

Stephanie Pfeffer, Silke Jacker-Guhr, Werner Geurtsen, Tobias Alexander Pfeffer, Anne-Katrin Lührs

# Mikrozugfestigkeit von Befestigungszementen zu einem 3D-druckbaren Komposit – eine In-vitro-Studie\*

## Warum Sie diesen Beitrag lesen sollten?

3D-Druck-Verfahren finden immer mehr Einzug in die moderne Zahnmedizin. Die vorliegende Studie untersucht den Haftverbund verschiedener Zemente zu einem 3D-druckbaren Komposit-Material.

**Einführung:** Ziel dieser In-vitro-Studie war die Untersuchung des Haftverbunds von 3 verschiedenen Zementklassen (kunststoffmodifizierter Glasionomermertement, selbstadhäsiver Zement und Kompositzement) zu einem 3D-druckbaren Material mittels Mikrozugversuch ( $\mu$ TBS).

**Material und Methode:** Für die Untersuchung wurden 72 quadratische Blöcke (16 x 16 x 4 mm) aus Komposit (K&B-EXP, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) gedruckt und auf 18 Gruppen aufgeteilt. Jede Gruppe entspricht einem Befestigungszement, einer Vorbehandlungs- und einer Alterungsart. Dabei wurden je 2 Blöcke mit dem jeweiligen Zement zu sog. „Sandwich“-Blöcken zusammengeklebt. Neben der Art des Zementes unterschieden sich die Blöcke in der Art der Vorbehandlung, sie erfolgte entweder allein durch Glanzstrahlen mit Natronglas (50  $\mu$ m) oder zusätzlich mit Aluminiumoxid (50  $\mu$ m). Aus den Sandwich-Blöcken wurden 48 Stäbchen pro Gruppe für den Mikrozugversuch gewonnen. Die Stäbchen wurden initial (24 h Wasserlagerung) oder nach Alterungsvorgängen (10.000 Zyklen Thermocycling (5/55 °C) vs. 6-monatige Langzeitwasserlagerung) getestet. Alle Stäbchen wurden hinsichtlich ihres Frakturmusters lichtmikroskopisch untersucht. Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mittels ANOVA, Tukey-HSD-Test und Chi-Quadrat-Test.

**Ergebnisse:** Die einfaktorielle Varianzanalyse zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p \leq 0,05$ ). Die höchste Verbundkraft wurde für den Kompositzement in Verbindung mit Aluminiumoxid-Vorbehandlung gemessen. Die signifikant niedrigsten Verbundwerte unabhängig von der Vorbehandlung wies der kunststoffmodifizierte Glasionomermertement auf. Ohne zusätzliches Sandstrahlen mit Aluminiumoxid waren die Verbundwerte vom selbstadhäsiven Zement und vom Kompositzement vergleichbar.

**Schlussfolgerung:** Die höchsten Verbundwerte werden vom selbstadhäsiven Zement und vom Kompositzement erreicht. Sandstrahlen mit Aluminiumoxid führt für den Kompositzement zu einer signifikanten Erhöhung der Verbundwerte.

**Schlüsselwörter:** 3D-Druck; CAD/CAM; Mikrozugversuch; Haftverbund; Sandstrahlen; Komposit

Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde, Medizinische Hochschule Hannover: Stephanie Pfeffer, Dr. Silke Jacker-Guhr, Prof. Dr. Werner Geurtsen, Tobias Alexander Pfeffer, PD Dr. Anne-Katrin Lührs

\*Deutsche Version der englischen Erstveröffentlichung von Pfeffer S, Jacker-Guhr S, Geurtsen W, Pfeffer TA, Lührs AK: Microtensile bond strength of luting cements to a 3D printable composite – an in vitro study. Dtsch Zahnärztl Z Int 2020; 2: 229–239

**Zitierweise:** Pfeffer S, Jacker-Guhr S, Geurtsen W, Pfeffer TA, Lührs AK: Mikrozugfestigkeit von Befestigungszementen zu einem 3D-druckbaren Komposit – eine In-vitro-Studie. Dtsch Zahnärztl Z 2020; 75: ???–???

**Peer-reviewed article:** eingereicht: 14.02.2020, revidierte Fassung akzeptiert: 09.04.2020

DOI.org/10.3238/dzz.2020.5624

## Microtensile bond strength of luting cements to a 3D printable composite – an in vitro study

**Introduction:** The aim of this in vitro study was to investigate the adhesion of 3 different luting cements (resin-modified glass ionomer cement, self-adhesive resin cement, and composite cement) to a 3D printable composite material by testing the microtensile bond strength ( $\mu$ TBS).

**Material and Methods:** For this study, 72 square-shaped blocks (16 x 16 x 4 mm) of composite (K&B-EXP, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Germany) were printed and divided into 18 groups. Each group corresponded to a luting cement, a pretreatment method and an aging procedure. Cementation involved the luting process of 2 blocks with the respective cement resulting in so-called sandwich blocks. In addition to the type of cement used, the blocks differed in regard to the type of pretreatment: either blast polishing with sodium bicarbonate glass (50  $\mu$ m) alone, or in combination with sandblasting with aluminum oxide (50  $\mu$ m). For each group, the sandwich blocks were sectioned into microsticks, which were then subjected to microtensile testing. The sticks were tested initially (24 h water storage), after aging [10,000 cycles of thermocycling (5/55 °C) or after 6 months of long-term water storage]. All sticks were examined using light microscopy to determine their fracture pattern. The statistical analysis of the data was carried out using ANOVA, the Tukey HSD test, and the chi-square test.

**Results:** The one-way ANOVA showed significant differences between the groups ( $p \leq 0.05$ ). The highest bond strength was measured for the composite cement in combination with aluminum oxide pretreatment. The resin-modified glass ionomer cement showed the significantly lowest bond strength regardless of the pretreatment. When no additional sandblasting with aluminum oxide was performed, the bond strength of the self-adhesive resin and composite cements were comparable.

**Conclusion:** The highest bond strength is achieved using either self-adhesive resin cement or composite cement. Sandblasting with aluminum oxide leads to a significant increase in the adhesion values for the composite cement.

**Keywords:** 3D-Printing; CAD/CAM; microtensile bond strength test; adhesion; sandblasting; composite

### 1. Einleitung

Im Zeitalter der Digitalisierung haben sich in der restaurativen Zahnheilkunde computergestützte Fertigungsprozesse im dentalen Arbeitsprozess etabliert [5, 22]. Zu Beginn der digital gestützten Fertigung von Zahnersatz war Keramik die einzige Materialoption einer CAD/CAM-Restauration [10, 17]. CAD steht für den englischen Begriff „computer-aided design“ (computergestützte Konstruktion) und CAM

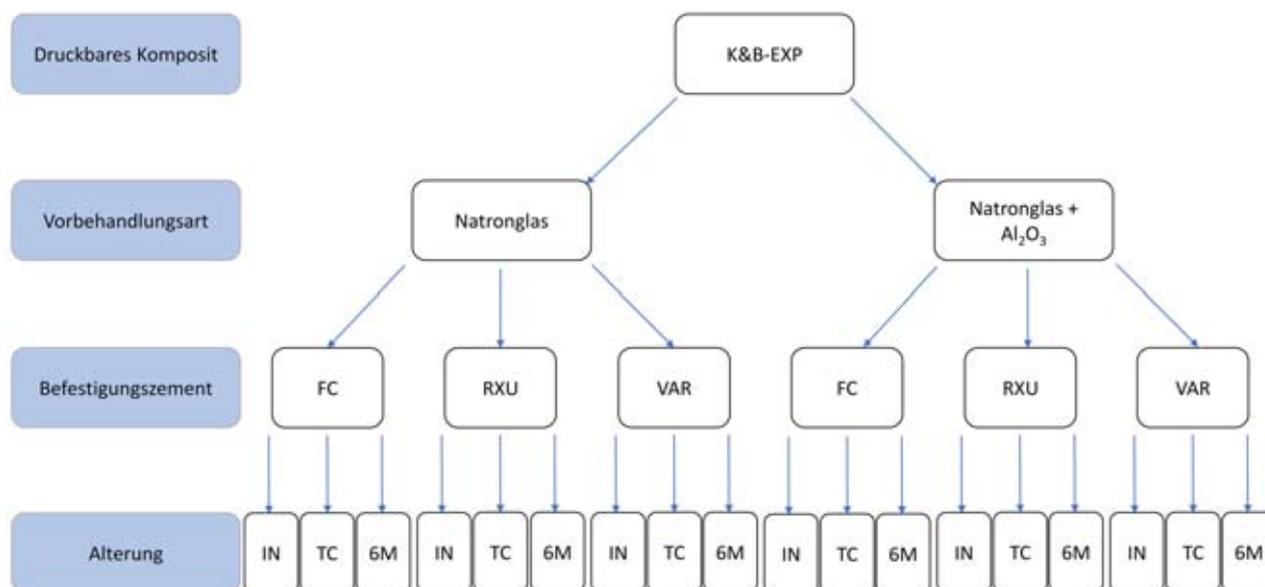
für „computer-aided manufacturing“ (computergestützte Fertigung) [30]. Neben verschiedenen Dentalkeramiken können auch temporäre und definitive Komposite mittels CAD/CAM-Technik bearbeitet werden [10, 26]. Als Alternative für den Herstellungsprozess einer digital konstruierten Restauration gibt es neben der subtraktiven Technik neuartige additive Techniken wie das 3D-Druckverfahren [2]. Der dentale 3D-Druck, eine auch als „Additive Fer-

tigung“ (engl.: additive manufacturing) bezeichnete Art der Herstellung, hat im Laufe der Zeit erheblich an Bedeutung gewonnen [5]. Durch die additive Technologie wird die Konstruktion eines Gegenstands unabhängig von dessen morphologischer Komplexität oder Größe möglich [2, 28]. Es gibt unterschiedliche technische Verfahren, die im 3D-Druck angewendet werden. Man unterscheidet zum einen nach der Art des zu druckenden Materials, zum anderen nach dem Aufbauprozess einer Konstruktion, also dem eigentlichen additiven Vorgang. Hierbei wird zwischen dem Aufbau durch Polymerisation, Verkleben und Verschmelzen differenziert [24, 25].

Beim Aufbau durch Polymerisation kann man zwischen der Stereolithografie (SLA) und dem „Digital Light Processing“ (DLP) unterscheiden [25]. Beim SLA-Verfahren wird durch einen Laserstrahl eine fotochemische Reaktion im flüssigen Druckmaterial ausgelöst, der dieses dann entsprechend der CAD-Vorlage aushärtet. Dies wird Schicht für Schicht wiederholt, bis die Konstruktion vollendet ist [2, 25]. Die DLP-Technik beruht auf einer Variante der Stereolithografie. Hierbei erfolgt die Verfestigung der Flüssigpolymere ebenfalls mittels einer digitalen Lichtprojektionsquelle, jedoch werden hierfür Hochleistungs-LEDs verwendet. Komplette Schichten können so auf das flüssige Druckmaterial projiziert und gleichzeitig ausgehärtet werden [2, 25].

Es gibt mittlerweile verschiedenste Einsatzbereiche des 3D-Drucks im zahnmedizinischen Bereich, wie z.B. Bohrschablonen, Modelle, Schienen, Retainer, Brackets, Gerüste, Einzelzahnversorgungen sowie provisorische Kronen und Brücken [25, 30, 31].

Ein wichtiger Faktor für eine hohe klinische Langzeitstabilität ist der Verbund des eingesetzten Zementes zur indirekten Restauration und zur Zahnhartsubstanz. Eine indirekte Restauration konnte lange Zeit nur durch eine retentive Präparationsweise und durch die mechanische Verzahnung des Zementes (z.B. Zink-Phosphat-Zement) mit Oberflächenrauigkeiten des präparierten Zahns erreicht werden [19]. Glasionomerzemente verfügen über ein geringes Maß an adhäsivem Potenzial, da sie



**Abbildung 1** Grafische Darstellung der Versuchsgruppen. FC = GC FujiCEM 2, kunststoffmodifizierter Glasionomermertement; RXU = RelyX Unicem 2, selbstadhäsiver Kompositzement; VAR = Variolink Esthetic DC, Kompositzement; IN = 24 h Wasserlagerung bei 37 °C; TC: 10.000 Zyklen Thermocycling (5/55 °C); 6M: 6-monatige Wasserlagerung bei 37 °C

über Ionen- und Wasserstoffbrückenbindungen eine chemische Bindung mit dem Hydroxylapatit von Schmelz und Dentin eingehen [18]. Durch die Entwicklung von Adhäsivsystemen, Kompositzementen, Oberflächenbehandlungen für verschiedene keramische und kompositbasierte Materialien sowie Silanisierungsverfahren wurden die Einsatzbereiche indirekter Restaurationen erweitert (z.B. keramische Veneers; keramische Inlays, Onlays oder Teilkronen; indirekte Restaurationen aus Komposit) und eine adhäsive Verbindung zum Zahn und zur Restauration geschaffen [8, 23].

Der Verbund zwischen verschiedenen Befestigungszementen und der Zahnhartsubstanz wurde schon vielfach untersucht, jedoch gibt es bisher kaum wissenschaftliche Daten zum Haftverbund zu neuartigen 3D-druckbaren Kompositen für indirekte Restaurationen.

Ziel dieser In-vitro-Studie war daher die Untersuchung der Mikrozugfestigkeit von verschiedenen Befestigungszementen zu einem 3D-druckbaren Kompositmaterial in Abhängigkeit von verschiedenen Oberflächenbehandlungen und unterschiedlichen Alterungsprozessen.

Die Nullhypothesen lauten:

1. Die Haftwerte verschiedener Zemente unterschiedlicher Material-

klassen zum 3D-druckbaren Komposit unterscheiden sich nicht.

2. Die Art der Vorbehandlung der Verbundflächen beeinflusst die Haftwerte nicht.

3. Alterungsverfahren beeinflussen die Verbundwerte nicht.

## 2. Material und Methode

Der Haftverbund von 3 verschiedenen Zementen zu einem 3D-druckbaren Material (K&B-EXP, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland) wurde nach 2 unterschiedlichen Oberflächenvorbehandlungen mittels Mikrozugversuch ( $\mu$ TBS = microtensile bond strength) untersucht. Dazu wurden folgende Zemente verwendet:

- kunststoffmodifizierter Glasionomermertement (GC FujiCEM 2, GC Europe N.V., Leuven, Belgien)
- selbstadhäsiver Kompositzement (RelyX Unicem 2, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)
- Kompositzement in Kombination mit einem Silan (Variolink Esthetic DC/Monobond Plus, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland)

Es wurden 2 verschiedene Oberflächenvorbehandlungen untersucht: Abstrahlen mit einem Glanzstrahlmittel (Natronglas) vs. Abstrahlen

mit Natronglas und zusätzliches Sandstrahlen mit Aluminiumoxid. Die Vorbehandlung wurde jeweils nach standardisiertem Versuchsprotokoll und unter Berücksichtigung der Herstellerangaben durchgeführt.

Alle in dieser Studie verwendeten Materialien sowie ihre Anwendung zeigt Tabelle 1.

Bei K&B-EXP handelt es sich um einen lichterhärtenden, fließfähigen Kunststoff auf der Basis von Methacrylsäureestern, der mittels DLP-basierten Druckern verarbeitet werden kann. Das Einsatzspektrum umfasst definitive Einzelkronen, Inlays, Onlays und Veneers. Die Biegefestigkeit wird mit  $\geq 100$  MPa angegeben [6]. Das Material wurde entsprechend der Herstellerangaben verarbeitet und behandelt. Eine Vorabversion der Gebrauchsanweisung wurde von der Firma BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG zur Verfügung gestellt. Um die Mikrozugfestigkeit der verschiedenen Zementarten zu diesem Bis-DMA-basierten, druckbaren Komposit zu prüfen, wurden quadratische Blöcke mit einer Dicke von 4 mm und einer Kantenlänge von 16 mm gedruckt (3D-Drucker Varseo, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland). Nach Beendigung des Druckvorgangs wurde der

Material	Beschreibung und Zusammensetzung	Farbe	Hersteller	Anwendung	Chargen/LOT-Nr.
K&B-EXP	Lichthärtender, fließfähiger Kunststoff auf der Basis von Methacrylsäureestern: ethoxyliertes Bisphenol A-dimethacrylat, silanisiertes Dentaglas, Initiatoren, Inhibitoren	A2 Dentin	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland	Nachbearbeitung nach Beendigung des Druckvorgangs: 1. Reinigung im ungeheizten Ultraschallbad a. 3 min in einer mehrfach verwendbaren Ethanol-Lösung (96 %) b. 2 min in einer frischen Ethanol-Lösung (96 %) 2. Trocknung mittels Druckluft 3. Belichtung mit dem HiLite Power (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) 4. Abstrahlen mit Perlablast micro (siehe unten) 5. Reinigung mittels Druckluft	K&B_2018–110
Perlablast® micro	Bleifreies Kalk-Natron-Glas (Korngröße 50 µm)	n.a.	BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland	Abstrahlen der Oberfläche der Proben aus 6 cm Abstand für 8 sec mit 1,5 bar	A54474
Aluminiumoxide	50 µm Aluminiumoxid (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	n.a.	Ronvig Dental Mfg. A/S, Daugård, Dänemark	Abstrahlen der Oberfläche der Proben vorsichtig aus 6 cm Abstand für 8 sec mit 1,5 bar	1906
GC Fuji-CEM® 2	Röntgensichtbarer kunststoffmodifizierter Glasionomer-Befestigungszement: 2-Hydroxyethyl-methacrylat, 2'-Ethylenedioxy-diethylmethacrylat 7,7,9 (oder 7,9,9)-Trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadekan-1,16-diylbismethacrylat	hellgelb	GC Europe N.V., Leuven, Belgien	Oberfläche der Probe gleichmäßig mit dem Zement benetzen. Verarbeitungszeit nach Beginn des Anmischens: 2'15 min bei 23 °C. Beginn des Sägevorgangs nach 4'30 min	1805172
RelyX™ Unicem 2 Automix	Dualhärtender, selbstadhäsiver Composite-Befestigungszement: Glaspulver, Oberfläche mit 2-Propensäure, 2 methyl-3-(trimethoxysilyl)propyl ester, Bisphenol A bis(3-methacryloyloxypropyl)ether substituiertes Dimethacrylat, Natriumtoluol-4-sulfonat, 1,12-Dodecandiylobismethacrylat, 1-Benzyl-5-Phenyl-Barbic-Säure, Calciumsalz, Kieselsäure, methacryliertes aliphatisches Amin, Calciumdihydroxid, 2-[(2-hydroxyethyl)(3-ethoxypropyl)amino]ethylmethacrylat, 2,6-Di-tert-butyl-p-kresol, Titandioxid	transluzent	3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	Oberfläche der Probe gleichmäßig mit dem Zement benetzen. Polymerisation siehe Polymerisationsprotokoll	4407807
Monobond® Plus	Universalprimer: Alkoholische Lösung von Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat	n.a.	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland	Auftragen von Monobond Plus mit einem Microbrush, 60 sec einwirken lassen, anschließend mit Druckluft verblasen	X34950
Variolink® Esthetic DC	Adhäsives Befestigungssystem: Urethandimethacrylat, Methacrylatmonomeren. Ytterbiumtrifluorid, sphäroides Mischoxid, Initiatoren (u.a. Ivocerin), Stabilisatoren, Pigmente	neutral	Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland	Oberfläche der Probe gleichmäßig mit dem Zement benetzen. Polymerisation siehe Polymerisationsprotokoll	X29747

Tabelle 1 Materialien, Hersteller und Anwendung

Probekörper in 2 Schritten in einer 96%igen Ethanol-Lösung im ungeheizten Ultraschallbad gereinigt (3 min in mehrfach verwendbarer Lösung, 2 min in frischer Lösung). Die Probekörper wurden anschließend mittels Druckluft getrocknet und abschließend nach Herstellerangaben mit dem Hochleistungslichtpolymerisationsgerät HiLite Power (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) für 3 Zyklen à 90 sec nachbelichtet.

Für jede Gruppe (Zement/Oberflächenbehandlung/Alterung) wurden 4 Probekörper angefertigt. Die Oberfläche aller Proben wurde vorsichtig aus 6 cm Abstand für 8 sec bei 1,5 bar mit Natronglas (Perlablast micro 50 µm) analog zu den Herstellerempfehlungen abgestrahlt. Jede Zementart wurde einmal mit und einmal ohne zusätzliche Oberflächenbehandlung untersucht. Dazu wurden die Proben anschließend noch mit Aluminiumoxid 50 µm (gleiche Parameter wie bei Perlablast) sandgestrahlt. Nach dem Abstrahlen wurde die Oberfläche der Proben mit Druckluft gereinigt, um Rückstände des Strahlgutes zu entfernen. Der weitere Verarbeitungsprozess der Proben erfolgte unmittelbar nach dem Abstrahlen. Die einzelnen Untersuchungsgruppen und die zugehörige Codierung sind in Tabelle 2 und in Abbildung 1 dargestellt.

Nach dem Auftragen des jeweiligen Zementes wurden je 2 gleichartig vorbehandelte Probekörper unter standardisierter Belastung von 1 kg mit dem entsprechenden Zement zu einem sog. Sandwich-Block zusammengeklebt [14]. Bei den Proben der Gruppe 1–6 wurde 4.30 min gewartet, bis die Sandwichproben dem Sägeprozess zugeführt wurden. Bei den Gruppen 7 bis 18 wurde nach 10 sec Belastung mit der Lichtpolymerisation begonnen.

Alle Sandwich-Blöcke wurden nach folgendem Polymerisationsprotokoll mit dem LED-Polymerisationsgerät Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) belichtet:

- Seitenflächen: pro Fläche 2 x 20 sec überlappend (insgesamt 160 sec)
- Ober- und Unterseiten: je 4 x 20 sec überlappend (insgesamt 160 sec)

Daraus ergibt sich für jeden Block eine Gesamtpolymerisationszeit von 320 sec.

Die Lichtleistung der Lampe (Sollwert  $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$ ) wurde vor jedem Versuchszyklus mittels eines Messgerätes (Bluephase Meter, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) kontrolliert und dokumentiert. Die Oberseite der Sandwich-Proben wurde nach Abschluss der Polymerisation mit einem wasserfesten Stift markiert, damit alle Stäbchen während des Mikrozugversuches in derselben Orientierung in die Messinghalter eingeklebt werden konnten.

Anschließend erfolgte das Sägen der Stäbchen mit einer computer-gesteuerten Präzisionssäge (IsoMet High Speed Präzisionstrenner, Buehler, ITW Test & Measurement GmbH European Headquarters, Esslingen am Neckar, Deutschland). Pro Sandwich-Block wurden 7 Schnitte in x- und 5 Schnitte in y-Richtung angefertigt, sodass aus jedem Block 24 Stäbchen gewonnen wurden (Gesamtzahl pro Gruppe bei 2 Sandwich-Blöcken: 48 Stäbchen). Je nach Alterungsart wurden die Stäbchen entweder initial (24 h Wasserlagerung bei 37 °C, n = 48), nach 10.000 Zyklen Thermocycling (5/55 °C, n = 48) oder Wasserlagerung für 6 Monate bei 37 °C (n = 48) dem µTBS-Verfahren zugeführt. Vor dem Mikrozugversuch wurde jedes Stäbchen mithilfe einer digitalen Messlehre vermessen (Tiefe x Breite in mm), um die Fläche zu bestimmen, auf die die Kraft im Zugversuch einwirkt. Die Klebefläche pro Stäbchen betrug analog zur Vorgabe von Armstrong et al. 1 mm<sup>2</sup> mit maximal 0,05 mm Abweichung in Tiefe und Breite [4]. Alle Stäbchen wurden in einem Mikrozuggerät (MTD-500+, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) an Messinghaltern drucklos mit Cyanacrylatkleber befestigt (Roxolid Aktiv-X Liquid und Roxolid Aktiv-X Spray, Meffert AG Farbwerke, Bad Kreuznach, Deutschland). Anschließend wurde die Probe bis zum Bruch belastet und die maximal aufgetretene Kraft dokumentiert (Vorschub: 1 mm/min).

Stäbchen, die während der Befestigung auf die Messinghalter durch manuelles Einsetzen frakturierten sowie Stäbchen, bei denen sich die Klebe-

stelle beim Zugversuch gelöst hat, wurden nicht in die statistische Analyse miteinbezogen. Stäbchen, die beim Sägen oder beim Thermocycling (TC) frakturierten, wurden als „zero bonds“ in die Statistik miteinbezogen.

Nach Durchführung des Mikrozugversuchs wurden alle Proben lichtmikroskopisch hinsichtlich ihrer Frakturmuster untersucht (Vergrößerung 50fach, Stemi SV6, Fa. ZEISS, Jena, Deutschland). Dabei wurden adhäsive, kohäsive oder gemischte Frakturmuster unterschieden.

Die Einteilung der Frakturmodi erfolgte analog zu Armstrong et al. [4]. Frakturen, die in weiter Entfernung ( $\geq 2 \text{ mm}$ ) zum Interface im druckbaren Komposit verliefen (siehe Bruchmuster a, i, Abb. 2), wurden als Fehlwerte nicht statistisch ausgewertet. Alle weiteren Werte wurden in die Auswertung miteinbezogen, es wurde unterschieden zwischen den übrigen in Abbildung 2 dargestellten Bruchmustern.

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS (IBM SPSS Statistics Version 25, New York, USA). Die Normalverteilung der Werte wurde mittels Kolmogorow-Smirnow-Test überprüft. Die Messwerte wurden mit der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und dem Tukey-HSD-Test, die Frakturmuster mittels Chi-Quadrat-Test analysiert.

### 3. Ergebnisse

Der Kolmogorov-Smirnov-Test konnte eine Normalverteilung der gemessenen Daten nachweisen. Die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen ( $p \leq 0,05$ ).

#### 3.1 Einfluss des Zementes auf den Haftverbund

Die initial signifikant niedrigsten Verbundwerte konnten für den Glasionomerzement ohne weitere Vorbehandlung mit Aluminiumoxid nachgewiesen werden (Tab. 3,  $p < 0,001$ ). Die Verbundwerte des selbstadhäsiven Zementes und des Kompositzementes waren signifikant höher, unterschieden sich untereinander aber nicht.

Dasselbe Ergebnis zeigte sich nach TC, hier waren die Haftwerte des Glasionomerzementes im Ver-

Zement	Vorbehandlung	Silan	Alterung	Codierung	Gruppe
GC FujiCEM® 2	Natronglas	–	Initial <sup>1</sup>	FC_NAT_IN	1
			Thermocycling <sup>2</sup>	FC_NAT_TC	2
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	FC_NAT_6M	3
	Natronglas + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	–	Initial <sup>1</sup>	FC_ALU_IN	4
			Thermocycling <sup>2</sup>	FC_ALU_TC	5
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	FC_ALU_6M	6
RelyX™ Unicem 2 Automix	Natronglas	–	Initial <sup>1</sup>	RXU_NAT_IN	7
			Thermocycling <sup>2</sup>	RXU_NAT_TC	8
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	RXU_NAT_6M	9
	Natronglas + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	–	Initial <sup>1</sup>	RXU_ALU_IN	10
			Thermocycling <sup>2</sup>	RXU_ALU_TC	11
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	RXU_ALU_6M	12
Variolink® Esthetic DC	Natronglas	Monobond® Plus	Initial <sup>1</sup>	VAR_NAT_IN	13
			Thermocycling <sup>2</sup>	VAR_NAT_TC	14
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	VAR_NAT_6M	15
	Natronglas + Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Monobond® Plus	Initial <sup>1</sup>	VAR_ALU_IN	16
			Thermocycling <sup>2</sup>	VAR_ALU_TC	17
			6 Mon. 37 °C H <sub>2</sub> O <sup>3</sup>	VAR_ALU_6M	18

**Tabelle 2** Codierung der Versuchsgruppen. 1: Initial, 24 h Wasserlagerung bei 37 °C. 2: Thermocycling, 10 000 Zyklen, 5/55 °C. 3: Wasserlagerung für 6 Monate bei 37 °C

gleich zum selbstadhäsiven Zement und zum Kompositzement signifikant niedriger ( $p < 0,001$ ).

Auch nach 6-monatiger Wasserlagerung wurden die signifikant niedrigsten Verbundwerte für den Glasionomerzement gemessen, wobei auch signifikante Unterschiede zum selbstadhäsiven Zement und zum Kompositzement bestanden. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 3 und Abbildung 3 dargestellt.

### 3.2 Einfluss der Vorbehandlung auf den Haftverbund

Im Falle des Glasionomerzementes führte die Vorbehandlung der Ober-

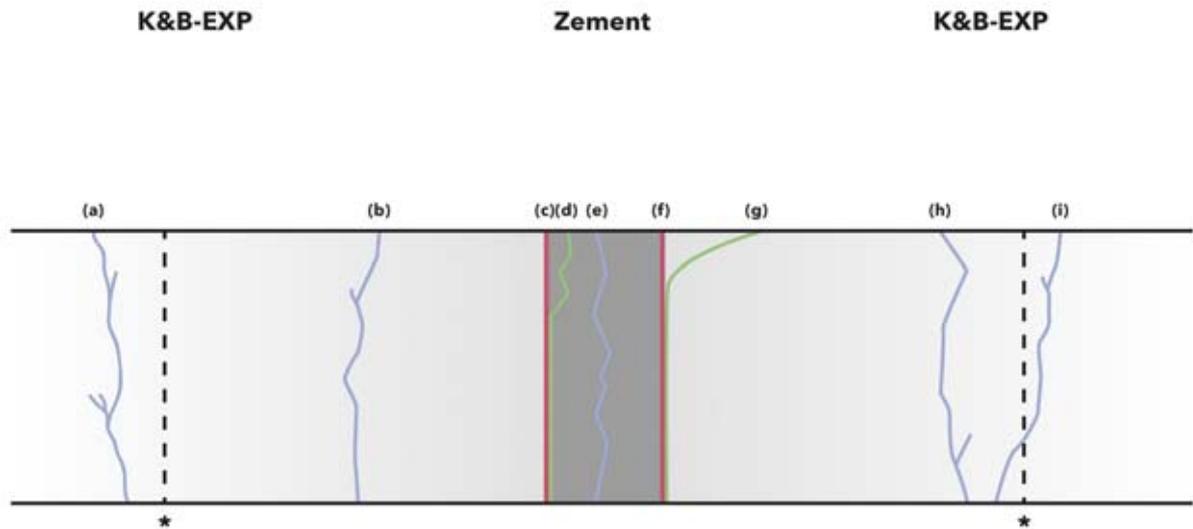
fläche mit Aluminiumoxid initial zu einer signifikanten Erhöhung der Haftwerte ( $p < 0,001$ ). Nach dem TC und der 6-monatigen Alterung durch Wasserlagerung war dieser Unterschied nicht mehr nachweisbar (Abb. 3).

Für den selbstadhäsiven Kompositzement war initial und nach Thermowechselbelastung kein Einfluss durch das Sandstrahlen nachweisbar. Allein nach Wasserlagerung konnten signifikant höhere Verbundwerte für die mit Aluminiumoxid-gestrahlten Gruppen im Vergleich zur Behandlung mit Natronglas gemessen werden ( $p < 0,001$ ).

Für den Kompositzement zeigte sich initial eine signifikante Erhöhung des Haftverbunds durch Aluminiumoxid-Sandstrahlung ( $p < 0,001$ , Tab. 3 und Abb. 3). Dieser Effekt war sowohl nach TC als auch nach Wasserlagerung nachweisbar.

### 3.3 Einfluss der Alterung auf den Haftverbund

Für den Glasionomerzement zeigte sich nur nach Alterung durch Wasserlagerung sowohl nach Vorbehandlung mit Natronglas als auch nach Sandstrahlen mit Aluminiumoxid eine signifikante Abnahme der Verbundwerte (Tab. 3 und Abb. 3,  $p < 0,001$ ).



**Abbildung 2** Mögliche Bruchmuster beim  $\mu$ TBS-Verfahren und ihre Validität für die statistische Auswertung. a, b, h, i: Kohäsivfraktur im Kunststoff; e: Kohäsivfraktur im Zement; c, f: Adhäsivfraktur; d, g: Gemischte Fraktur (d = Grenzfläche und Zement; g = Grenzfläche und Kunststoff); \* Grenzwert: Frakturen  $\geq 2$  mm Abstand zum Interface wurden nicht in die Statistik mit einbezogen

Auch beim selbstadhäsiven Zement zeigte sich durch die Langzeitwasserlagerung ein signifikanter Einfluss auf die Haftwerte ( $p < 0,001$ ). Bei Vorbehandlung mit Natronglas kam es zu einer Abnahme, bei Sandstrahlen mit Aluminiumoxid zu einer Zunahme der Verbundwerte. Das TC hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Verbundwerte.

Im Falle des Kompositzementes führte die 6-monatige Wasserlagerung bei Natronglas-Vorbehandlung zu einer Haftungsminderung ( $p = 0,010$ ), bei Aluminiumoxid-Vorbehandlung jedoch zu einer signifikanten Steigerung der Haftwerte ( $p < 0,001$ ). Für das TC waren bei den Natronglas-Proben keine signifikanten Unterschiede sichtbar. Bei den mit Aluminiumoxid vorbehandelten Proben führte das TC zu einer Steigerung der Haftwerte, die jedoch im Vergleich zu den Werten nach 6-monatiger Wasserlagerung geringer ausfiel (vergl. Tab. 3 und Abb. 3).

### 3.4 Bewertung der Signifikanzniveaus

Die niedrigsten Signifikanzniveaus (a–c) finden sich bei allen Gruppen des kunststoffmodifizierten Glasionomerzementes sowie beim selbstadhäsiven Zement nach Natronglasvorbehandlung und Langzeitwasserlage-

rung. Die höchsten Signifikanzniveaus (f–h) zeigen der Kompositzement mit Aluminiumoxid-Vorbehandlung und der selbstadhäsive Zement mit Aluminiumoxid Vorbehandlung nach 6-monatiger Wasserlagerung (Abb. 3).

### 3.5 Frakturanalyse

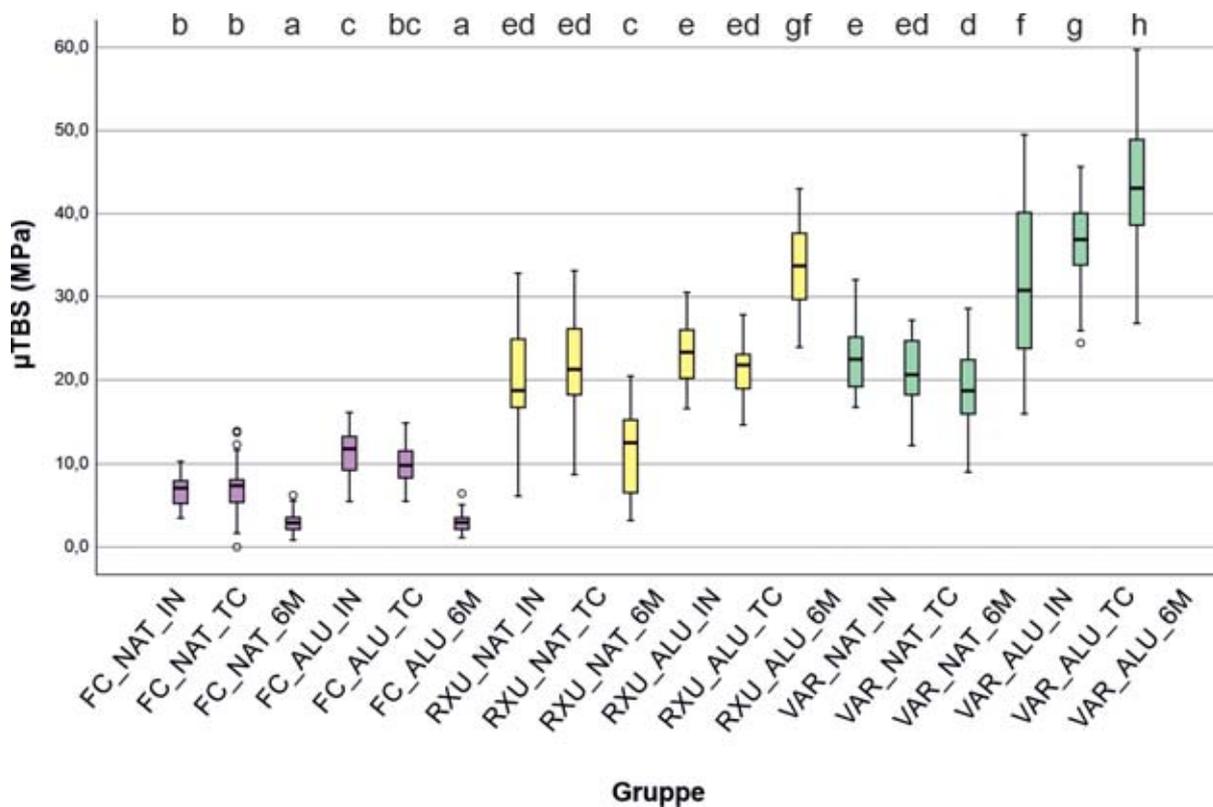
Der Chi-Quadrat-Test zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen ( $p < 0,001$ ). Betrachtet man die Frakturmuster in der Gesamtverteilung, so treten überwiegend Adhäsivfrakturen (66,79 %) auf, gefolgt von gemischten Frakturen (23,49 %) und Kohäsivfrakturen mit Bruch im druckbaren Komposit (9,13 %). Kohäsivfrakturen im Befestigungszement machten den geringsten Teil in der Gesamtverteilung aus (0,59 %).

Betrachtet man die Gruppen differenziert, so traten beim Glasionomerzement nur Adhäsivfrakturen oder gemischte Frakturen auf. Bei beiden Vorbehandlungsarten überwogen initial und nach TC die Adhäsivfrakturen (FC\_NAT\_IN: 79 %, FC\_NAT\_TC: 87 %, FC\_ALU\_IN: 65 %, FC\_ALU\_TC: 75 %). Die Frakturmuster dieser Gruppen unterschieden sich nicht signifikant. Nach 6-monatiger Wasserlagerung traten in beiden Vorbehandlungsgruppen zu

100 % gemischte Frakturen auf. Gegenüber den Initialwerten und dem TC waren die Frakturmuster dieser Gruppen signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ).

Im Falle des selbstadhäsiven Zementes überwogen in jeder Gruppe die Adhäsivfrakturen (RXU\_NAT\_IN: 94 %, RXU\_NAT\_TC: 98 %, RXU\_NAT\_6M: 100 %, RXU\_ALU\_IN: 75 %, RXU\_ALU\_TC: 94 %, RXU\_ALU\_6M: 58 %). Für die mit Natronglas vorbehandelten Gruppen gab es keine Unterschiede bezüglich der Frakturmuster. Nach TC bzw. nach Wasserlagerung unterschieden sich in den mit Aluminiumoxid vorbehandelten Gruppen die Frakturmuster jedoch signifikant von den initialen Frakturmustern ( $p = 0,013/p < 0,001$ ). Kohäsivfrakturen im druckbaren Komposit traten initial für beide Vorbehandlungsarten auf und bei den mit Aluminiumoxid vorbehandelten Gruppen auch nach Alterung.

Auch beim Kompositzement war der überwiegende Teil der Frakturen adhäsiv (VAR\_NAT\_IN: 67 %, VAR\_NAT\_TC: 55 %, VAR\_NAT\_6M: 74 %, VAR\_ALU\_IN: 60 %, VAR\_ALU\_TC: 67 %, VAR\_ALU\_6M: 55 %). Im Falle der Vorbehandlung mit Natronglas unterschieden sich die initialen Frakturmuster signifikant



**Abbildung 3** Ergebnisse des Mikrozugversuchs in MPa, horizontale Linie im Boxplot repräsentiert den Medianwert, Ausreißer sind kreisförmig dargestellt, Angabe der Signifikanzniveaus (a–h)

von den Frakturmustern nach Alterung ( $p < 0,001$ ). Die Aluminiumoxid-vorbehandelten Gruppen zeigten keine Unterschiede in den Frakturmodi. Kohäsivfrakturen im druckbaren Komposit und gemischte Frakturen traten in unterschiedlicher Ausprägung in jeder Gruppe auf (Tab. 3).

#### 4. Diskussion

Die ersten beiden anfänglich angenommenen Nullhypothesen müssen aufgrund der vorliegenden Ergebnisse abgelehnt werden, da sich

1. die Haftwerte der verschiedenen Zemente zum 3D-druckbaren Material signifikant unterscheiden und
2. die Art der Vorbehandlung die Haftwerte signifikant beeinflusst.

Die dritte Nullhypothese wird nur zum Teil abgelehnt, da das TC in einer Gruppe mit Aluminiumoxid-Vorbehandlung (VAR\_ALU\_TC) die Haftwerte signifikant beeinflusst. Das zweite Alterungsverfahren (6-monatige Wasserlagerung) veränderte die Haftwerte in jeder Gruppe signifi-

kant. In 2 Gruppen mit Aluminiumoxid-Vorbehandlung (RXU\_ALU\_6M und VAR\_ALU\_6M) führte die Langzeitwasserlagerung zu einem signifikanten Anstieg der Verbundwerte, in allen anderen Gruppen jedoch zu einer signifikanten Abnahme (Abb. 3 und Tab. 3). Ein Erklärungsansatz für die Steigerung der Haftwerte könnte die Lagerung der Proben bei 37 °C Wärme sein, die den Vernetzungsgrad und somit den Umwandlungsgrad der enthaltenen Monomere möglicherweise erhöht und dieser Effekt sogar den des Alterungsprozesses überwiegt. Zudem könnte die längere Lagerungsdauer dazu führen, dass nichtgebundene Monomere weiter reagieren können und den Polymerisationsprozess vervollständigen [11].

##### 4.1 Diskussion der Methode

In dieser Studie wurde die Haftung zwischen einem druckbaren Komposit und verschiedenen Zementen getestet, indem 2 Blöcke dieses Materials mit dem jeweiligen Zement zu Sandwich-Blöcken zusammengeklebt

wurden [3, 14, 22]. Dieses Vorgehen kann als erste „orientierende Untersuchung“ angesehen werden, um den Haftverbund der Zemente ohne weitere Einflussfaktoren wie einen hohen C-Faktor, kompliziertere Kavitätengeometrien oder weitere Verbundflächen, z.B. Dentin etc., zu untersuchen.

Die Vorbehandlung des druckbaren Komposits wurde vom Hersteller mit Natronglas (Korngröße 50 µm, 1,5 bar, Abstand zur Oberfläche 5–10 cm, Dauer 5–10 sec) empfohlen. Zur Standardisierung des Versuchsablaufs wurde in der vorliegenden Studie ein gleichbleibender Abstand von 6 cm und eine Dauer von 8 sec gewählt und der Abstrahlvorgang einheitlich nach der Nachbelichtung durchgeführt. Der Zeitpunkt des Abstrahlens war eine Herstellervorgabe für das in dieser Studie untersuchte experimentelle druckbare Komposit. Für Aluminiumoxid wurde in dieser Studie, analog zu den Studien Ali et al., Tekçe et al., Kassotakis et al., und Sadighpour et al., ei-

Gruppe	Mittelwert	Std.-Abweichung	n/„zero bonds“	Signifikanz-niveau	Frakturmuster in %
FC_NAT_IN	6,76	1,74	48	b	79/0/0/21
FC_NAT_TC	7,12	2,96	47/1	b	87/0/0/13
FC_NAT_6M	2,94	1,25	48	a	0/0/0/100
FC_ALU_IN	11,36	2,73	48	c	65/0/0/35
FC_ALU_TC	9,94	2,36	48	bc	75/0/0/25
FC_ALU_6M	2,95	1,10	48	a	0/0/0/100
RXU_NAT_IN	20,53	5,58	48	ed	94/0/6/0
RXU_NAT_TC	21,09	6,19	48	ed	98/0/0/2
RXU_NAT_6M	11,25	4,86	48	c	100/0/0/0
RXU_ALU_IN	23,20	4,11	40	e	75/0/25/0
RXU_ALU_TC	21,25	2,93	48	ed	94/0/4/2
RXU_ALU_6M	33,75	4,94	48	gf	58,3/2,1/8,3/31,3
VAR_NAT_IN	22,71	4,19	48	e	67/0/29/4
VAR_NAT_TC	21,22	3,74	48	ed	55/9/4/32
VAR_NAT_6M	18,95	4,15	47	d	74,5/0,0/2,1/23,4
VAR_ALU_IN	31,45	9,84	43	f	60/0/26/14
VAR_ALU_TC	36,59	5,04	45	g	67/0/31/2
VAR_ALU_6M	43,61	7,22	47	h	55/0/34/11

**Tabelle 3** Mittelwerte in MPa und Standardabweichung, n = Anzahl der getesteten Stäbchen, Angabe der Frakturmuster (adhäsiv/kohäsiv Zement/kohäsiv Komposit/gemischt) in %  
(Abb. 1–3, Tab. 1–3: S. Pfeffer, A.-K. Lührs)

ne Korngröße von 50 µm für eine zusätzliche Oberflächenvorbehandlung verwendet [3, 29, 13, 26]. Die Versuchsparameter waren dabei identisch mit den Natronglas-Gruppen. Dieser zusätzliche Arbeitsschritt dient dazu, die Oberfläche aufzurauen, um ein mikroretentives Oberflächenmuster zu schaffen [7, 27, 29]. Natronglas und Aluminiumoxid wurden mit derselben Korngröße von 50 µm verwendet, es hat sich jedoch bei einigen Gruppen mit zusätzlicher Behandlung mit Aluminiumoxid eine Ver-

besserung der Verbundkraft ergeben. Dies könnte damit erklärt werden, dass Aluminiumoxid härter als Natronglas (9 Mohs [16] vs. 6–7 Mohs [6]) ist und somit eine stärkere Oberflächenveränderung herbeiführt. Für die so vorbehandelten Kompositoberflächen scheint sich diese Vorbehandlung positiv auf die Benetzbarkeit mit dem Silan und somit auf die Verbundwerte auszuwirken, da diese Gruppen signifikant höhere Haftwerte aufweisen. Für den deutlich viskösere kunststoffmodifizier-

ten Glasionomierzement sowie den selbstadhäsiven Zement war dieser Effekt weniger ausgeprägt, es gab nur im Falle einer Alterung durch 6-monatige Wasserlagerung einen signifikanten Unterschied durch das Sandstrahlen.

Nach dem Sandstrahlen wurde die Oberfläche gründlich mit Druckluft gereinigt. Weiterhin wurde visuell überprüft, dass die Oberfläche strahlmittelfrei war. So konnte sichergestellt werden, dass alle Strahlmittelreste entfernt wurden und der Haft-

verbund nicht durch Verunreinigungen beeinträchtigt wurde. Alternativ könnten die Proben nach dem Sandstrahlen mit Luft-Wasserspray abgesprüht oder in einem Ultraschallbad gereinigt werden (analog zu [29]). Wir haben uns für das „trockene“ Vorgehen entschieden, um mögliche Wechselwirkungen durch Feuchtigkeitsansammlungen in der retentiven Oberfläche zu vermeiden.

Bezüglich der Polymerisation wird für den verwendeten Kompositzement eine Belichtungszeit von 10 sec pro mm Keramik und Segment bei einer Lichtleistung  $\geq 1000$  mW/cm<sup>2</sup> empfohlen [12], für den selbstadhäsiven Befestigungszement wird eine Lichtpolymerisation von 20 sec pro Fläche empfohlen [1]. Durch das angewandte Polymerisationsprotokoll (siehe Material- und Methoden-Teil) wurde gewährleistet, dass jede Fläche ausreichend polymerisiert wurde.

Im Rahmen dieser Studie wurde die Verbundkraft von verschiedenen Zementen zu einem druckbaren Kompositmaterial mithilfe des Mikrozugversuchs getestet [20, 21]. Im Zuge unserer Untersuchung entschieden wir uns für stäbchenförmige und nicht für sanduhrförmige Testkörper, da die stäbchenförmigen Probekörper allein durch 2 Sägeschnitte in x- und y-Richtung ohne weitere Manipulation am Interface angefertigt werden können [4].

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

Da es aktuell keine vergleichbaren Haftwerte aus Mikrozugversuchen mit 3D-druckbaren Kompositen in der Literatur gibt, können wir unsere Daten nur mit CAD/CAM-Kompositen vergleichen, dazu zählen u.a. Hybridkeramiken wie Lava Ultimate (Fa. 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland), Vita Enamic (Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) oder Cerasmart (Fa. GC Europe N.V., Leuven, Belgien), die für definitive indirekte Restaurationen verwendet werden können.

Peumans et al. testeten u.a. Lava Ultimate und Vita Enamic mit verschiedenen Vorbehandlungsarten und 2 Kompositzementen (Panavia SAC und Clearfil Esthetic Cement) [22]. Beim Abstrahlen mit Aluminiumoxid wurden im Gegensatz zu un-

serer Studie jedoch Korngrößen von 27  $\mu\text{m}$  verwendet. Als chemische Vorbehandlungsart wurde auch hier als Silan Monobond verwendet. Für die Lava-Ultimate-Blöcke wurde ein signifikanter Einfluss der mechanischen Vorbehandlung (Cojet oder Sandstrahlen mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) auf die Versuchsergebnisse gemessen. Trotz geringerer Korngröße des Aluminiumoxids im Vergleich zu unserer Studie, bestätigt auch diese Untersuchung, dass die Oberflächenveränderung zu einer Erhöhung der Verbundkraft führt. Ähnliche Ergebnisse wurden nach Vorbehandlung von 3 verschiedenen CAD/CAM-Kompositen (Cerasmart, Lava Ultimate und Vita Enamic) erreicht [29]. Unabhängig von der Art des CAD/CAM-Materials wurde durch Sandstrahlen mit Aluminiumoxid (sowohl 27 und 50  $\mu\text{m}$ ) initial eine signifikante Erhöhung der Verbundwerte bei Verwendung eines dual-härtenden adhäsiven Befestigungszementes erzielt. Dieser Effekt war in vergleichbarer Form auch in unserer Studie für den adhäsiven Kompositzement nachweisbar. Auch für das CAD/CAM-Komposit Katana Avencia (Katana Avencia Block, Kuraray Noritake, Tokyo, Japan) führte die Verwendung von 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  zu einer signifikanten Erhöhung der Haftwerte [3]. Eine Steigerung des Strahldruckes (0,1 vs. 0,2 MPa) führte je nach Art der Vorbehandlung der Oberfläche zu einer Abnahme oder Zunahme der Verbundwerte bzw. zu nicht signifikanten Unterschieden [3]. Der in unserer Studie verwendete Strahldruck lag bei 1,5 bar (entspricht 0,15 MPa) und somit genau zwischen den von Ali et al. verwendeten Drücken und führte initial sowohl für den kunststoffmodifizierten Glasionomerzement als auch für den Kompositzement zu einer signifikanten Erhöhung der Haftwerte gegenüber einer reinen Natronglas-Vorbehandlung. Sadighpour et al. stellte bei der Vorbehandlung von Lava-Ultimate-Blöcken mit 50  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  bei 0,2 MPa Strahldruck unter Verwendung eines Kompositzementes signifikant höhere Verbundwerte im Vergleich zu einem selbstadhäsiven Material fest [26]. Dieses Ergebnis ist mit unserer Studie vergleichbar, auch hier hat der Kompositzement im Vergleich zum

selbstadhäsiven Material nach Sandstrahlen signifikant höhere Haftwerte erzielt, und zwar sowohl initial als auch nach Alterung. Die Studie von Sadighpour et al. zeigt aber ebenso, dass bei Verwendung identischer Zemente ein deutlicher Einfluss des verwendeten Restaurationsmaterials besteht [26].

Bei Berücksichtigung von einer Kurzzeitwasserlagerung (30 Tage) konnte eine Oberflächenbehandlung mittels Sandstrahlen für ein selbstadhäsives Material eine signifikante Erhöhung der Verbundwerte herbeiführen [9]. Im Gegensatz dazu beeinflusste in unserer Studie zusätzliches Sandstrahlen die Verbundwerte des selbstadhäsiven Materials zum druckbaren Komposit initial und nach TC nicht signifikant.

Beim Vergleich dieser unterschiedlichen Studien muss jedoch zwingend berücksichtigt werden, dass die Studienergebnisse sehr vom Aufbau und der Methodik (zu untersuchendes Material, Art der Vorbehandlung, Alterungsverfahren, Größe und Form der Prüfkörper, usw.) abhängig sind. Neben Unterschieden in der Methodik ist das von uns untersuchte druckbare Komposit als neue Materialklasse und somit als zusätzlicher Einflussfaktor auf die Ergebnisse einzustufen.

Neben Einzelveröffentlichungen konnte eine Meta-Analyse zur Thematik „Zementhaftung zu indirekten Kompositen und zu neuen Restaurationsmaterialien auf Keramik/Polymerbasis“ (engl. Originaltitel: „Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature“) zeigen, dass die Oberflächenbehandlung durch Aluminiumoxid mit einer Korngröße von 50  $\mu\text{m}$  die effektivste Methode darstellt, um die Oberfläche von indirekten Kompositmaterialien aufzurauen [27]. Eine Vorbehandlung mit Silan führt ebenfalls zu einer Verbesserung der Verbundkraft [7].

Die Ergebnisse unserer Studie haben gezeigt, dass die höchsten Verbundwerte zum druckbaren Komposit durch den adhäsiven Kompositzement in Verbindung mit einem Silan und der zusätzlichen Vorbehandlung der Proben mit Aluminiumoxid erreicht wurden. Neben der mecha-

nischen Vorbehandlung kann ein weiterer Grund für dieses Ergebnis die zusätzliche Verwendung eines multifunktionellen Primers (Monobond Plus) sein, der 3 funktionelle Methacrylate (Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat) enthält. Durch diese zusätzliche chemische Vorbehandlung wird ein stabiler, adhäsiver und langfristiger Verbund zu allen indirekten Restaurationmaterialien erreicht [15].

Bezüglich der Frakturanalyse ist auffällig, dass Kohäsivfrakturen, die nur im Befestigungszement auftreten, den geringsten Teil in der Gesamtverteilung ausmachen (0,59 %). Dieses könnte damit erklärt werden, dass die intrinsische Festigkeit des Zementes höher ist als der adhäsive Verbund der jeweiligen Proben zu dem druckbaren Kompositmaterial, Frakturen also eher im Interface als im Zement auftreten (vergl. Tab. 3).

## 5. Schlussfolgerung

Die höchsten Verbundwerte zu einem 3D-druckbaren Komposit wurden von einem selbstadhäsiven Zement und einem Kompositzement erreicht. Durch Sandstrahlen mit Aluminiumoxid konnte für den Kompositzement sowohl initial als auch nach TC und Wasserlagerung eine signifikante Erhöhung der Verbundwerte erreicht werden. Für den klinischen Langzeiterfolg ist jedoch eine Vielzahl weiterer Faktoren entscheidend, dazu zählen u.a. der Verbund zur Zahnhartsubstanz, die Biegefestigkeit des verwendeten Restaurationmaterials und das Präparationsdesign.

## Interessenkonflikt

Diese Studie wurde finanziell von der BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG, Bremen, Deutschland, unterstützt.

## Literatur

- 3M ESPE AG: Technisches Produktprofil RelyX Unicem. <http://multi.media.3m.com/mws/media/2054620/relyx-unicem-technical-profile-de.pdf>, (letzter Zugriff am: 23.09.2019)
- Alharbi N, Wismeijer D, Osman R: Additive manufacturing techniques in prosthodontics: where do we currently stand? A critical review. *Int J Prosthodont* 2017; 30: 474–484
- Ali A, Takagaki T, Nikaido T, Abdou A, Tagami J: Influence of ambient air and different surface treatments on the bonding performance of a CAD/CAM composite block. *J Adhes Dent* 2018; 20: 317–324
- Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, Van Meerbeek B: Academy of dental materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. *Dent Mater* 2016; 33: 133–143
- Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN: Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont* 2017; 26: 156–163
- BEGO Bremer Goldschlägerei Wilh. Herbst GmbH & Co. KG: Persönliche Kommunikation mit der Firma BEGO. 10.01.2020
- da Costa TRF, Serrano A, Atman APF, Loguercio A, Reis A: Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent* 2012; 40: 513–521
- El Zohairy A, De Gee A, Mohsen M, Feilzer A: Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater* 2003; 19: 575–583
- Elsaka S: Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014; 16: 531–540
- Fasbinder DJ: Materials for chairside CAD/CAM restorations. *Compend Contin Educ Dent* 2010; 31: 702–704, 706, 708–709
- Ghavami-Lahiji M, Firouzmanesh M, Bagheri H, Jafarzadeh Kashi TS, Razazpour F, Behroozibakhsh M: The effect of thermocycling on the degree of conversion and mechanical properties of a microhybrid dental resin composite. *Restor Dent Endod* 2018; 43: e26
- Ivoclar Vivadent AG: Gebrauchsinformation Variolink Esthetic DC, [www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum\\_asets/9516039110686\\_variolink-esthetic1variolink-esthetic-dc-1.pdf?2](http://www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum_asets/9516039110686_variolink-esthetic1variolink-esthetic-dc-1.pdf?2) (letzter Zugriff am: 02.09.2019)
- Kassotakis E, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I: Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent* 2015; 17: 521–528
- Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B: Microtensile bond strength of composite cement to novel CAD/CAM materials as a function of surface treatment and aging. *Oper Dent* 2017; 42: 73–81
- MASSIVE ART WebServices GmbH: Monobond, Ivoclar Vivadent, [www.ivoclarvivadent.com/de/p/zahnarzt/produkte/befestigungsmaterialien/haftvermittler-befestigungsmaterial-zu-restauration/monobond-plus](http://www.ivoclarvivadent.com/de/p/zahnarzt/produkte/befestigungsmaterialien/haftvermittler-befestigungsmaterial-zu-restauration/monobond-plus) (letzter Zugriff am: 20.07.2019)
- MatWeb: Internetseite: MatWeb – Material Property Data, <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=c8c56ad547ae4cfabad15977bfb537f1&ckck=1> (letzter Zugriff am: 30.01.2020)
- Mörmann W: The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 2006; 137: 7–13
- Mount GJ: Buonocore Memorial Lecture. Glass-ionomer cements: past, present and future. *Oper Dent* 1994; 19: 82–90
- Oilo G, Jørgensen KD: The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil* 1978; 5: 377–389
- Pashley DH, Carvalho RM, Sano H et al.: The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1: 299–309
- Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM: Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995; 11: 117–125
- Peumans M, Valjakova E, De Munck J, Mishevska C, Van Meerbeek B: Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent* 2016; 18: 289–302
- Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S: Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent* 2011; 36: 266–273
- Revilla León M, Özcan M: Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019; 28: 146–158
- Roland B: Neue Technologien in Labor und Praxis: der 3-D-Druck. *ZWR* 2018; 127: 478–484
- Sadighpour L, Geramipanah F, Ghasri Z, Neshatian M: Microtensile bond strength of CAD/CAM-fabricated polymer-ceramics to different adhesive resin cements. *Restor Dent Endod* 2018; 43: e40
- Spitznagel F, Horvath S, Guess P, Blatz M: Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014; 26: 382–393
- Strub J, Rekow ED, Witkowski S: Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems

and future possibilities. J Am Dent Assoc 2006; 137: 1289–1296

29. Tekçe N, Tuncer S, Demirci M, Kara D, Baydemir C: Microtensile bond strength of CAD/CAM resin blocks to dual-cure adhesive cement: the effect of different sandblasting procedures. J Prosthodont 2019; 28: e485–e490

30. Torabi K, Farjood E, Hamedani S: Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. J Dent (Shiraz) 2015; 16: 1–9

31. van Noort R: The future of dental devices is digital. Dent Mater 2012; 28: 3–12



(Foto: Anne-Katrin Lührs)

---

**PD DR. ANNE-KATRIN LÜHRS**  
Klinik für Zahnerhaltung,  
Parodontologie und Präventive  
Zahnheilkunde, OE7740  
Medizinische Hochschule Hannover  
Carl-Neuberg-Str. 1; 30625 Hannover  
Lührs.Anne-Katrin@mh-hannover.de



(Foto: Stephanie Pfeffer)

---

**STEPHANIE PFEFFER**  
Klinik für Zahnerhaltung,  
Parodontologie und Präventive  
Zahnheilkunde, OE7740  
Medizinische Hochschule Hannover  
Carl-Neuberg-Str. 1  
30625 Hannover