183 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 38 | 10445 | 312 | 0 | 2933 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 38 | 8207 | 0 | 0 | 976 | SDBK,ZK | 5187 | 0 | 0 | 337 |
| 38 | 8178 | 0 | 0 | 956 | SDBK,KI | 5448 | 0 | 0 | 98 |
| 39 | 8148 | 0 | 0 | 121 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 39 | 8224 | 0 | 0 | 91 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 39 | 9583 | 0 | 0 | 420 | SDBK,ZK | 4055 | 789 | 0 | 211 |
| 39 | 8045 | 0 | 0 | 2164 | SDBK,KI | 4354 | 698 | 0 | 623 |
| 40 | 8665 | 302 | 0 | 3749 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 40 | 8825 | 176 | 0 | 3556 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 40 | 6196 | 0 | 0 | 4883 | SDBK,ZK | 4886 | 192 | 0 | 0 |
| 40 | 6239 | 0 | 0 | 4189 | SDBK,KI | 4701 | 134 | 0 | 0 |
| 41 | 10092 | 1231 | 0 | 0 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 41 | 10229 | 987 | 0 | 120 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 41 | Fehler | | | | SDBK,ZK | | | | |
| 41 | Fehler | | | | SDBK,KI | | | | |
| 42 | 7338 | 0 | 0 | 1702 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 42 | 7123 | 0 | 0 | 1634 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 42 | 9379 | 0 | 0 | 188 | SDBK,ZK | 4315 | 0 | 132 | 0 |
| 42 | 9127 | 0 | 0 | 165 | SDBK,KI | 4435 | 0 | 159 | 0 |
| 43 | 9945 | 0 | 0 | 261 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 43 | 10100 | 0 | 0 | 161 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 43 | 8944 | 455 | 0 | 630 | SDBK,ZK | 2510 | 883 | 0 | 2165 |
| 43 | 10099 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 4528 | 0 | 0 | 1943 |
| 44 | 9410 | 0 | 0 | 889 | SBK,ZK | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 44 | 9921 | 0 | 0 | 345 | SBK,KI | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 44 | 7195 | 636 | 0 | 528 | SDBK,ZK | 2391 | 198 | 775 | 2550 |
| 44 | 8565 | 0 | 0 | 0 | SDBK,KI | 5121 | 0 | 0 | 466 |

Tab. 9.2: Messungsdatei

SBK **S**chmelz**b**egrenzter **K**asten; SDBK **S**chmelz- und **d**entin**b**egrenzter **K**asten

ZK Interface **Z**ahn – **K**lebstoff

KI Interface **Z**ahn – **I**nlay

# 10 Danksagung

PD Dr. Jürgen Manhart danke ich für die Überlassung des Themas, die tatkräftige Unterstützung bei der praktischen Arbeit, seine rundum gute Betreuung sowie die sorgfältige Korrektur und Beratung beim Verfassen des schriftlichen Teils.

Herrn Dipl.-Ing. Thomas Obermaier möchte ich für die stete Hilfe bei Problemen mit dem REM danken.

Meinen Eltern, Dr. Hans-Helmut Schmidt (Zahnarzt) und Dr. Gerhild Schmidt (Zahnärztin), danke ich herzlich für die tatkräftige Unterstützung vor und während des Studiums.

Meiner Frau Mara und meinem Bruder Benjamin danke ich ebenfalls für ihre Unterstützung und Geduld.

# 11 Lebenslauf

| | | |
|---|---|---|
| Name: | | Marc G. Schmidt |
| Geburtsdatum: | | 9. Oktober 1973 |
| in: | | Luzern (Schweiz) |
| Staatsangehörigkeit: | | deutsch |
| | | |
| Vater: | | Dr. Hans-Helmut Schmidt (Zahnarzt) |
| Mutter: | | Dr. Gerhild Schmidt geb. Stuffler (Zahnärztin) |
| Geschwister: | | Benjamin Schmidt (Cand. Jur.) |
| | | |
| Ausbildung: | 09/80 - 07/85 | Grundschule Allmannsdorf, Konstanz |
| | 09/85 – 07/91 | Alexander-von-Humboldt-Gymnasium, Konstanz |
| | 09/91 – 07/94 | Technisches Gymnasium, Konstanz |
| | | |
| Zivildienst: | 09/94 – 11/95 | Pflegedienst Stiftung Pfennigparade, München |
| | | |
| Studium: | 05/96 – 07/01 | Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-Universität München |
| | 7. 8. 2001 | Approbation als Zahnarzt |
| | | |
| Beruf: | 09/01 – 09/03 | Assistenzzahnarzt in der Praxis Dres. Ganshorn, München |
| | seit 10/03 | Selbständigkeit in Konstanz am Bodensee |