

**Aus der  
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen  
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik  
Ärztlicher Direktor Professor Dr. H. Weber**

**Untersuchungen zum Etablieren einer intraoralen  
Reparaturmethode an defekten Keramikrestaurationen  
mittels COJET**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**

**Niki Argiriou**

**aus**

**Bruchsal**

**2007**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth  
1. Berichterstatter: Professor Dr. L. Pröbster  
2. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

*Meinen Eltern*  
*Constantinos und Evdokia Argiriou*

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
1.1	KLINISCHER HINTERGRUND .....	1
1.2	STAND DER FORSCHUNG UND EIGENE VORARBEITEN .....	2
1.3	ZIEL.....	5
1.4	ARBEITSPLAN.....	5
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODE</b> .....	<b>7</b>
2.1	STICHPROBE .....	7
2.2	UNTERSUCHUNGSGRUPPEN .....	8
2.3	VORBEREITUNG DER PRÜFKÖRPER .....	9
2.4	KONDITIONIERUNG .....	11
2.5	ADHÄSIVES BEFESTIGEN DER KERAMIKZYLINDER .....	12
2.6	THERMOCYCLING .....	13
2.7	SCHERVERSUCH .....	14
2.8	OBERFLÄCHENMORPHOLOGIE .....	16
2.9	MERKMALE, INDIKATOREN, KRITERIEN .....	16
2.10	EVALUATION UND STATISTISCHE VERFAHREN.....	17
2.11	RECHNERISCHE GRUNDLAGEN DER SCHERVERSUCHE .....	19
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE</b> .....	<b>20</b>
3.1	PRÜFKÖRPER MIT SCHMELZBEREICH .....	20
3.2	PRÜFKÖRPER MIT DENTINOBERFLÄCHE .....	22
3.3	AUSWERTUNG DER REM-AUFNAHMEN .....	26
3.3.1	<i>Prüfkörper mit Schmelzoberfläche</i> .....	26
3.3.2	<i>Prüfkörper mit Dentinoberfläche</i> .....	29
<b>4</b>	<b>DISKUSSION</b> .....	<b>35</b>
<b>5</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNG</b> .....	<b>38</b>
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b> .....	<b>39</b>
<b>7</b>	<b>ANHANG</b> .....	<b>41</b>
7.1	EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG .....	41
7.2	PATIENTENINFORMATION .....	42
7.3	MATERIAL UND DATEN .....	44
7.4	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....	48
<b>8</b>	<b>LITERATUR</b> .....	<b>49</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Klinischer Hintergrund

Das feste Verbinden unterschiedlicher dentaler Werkstoffe miteinander und mit den natürlichen Zahnhartsubstanzen ist heute von zentraler Bedeutung in der gesamten Zahnheilkunde. In ihren Anfängen bis in die fünfziger Jahre zurückreichend (Buonocore, 1955) haben die als Adhäsivtechnik bezeichneten Verfahren spätestens ab Anfang der achtziger Jahre einen Boom ausgelöst, der die Therapiemöglichkeiten der Zahnheilkunde geradezu revolutioniert hat (Swift et al., 1995; Rosenstiel et al., 1998). Das gilt besonders für den Bereich der restaurativen und prothetischen Zahnheilkunde (Calamia and Simonsen, 1984; Horn, 1983). Das adhäsive Verbinden oder Fügen dentaler Materialien beruht im Kern auf zwei Techniken:

- dem Konditionieren der Materialoberflächen zum Aufbau eines mikroretentiven und, wenn möglich, chemischen Verbundes zu dentalen Kunststoffen,
- und der Benutzung von Befestigungskunststoffen, die sich besonders für eine kraftschlüssige Klebung zwischen den konditionierten Oberflächen eignen.

Gemäß der Anwendbarkeit entsprechender Konditionierungs- und Verbundverfahren muss man in der Zahnheilkunde bisher noch deutlich zwischen Laborverfahren (nicht am Patienten) und klinischen Techniken, die am Patienten unter den Bedingungen der Mundhöhle anwendbar sind, unterscheiden. Bei Eingliedern adhäsiven Zahnersatzes, z.B. aus ästhetisch sehr anspruchsvoller Vollkeramik, müssen die Konditionierungsschritte am Zahnersatz daher im Labor oder abseits des Patienten durchgeführt werden. Folgebehandlungen an defektem Adhäsivzahnersatz erfordern daher sehr häufig eine aufwendige und kostenintensive Neuanfertigung. Defekte am Übergang von Restauration zu Zahn (Randdefekte, -karies, Verfärbungen) lassen sich nicht „einfach“ mit einer „Füllung“ versorgen, wie es Dank zahnfarbener Kunststoffe heute mit Defekten an der natürlichen Zahnhartsubstanz möglich ist. Bisher stehen dem die mangelnde

Langzeitbeständigkeit solcher Reparaturen und die technisch oder aus Sicherheitsgründen eingeschränkte Anwendbarkeit entsprechender Konditionierungsverfahren für Restaurationswerkstoffe (besonders Keramik) und natürliche Zahnhartsubstanz unter den Bedingungen der Mundhöhle entgegen. In enger Nachbarschaft beeinflussen sie sich gegenseitig negativ. Das Cojet-Verfahren (COJET, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) eröffnet die Möglichkeit, eine im Bereich des zahntechnischen Labors etablierte Verbundtechnologie direkt am Patienten einzusetzen: Es stellt eine Adaptation des Rocatec-Sandstrahlverfahrens für die intraorale Anwendung zur Reparatur von Keramik- oder Kunststoffverblendung mit Kompositen dar. Unter Tribochemie versteht man den Aufbau einer chemischen Bindung durch den Einsatz von mechanischer Energie. Dabei wird das Strahlgut (CoJet-Sand) durch einen Applikationsaufsatz für die Turbine (z.B. Dentoprep, Ronvig, Dänemark) bei 2,3 bar unter Kofferdam auf die zu reparierenden Restaurationsflächen appliziert und führt dort zu einer tribochemischen Silikatisierung. Das Arbeiten unter Kofferdam ist nicht allein wegen der Feuchtigkeitsintoleranz der Adhäsivmaterialien, sondern auch wegen der potentiellen Gefährdung der benachbarten Gingiva, der Mundschleimhaut sowie durch Inhalation der scharfkantigen Partikel des Cojet-Sandes notwendig

## **1.2 Stand der Forschung und eigene Vorarbeiten**

Die für die Adhäsivtechnik in der restaurativ-prothetischen Zahnheilkunde relevanten Materialien sind auf der einen Seite der natürliche Zahnschmelz und das Dentin, auf der anderen Seite die Keramiken, Kunststoffe und Metalle als Zahnersatzwerkstoffe. Die meisten Konditionierungsverfahren rauhen zunächst die Materialoberfläche auf, um eine möglichst große Oberfläche mit mikroretentiver Struktur zu schaffen, die einen mechanischen Verbund zum Befestigungskunststoff ermöglicht. Die meistverwendeten Techniken dazu sind das Bearbeiten mit rotierenden Schleifkörpern, das Abstrahlen mit abrasiven Partikeln oder das Ätzen. In einem zweiten Schritt werden haftvermittelnde Lösungen („Adhäsive“) aufgetragen, die zusätzlich

zu dem mechanischen einen chemischen Verbund aufbauen, zumindest aber die vollständige Benetzung der retentiven Oberflächenstrukturen durch den Kunststoff beim Kleben gewährleisten sollen. Die Mehrzahl dieser Verfahren und Adhäsive ist aufgrund der unterschiedlichen chemischen und physikalischen Eigenschaften von Zahnschmelz, Keramiken, Kunststoffen oder Metallen nur materialspezifisch anwendbar. Dabei haben sich in der Vergangenheit einige Verfahren soweit bewährt, dass sie eine Art *gold standard* darstellen. Es handelt sich

- für Zahnschmelz um das Anätzen mit 30 bis 40%-iger Phosphorsäure (Swift et al., 1995),
- für Keramiken (auf Feldspatbasis) um das Anätzen mit Flußsäure (Stangel et al., 1987) unter anschließender Anwendung von Haftsilanen („Silanisierung“) und
- für Metallflächen um das Silikatisieren durch tribochemisches Partikelstrahlen (Guggenberger, 1989) (ROCATEC, ESPE Dental AG, Seefeld, Deutschland)
- für Dentin ein moderner Dentinkonditionierer der 3. oder 4. Generation (Van Meerbeck et al., 1998; Groten und Pröbster, 1998)

Als intraorale Konditionierungsverfahren für Keramiken und Metalle spielen so genannte Reparatursets für Frakturen an Zahnersatz, Sandstrahlgeräte für die unterschiedlichsten (vielfach noch experimentellen) Anwendungen und Systeme zum adhäsiven Befestigen von festsitzendem Zahnersatz eine Rolle. Die zahnärztliche Literatur berichtet über eine Vielzahl von in vitro untersuchten Systemen und Reagenzien, die es dem Kliniker erschwert, geeignete Verfahren auszuwählen (Aida et al., 1995; Appeldoorn et al., 1993; Beetke et al., 1998; Edelhoff und Marx, 1995; Jost-Brinkmann et al., 1996a & 1996b; Major et al., 1995; Sindel et al., 1996 & 1997; Yoshida et al., 1996).

Unter dem Gesichtspunkt der Verfügbarkeit am Markt, der Praktikabilität am Patienten und unter Berücksichtigung der in der Literatur veröffentlichten Daten (Sindel et al., 1996 & 1997) sind einige Verfahren von besonderem Interesse bereits in einem ersten Teil der Untersuchungen, auf welchen dieses Projekt aufbaut, auf ihre Leistungsfähigkeit, Universalität und

Praktikabilität untersucht worden (Groten et al., 2001; Groten et al., 2002). Dabei zeigt allein das CoJet-Verfahren eine einheitlich suffiziente Leistungsfähigkeit für alle restaurativen Werkstoffgruppen (Groten et al., 2001). Dies und sein Vorteil als Partikelstrahlverfahren gegenüber dem Vorgehen mit rotierenden Instrumenten, ohne Schäden durch unbeabsichtigten Materialabtrag zu verursachen bei gleichzeitig guter Erreichbarkeit auch feiner oder komplexer Oberflächenmorphologie für das Konditionieren, lassen CoJet für die Reparatur speziell an geschädigten Keramikrestorationen geeignet erscheinen. Hierbei ist die besondere Schwierigkeit neben dem ästhetischen Anspruch einer „schönen“ Reparatur (ein Hauptgesichtspunkt bei Keramikrestorationen insgesamt) das nebeneinander vorzunehmende Konditionieren der Keramik und der Zahnhartsubstanz, um den Defekt adhäsiv mit einem ästhetischen Dentalkunststoff (*Composite*) adhäsiv restaurieren zu können. Da das Konditionieren der Zahnhartsubstanzen entweder mit der Anwendung von Wasserspray (Absprühen des Ätzgels vom Zahnschmelz) oder mit Verblasen amphiphiler Lösungen (Entfernen der Überschüsse an Syntac vom Dentin) einhergeht, kann das Konditionieren der Keramik mit CoJet-Sandstrahlen nicht vorher stattfinden, da die dabei entstehende reaktive Schicht absolut feuchtigkeitsintolerant ist. Erfolgt das Anwenden von CoJet aber danach, ist nicht bekannt, inwieweit ein direktes oder indirektes Einwirken von CoJet die Konditionierung der Zahnhartsubstanzen kompromittiert oder sogar zerstört. Zumindest hatte sich herausgestellt, dass sich Zahnhartsubstanzen nicht erfolgreich mit dem CoJet-Verfahren konditionieren lassen (Groten et al., 2001; Groten et al., 2002). Nach ersten positiven Erfahrungen mit der Reparatur von Adhäsivkeramik mit CoJet im Heilversuch ist es angezeigt, Möglichkeiten einer kontrollierten und selektiven Anwendung und die Eignung dieser Methode systematisch durch Daten zu belegen. Bei neuen Indikationen für die Anwendung von bereits zugelassenen Medizinprodukten ist die *in-vitro*-Untersuchung notwendig, bevor sie im Rahmen klinischer Studien am Patienten untersucht werden kann (Groten et al., 2002).

### **1.3 Ziel**

Ziel der Untersuchungen war es

1. die Veränderung der Oberflächeneigenschaften von Zahnschmelz und Dentin in Abhängigkeit von der Konditionierungsart zu beschreiben,
2. den kraftschlüssigen Verbund Schmelz-Keramik und Dentin-Keramik quantitativ zu bestimmen.

Dazu wurden folgende Merkmale herangezogen:

- a) Mikromorphologie: deskriptiv im REM
- b) Verbundfestigkeit: Indikator ist die Scherfestigkeit im Scherversuch (Zwick 1454, Zwick, Ulm, Deutschland) nach ISO 10477

### **1.4 Arbeitsplan**

Das Projekt wurde innerhalb der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik (Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. H. Weber) und der Sektion für medizinische Werkstoffkunde und Technologie (MWT, wissenschaftlicher Leiter: Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer) des ZZMK des Universitätsklinikums Tübingen durchgeführt.

Es handelte sich um ein *in-vitro*-Experiment zum Vergleich mehrerer Gruppen von Prüfkörpern, die unter Anwendung verschiedener Konditionierungsverfahren (unabhängige Variable) einheitlich mit Keramikzylindern adhäsiv verklebt wurden, um die resultierende Verbundfestigkeit („Klebekraft“ = abhängige Variable) im Scherversuch zu bestimmen. Als nachgeordnete Zielgröße wurde die im REM dargestellte Mikromorphologie in Abhängigkeit vom Konditionierungsverfahren ermittelt. Sie hat die Bedeutung eines Einflussfaktors auf die Hauptzielgröße (Verbundfestigkeit). Die Zuweisung des jeweiligen Konditionierungsverfahrens für die Prüfkörper erfolgte nach dem Zufallsprinzip („randomisiert“). Die experimentellen Bedingungen simulierten die klinische Situation (Möglichkeiten und Grenzen) bei Reparaturen und Nachbesserungen von Misserfolg oder Komplikationen an Zahnersatz im Mund des Patienten.

Das Experiment baute auf die Erfahrungen und Ergebnisse bereits abgeschlossener Untersuchungen im Rahmen einer vom Hochschulsonderprogramm III durch die Frauenbeauftragte der Universität Tübingen (Prof. Dr. M. Heiner) geförderten Studie (Oktober 1999 bis September 2000 / Studien-Code: Cojet 01) auf (Groten et al., 2001; Groten et al., 2002). In Anlehnung an die erarbeitete Methode wurden die Untersuchungen fortgesetzt und auf Fragestellungen der prothetisch-restaurativen Zahnheilkunde ausgedehnt.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Stichprobe

Die Prüfkörper wurden aus extrahierten, natürlichen Zähnen gewonnen und so aufbereitet, dass sie entweder eine flache und polierte Schmelz- oder Dentinoberfläche aufwiesen. Die Zähne stammen von Patienten, bei denen aus zahnmedizinischen Gründen und jeweils individueller therapeutischer Notwendigkeit Zähne extrahiert werden mussten. Es kamen alle Zähne außer den unteren Incisivi (FDI-Codes: 31, 32, 41, 42) in Betracht, bevorzugt jedoch Molaren (FDI-Codes: 16, 17, 18, 26, 27, 28, 36, 37, 38, 46, 47, 48) oder obere mittlere Incisivi FDI-Codes: 11, 12).

Zur adhäsiven Konditionierung der Prüfkörperoberflächen wurden nachstehende Verfahren / Systeme angewandt:

- CoJet-Verfahren (3M ESPE) auf Zahnschmelz und Dentin (Testverfahren)
- Phosphorsäure ( $H_3PO_4$  36% - Email Preparator, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) zum retentiven Anätzen von Zahnschmelz (klinischer *gold standard* für Zahnschmelz)
- Syntac Classic (Ivoclar-Vivadent) auf Dentin, (klinischer *gold standard* für Dentin)

Zum Scherversuch wurden flache Keramikzylinder adhäsiv befestigt. Daher wurden die Untersuchungsgruppen hier durch das Suffix „-c“ (von ceramic) gekennzeichnet, um eine klare Unterscheidung zu den Gruppen der vorausgegangenen Untersuchungen (Groten et al., 2001; Groten et al., 2002) sicherzustellen.

Gemäß dem üblichen Umfang von *in-vitro*-Untersuchungen (Sindel et al., 1996) wurden wiederum soviel Probekörper hergestellt, dass in jeder vorbereiteten Gruppe 12 Proben für den Scherversuch zur Verfügung standen (Groten et al., 2002).

## 2.2 Untersuchungsgruppen

Gemäß den ausgewählten Materialien und Konditionierungsverfahren wurden folgende Gruppen im Sinne des Experimentes einander zugewiesen:

### Prüfkörper mit Schmelzoberfläche („E“- von *Enamelum*):

- E1c: Zahnschmelz mit Email Preparator ( $H_3PO_4$  36% [klinisches Referenzverfahren auf Zahnschmelz → positiv-Kontrolle für die Testgruppen E2c, E3c und E4c]
- E2c: wie E1c und anschließend mit CoJet direkt (Winkel ca.  $90^\circ$  zur Oberfläche)
- E3c: wie E1c und anschließend mit CoJet tangential (Winkel  $\leq 45^\circ$  zur Oberfläche)
- E4c: wie E1c und indirekt mit CoJet („Staubbedeckung“ auf der Oberfläche)
- E5c: wie E1c, anschließend Kunststoffbonding (Heliobond) und dann mit CoJet tangential zur Oberfläche

### Prüfkörper mit Dentinoberfläche („D“ – von *Dentinum*):

- D1c: Dentin mit Syntac Classic [klinisches Referenzverfahren auf Dentin → positiv-Kontrolle für D2c, D3c und D4c]
- D2c: wie D1c und anschließend mit CoJet direkt (Winkel ca.  $90^\circ$  zur Oberfläche)
- D3c: wie D1c und anschließend mit CoJet tangential (Winkel  $\leq 45^\circ$  zur Oberfläche)
- D4c: wie D1c und anschließend indirekt mit CoJet („Staubbedeckung“ auf der Oberfläche)
- D5c<sub>1</sub>: wie D1c, anschließend Kunststoffbonding (Heliobond)
- D5c<sub>2</sub>: wie D1c, anschließend Kunststoffbonding (Heliobond) und dann mit CoJet tangential zur Oberfläche

### **2.3 Vorbereitung der Prüfkörper**

Als Schmelz- und Dentinprüfkörper wurden extrahierte Zähne mit intakten Fazialflächen verwendet (Zachrisson et al., 1996). Die Extraktionen erfolgen im Rahmen der regulären zahnärztlichen Behandlung ambulanter Patienten des ZZMK und einer oralchirurgischen Praxis. Ambulante Patienten des ZZMK, bei denen die Indikation zur Zahnextraktion oder operative Entfernung im Zuge ihrer zahnärztlichen Behandlung gestellt wurde, konnten bei Eignung der Zähne angesprochen werden. Die Zähne mussten sich in einem guten Zustand befinden. Das hieß, dass sie keine Beschädigung der buccalen und oralen Flächen aufweisen durften. Der Zahnarzt führte das Aufklärungsgespräch und erläuterte die Unterlagen: „Patienteninformation zur Aufklärung“ und „Einverständniserklärung zur Studienteilnahme“ (siehe Anhang). Erst, nachdem die Einverständniserklärung unterschrieben wurde, durften die extrahierten Zähne für diese Studie verwendet werden. Die Zähne sind nach der Extraktion von Blut- und Geweberesten gereinigt, direkt in einer Lösung (5 % Chlorhexidin + 95% destilliertes Wasser) aufbewahrt und bis zur Weiterverarbeitung bei ca. 8°C (Kühlschrank) gelagert worden (Groten et al., 2002). Nach der randomisierten Verteilung auf verschiedene Gruppen zu je 12 Zähne (E1c, E2c, E3c, E4c, E5c, D1c, D2c, D3c, D4c, D5c<sub>1</sub> und D5c<sub>2</sub>) wurden die fazialen Schmelzflächen mit Siliziumkarbid-Papier der Körnungen 1200 und 4000 (Siliziumkarbid, Wirtz GmbH, Düsseldorf, Deutschland) plan geschliffen bzw. poliert (Schleifgerät TG 200, Wirtz GmbH), so dass eine ausreichend große (ca. 16 mm<sup>2</sup>) plane Schmelz- bzw. Dentinfläche zur Verfügung stand.

Zur Gewinnung der adhäsiv zu befestigenden Keramikzylinder für den Scherversuch wurden Keramikstäbe von ca. 4 mm Durchmesser aus Feldspatkeramik im Heißpressverfahren (Empress 1, Ivoclar-Vivadent, Abb. 1-3) hergestellt. Daraus wurden ca. 4 mm hohe Zylinder geschnitten und an den Schnittflächen plangeschliffen und poliert. Diese Flächen entsprechen in ihrer Größe der Basisfläche der experimentellen Bracketts aus dem vorangegangenen Projekt (Groten et al., 2002).



Abb. 1: Materialien zur Herstellung und Herstellung der Keramikstäbe.



Abb. 2: Empress 1-Rohlinge

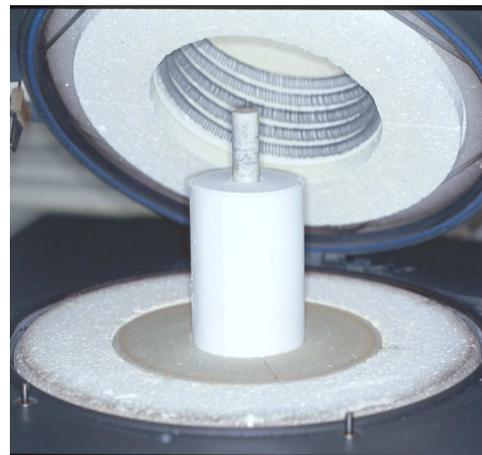


Abb. 3: Heißpressverfahren zur Herstellung der Keramikstäbe.

## 2.4 Konditionierung

Die Prüfkörper mit Schmelzoberfläche (Gruppen E1c – E5c) wurden für 60 Sekunden mit Email Preparator ( $H_3PO_4$  36%, Ivoclar-Vivadent) angeätzt und anschließend gründlich mit Wasser gespült und getrocknet. Die Prüfkörper mit Dentinoberfläche (Gruppen Dc) wurden mit Syntac Classic (Primer und Adhäsive, Ivoclar-Vivadent) konditioniert. In den Gruppen E5c, D5c<sub>1</sub> und D5c<sub>2</sub> wurden die konditionierten Prüfflächen dünn mit Kunststoffbonding (Heliobond, Ivoclar-Vivadent) beschickt. Nach Verblasen der Überschüsse wurden die Oberflächen für 20 Sekunden lichtgehärtet. Anschließend erfolgte für alle Gruppen außer E1c, D1c und D5c<sub>1</sub> die Anwendung von CoJet.

Bei den Prüfkörpern E2c, E3c und D2c, D3c wurden die Prüfflächen direkt unter den angegebenen Winkeln (90° bzw. 45°) mit dem CoJet-Sand abgestrahlt. Bei E4c und D4c wurden Flächen, die im Winkel von 90° zu den Prüfflächen befestigt waren, mit CoJet abgestrahlt (Strahlzeit von 15s pro  $cm^2$ ), so dass die abgeprallten Strahlpartikel sich als Staub oder Streugut auf die konditionierten Flächen legen konnten. Sie wurden mit einem einmaligen Luftstoß, der 2 sec andauert, verblasen. Die mit Heliobond versiegelten Flächen der Prüfkörper aus den Gruppen E5c und D5c<sub>2</sub> wurden direkt unter einem Winkel von ca. 45° abgestrahlt.

Vor dem Bekleben wurden die Prüfkörper in einer eigens dafür konstruierten Apparatur in Kunststoff (Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland, Abb. 4-5) eingebettet. Auf diese Art soll für die Keramikzylinder und damit für die Klebeflächen ein Winkel von ca. 90° zum Scherstempel während des Schertests gewährleistet werden. Die eingebetteten Prüfkörper wurden anschließend wieder in der Lagerflüssigkeit aufbewahrt.

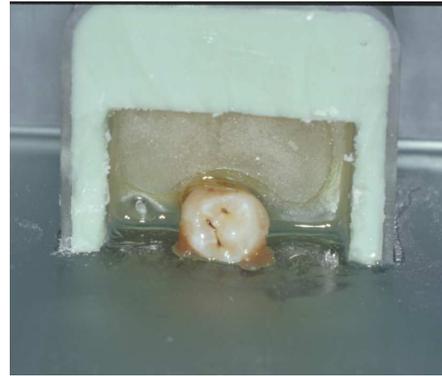
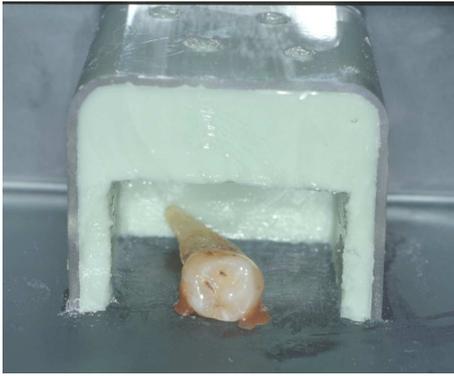


Abb. 4: Überführung des beschliffenen Probekörpers in einen Kunststoffblock



Abb. 5: Eingebetteter Probekörper in Kunststoff (Technovit 4004). Eine plane Schmelz- bzw. Dentinfläche stand zur Verfügung (mindestens 16 mm<sup>2</sup>).

## 2.5 Adhäsives Befestigen der Keramikzylinder

Die Keramikzylinder besaßen eine plane Basisfläche, die mit der plan präparierten Zahnhartsubstanzoberfläche verklebt wurde (Abb. 6). Die Zahnhartsubstanzproben wurden unmittelbar nach dem Konditionieren ihrer Oberfläche mit dem Keramikzylinder (Empress 1-Keramik, Ivoclar-Vivadent) beklebt. Dazu wurde der zunächst mit Flußsäure-Gel 5% (Ceramic Etching Gel, Ivoclar-Vivadent) und Haftsilan (Monobond-S, Ivoclar-Vivadent) gemäß dem üblichen Vorgehen bei Keramikconditionierung für das adhäsive Befestigen (Groten und Pröbster, 1998) konditionierte Keramikzylinder mit dem Befestigungskunststoff (Variolink II, Ivoclar-Vivadent) beschichtet, zentral auf die konditionierte Zahnoberfläche gesetzt und per Fingerdruck

ganz auf die Oberfläche abgesenkt. Die seitlich herausquellenden Überschüsse sind mit einer zahnärztlichen Sonde vollständig entfernt worden, während der Keramikzylinder in seiner Position gesichert wurde. Die Polymerisation erfolgte mit Licht mit einer Wellenlänge von 450 nm (POLYlux, KaVo Dental, Biberach) von 4 Seiten aus für jeweils 1 Minute. Die Prüfkörper blieben unberührt, bis der Befestigungskunststoff vollständig ausgehärtet war (ca. 5 Minuten). Die eingebetteten und beklebten Prüfkörper wurden anschließend wieder in der Lagerflüssigkeit aufbewahrt.



Abb. 6: An planer Schmelzfläche befestigter Keramikzylinder.

## 2.6 Thermocycling

Vor dem Scherversuch wurden die Prüfkörper alle einem Thermocyclingprozeß von ca. 16000 Zyklen ausgesetzt, der eine klinische Verweildauer von ca. 5 Jahren unter den Belastungen der Mundhöhle simulieren sollte.

Die Prüfkörper wurden mit der beklebten Seite nach oben in einen Gitterkorb gelegt. Dieser war an einem Schwenkarm beweglich aufgehängt, so dass ein gleichmäßiges Eintauchen möglich war. So wurde auch eine allseitige und gleichzeitige Benetzung der Prüfkörper gewährleistet. Jeder Zyklus betrug 70s. Das bedeutet eine Verweildauer von 30s im Warmbad (55°), 5s Transferzeit, 30s Kaltbad (5°) und wieder 5s Transferzeit. Der Erhalt der konstanten Wassertemperatur wurde durch Thermostate sichergestellt. Im

Bad von 5°C sorgte ein Magnetrührer bzw. ein Quirl für die Durchmischung des Wassers. Der Beginn der Thermozyklen erfolgte erst, nachdem sich die gewählten Temperaturen in den Wasserbecken einstellten. Beide Bäder waren mit einem Deckel abgedeckt, um eine übermäßige Wasserverdunstung zu vermeiden. Die Deckel enthielten jeweils eine Öffnung für den Gitterkorb. In den Bädern wurde ausschließlich destilliertes Wasser verwendet.

## **2.7 Scherversuch**

Der Scherversuch wurde in einer Universaltestmaschine (Zwick 1454, Zwick, Ulm, Deutschland) nach ISO 10477 durchgeführt. Die Abschervorrichtung (Abb. 7-9) bestand aus einer Fixationsschraube, einer Fixationsplatte und einem Kolben mit Stop Pin. Der Kolben war am Ende schräg zugeschliffen, so dass eine Kante entstand. Beim Abschervorgang hatte diese scharfkantige Kolbenschneide einen Abstand von 0,5 mm von der Klebefläche Keramikzylinder-Zahn. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1,0mm/min Die Krafteinleitung wurde automatisch gesteuert. Das Registrieren der Kraft erfolgte kontinuierlich über Computer. Im Moment des Abscherens wurde die Krafteinleitung automatisch abgebrochen, und die Kraft, die zum Abscheren des Keramikblockes geführt hat, ließ sich aus den registrierten Daten als Maximalwert zweifelsfrei entnehmen. Die Methode ist vielfach beschrieben (Aida et al., 1995; Appeldoorn et al., 1993; Geis-Gerstorfer et al., 1998; Groten et al., 2001 & 2002; Kim, 1998; Ludwig und Joseph, 1994; Sindel et al., 1996 & 1997; Edelhoff und Marx, 1995; Stangel et al., 1987). Die Art der Krafteinleitung im Scherversuch ist angesichts der funktionellen Belastungen an adhäsiven Verbundzonen unter klinischen Bedingungen adäquat.

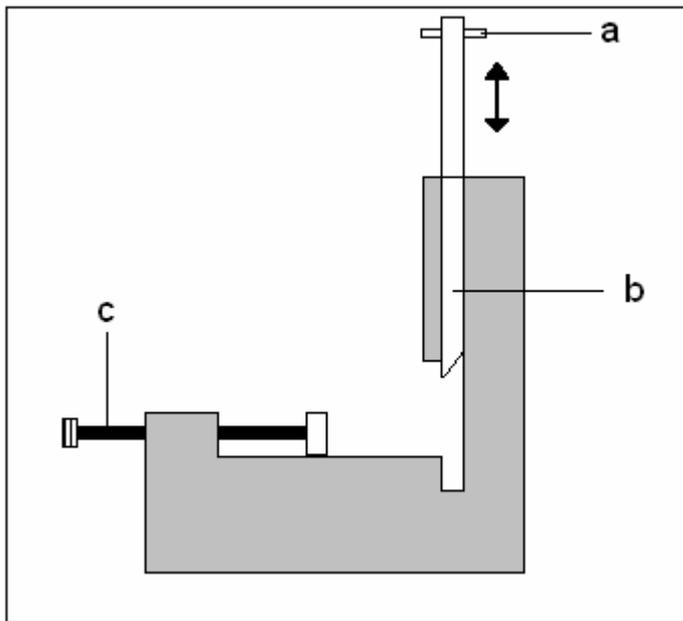


Abb. 7: Einspannvorrichtung mit Scherkolben

a: Stop Pin

b: Scherkolben

c: Fixationsschraube

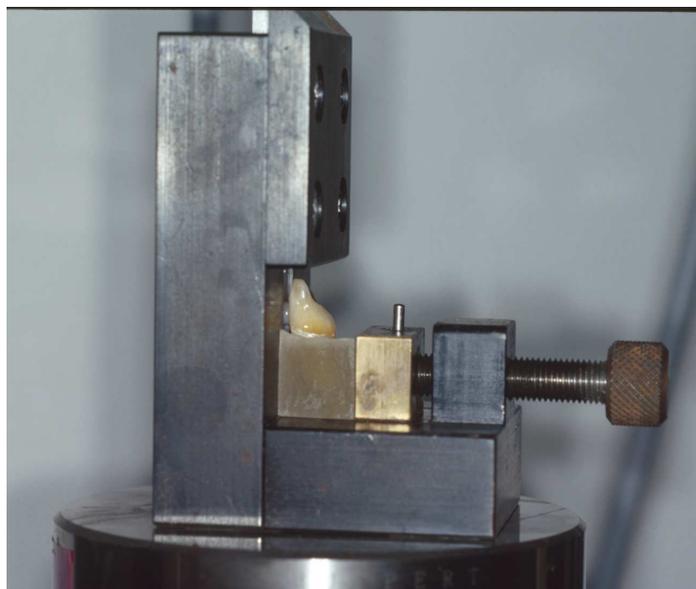
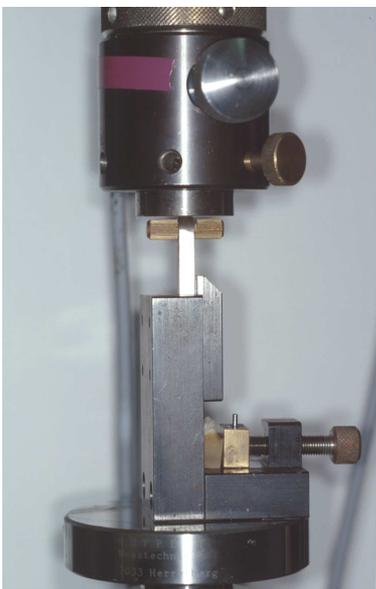


Abb. 8: Ein Teil der Universaltestmaschine (Zwick 1454, Zwick, Ulm, Deutschland) beim Abschervvorgang und die Einspannvorrichtung mit Scherkolben.

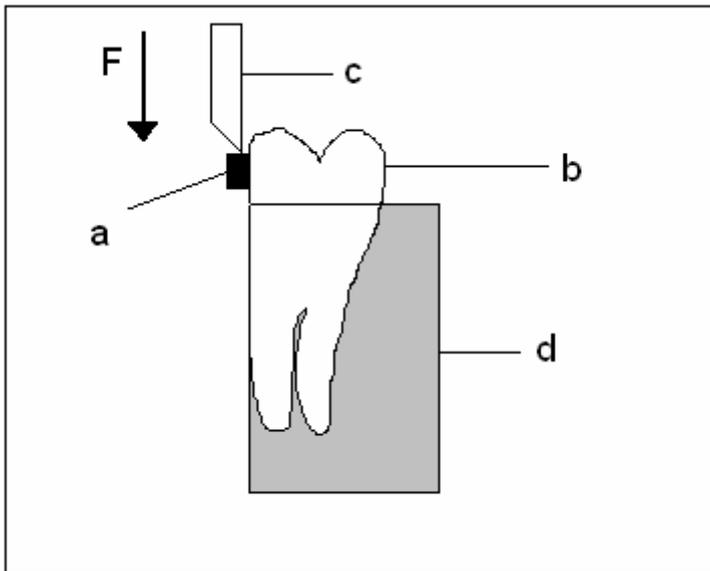


Abb. 9: Abschervvorrichtung

a: Keramikzylinder

b: Zahnhartschicht

c: Scherkolben

d: Kunststoff

## 2.8 Oberflächenmorphologie

Die Morphologie der konditionierten und im Anschluss gescherten Schmelz- und Dentinoberflächen wurde anschließend im digitalen Rasterelektronenmikroskop (Typ 1430, Firma Leo) bei geeigneten Vergrößerungen untersucht und fotografisch dokumentiert. Ziel war die Darstellung und Beschreibung der Mikromorphologie.

## 2.9 Merkmale, Indikatoren, Kriterien

Für die Güte oder „Qualität“ des adhäsiven Verbundes ist die Verbundfestigkeit ein Merkmal (Begrifflichkeiten abgeleitet aus Pietsch-Breitfeld et al., 1996). Diesem Qualitätsmerkmal wurde durch die Wahl des Scherversuchs der Indikator „Scherfestigkeit“ zugeordnet. Kriterium, welches die Scherfestigkeit determinierte, ist diejenige „Scherkraft“, die zum

Abscheren des Keramikblockes von der Oberfläche des Probekörpers führte. Aus der Scherkraft wurde anschließend die Scherspannung errechnet, da in der Literatur Scherfestigkeiten in [MPa] angegeben werden und nur so Vergleiche von Ergebnissen möglich sind.

## **2.10 Evaluation und statistische Verfahren**

Die ermittelten Scherfestigkeiten wurden zunächst deskriptiv anhand der statistischen Lokalisations- und Dispersionsmaße ausgewertet. Die Aussagen würden sich maßgeblich auf Vergleiche der arithmetischen Mittelwerte und Konfidenzintervalle (95%) verschiedener Untersuchungsgruppen stützen (Browne, 1979; Gardner und Altman, 1988).

Des Weiteren wurden folgende Varianzanalysen durchgeführt:

- a) die mit dem CoJet-Verfahren konditionierten Schmelzgruppen untereinander und mit E1c als klinischer Referenzgruppe (Positiv-Kontrolle): E2c/E3c/E4c/E5c/E1c
- b) die mit dem CoJet-Verfahren konditionierten Dentingruppen untereinander und mit D1c als klinischer Referenzgruppe (Positiv-Kontrolle): D2c/D3c/D4c/D5c<sub>1</sub>/D5c<sub>2</sub>/D1c

Der Varianzanalyse lagen folgende Hypothesen zugrunde:

H<sub>0E</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Phosphorsäure angeätztem Zahnschmelz beeinflusst die erzielte Scherfestigkeit nicht, so dass der adhäsive Verbund nicht kompromittiert wird.

H<sub>1E</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Phosphorsäure angeätztem Zahnschmelz beeinflusst die erzielte Scherfestigkeit, so dass der adhäsive Verbund kompromittiert ist.

H<sub>2E</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Phosphorsäure angeätztem Schmelz verändert die erzielbaren Scherfestigkeiten je nach Art des Einfalls der CoJet-Partikel, so dass der adhäsive Verbund auf Schmelz sich in den Gruppen unterscheidet.

H<sub>0D</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Syntac konditioniertem Dentin beeinflusst die erzielte Scherfestigkeit nicht, so dass der adhäsive Verbund nicht kompromittiert wird.

H<sub>1D</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Syntac konditioniertem Dentin beeinflusst die erzielte Scherfestigkeit, so dass der adhäsive Verbund kompromittiert ist.

H<sub>2D</sub>: Das Anwenden von CoJet auf mit Syntac konditioniertem Dentin verändert die erzielbaren Scherfestigkeiten je nach Art des Einfalls der CoJet-Partikel, so dass der adhäsive Verbund auf Schmelz sich in den Gruppen unterscheidet.

Um angesichts der Gruppengröße die Gefahr eines falsch positiven Ergebnisses der Varianzanalysen (Fehler 1. Art) klein zu halten, wurde ein Signifikanzniveau von  $p < 0,01$  zugrunde gelegt.

Da offen war, inwieweit das Ergebnis der Varianzanalyse zu einer relevanten Bewertung der Eignung der Konditionierungsverfahren beitrug, wurde die Gewichtung der unterschiedlichen Verfahren und ihrer Eignung auf jeden Fall anhand der Mittelwerte und Konfidenzintervalle, die sich für die unterschiedlichen Gruppen ergaben, durchgeführt. Für die Entscheidung, dass eine bestimmte Art der CoJet-Applikation zu einer Beeinträchtigung der Verbundfestigkeit führt, wurde gefordert, dass das arithmetische Mittel dieser Gruppe kleiner als das der anderen war, wobei sich ihr Konfidenzintervall nicht mit denen der anderen überschneiden durfte. Diese deskriptive Voraussetzung steht im Einklang mit der Erwartung eines signifikanten statistischen Testergebnisses (Browne, 1979; Gardner and Altman, 1988). Bei der Eignungsbewertung bilden die Scherfestigkeiten von Gruppe E1c und D1c (Schmelz- und Dentinätzung) die klinische Referenz als „*gold standard*“ und zugleich das obere Limit für die geeignete Scher- und Verbundfestigkeit.

## 2.11 Rechnerische Grundlagen der Scherversuche

Die Scherfestigkeit  $\tau$  [ N/mm<sup>2</sup> ] wurde folgendermaßen berechnet:

Bei der Versuchsaufzeichnung wurde der Wert  $F_{\max}$  gewonnen. Diese Kraft gibt in Bezug zur Verbundfläche die Scherfestigkeit  $\tau$  an:

$$\tau = F/A$$

$\tau$  : Scherspannung [ N/mm<sup>2</sup> ]

F : Bruchkraft  $F_{\max}$  [ N ]

A : Verbundfläche [ mm<sup>2</sup> ]

Der Durchmesser der Keramikzylinder betrug  $d = 4\text{mm}$  bzw. der Radius  $r = 2\text{mm}$ . So konnte die Verbundfläche ( A ) errechnet werden:

$$A = \pi \times r^2 \text{ oder } A = \pi \times (d/2)^2 = \pi \times 4 = 12,57 \text{ mm}^2$$

### **3 Ergebnisse**

Die Versuche ergaben uneinheitliche Ergebnisse. Es bestand keine Einheit sowohl innerhalb der Gruppen, wie auch untereinander.

#### **3.1 Prüfkörper mit Schmelzoberfläche**

Auf Schmelz zeigte die Konditionierung mit Email Preparator und direktes Bekleben der Keramikzylinder ohne Verwendung von CoJet (Gruppe E1c) die höchste Scherfestigkeit (36,1 MPa Median, 5,8 MPa Minimum, 46,1 MPa Maximum).

Bei den Gruppe E2c und E3c wurde die Schmelzoberfläche wie bei E1c vorbehandelt und anschließend mit CoJet-Sand abgestrahlt. Bei E2c direkt, im Winkel von ca. 90° und bei E3c tangential im Winkel von ca. 45° zur Oberfläche. Bei diesen zwei Untersuchungsgruppen haben sich während des Thermocyclingbades die Keramikzylinder komplett mitsamt dem Befestigungskunststoff von der vorbehandelten Schmelzoberfläche gelöst. Dadurch waren Scherversuche und damit die Messung von Scherkräften nicht möglich.

Die Gruppe E4c hingegen wurde wie E1c behandelt und wurde anschließend nur indirekt von CoJet-Sand „getroffen“. Die Schmelzoberfläche war lediglich mit einer dünnen Staubschicht bedeckt. Die in dieser Gruppe während der Scherversuche erhaltenen Spannungswerte waren niedriger als in der Referenzgruppe E1c (28,3 MPa Median, 15,3 MPa Minimum, 52,6 MPa Maximum) lagen jedoch in einem klinisch suffizienten Bereich (> 20 MPa).

Die letzte Schmelzgruppe E5c wurde wie E1c behandelt, anschließend mit Kunststoffbonding beschichtet und zusätzlich mit CoJet-Sand tangential bestrahlt. Von den 12 beklebten Probekörpern, die in das Thermocyclingbad kamen blieben nur zwei übrig bei denen der Scherversuch durchgeführt werden konnte. Die übrigen 10 Probekörper verloren während dieser Prozedur komplett die Keramikzylinder mitsamt dem Befestigungskunststoff. Die Ergebnisse der zwei gesicherten Proben spielen bei der Bewertung keine Rolle, da diese in einem klinisch insuffizienten Bereich liegen (1,4 MPa und 5,1 MPa).

Die bei den Scherversuchen erhaltenen Ergebnisse sind in den Tabellen 1 und 2 sowie in Abbildung 10 dargestellt.

Tabelle 1: Quantile der Scherspannungen der bei den Prüfkörpern mit Schmelzoberfläche

Gruppe	Minimum	10%	25%	Median	75%	90%	Maximum
E1c*	5,79	12,63	30,28	36,12	41,85	45,36	46,14
E4c*	15,30	16,47	22,22	28,27	34,43	51,23	52,62
E5c*	1,43	---	---	---	---	---	5,11

\*) n = 12

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen der Scherspannungen bei den Prüfkörpern mit Schmelzoberfläche

Gruppe	Anzahl	arithmet. Mittelwert	Std. Abweichung	Std. Fehler	Untergrenze 95%-KI*	Obergrenze 95%-KI*
E1c	12	34,62	10,58	3,05	27,90	41,35
E4c	12	30,10	10,99	3,17	23,12	37,08

\*) KI = Konfidenzintervall

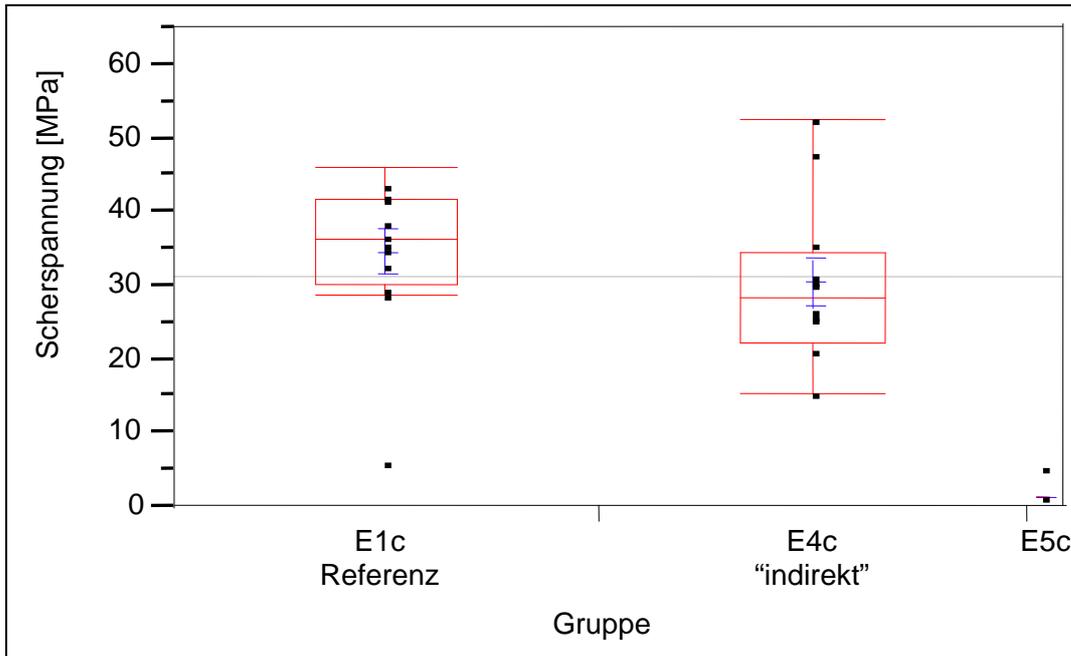


Abb. 10: Graphische Darstellung der Scherspannungen bei den Prüfkörpern mit Schmelzoberfläche.

(schwarz: einzeln beobachtete Scherfestigkeiten; rot: Median, 10%-, 25%-, 75%- und 90%-Perzentile; blau: arithmetisches Mittel und 95%-Konfidenzintervall; n = 12)

### 3.2 Prüfkörper mit Dentinoberfläche

Die Scherfestigkeit bei den Probekörpern mit Dentinoberfläche fiel im Allgemeinen geringer aus als die von den Schmelzoberflächen.

Auf Dentin zeigte die Konditionierung mit Syntac und direktes Bekleben der Keramikzylinder ohne Verwendung von CoJet (Gruppe D1c) die höchste Scherfestigkeit (37 MPa Median, 7,4 MPa Minimum, 60,6 MPa Maximum).

Bei den Gruppe D2c und D3c wurde die Dentinoberfläche wie bei D1c vorbehandelt und anschließend mit CoJet-Sand abgestrahlt. Bei D2c direkt, im Winkel von ca. 90° und bei D3c tangential im Winkel von ca. 45° zur Oberfläche. Bei diesen zwei Untersuchungsgruppen haben sich während des Thermocyclingbades alle außer einem Keramikzylinder aus der Gruppe D3c, mitsamt dem Befestigungskunststoff von den vorbehandelten Dentinoberflächen gelöst. Dadurch war nur bei diesem Probekörper ein

Scherversuch möglich. Dessen Ergebnis spielt bei der Bewertung keine Rolle, da es in einem klinisch insuffizienten Bereich liegt (erzielter Haftwert: 4,1 MPa).

Die Versuchsgruppe D4c wurde wie D1c behandelt und anschließend nur indirekt von CoJet-Sand getroffen. Die Dentinoberfläche wurde lediglich mit einer dünnen Staubschicht bedeckt. Sie zeigte niedrigere Messergebnisse an (14,9 MPa Median, 3,4 MPa Minimum, 34,2 MPa Maximum). Diese liegen im unteren Bereich klinisch akzeptabler Verbundfestigkeiten (10 – 15 MPa). Zwei Probekörper lösten sich während des Thermocyclingbades von der Dentinoberfläche ab.

Als nächstes wurde die Gruppe D5c in zwei Gruppen unterteilt. Die erste D5c<sub>1</sub> wurde wie D1c behandelt und anschließend nur mit Kunststoffbonding beschichtet. Die zweite D5c<sub>2</sub> wurde wie D5c<sub>1</sub> behandelt und zusätzlich mit Cojet-Sand tangential abgestrahlt. Die Ergebnisse dieser unterteilten Gruppe sind ganz unterschiedlich. Bei D5c<sub>1</sub> konnten alle 12 Proben geschert werden mit einem akzeptablen Ergebnis (17,4 MPa Median, 4,6 MPa Minimum, 45,7 MPa Maximum). Diese liegen im Bereich der klinisch akzeptablen Verbundfestigkeiten (15 – 20 MPa). Von der Gruppe D5c<sub>2</sub> hingegen konnten nur zwei Proben geschert werden, die anderen 10 Keramikzylinder sind mitsamt dem Befestigungskunststoff während des Thermocyclingbades abgefallen. Die Ergebnisse der zwei gemessenen Scherversuche spielen bei der Bewertung keine Rolle, da diese in einem klinisch insuffizienten Bereich liegen (3,8 MPa und 5,5 MPa).

Die Ergebnisse sind in den Tabellen 3 und 4 sowie in Abbildung 11 dargestellt.

Tabelle 3: Quantile der Scherspannungen bei den Prüfkörpern mit Dentinoberfläche

Gruppe	Minimum	10%	25%	Median	75%	90%	Maximum
D1c*	7,38	9,62	23,30	36,97	44,24	56,80	60,62
D5c/1*	4,57	4,74	7,51	17,37	31,52	43,46	45,64
D4c*	3,40	4,18	11,36	14,86	19,59	32,76	34,18
D5c/2*	3,83	---	---	---	---	---	5,48

\*) n = 12

Tabelle 4: Mittelwerte und Standardabweichungen der Scherspannungen bei den Prüfkörpern mit Dentinoberfläche

Gruppe	Anzahl	arithmet. Mittelwert	Std. Abweichung	Std. Fehler	Untergrenze 95%-KI*	Obergrenze 95%-KI*
D1c	12	34,03	14,85	4,29	24,59	43,46
D5c/1	12	20,33	13,74	3,97	11,60	29,06
D4c	12	15,98	8,11	2,56	10,18	21,78

\*) KI = Konfidenzintervall

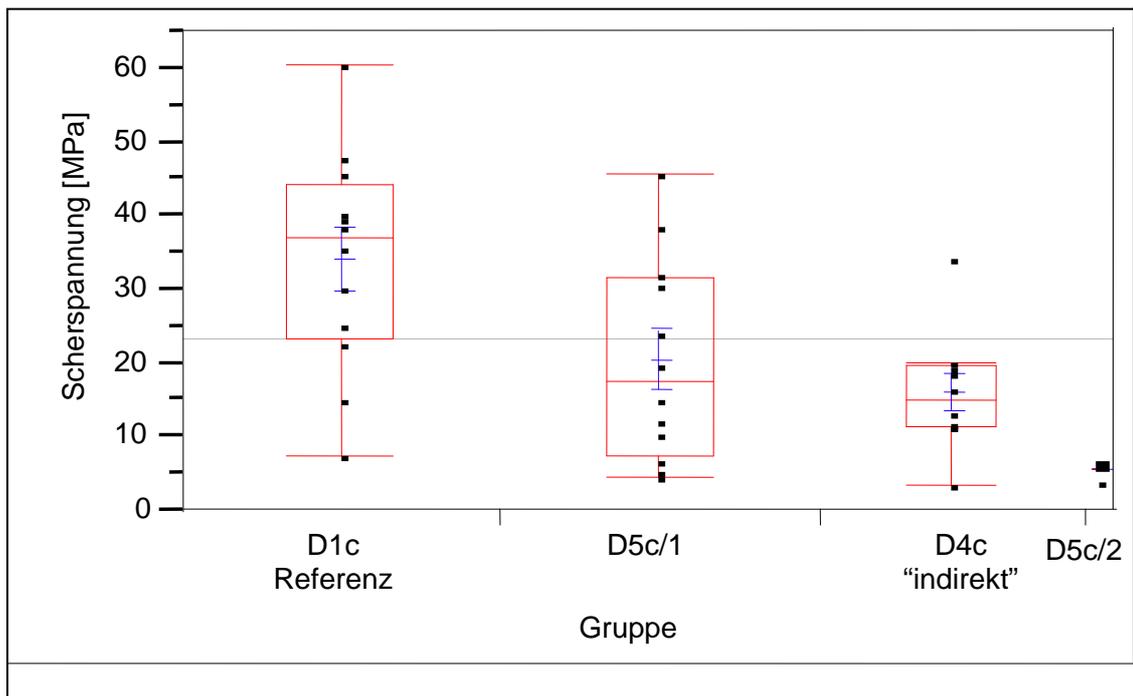


Abb. 11: Graphische Darstellung der Scherspannungen bei den Prüfkörpern mit Dentinoberfläche.

(schwarz: einzeln beobachtete Scherfestigkeiten; rot: Median, 10%-, 25%-, 75%- und 90%-Perzentile; blau: arithmetisches Mittel und 95%-Konfidenzintervall; n = 12)

Hinsichtlich der Testhypothesen könnten die Aussagen  $H_{1E}$  und  $H_{1D}$  zutreffen. Das geforderte Signifikanzniveau ( $p < 0,01$ ) wurde jedoch nicht erreicht. Eine statistische Überprüfung der Aussagen  $H_{2E}$  und  $H_{2D}$  war bei den erzielten Messergebnissen nicht möglich.

### 3.3 Auswertung der REM-Aufnahmen

#### 3.3.1 Prüfkörper mit Schmelzoberfläche

Nach Vollendung des Schervorganges wurden nach dem Zufallsprinzip 2 bzw. 3 Prüfkörper der Gruppen E1c und E4c mittels Rasterelektronenmikroskopaufnahmen untersucht und ausgewertet.

Bei den untersuchten Prüfkörpern der Gruppe E1c waren außerhalb (c, Abb. 12) und am Rand (b, Abb. 12) der Scherbruchoberfläche (a, Abb. 12) Kunststoffreste zu erkennen. Auch direkt auf der Scherbruchoberfläche (a, Abb. 12-13) wurde bei der Untersuchung eine Befestigungskunststoffschicht (Abb. 13) festgestellt.

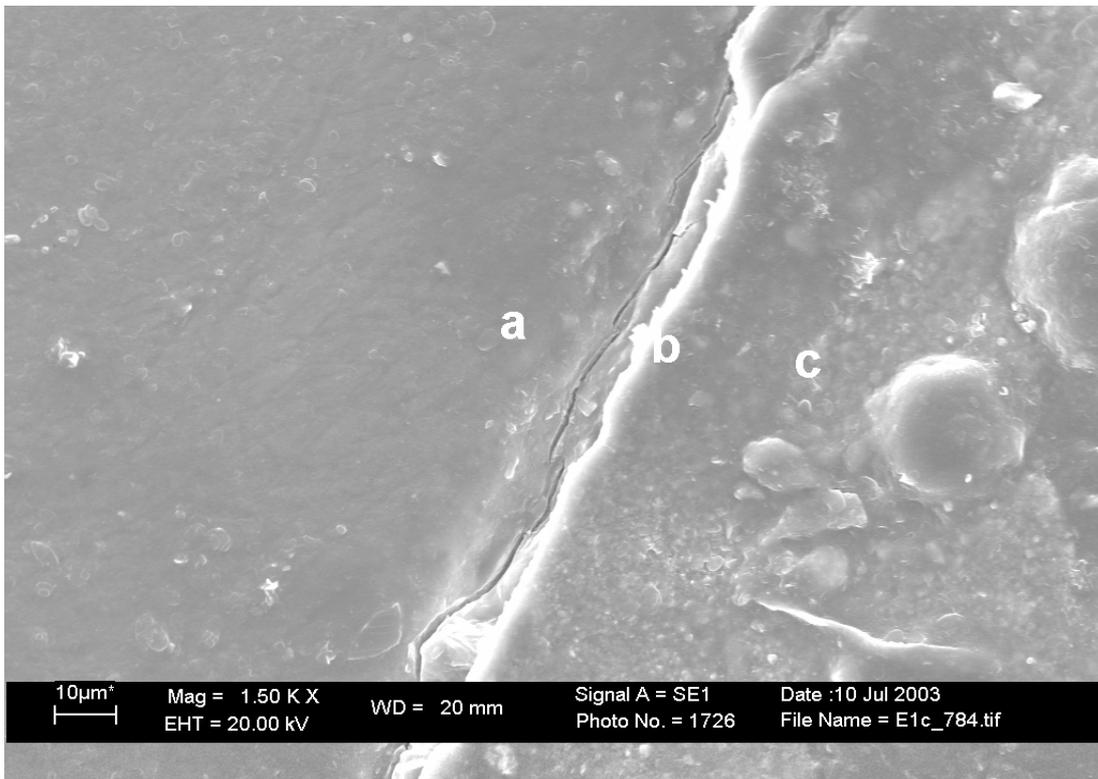


Abb. 12: Mikromorphologie der Schmelzoberfläche nach dem Scherversuch bei 1500-facher Vergrößerung (Gruppe E1c, Prüfkörper Nr. 7); a: Scherbruchoberfläche bedeckt mit Kunststoff, b: Kunststoffrest am Rand der Kleboberfläche, c: Kunststoffrest außerhalb der Scherbruchoberfläche.

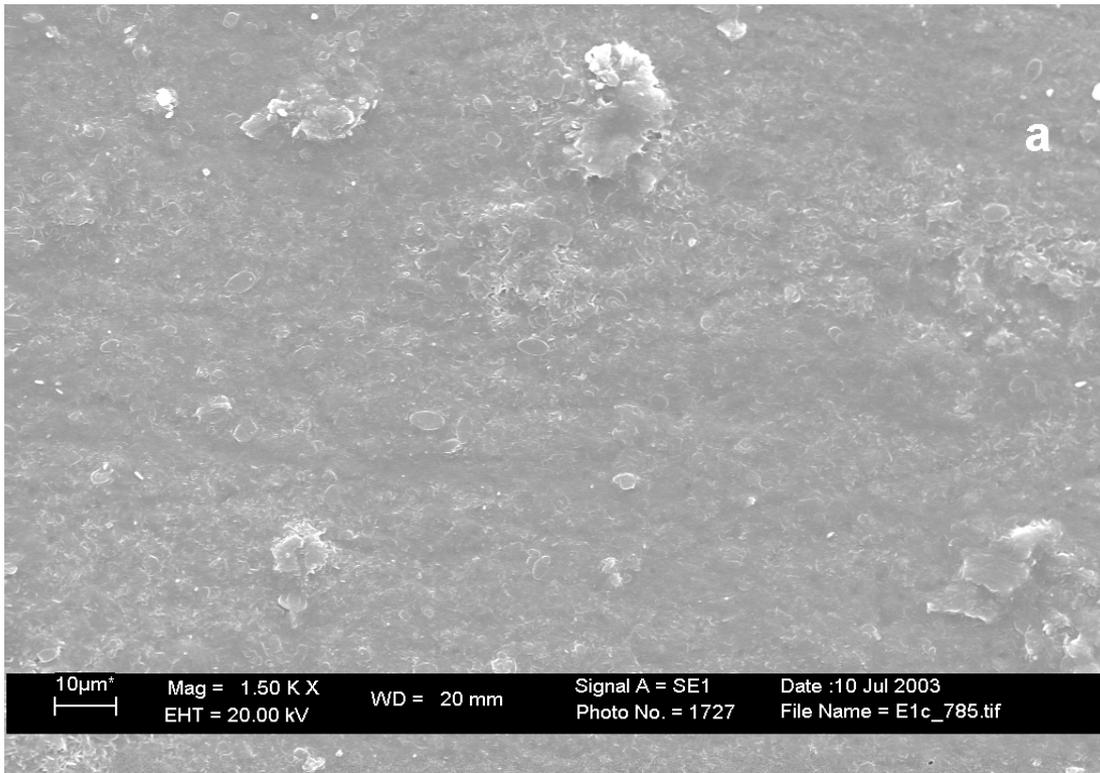


Abb. 13: Mikromorphologie der Schmelzoberfläche nach dem Scherversuch bei 1500-facher Vergrößerung (Gruppe E1c, Prüfkörper Nr. 7); a: Scherbruchoberfläche, bedeckt mit Kunststoff.

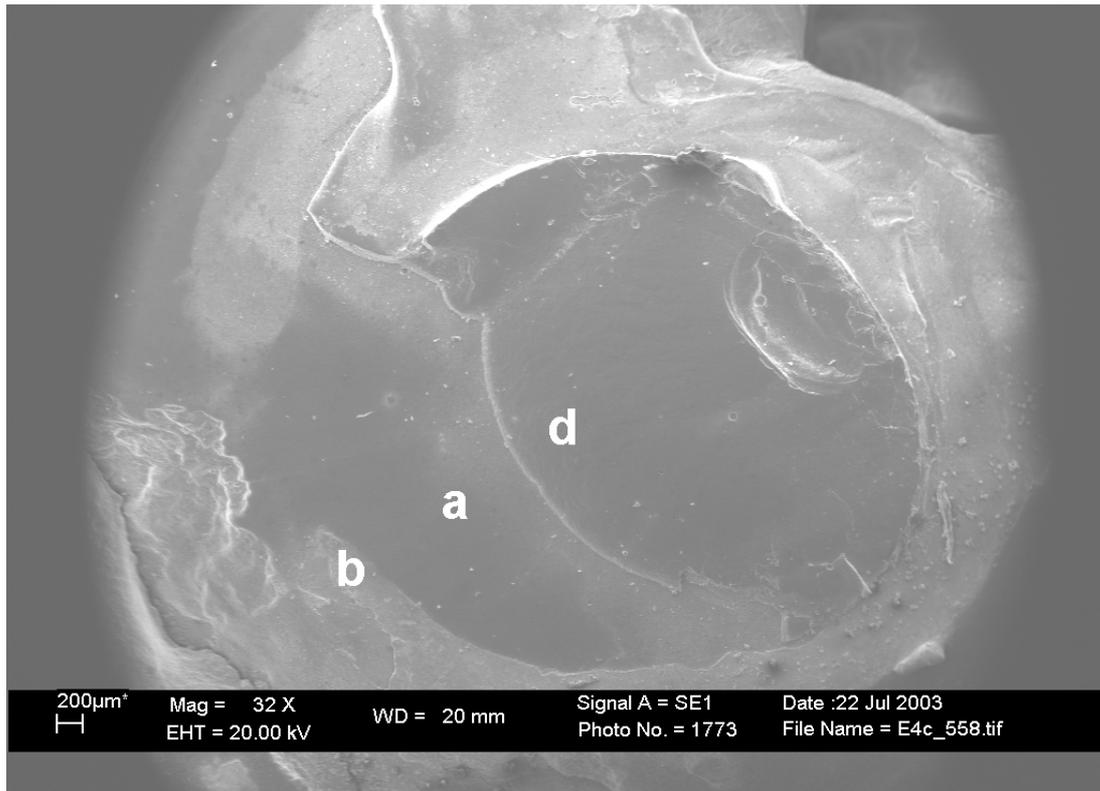


Abb. 14: Übersicht einer Bruchfläche nach dem Scherversuch bei 32-facher Vergrößerung (Gruppe E4c, Prüfkörper Nr. 5); a: Scherbruchoberfläche, b: Kunststoffrest am Rand der Kleboberfläche, d: zerbrochener Keramikzylinder.

Die Mikromorphologie der untersuchten Prüfkörper aus der Gruppe E4c zeigten eine Scherbruchoberfläche (a, Abb. 14, 15) die vollständig mit Befestigungskunststoff bedeckt war. Es war ebenso ein zirkulärer Kunststoffrand (b, Abb. 14) außerhalb der Scherbruchoberfläche sichtbar. Mikroskopisch wie auch makroskopisch waren Teile vom Keramikzylinder (d, Abb. 14), die auf der Scherbruchoberfläche haften blieben, sichtbar.

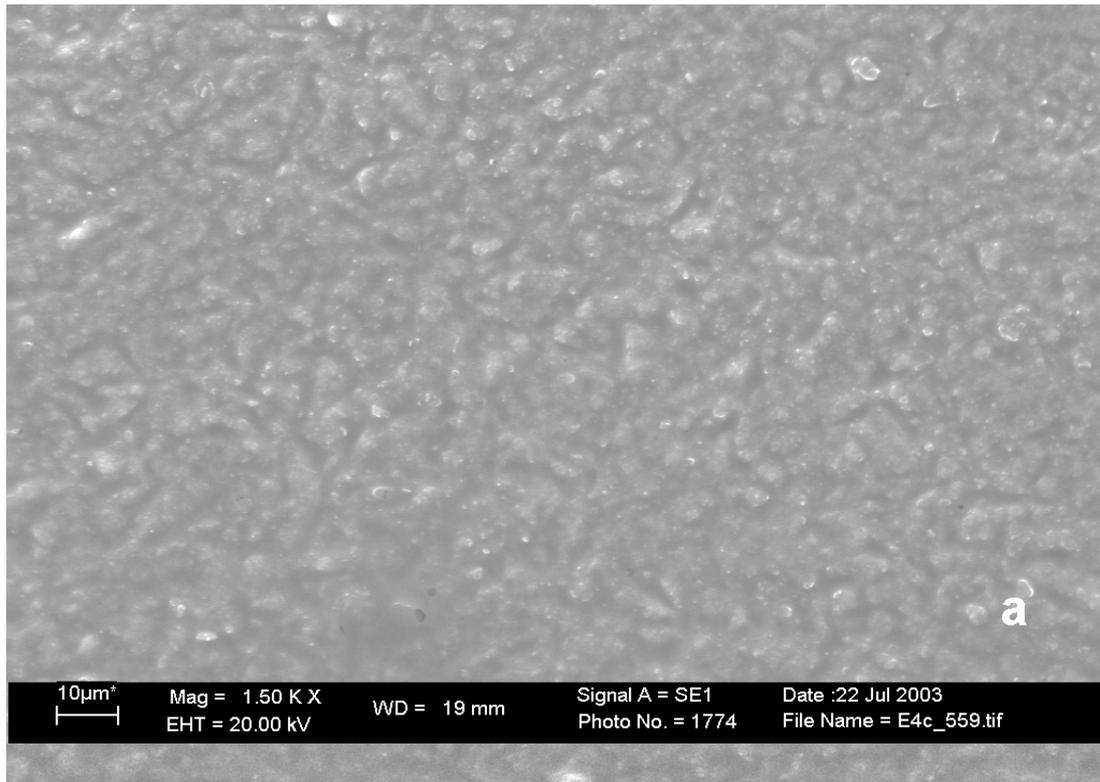


Abb. 15: Mikromorphologie der Schmelzoberfläche nach dem Scherversuch bei 1500-facher Vergrößerung (Gruppe E4c, Prüfkörper Nr. 5); a: Scherbruchoberfläche, bedeckt mit Kunststoff.

### 3.3.2 Prüfkörper mit Dentinoberfläche

Auch bei den Prüfkörpern mit Dentinoberfläche wurden nach dem Scherversuch 2 bzw. 3 Prüfkörper der Gruppen D1c, D4c und D5c<sub>1</sub> nach dem Zufallsprinzip ausgesucht und im Rasterelektronenmikroskop untersucht und ausgewertet.

An den Prüfkörpern der Gruppe D1c waren auf der Scherbruchoberfläche (a, Abb. 16, 17) vereinzelt Reste vom Befestigungskunststoff zu erkennen. Auf dieser Oberfläche wurden vorwiegend Dentinkanäle, (a, Abb. 17) in denen sich Befestigungskunststoff einlagerte („resin tags“), sichtbar. Der befestigte Keramikzylinder (d, Abb. 16, 17) ist beim Schervorgang in sich gebrochen und, es ist ein Teil davon an der Dentinoberfläche verblieben.

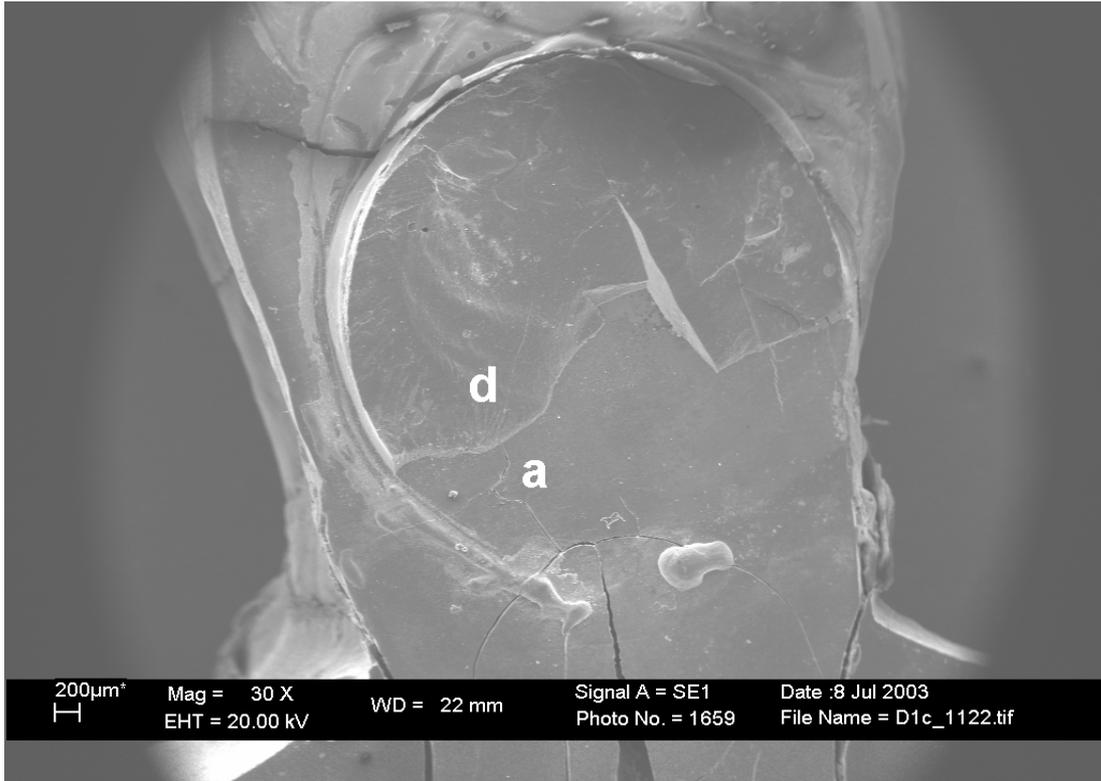


Abb. 16: Mikromorphologie der Dentinoberfläche nach dem Scherversuch bei 30-facher Vergrößerung (Gruppe D1c, Prüfkörper Nr. 11); a: Scherbruchfläche, d: zerbrochener Keramikzylinder.

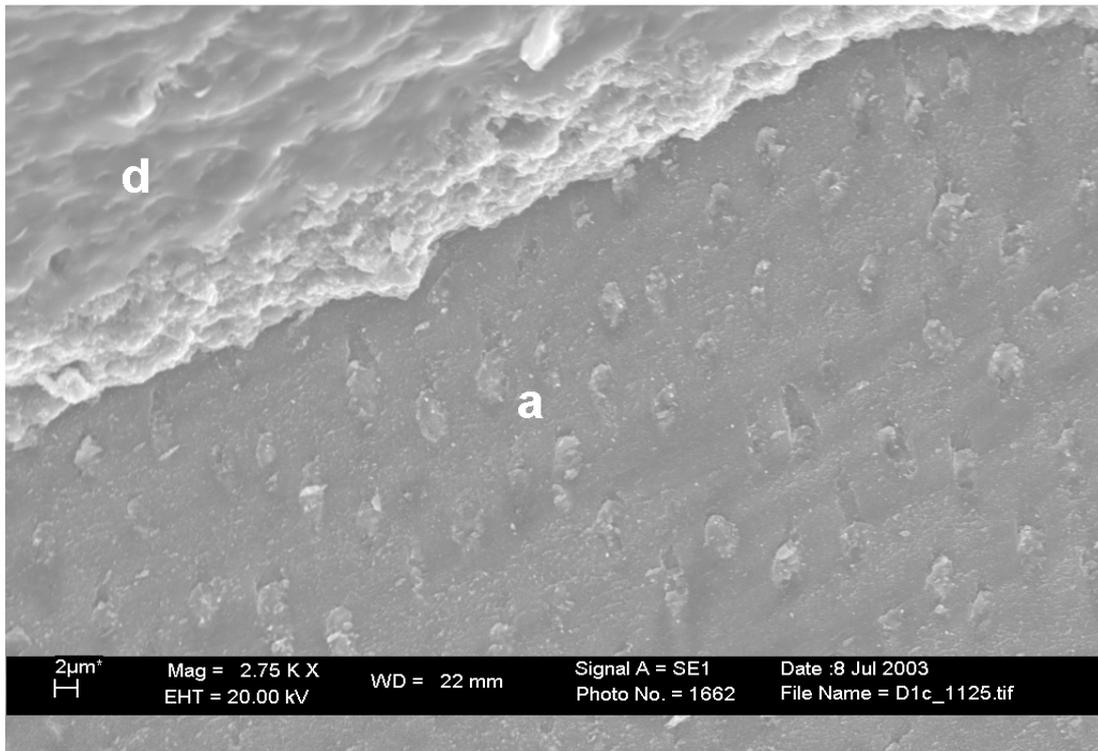


Abb. 17: Mikromorphologie der Dentinoberfläche nach dem Scherversuch bei 2750-facher Vergrößerung (Gruppe D1c, Prüfkörper Nr. 11); a: Scherbruchfläche mit Kunststoffrest in den Dentinkanälen („resin tags“), d: zerbrochener Keramikzylinder.

In der Gruppe D4c waren die Scherbruchoberflächen (a, Abb. 18), sowie die auf den Flächen sichtbaren Dentinkanäle teilweise mit Befestigungskunststoff bedeckt bzw. gefüllt („resin tags“). Es wurden auch hier zirkulär Kunststoffreste am Rand der Klebeoberfläche (b, Abb. 18) sichtbar.

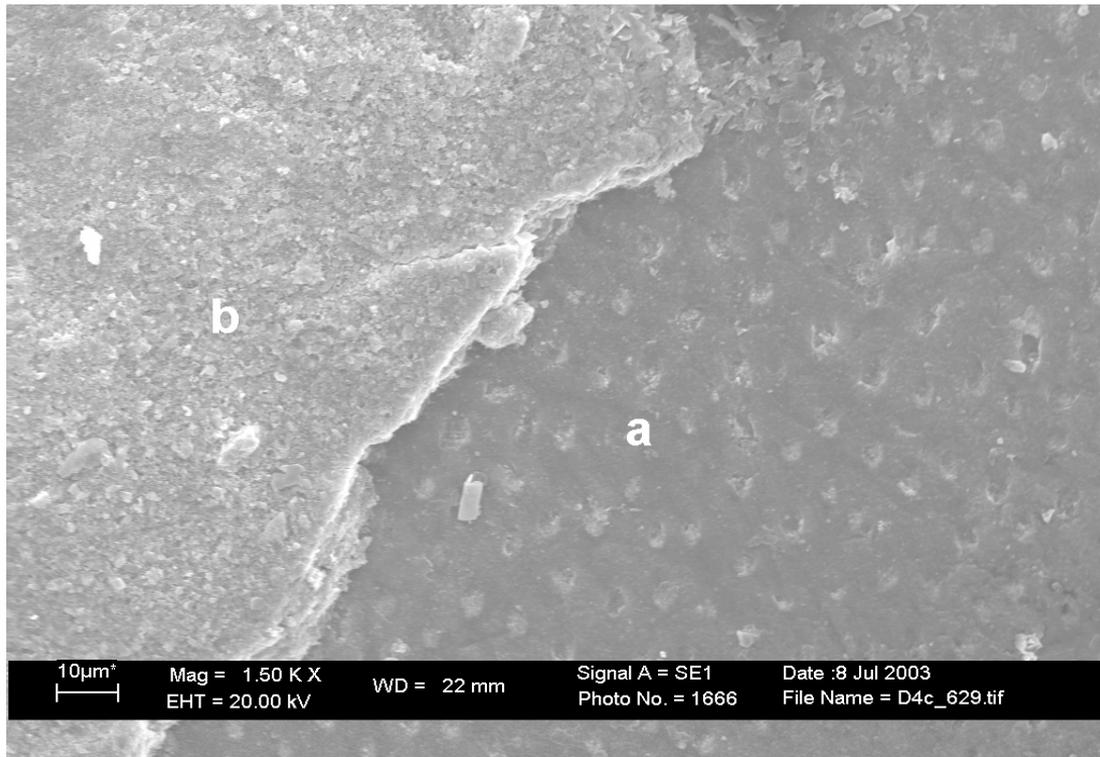


Abb. 18: Mikromorphologie der Dentinoberfläche nach dem Scherversuch bei 1500-facher Vergrößerung (Gruppe D4c, Prüfkörper Nr. 6); a: Scherbruchfläche mit Kunststoffrest in den Dentinkanälen („resin tags“), b: Kunststoffrest am Rand der Klebeoberfläche.

In der letzten Gruppe, deren Mikromorphologie untersucht und ausgewertet wurde (D5c<sub>1</sub>), konnten zirkulär Kunststoffreste am Rand der Klebeoberfläche (b, Abb. 19) sowie Dentinkanäle außerhalb (c, Abb. 19) und innerhalb (a, Abb. 19, 20) der Scherbruchoberfläche erkannt werden. Sie waren zum Teil mit Befestigungskunststoff gefüllt („resin tags“). Eine Vergrößerung der Scherbruchoberfläche (Abb. 20) zeigte, dass diese vereinzelt mit Befestigungskunststoffresten überzogen und die Dentinkanäle mit Kunststoff gefüllt waren.

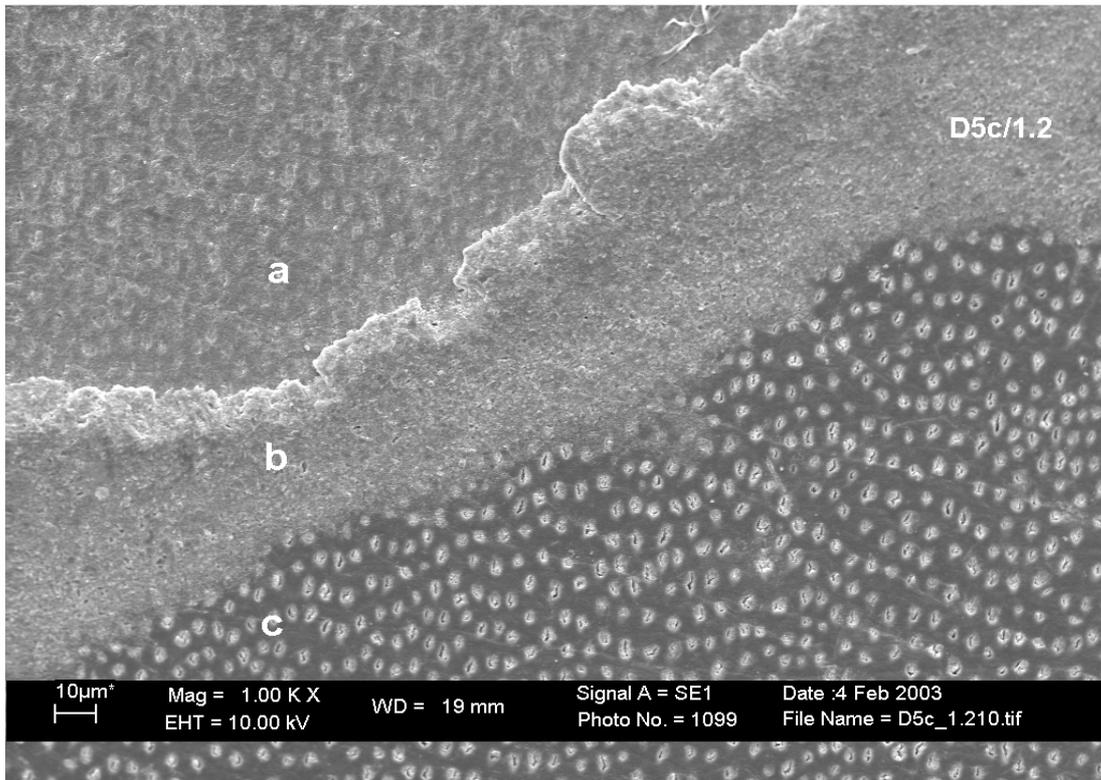


Abb. 19: Mikromorphologie der Dentinoberfläche nach dem Scherversuch bei 1000-facher Vergrößerung (Gruppe D5c/1, Prüfkörper Nr. 2); a: Scherbruchfläche mit Dentinkanäle und Kunststoffrest, b: Kunststoffrest am Rand der Klebeoberfläche, c: Dentinkanäle außerhalb der Scherbruchfläche.

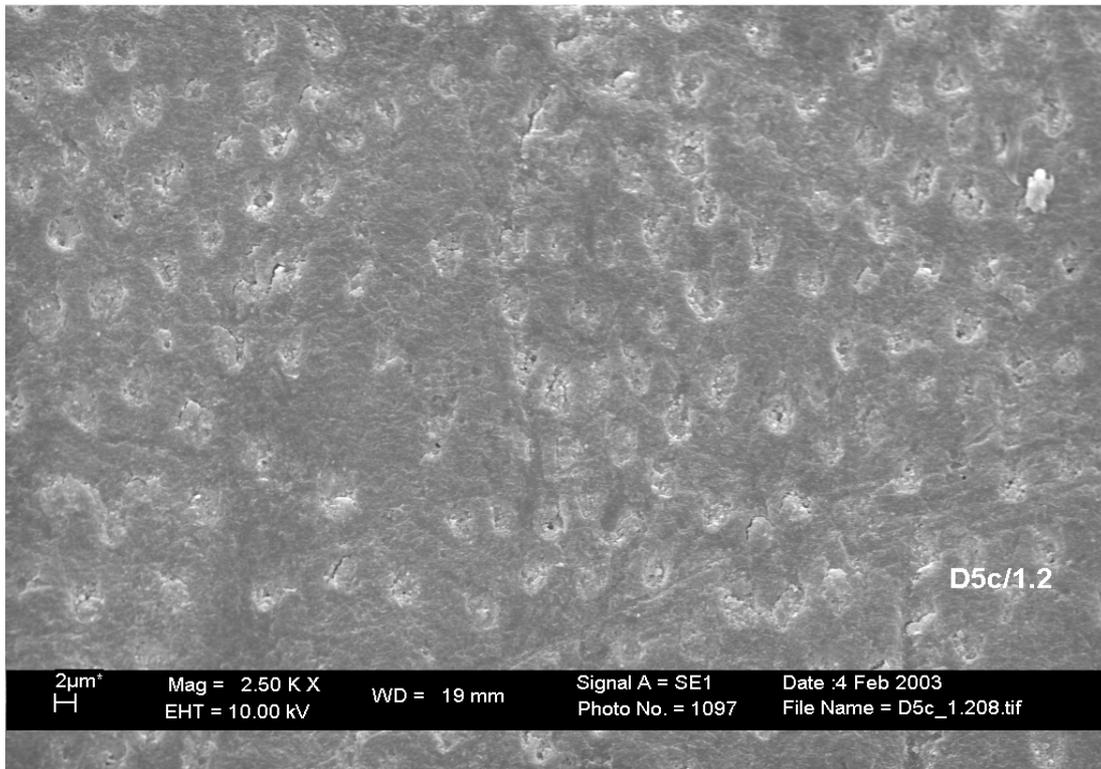


Abb. 20: Mikromorphologie der Dentinoberfläche nach dem Scherversuch bei 2500-facher Vergrößerung (Gruppe D5c<sub>1</sub>, Prüfkörper Nr. 2); Ausschnitt der Scherbruchfläche mit Dentinkanälen und Kunststoffresten (a in Abb. 19), „resin tags“.

Bei der Untersuchung und Auswertung der nach dem Zufallsprinzip ausgewählten Probekörper anhand von Rasterelektronenmikroskop-aufnahmen nach den Scherversuchen konnte an allen Klebeoberflächen - sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin - Befestigungskunststoffreste festgestellt werden. Auf Schmelz konnte eine durchgehende Kunststoffschicht festgestellt werden, auf Dentin hingegen waren nur sporadisch Kunststoffreste zu erkennen sowie auch Kunststoffreste in den Dentinkanälen („resin tags“).

#### 4 Diskussion

Das CoJet-System kann zur Silikatisierung und Reparatur von Metall-, Keramik- und Compositeoberflächen verwendet werden. Die Hauptgründe für eine intraorale Reparatur sind die Vermeidung von Materialkosten für Interimsprothesen und Laborarbeit, die Minimierung des Zeitaufwandes in Praxis und Labor, die Vermeidung der Ausbreitung von möglichen Rissen oder Brüchen (White et al., 1997), die Vorbeugung der Akkumulation von Mikroorganismen und Plaque an der frakturierten Oberfläche (Walton et al., 1986) und selbstverständlich um „konservativ“ zu sein. Durch die feine Körnung des CoJet-Sandes (30µm, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> Körner mit einer Silikatbeschichtung) ist die Abtragraten gegenüber herkömmlichen Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Strahlmitteln deutlich reduziert. Basierend auf Pilotstudien muss die Sandstrahlung mit einer Düsendistanz von 10 mm zur Oberfläche und im 90° Winkel für 15 Sekunden bei 2,3 bar appliziert werden, um optimale Ergebnisse zu erzielen (Proano et al., 1998; Frankenberger, 2000).

Es muss aber auch beachtet werden, dass der Einsatz von CoJet von einer Staubentwicklung begleitet wird, die das Risiko der Inhalation, durch Patient, Zahnarzt und Assistenz, mit sich bringt. Da bisher hinsichtlich der Effektivität der zahnärztlichen Absaugeinrichtungen, Streuung der Strahlpartikel, Ingestion oder Inhalation nur geringe Erfahrungen vorliegen, ist die Relevanz der Staubwirkung nicht bekannt. Solange aber ist in jedem Fall von einer Gefährdung auszugehen, was den Kofferdam zur Abdichtung der oralen Luftwege des Patienten und den Mundschutz für Zahnarzt und Assistenz erforderlich macht. Ebenso ist eine starke Absaugvorrichtung sowie ein Beutel zum Auffangen des Sandstrahles von Vorteil, sowie eine Schutzbrille für alle Beteiligten (Roeters, 2000).

Mehrere in-vitro Studien von neueren Keramikreparatursystemen geben sehr unterschiedliche Ergebnisse über die erzielten Scherfestigkeiten an. Diese liegen zwischen 1 MPa und 20 MPa (Pratr, 1989; Hayakawa, 1992; Wolf, 1992; Appeldoorn, 1993; Berksun, 1994).

Die Ergebnisse dieser in vitro Studie zeigten, dass CoJet für die Anwendung zur Reparatur defekter Ränder vollkeramischer Restaurationen bedingt

eingesetzt werden kann. Bei zwei von fünf Versuchsgruppen (E2c, E3c), auf Schmelz, hatten sich komplett alle Keramikzylinder mitsamt dem Befestigungskunststoff während des Thermocyclingbades gelöst. Bei einer anderen Versuchsgruppe (E5c) wiederum sind nur zwei Keramikzylinder haften geblieben, die im Scherversuch niedrige Haftwerte ergaben. Ähnliche Ergebnisse waren auch bei den sechs Versuchsgruppen an der Dentinoberfläche zu erkennen. Eine Versuchsgruppe (D2c) verlor während des Thermocyclingbades ebenfalls komplett die beklebten Keramikzylinder. An zwei weiteren Gruppen (D3c, D5c<sub>2</sub>) kamen jeweils nur ein beziehungsweise zwei Probekörper zum Scherversuch. Auch hier lagen die gemessenen Scherergebnisse weit unter dem klinisch suffizienten Bereich.

Lediglich solche Gruppen, die dem Partikelstrahl nur indirekt ausgesetzt waren (E4c, D4c, Staubbedeckung), sowohl bei der Schmelz- als auch bei der Dentinoberfläche, konnten vollständig oder mit minimalem Verlust (bei D4c zwei zu Verlust gegangen) dem Scherversuch zugeführt werden. Die Ergebnisse dieser Gruppen lagen im klinisch suffizienten (> 20 MPa) bzw. klinisch akzeptablen (15 – 20 MPa) Bereich der Verbundfestigkeit. Diese erreichten damit Verbundfestigkeiten, die denen der klinischen Referenzverfahren (E1c, D1c, D5c<sub>1</sub>) nahe kommen. Für Schmelz wird eine Scherfestigkeit von 30 - 60 MPa (Groten et al., 2001) und für Dentin eine Scherfestigkeit von 20 MPa angegeben (Anusavice, 1996).

Es wurden 2 bis 3 Probekörper nach dem Zufallsprinzip aus jeder Gruppe ausgewählt. Bei der Untersuchung und Auswertung dieser Probekörper nach den Scherversuchen, konnte an allen Klebeoberflächen, sowohl an Schmelz als auch an Dentin, Reste von Befestigungskunststoff festgestellt werden. Auf den Schmelzklebeoberflächen konnte durchgehend eine dünne Schicht Kunststoff beobachtet werden (Abb. 12, 13, 15), was für eine starke adhäsive Bindung zwischen Schmelzoberfläche und Kunststoff spricht (Haselton, 2001) und einen Kohäsivbruch im Kunststoff bedeutet. Auf den Dentinklebeoberflächen hingegen waren deutlich die Dentinkanäle zu erkennen, in denen sich Reste vom Befestigungskunststoff befanden. Nur sporadisch befanden sich Kunststoffreste auf der eigentlichen

Klebeoberfläche (Abb. 17, 18, 19, 20). Das spricht für einen kombiniert adhäsiv - kohäsiven Bruchverlauf (Haselton, 2001) und eine weniger starke Adhäsion von Kunststoff zu Dentin als zu Schmelz.

In den Referenzgruppen E1c und D1c, in der mediane Haftwerte von 36,1 MPa und 37 MPa gemessen wurden (klinisch suffizienter Bereich > 20 MPa) wie auch vereinzelt in der Gruppe E4c (Median 28,3 MPa), welche indirekt mit CoJet-Sand bestrahlt wurde, kam es zum Bruch des Keramikzylinders und teilweiser Anhaftung von Keramik auf der Dentin- bzw. Schmelzoberfläche (Abb. 14, 16). Mikroskopisch waren Teile vom Keramikzylinder, die auf den Scherbruchoberflächen haften blieben, sichtbar. Bei der makroskopischen Inspektion der anderen Prüfkörper bestätigte sich dieses Bild. Dieses Phänomen trat bei der Dentinreferenzgruppe 8-mal und bei der Schmelzreferenzgruppe 9-mal auf. Hingegen bei der Schmelzgruppe E4c (indirekte Bestrahlung) nur 2-mal.

Anfangsstudien haben gezeigt, dass intraorale Reparaturen von Keramikrestorationen ein lösbares Problem darstellen (Rada, 1991; Appeldorn et al., 1993). Auch das CoJet –Strahlverfahren wird als eine alternative Methode zur Reparatur von defekten Keramik bzw. VMK Restorationen angesehen (Frankenberger, 2000; Haselton, 2001; Bouschlicher, 1997). Auch wenn einige Ergebnisse dieser Studie überraschend ausfallen, kann man davon ausgehen dass eine Verwendung von CoJet zu intraoralen Reparaturen, sowohl im Schmelz als auch im Dentin, mit indirekter Bestrahlung durchaus klinisch akzeptable Ergebnisse liefern, wie aus den medianen Haftwerten zu erkennen ist. Ferner sprechen erste klinische Beobachtungen zum Langzeiterfolg von Reparaturen an Rändern von Keramikrestorationen für die Anwendung der selektiven tribochemischen Konditionierung der Keramikoberflächen mit CoJet (Jaeger et al., 2003).

## **5 Schlussfolgerung**

Alle direkt (unter 90°, 45°, tangential) mit CoJet konditionierten Flächen natürlicher Zahnhartsubstanz (E2c, E3c, E5c, D2c, D3c, D5c<sub>2</sub>) zeigten keinen ausreichend langzeitstabilen Adhäsivverbund. Nur die Gruppen, die dem Sandstrahl indirekt ausgesetzt waren (Staubbedeckung: E4c, D4c) erreichten Verbundfestigkeiten ähnlich wie die klinischen Referenzverfahren (E1c, D1c, D5c<sub>2</sub>). Bei Anwendung von CoJet zur intraoralen Konditionierung von defekten Restaurationsrändern sollten präparierte im Defektbereich liegende Schmelz- oder Dentinflächen nicht direkt mit CoJet abgestrahlt und konditioniert werden.

## 6 Zusammenfassung

Reparaturen an feststehendem Zahnersatz sind nur mit Einschränkung möglich. Um den Aufwand einer Neuversorgung zu vermeiden, bedarf es geeigneter Strategien, um intraoral den komplexen Anforderungen verschiedenster Materialien und der Zahnhartsubstanzen gerecht zu werden. Ziel des Projektes war es, zu prüfen, wie sich mit CoJet, einem tribochemischen, adhäsiven Konditionierungsverfahren für Hartstoffflächen, in vitro simulierte Reparaturen im Scherversuch verhalten, um Hinweise auf ihre eventuelle klinische Anwendbarkeit zu erhalten. Aus extrahierten humanen Zähnen wurden Prüfkörper hergestellt, jeweils 5 Gruppen mit Schmelz- und 5 mit Dentinoberflächen. Gemäß vier verschiedenen klinischen Szenarien wurden die aufbereiteten Zahnflächen sowohl unter 90- und 45°-Winkel mit CoJet-Sand abgestrahlt (direkt), als auch nur den Staub- oder Streupartikeln des Strahlgutes ausgesetzt (indirekt). Als Positivkontrollen für „klinische Anwendbarkeit“ dienten die Referenzverfahren der etablierten Adhäsivtechnik auf Schmelz und Dentin („gold standard“). Auf die konditionierten Oberflächen wurden Keramikzylinder mit dentalem Befestigungskunststoff geklebt. Vor dem Scherversuch in einer Universaltestmaschine nach ISO 10477 wurden die Prüfkörper einem Thermocyclingprozeß von ca. 16000 Zyklen (simuliert 5 Jahre klinische Liegedauer) ausgesetzt. Neben der Zielgröße Abscherspannung wurde die Bruchflächenmorphologie exemplarisch im Rasterelektronenmikroskop analysiert.

Alle direkt und tangential mit CoJet konditionierten Prüfflächen zeigten keinen ausreichend langzeitstabilen Adhäsivverbund.

Nur die Gruppen, die dem Sandstrahl indirekt ausgesetzt waren (Staubbedeckung), erreichten den klinischen Referenzverfahren ähnliche Verbundfestigkeiten. Der mediane Haftwert der indirekt bestrahlten Proben auf Schmelz lag mit bei 28,3 MPa im klinisch suffizienten Bereich, auf Dentin mit einem Median bei 14,9 MPa im klinisch akzeptablen Bereich. Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung dieser Bruchflächen ergab im Schmelz durchgehend eine dünne Schicht Befestigungskunststoff, was auf

einen vorwiegend kohäsiven Scherbruch im Befestigungskunststoff hinweist und die hohen Haftwerte bestätigt.

Auf Dentin waren dagegen die Dentinkanälchen, in denen sich Reste vom Befestigungskunststoff befand, sichtbar. Kunststoffreste auf der Dentinoberfläche gab es nur vereinzelt, was auf einen kombiniert adhäsiv-kohäsiven Scherbruch hinweist und mit den geringeren Haftwerten als auf Schmelz beobachtet in Einklang steht. Das CoJet-Verfahren erreicht klinisch akzeptable Haftwerte für die Reparatur defekter Restaurationsränder, um so eine Neuanfertigung zu vermeiden. Die direkte Exposition von natürlichen Zahnoberflächen mit dem Strahlgut sollte dabei jedoch durch geeignete Maßnahmen wie korrekten Strahlwinkel und Abdeckung von Schmelz oder Dentin so gut wie möglich verhindert werden.

## 7 Anhang

### 7.1 Einverständniserklärung

 <p>Eberhard-Karls-Universität <b>UKT</b> Universitätsklinikum Tübingen</p>	<p style="text-align: center;"><b>Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde</b> Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. H. Weber</p> <p>Tel. Sekretariat: 07071-2985152 Tel. Pforte: 07071-2982152 Fax: 07071-295917</p> <p style="text-align: center;"><b>OA Dr. Martin Groten</b></p> <p>Durchwahl: 07071-2986183 e-mail: martin.groten@med.uni-tuebingen.de</p>
<p>Prof. Dr. H. Weber Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik Osianderstraße 2-8, D-72076 Tübingen</p>	
<h3>Einverständniserklärung zur Studienteilnahme</h3>	
<p>Ich, _____, wurde von meinem Zahnarzt vollständig über Wesen, Bedeutung, Tragweite sowie über den angestrebten medizinischen und wissenschaftlichen Nutzen der Laborstudie mit dem Titel</p>	
<p><b>„Untersuchungen zum Etablieren einer intraoralen Reparaturmethode an defekten Keramikrestorationen“</b></p>	
<p>aufgeklärt. Ich hatte ausreichend Zeit, mich zur Unterstützung dieser Studie zu entscheiden und bin mir bewusst, daß meine Entscheidung freiwillig ist. Ich weiß, daß ich diese Zustimmung zwar ohne Angabe von Gründen widerrufen kann, ohne daß sich dieser Entschluss nachteilig auf meine Behandlung als Patient der Zahnklinik auswirken wird, daß mein Widerruf aber eventuell wirkungslos bleibt, da die Nutzung der Spendezähne anonym und unter Verlust der Identität des Spenders erfolgt.</p>	
<p>Ich habe eine Kopie der Patienteninformation und dieser Einwilligungserklärung erhalten.</p>	
<p>Hiermit erkläre ich mich mit der Verwendung der bei mir extrahierten Zähne für den oben beschriebenen Zweck einer wissenschaftlichen Untersuchung einverstanden.</p>	
_____ (Ort, Datum)	_____ (Unterschrift des Patienten)
_____ (Ort, Datum)	_____ (Unterschrift des Zahnarztes)

**Studienleiter:**  
**OA Dr. med. dent. Martin Groten**  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik  
(Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. Heiner Weber)  
Zahnklinik/ Universitätsklinikum Tübingen  
Osianderstraße 2-8  
D 72076 Tübingen

**Notdienste:**

Tel.: 07071/ 29 86183	Prothetik Zentrale:	29 86185 (08.00-17.00 Uhr)
Fax: 07071/ 29 5917	Pforte Zahnklinik:	29 82152 (17.00-08.00 Uhr)

Version 02-02, ersetzt 02-01 Pfad:76in/out.aajump:TSL:TSL-projekte:Diss-Argiriou-Coj02:Cojet02-WfnCo02-02.doc

## 7.2 Patienteninformation



Prof. Dr. H. Weber Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Osianderstraße 2-8, D-72076 Tübingen

**Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde**  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. H. Weber

Tel. Sekretariat: 07071-2985152  
Tel. Pforte: 07071-2982152  
Fax: 07071-295917

**OA Dr. Martin Groten**

Durchwahl: 07071-2986183  
e-mail: martin.groten@med.uni-tuebingen.de

### **Patienteninformation zur Aufklärung**

(2 Seiten)

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

bei Ihnen sind ein oder mehrere Zähne entfernt worden oder sollen entfernt werden. Solche extrahierten Zähne werden, wenn Sie sie nicht selbst behalten wollen, von der Zahnklinik entsorgt. Derzeit benötigen wir (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik) frisch extrahierte Zähne für die Aufbereitung in einer wissenschaftlichen Untersuchung in Zusammenarbeit mit der Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie (wissenschaftlicher Leiter: Prof. Dr. Dipl. Ing. J. Geisgerstorfer). Titel:

#### **„Untersuchungen zum Etablieren einer intraoralen Reparaturmethode an defekten Keramikrestaurationen“**

In dieser Laborstudie wird die Haftung von Kunststoff bei gleichzeitigem Bekleben von Gold oder Keramik und dem natürlichen Zahn untersucht. So eine Klebung kann bei der Reparatur defekter zahnärztlicher Restaurationen im Mund erforderlich werden. Besonders interessiert uns der Einfluß eines speziellen Sandstrahlverfahrens auf die Zahnoberfläche in Nachbarschaft zu Gold und Keramik. Für die Untersuchung werden aus extrahierten Zähnen flache Probekörper aus Schmelz und Dentin gewonnen, den Sandstrahl- und Klebeverfahren unterzogen und auf die Haftkraft des Kunststoffklebers hin getestet. Die Probekörper werden anschließend für eventuelle mikroskopische Untersuchungen der Haftflächen aufbewahrt oder entsorgt.

Die Verwendung (eines) Ihrer Zähne erfolgt anonym ohne Ihre Identität preiszugeben. Eine Verwendung zu anderen Zwecken oder kommerzielle Nutzung wird nicht stattfinden. Sie selbst haben als Spender eines Zahnes weder einen persönlichen Nutzen, noch einen Schaden. Wir hoffen aber, mit den Ergebnissen der Studie die zahnärztlichen Therapiemöglichkeiten weiterentwickeln zu können.

Wir wären Ihnen für Ihr Einverständnis, Ihre Zähne ausschließlich für die geschilderte Studie verwenden zu können, sehr dankbar. Wir möchten Sie darauf hinweisen, daß sie uns gegenüber zu nichts verpflichtet sind. Wenn Sie nicht einverstanden sind, müssen Sie sich nicht rechtfertigen. Ihre Entscheidung wird keinerlei nachteiligen Einfluß auf Ihren Status als Patientin/ Patient unserer Klinik oder Ihre zahnärztliche Behandlung haben. Es wird allerdings praktisch nicht unbefristet möglich sein, Ihren Zahn zurückzugeben, wenn Sie Ihr einmal gegebenes Einverständnis zurückziehen möchten. Die Weiterverarbeitung der Zähne anonym erfolgt und daher die Verbindung zur Identität des Spenders verloren gehen wird.

Abschließend möchten wir Sie bitten, uns die Kenntnisnahme dieses Informationsbogens nachstehend zu bestätigen.

Ich, \_\_\_\_\_, habe diese Patienteninformation zur Kenntnis genommen,  
(Name des Patienten)

\_\_\_\_\_  
(Ort, Datum)

\_\_\_\_\_  
(Unterschrift des Patienten)

\_\_\_\_\_  
(Ort, Datum)

\_\_\_\_\_  
(Unterschrift des aufklärenden Zahnarztes)

### 7.3 Material und Daten

E1c<sub>(02-12)</sub>.1, E1c<sub>(02-12)</sub>.2, E1c<sub>(02-12)</sub>.3, E1c<sub>(02-12)</sub>.4, E1c<sub>(02-12)</sub>.5, E1c<sub>(02-12)</sub>.6,

E1c<sub>(02-12)</sub>.7, E1c<sub>(02-12)</sub>.8, E1c<sub>(02-12)</sub>.9, E1c<sub>(02-12)</sub>.10, E1c<sub>(02-12)</sub>.11, E1c<sub>(02-12)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Total Etch Ätzel	Ivoclar Vivadent	E 14480	04.2004
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator (gelb/A3)	Ivoclar Vivadent	D 60963	03.2004
Variolink II Base (gelb/A3)	Ivoclar Vivadent	D 60431	02.2004

E2c<sub>(03-02)</sub>.1, E2c<sub>(03-02)</sub>.2, E2c<sub>(03-02)</sub>.3, E2c<sub>(03-02)</sub>.4, E2c<sub>(03-02)</sub>.5, E2c<sub>(03-02)</sub>.6,

E2c<sub>(03-02)</sub>.7, E2c<sub>(03-02)</sub>.8, E2c<sub>(03-02)</sub>.9, E2c<sub>(03-02)</sub>.10, E2c<sub>(03-02)</sub>.11, E2c<sub>(03-02)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Total Etch Ätzel	Ivoclar Vivadent	E 53339	02.2004
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator (Transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61246	03.2004
Variolink II Base (transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61049	04.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	05.2003

E3c<sub>(03-02)</sub>.1, E3c<sub>(03-02)</sub>.2, E3c<sub>(03-02)</sub>.3, E3c<sub>(03-02)</sub>.4, E3c<sub>(03-02)</sub>.5, E3c<sub>(03-02)</sub>.6,

E3c<sub>(03-02)</sub>.7, E3c<sub>(03-02)</sub>.8, E3c<sub>(03-02)</sub>.9, E3c<sub>(03-02)</sub>.10, E3c<sub>(03-02)</sub>.11, E3c<sub>(03-02)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Total Etch Ätzel	Ivoclar Vivadent	E 29306	07.2004
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator (Transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61246	03.2004
Variolink II Base (transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61049	04.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	05.2003

E4c<sub>(03-04)</sub>.1, E4c<sub>(03-04)</sub>.2, E4c<sub>(03-04)</sub>.3, E4c<sub>(03-04)</sub>.4, E4c<sub>(03-04)</sub>.5, E4c<sub>(03-04)</sub>.6,

E4c<sub>(03-04)</sub>.7, E4c<sub>(03-04)</sub>.8, E4c<sub>(03-04)</sub>.9, E4c<sub>(03-04)</sub>.10, E4c<sub>(03-04)</sub>.11, E4c<sub>(03-04)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Total Etch Ätzel	Ivoclar Vivadent	E 29306	07.2004
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	07.2003
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	03.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	05.2003

E5c<sub>(03-04)</sub>.1, E5c<sub>(03-04)</sub>.2, E5c<sub>(03-04)</sub>.3, E5c<sub>(03-04)</sub>.4, E5c<sub>(03-04)</sub>.5, E5c<sub>(03-04)</sub>.6,

E5c<sub>(03-04)</sub>.7, E5c<sub>(03-04)</sub>.8, E5c<sub>(03-04)</sub>.9, E5c<sub>(03-04)</sub>.10, E5c<sub>(03-04)</sub>.11, E5c<sub>(03-04)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Total Etch Ätzel	Ivoclar Vivadent	E 29306	07.2004
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	07.2003
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	03.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	05.2003

D1c<sub>(03-02)</sub>.1, D1c<sub>(03-02)</sub>.2, D1c<sub>(03-02)</sub>.3, D1c<sub>(03-02)</sub>.4, D1c<sub>(03-02)</sub>.5, D1c<sub>(03-02)</sub>.6,

D1c<sub>(03-02)</sub>.7, D1c<sub>(03-02)</sub>.8, D1c<sub>(03-02)</sub>.9, D1c<sub>(03-02)</sub>.10, D1c<sub>(03-02)</sub>.11, D1c<sub>(03-02)</sub>.12:

Produkt	Hersteller	LOT. Nr.	Ablaufdatum
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator (transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61246	03.2004
Variolink II Base (transparent)	Ivoclar Vivadent	D 61049	04.2004
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004

D2c<sub>(03-03)</sub>.1, D2c<sub>(03-03)</sub>.2, D2c<sub>(03-03)</sub>.3, D2c<sub>(03-03)</sub>.4, D2c<sub>(03-03)</sub>.5, D2c<sub>(03-03)</sub>.6,

D2c<sub>(03-03)</sub>.7, D2c<sub>(03-03)</sub>.8, D2c<sub>(03-03)</sub>.9, D2c<sub>(03-03)</sub>.10, D2c<sub>(03-03)</sub>.11, D2c<sub>(03-03)</sub>.12:

<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>LOT. Nr.</b>	<b>Ablaufdatum</b>
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	03.2004
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	07.2003
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	08.2003

D3c<sub>(03-04)</sub>.1, D3c<sub>(03-04)</sub>.2, D3c<sub>(03-04)</sub>.3, D3c<sub>(03-04)</sub>.4, D3c<sub>(03-04)</sub>.5, D3c<sub>(03-04)</sub>.6,

D3c<sub>(03-04)</sub>.7, D3c<sub>(03-04)</sub>.8, D3c<sub>(03-04)</sub>.9, D3c<sub>(03-04)</sub>.10, D3c<sub>(03-04)</sub>.11, D3c<sub>(03-04)</sub>.12:

<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>LOT. Nr.</b>	<b>Ablaufdatum</b>
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	03.2004
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	07.2003
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	08.2003

D4c<sub>(03-04)</sub>.1, D4c<sub>(03-04)</sub>.2, D4c<sub>(03-04)</sub>.3, D4c<sub>(03-04)</sub>.4, D4c<sub>(03-04)</sub>.5, D4c<sub>(03-04)</sub>.6,

D4c<sub>(03-04)</sub>.7, D4c<sub>(03-04)</sub>.8, D4c<sub>(03-04)</sub>.9, D4c<sub>(03-04)</sub>.10, D4c<sub>(03-04)</sub>.11, D4c<sub>(03-04)</sub>.12:

<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>LOT. Nr.</b>	<b>Ablaufdatum</b>
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	03.2004
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	07.2003
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	08.2003

D5c/1(02-12).1, D5c/1(02-12).2, D5c/1(02-12).3, D5c/1(02-12).4, D5c/1(02-12).5,  
D5c/1(02-12).6, D5c/1(02-12).7, D5c/1(02-12).8, D5c/1(02-12).9, D5c/1(02-12).10,  
D5c/1(02-12).11, D5c/1(02-12).12:

<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>LOT. Nr.</b>	<b>Ablaufdatum</b>
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator (gelb/A3)	Ivoclar Vivadent	D 60963	03.2004
Variolink II Base (gelb/A3)	Ivoclar Vivadent	D 60431	02.2004
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004
Heliobond	Ivoclar Vivadent	---	07.2006

D5c/2(03-04).1, D5c/2(03-04).2, D5c/2(03-04).3, D5c/2(03-04).4, D5c/2(03-04).5,  
D5c/2(03-04).6, D5c/2(03-04).7, D5c/2(03-04).8, D5c/2(03-04).9, D5c/2(03-04).10,  
D5c/2(03-04).11, D5c/2(03-04).12:

<b>Produkt</b>	<b>Hersteller</b>	<b>LOT. Nr.</b>	<b>Ablaufdatum</b>
Pell-ex	Hawe-Neos Dental	909128	---
Ceramic Etching Gel	Ivoclar Vivadent	C 57842	06.2004
Monobond-S	Ivoclar Vivadent	C 24280	03.2003
Variolink II Katalysator	Ivoclar Vivadent	D 59006	03.2004
Variolink II Base	Ivoclar Vivadent	D 04797	07.2003
Syntac Primer	Ivoclar Vivadent	D 58443	01.2004
Syntac Adhäsiv	Ivoclar Vivadent	D 59471	02.2004
CoJet-Sand	ESPE	---	08.2003

## 7.4 Abkürzungsverzeichnis

A	Verbundfläche
Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
c	Keramik (ceramic)
ca.	circa
D	Dentin (Dentinum)
d	Durchmesser
d. h.	das heißt
E	Schmelz (Enamelum)
F	Kraft
H	Hypothese
max	Maximum
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
N	Newton
o. g.	oben genannt
$\pi$	3,14
r	Radius
REM	Rasterelektronenmikroskop
s.	siehe
Std. Abweichung	Standardabweichung
$\tau$	Scherspannung
v. a.	vor allem
vgl.	vergleiche
vs.	versus
z.B.	zum Beispiel

## 8 Literatur

1. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K. (1995)  
Adhäsion of composite to porcelain with various surface conditions.  
Journal of Prosthetic Dentistry 73, 464-470
2. Anusavice KJ. (1996)  
Phillips` science of dental materials.  
10 th ed. Philadelphia: WB Saunders Co; p.63,309,606
3. Appeldoorn RE, Wilwerding TM, Barkmeier WW. (1993)  
Bond strength of composite resin to porcelain with newer generation  
porcelain repair systems.  
Journal of Prosthetic Dentistry 70, 6-11
4. Bahrs M. (2000)  
Auswirkungen der Flamm-Vorkonditionierung auf die Metall-Kunststoff-  
Verbundfestigkeit des Siloc-Systems.  
Tübingen, Univ. Diss.
5. Barkmeier WW, Shaffer SE, Gwinnett AJ. (1986)  
Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and  
morphology.  
Oper Dentistry 11, 111-116
6. Beetke E, Slowikowski S, Meißner M. (1998)  
Partikelstrahlgeräte - Möglichkeiten und Grenzen.  
Laser- Journal, 17-22
7. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. (1998)  
Effect of an acid primer on shear bond strength of orthodontic brackets.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 114, 243-  
247
8. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Jakobsen JR. (1999)  
Effect of an acid primer on shear bond strength of orthodontic brackets.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 115, 24-  
28
9. Bourke BM, Rock WP. (1999)  
Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to  
porcelain.  
British Journal of Orthodontics 26, 285-290

10. Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vagas MA. (1997)  
Surface treatment for the repair of composite resin.  
Journal of the American Dental Association 10, 279-283
  
11. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. (1990)  
Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 98, 348-353
  
12. Browne RH. (1979)  
On visual assessment of the significance of a mean difference.  
Biometrics 35, 657-665
  
13. Buonocore M. (1955)  
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
Journal of Dental Research 34, 849-853
  
14. Calamia JR, Simonsen RJ. (1984)  
Effect of coupling agents on the strength of etched porcelain [IADR Abstract No. 79].  
Journal of Dental Research 63, 179
  
15. CRA. (2000)  
Core Buildup and adhesive incompatibility.  
Clinical Research Associates Newsletter 24 (6), 1-2.
  
16. Edelhoff D, Marx R. (1995)  
Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 50, 112-117
  
17. 3M ESPE Produktdossier. (2002)  
COJET System, Seefeld, Deutschland
  
18. Fischer S. (1999)  
In-vitro-Untersuchungen orthodontischer Adhäsivsysteme zur Verbundfestigkeit nach Sandblasting auf Gold, Composite und Aufbrennkeramik.  
Tübingen, Univ. Diss.
  
19. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J. (2000)  
Repair Strength of Etcher vs Silica-Coated Metal-Ceramic and All-Ceramic Restorations.  
Operative Dentistry 25, 209-215

20. Gardner MJ, Altman DG. (1988)  
Estimating with Confidence.  
British Medical Journal, Vol. 296 (6631), 1210-1211
  
21. Geis-Gerstorfer J, Kim C-M, Schille Ch, Woo Y-H. (1998)  
Bond strength of dental composite resins to metal. In: Hui D (Hrsg.):  
ICCE/5, 311-312 (1998).  
5th International Conference on Composite Engineering, Las Vegas, 5.-  
11.
  
22. Groten M, Groten P, Geis-Gerstorfer J, Götz G. (2002)  
Adhesive conditioning of restoration surfaces by intraorally applicable  
techniques.  
J Dent Res 81 (Spe Iss B, Abstr. #419), 282
  
23. Groten M, Pröbster L. (1998)  
Klinik der adhäsiven Keramikrestorationen im Seitenzahngebiet. In:  
Pröbster L (Hrsg.): Innovative Verfahren in der Zahnheilkunde.  
Springer-Verlag, Heidelberg
  
24. Groten P, Groten M, Geis-Gerstorfer J. (2001)  
Die intraorale Konditionierung von keramischen und metallischen  
Restaurationsflächen für die Adhäsivtechnik in der Kieferorthopädie mit  
dem COJET-Verfahren,  
Studienbericht, Projekt im Rahmen des Hochschulsonderprogramms III,  
Tübingen
  
25. Guggenberger R. (1989)  
Das ROCATEC-System - Haftung durch tribochemische Beschichtung.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 44, 874-876
  
26. Hayakawa T, Horie K, Aida M, et al. (1992)  
The influence of surface conditions and silane agents on the bond of resin  
to dental porcelain.  
Dental Materials 8, 238-240
  
27. Horn HR. (1983)  
A new lamination: Porcelain bonded to enamel.  
New York State Dental Journal 49, 401-403
  
28. Dentistry - Polymer-based crown and bridge materials, ISO 10477. (2004)  
German Version EN ISO 10477

29. Jaeger B, Groten M, Argiriou N. (2003)  
Clinical Performance of intraorally repaired restoration margins over about 2 Years  
J Dent Res 82 (Spec Iss B, Abstr # 2622), 338
  
30. Jost-Brinkmann PG, Can S, Drost C. (1996a)  
In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic, and composite. Part 2: Bonding to porcelain and composite resin.  
Journal of Orofacial Orthopedics 57, 132-141
  
31. Jost-Brinkmann PG, Drost C, Can S. (1996b)  
In-vitro study of the adhesive strengths of brackets on metals, ceramic, and composite. Part 1: Bonding to precious metals and amalgam.  
Journal of Orofacial Orthopedics 57, 76-87
  
32. Kim, C-M. (1998)  
Vergleichende in-vitro-Untersuchungen zur Festigkeit neuer Kunststoff-Verbund-Technologien.  
Tübingen, Univ. Diss.
  
33. Ludwig K, Joseph K. (1994)  
Untersuchungen zur Festigkeit des Adhäsivverbundes zwischen IPS-Empress und Dualcement.  
Quintessenz Zahntechnik 20, 71-81
  
34. Major PW, Koehler JR, Manning KE. (1995)  
24-hour shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to porcelain using various adhesion promoters.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 108, 322-329
  
35. Männer-Mayer A. (2000)  
Einfluss der Kleberschichtdicke auf die Haftfestigkeit von Brackets.  
Tübingen, Univ. Diss.
  
36. Nebbe B, Stein E. (1996)  
Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain surfaces.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 109, 431-436
  
37. Newman GV. (1964)  
Bonding plastic orthodontic attachments to tooth enamel.  
New York State Dental Society 35, 901

38. Newman SM, Dressler KB, Grenadier MR. (1984)  
Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane.  
American Journal of Orthodontics 86, 503-506
39. Pietsch-Breitfeld B, Sens B, Rais S. (1996)  
GMDS-Arbeitsgruppe Qualitätssicherung in der Medizin. Begriffe und Konzepte des Qualitätsmanagements.  
Informatik, Biometrie und Epidemiologie in Medizin und Biologie 27, 200-230
40. Pratr RC, Butgess JO, Schwartz RS, et al. (1989)  
Evaluation of bond strength of six porcelain repair systems.  
Journal of Prosthetic Dentistry 62, 11-13
41. Proano P, Pfeiffer P, Nergiz I, Niedermeier W. (1998)  
Shear bond strength of repair resin using an intraoral tribochemical coating on ceramometal, ceramic and resin surfaces.  
J Adhesion Sci Technol 12, 1121-1135
42. Puhar G, Göz G, Hüttemann H. (1996)  
Schmelzveränderungen bei der Entfernung von Brackets.  
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie, Bremen [Poster].
43. Roeters JJ. (2000)  
A Simple Method to Protect Patient and Environment when Using Sandblasting for Intraoral Repair.  
J Adhesive Dent
44. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. (1998)  
Dental luting agents: A review of the current literatur.  
Journal of Prosthetic Dentistry 80, 280-301
45. Sindel J, Gehrlicher S, Petschelt A. (1996)  
Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 51, 712-716
46. Sindel J, Gehrlicher S, Petschelt A. (1997)  
Haftung auf Komposit an VMK-Keramik bei freiliegendem Metallgerüst.  
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 52, 193-195

47. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. (1988)  
Orthodontic bonding to porcelain bond - bond strength and refinishing.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 94, 245-252
48. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. (1987)  
Shear Strength of the Composite Bond to Etched Porcelain.  
Journal of Dental Research 66, 1460-1465
49. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. (1995)  
Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art.  
Quintessence International 26, 95-110
50. Teutsch R. (1999)  
Zug- und Scherfestigkeit orthodontischer Adhäsivsysteme auf Schmelz -  
Etching versus Sandblasting.  
Tübingen, Univ. Diss.
51. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. (1998)  
The clinical performance of adhesives.  
Journal of Dentistry 26, 1-20
52. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. (1986)  
A survey of fixed partial denture failures: Length of service and reasons  
for replacement.  
J Prosthet Dent 56, 416-421
53. Weber D, Teutsch R, Lindemann W, Göz G. (1996a)  
In-vitro-Vergleich der Haftfestigkeit verschiedener orthodontischer  
Adhäsivsysteme bei Etching und Sandblasting.  
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie, Bremen  
[Poster].
54. Weber D, Teutsch R, Lindemann W, Göz G. (1996b)  
REM-Untersuchungen zur Oberflächenstruktur von Schmelz,  
Dentalkeramik und -legierungen nach Sandblasting.  
Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie, Bremen  
[Poster].
55. White SN, Li ZC, Yu Z, Kipnis V. (1997)  
Relationship between static, chemical and cyclic mechanical fatigue in a  
feldspathic porcelain.  
Dent Mater 13, 103-110

56. Wolf DM, Powers JM, O`Keefe KL. (1992)  
Bond strength of composite to porcelain treated with new porcelain repair agents.  
Dental Materials 8, 158-161
57. Yoshida K, Kamada K, Tanagawa M, Atsuta M. (1996)  
Shear bond strength of three resin cements used with three adhesive primers for metal.  
Journal of Prosthetic Dentistry 75, 254-261
58. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. (1996)  
Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain.  
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 109, 420-430

## **Danksagung**

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Prof. Dr. L. Pröbster danken. Herrn OA Dr. M. Groten möchte ich ganz besonders für die ausgezeichnete Betreuung und sein Engagement danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. W. Lindemann für die hervorragenden REM-Aufnahmen. Herrn Dr. D. Axmann danke ich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Für die technische Unterstützung bei den Scherversuchen danke ich Frau Christine Schille. Frau Karin Spandel, geb. Schmid, und Frau Karina Wunsch, geb. Schmidt, möchte ich für die Hilfe bei der Herstellung der Keramikstäbe danken.

Weiterhin gilt mein besonderer Dank meinem Mann Dr. Ioannis Pappas da er mit der Motivationskraft vor allem in den letzten Abschnitten der Arbeit enorm zum Erfolg der Arbeit beigetragen hat.

Der größte Dank gebührt jedoch meinen Eltern Constantinos und Evdokia Argiriou, durch die das Zahnmedizinstudium und letztendlich diese Promotion ermöglicht wurde.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Name: Argiriou  
Vorname: Niki  
Geburtsdatum/ -ort: 29.04.1975, Bruchsal  
Eltern: Constantinos Argiriou, geb. am 01.01.1938  
(Rentner)  
Evdokia Argiriou, geb. am 03.10.1945  
(Rentnerin)  
Geschwister: Dr. Theodoros Argyriou, geb. am 05.08.1968  
(Facharzt für Frauenheilkunde und  
Geburtshilfe)  
Maria Argiriou, geb. 14.03.1973  
(Rechtsanwältin)  
Familie: seit dem 01.10.2001 verheiratet mit  
Dr. Ioannis Pappas (Arzt)  
am 28.02.2004 Geburt des Sohnes  
Theodoros Noe  
am 18.02.2006 Geburt der Tochter  
Marina Evdokia

### Schulbildung:

Juni 1994 Erlangung der  
Hochschulzugangsberechtigung am  
Griechischen Lyzeum Stuttgart

### Hochschulbildung:

April 1995 – November 2000 Studium der Zahnmedizin an der  
Eberhard - Karls Universität zu Tübingen  
29. November 2000 Abschluss der Zahnärztlichen Prüfung

### Assistenz Zahnärztin:

Seit April 2001 Zentrum für Zahn-, Mund-, und  
Kieferheilkunde der Universität Tübingen  
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik mit  
Propädeutik