

S. Schiller<sup>1\*</sup>, K.-H. Utz<sup>1\*</sup>, S. Bayer<sup>1</sup>, M. Grüner<sup>1</sup>, H. Stark<sup>1</sup>

# Retention von Kompositaufbau­füllungen mit und ohne Einsatz parapulpärer Schrauben

*Retention of pin-anchored and non pin-anchored composite build-ups*



S. Schiller

**Einführung:** Ziel der Untersuchung war es, die Retentionskraft adhäsiv befestigter Kompositaufbauten an standardisiert zerstörten Zähnen durch eine intermittierende Dauerbelastung zu ermitteln. Dabei sollte die Frage geklärt werden, ob der Halt durch zusätzliche Verankerung mittels parapulpärer Schrauben verbessert werden kann.

**Material und Methode:** Nach Abtrennen der klinischen Krone oberhalb der Pulpa wurden 81 extrahierte Zähne auf zwei Versuchsgruppen mit annähernd gleicher Gesamtoberfläche verteilt. In der ersten Gruppe, bestehend aus 41 Zähnen, wurde als Aufbaumaterial MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) verwendet, als Haftvermittler diente Syntac Assortment (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland). In der zweiten Gruppe mit 40 Zähnen wurde jeder Seitenzahn zusätzlich mit 4 parapulpären Schrauben der Größe 4 mit PCR-Retentionsteil der Firma Komet versorgt, Haftvermittler und Aufbaumaterial waren mit der ersten Gruppe identisch. Eine Ausnahme in der Anzahl der eingesetzten parapulpären Schrauben bildeten die Unterkiefer-Frontzähne der zweiten Gruppe, die aufgrund der geringeren Querschnittsfläche mit lediglich 2 Schrauben versehen wurden. Nach standardisierter Präparation der Aufbauten wurden die Probenkörper einem Thermocycling und anschließend einer intermittierenden Wechsellastprüfung im 45°-Winkel unterzogen. Dabei wurde – beginnend mit 100 N – die Kraft nach jeweils 800 Belastungen schrittweise um jeweils 100 N bis zum Bruch der Probenkörper bzw. bis zum Erreichen der Maximalkraft von 1400 N gesteigert.

**Ergebnisse:** Es zeigte sich, dass die alleine durch die Dentin-Adhäsivtechnik befestigten Kompositaufbauten (Gruppe 1) mit einer mittleren Bruchkraft von  $849 \text{ N} \pm 479 \text{ N}$  tendenziell eine eher höhere Belastungsfähigkeit erzielten als die Kompositaufbauten, die zusätzlich mit parapulpären Schrauben verankert waren (Gruppe 2:  $803 \text{ N} \pm 379 \text{ N}$ ). Allerdings

**Objective:** The aim of this study was to determine the retention strength of adhesively attached pin-anchored and non pin-anchored composite build-ups on standardized damaged natural teeth by the application of intermittent force.

**Material and Methods:** After separation of the clinical crown above the pulp, 81 extracted teeth were divided into 2 experimental groups, each group containing approximately the same total surface area. In the first group consisting of 41 teeth, MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Germany) was used for composite build-ups and Syntac Assortment (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Germany) for adhesive. In the second group consisting of 40 teeth, every tooth was supplied with 4 parapulpal pins in size 4 with PCR-retention for composite restorations. Adhesives and build-up material were identical. An exception was the lower front teeth in group 2, which were provided with 2 pins due to the small cross-sectional area. Following standardized preparation of the build-ups, the samples were thermocycled and tested by an intermittent load at an angle of 45°. Starting with 100 N, the force was increased in increments of 100 N after each 800 loads until failure of the specimen or until a maximum force of 1400 N was reached.

**Results:** The results indicated, that composite build-ups attached with only the dentin-adhesive technique (group 1) achieved in a general trend a higher load capacity (tensile strength of  $849 \text{ N} \pm 479 \text{ N}$ ) than the composite build-ups which were additionally supported with parapulpal pins (group 2:  $803 \text{ N} \pm 379 \text{ N}$ ). Although it has to be stated, that 13 of the only adhesively bonded specimen failed at first during the thermocycling test. Only after a newly done dentin-adhesive procedure and a light hardening of small amounts of composite (incremental technique) the test build-ups withstood the applied load. Overall, however, the total surface area influenced the load capacity more than the

<sup>1</sup> Universitätsklinikum Bonn, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften (Direktor: Univ.-Prof. Dr. H. Stark), Welschnonnenstraße 17, 53111 Bonn

\* Equally distributed

Peer-reviewed article: eingereicht: 06.10.2011, revidierte Fassung akzeptiert: 30.11.2011

DOI 10.3238/dzz.2012.0485-0492

überstanden 13 der nur adhäsiv befestigten Proben die Wechseltemperaturbelastung am Anfang des Versuches nicht und fielen vorzeitig ab. Ein erneuter Aufbau in derselben Technik scheiterte ebenfalls. Erst nach dritter adhäsiver Verbindung und Aufbau mit kleinen Portionen lichtgehärtetem Komposit überstanden auch diese Proben alle Belastungsversuche. Die Oberflächengröße der Zähne war jedoch für die Belastungsfähigkeit bedeutender als der Einfluss, ob mit oder ohne parapulpäre Schrauben belastet wurde.

**Schlussfolgerungen:** Parapulpäre Schrauben in Kombination mit Dentinadhäsiven geben großen Kompositaufbauten keinen besseren Halt als der alleinige Einsatz von Dentinadhäsiven und Komposit. Allerdings ließ sich die adhäsive Verbindung in unserer Studie nicht immer zuverlässig aufbauen. (Dtsch Zahnärztl Z 2012, 67: 485–492)

*Schlüsselwörter:* Dentinhaftvermittler, parapulpäre Schrauben, parapulpäre Stifte, Kompositaufbauten, Aufbau­füllungen, Retention von Aufbauten

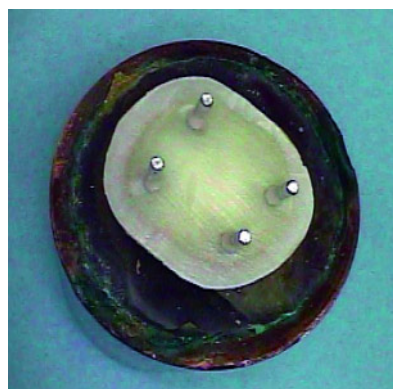
## Einleitung

Ist die klinische Krone natürlicher und noch sensibler Zähne durch Karies, Frakturen oder Fehlfunktionen stark zerstört oder abradert, kann sie durch Aufbau­füllungen oder endodontische Behandlungen häufig erhalten werden [5]. Der Vitalerhaltung der Pulpa kommt dabei eine große Bedeutung zu. Um eine Vital­exstirpation mit anschließendem intrakanalikulären Stiftaufbau als Verankerung für den Aufbau der klinischen Krone zu umgehen, wurden schon vor über 150 Jahren schraubenförmige Stifte zum Einbringen in die Zahnhartsubstanz angeboten. Mit diesen parapulpären Schrauben und Amalgam als Aufbaumaterial konnten derart in Mitleidenschaft gezogene Zähne erfolgreich behandelt werden [6, 12, 16]. Das PCR Pin System (Schrauben mit spezieller Beschichtung für eine physikalisch-chemische Retention eines Kompositaufbaumaterials) bietet die Möglichkeit, neben der mechanischen auch eine chemische Anbindung zwischen Schrauben und Kompositmaterial zu erreichen [14].

Ob parapulpäre Schrauben heute noch indiziert sind, wird diskutiert [5], da ihr Einsatz ohne Zweifel mit erheblichen Risiken für den Zahn verbunden sein kann (Perforation der Lochbohrung in das Parodont oder in die Pulpa, Abbruch der Kanalbohrer oder der Stifte, Aussprengungen des Dentins beim Setzen der Schrauben, verstärkte Tempera-

tureitung, Anpräparation der Schrauben bei einer späteren Überkronung). Eine Alternative, den Zahn ohne diese Gefahren sensibel zu erhalten, ergab sich vor gut 20 Jahren mit der Entwicklung der Dentin-Adhäsive [10, 13]. Parallel dazu führten die gesellschaftliche Entwicklung mit einer generellen Ablehnung des Amalgams sowie ein zunehmend ästhetisches Bewusstsein zu einer steigenden Nachfrage nach zahnfarbenen Aufbau­füllungen.

Aufgrund der guten Resultate bei der Anwendung der Komposit-Adhäsiv­technik bei Zahnfüllungen stellt sich die Frage, ob das Verfahren auch beim Aufbau stark zerstörter klinischer Zahnkronen ausreichend ist, um eine vollständi-



**Abbildung 1** Insertion der parapulpären Schrauben.

**Figure 1** Insertion of the parapulpal pins.

use or not-use of parapulpal pins.

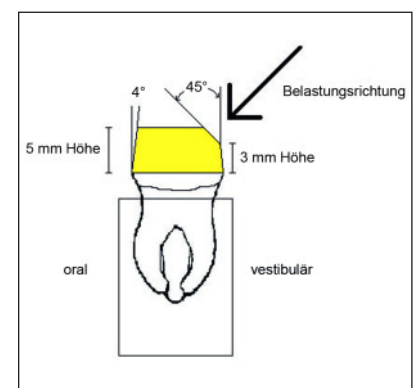
**Conclusion:** Parapulpal pins in combination with dentin adhesives do not fix composite build-ups better to natural teeth than dentin adhesives and composite build-ups alone.

*Keywords:* dentin adhesives, parapulpal pins, parapulpal screws, composite build-ups, retention of build-ups

ge kaufunktionelle Belastbarkeit des Zahnes zu erreichen, oder zusätzlich eingesetzte parapulpäre Schrauben einen besseren und sichereren Halt für den Aufbau bieten. Unsere Nullhypothese lautete, dass Komposit-Aufbau­füllungen, die zusätzlich zur adhäsiven Verbindung mit parapulpären Schrauben verankert werden, Belastungen besser standhalten können.

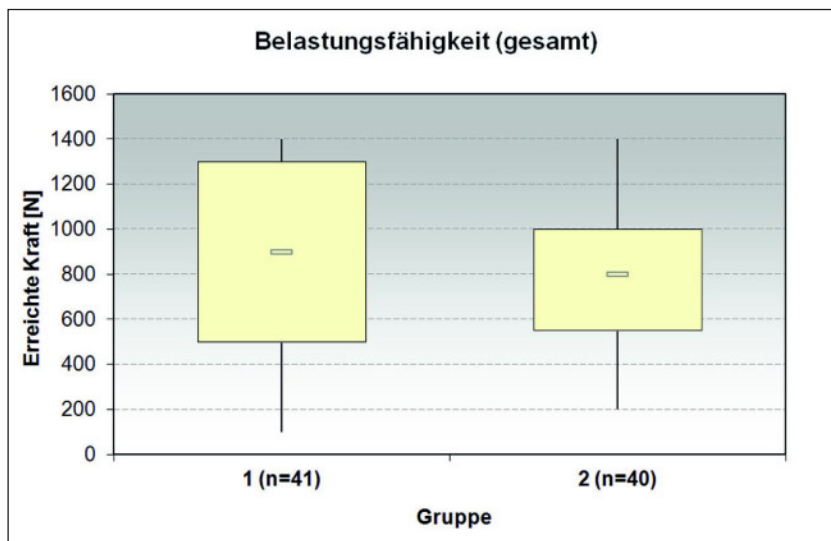
## Material und Methode

81 weitestgehend karies- und füllungs­freie menschliche und in physiologischer Kochsalzlösung mit einem Zusatz von 0,02 %igem Natriumacid gelagerte



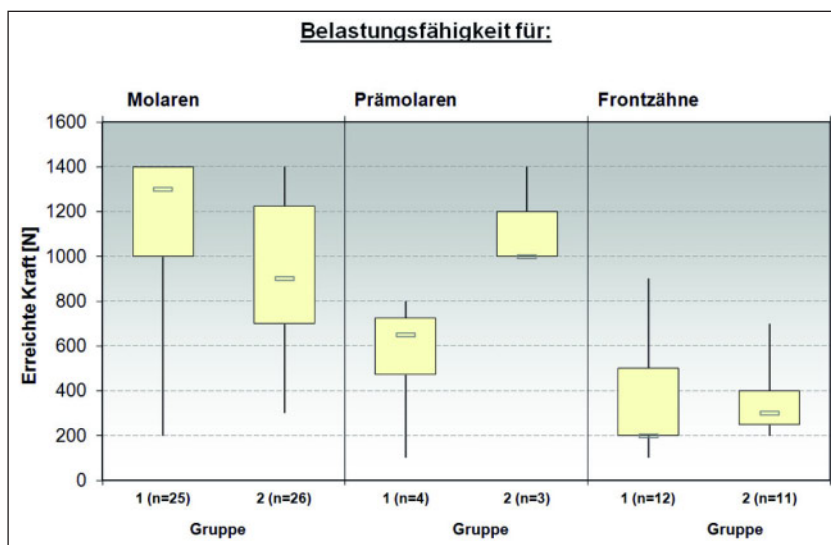
**Abbildung 2** Schematische Darstellung der Aufbau­präparation.

**Figure 2** Schematic representation of the buildup preparation.



**Abbildung 3** Belastungsfähigkeit (erreichte Kraft) für Gruppe 1 (reine Dentinadhäsivtechnik) und Gruppe 2 (parapulpäre Schrauben + Dentinadhäsivtechnik), dargestellt sind Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile.

**Figure 3** Carrying capacity (force reached) for group 1 (pure dentin-adhesive technique) and group 2 (parapulpal pins and dentin-adhesive technique), shown are median, maxima, minima, upper quartiles and lower quartiles.



**Abbildung 4** Belastungsfähigkeit der Molaren, Prämolaren und Frontzähne (erreichte Kraft) für Gruppe 1 (reine Dentinadhäsivtechnik) und Gruppe 2 (parapulpäre Schrauben + Dentinadhäsivtechnik), dargestellt sind Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile.

**Figure 4** Carrying capacity of the molars, premolars and incisors (force reached) for group 1 (pure dentin-adhesive technique) and group 2 (parapulpal pins and dentin-adhesive technique), shown are median, maxima, minima, upper quartiles and lower quartiles.

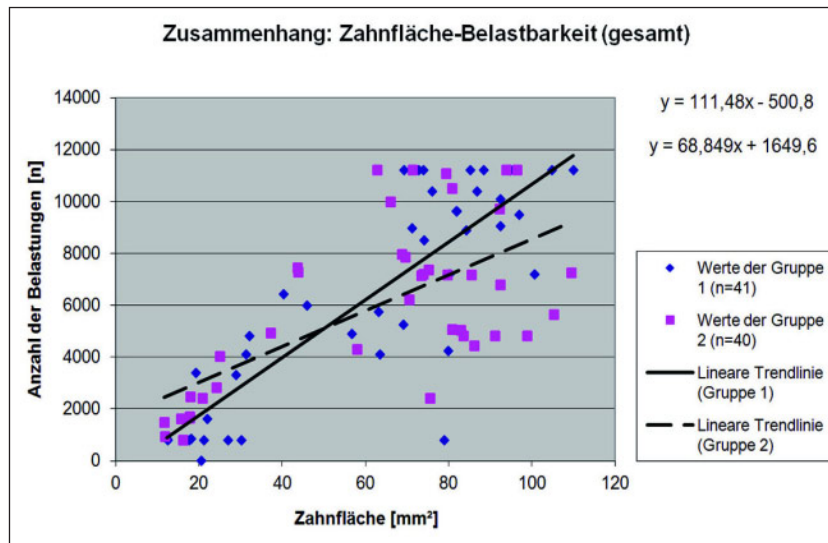
Zähne wurden in ein mit dem Autopolymerisat Technovit 4004 gefülltes Stück Kupferrohr bis 1 mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze eingebettet. Die Ausdehnung der Pulpa wurde mit Hilfe von Röntgen-Zahnlfilmen be-

urteilt, um beim Abtrennen der klinischen Zahnkrone den Zahnerven möglichst nicht zu eröffnen. Zur Simulation einer großflächigen Zerstörung wurde dann die Zahnkrone ca. 1 mm koronal des Pulpenkavums abgetrennt.

Die plan geschliffenen Dentinflächen der Proben wurden zur Bestimmung der Größen der Flächen eingescannt und die Querschnittsflächen mit dem Messprogramm ImageJ berechnet (Wayne Rasband, National Institutes of Health). Die Proben wurden auf zwei Gruppen mit annähernd gleicher Gesamtoberfläche verteilt. In der Gruppe 1 wurden 41 Zähne (12 Frontzähne, 4 Prämolaren, 25 Molaren) mit Kompositaufbauten *ohne* parapulpäre Verankerung, in der Gruppe 2 insgesamt 40 Zähne (11 Frontzähne, 3 Prämolaren, 26 Molaren) mit Kompositaufbauten und *mit* parapulpären Schrauben versehen.

In beiden Versuchsgruppen diente das dual härtende MultiCore Flow (Ivoclar Vivadent AG, Ellwangen, Deutschland) als Aufbaumaterial, Syntac Assortment (Ivoclar Vivadent AG) wurde als Haftvermittler verwendet. Die Proben der Gruppe 2 wurden zusätzlich mit 4 parapulpären Schrauben der Größe 4 mit PCR-Retentionsteil für Kompositrestaurationen versorgt (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland). Lediglich die 9 Unterkiefer-Frontzähne der Gruppe 2 wurden aufgrund der geringen Querschnittsfläche mit nur 2 Schrauben versehen. Beim Setzen der Schrauben wurde die Position der Bohrlöcher so festgelegt, dass diese sich im Bereich der tragenden Höcker befanden (bei Seitenzähnen) und der Abstand zur Schmelz-Dentin-Grenze mindestens 0,5 mm betrug. Nach Ankörnung mit einem Rosenbohrer wurde das Schraubenloch mit dem systemzugehörigen Lochbohrer unter Wasserkühlung mit 500 U/min und parallel zur Wurzeloberfläche gebohrt, die parapulpäre Schraube mithilfe des Adapters bei einer Drehzahl von 250 U/min drucklos führend eingeschraubt (Abb. 1). Dabei war das öfters vorkommende vorzeitige Abscheren der Schrauben auffällig. Diese Abweichungen wurden ausgemessen und ein arithmetischer Mittelwert des vorfrühten Abscherens für jeden Zahn errechnet.

Die Zahnoberflächen aller Proben wurden mit der Phosphorsäure Total Etch (Ivoclar Vivadent AG) gezielt angeätzt, zunächst der Schmelz für 30 s, mit anschließender gründlicher Abspülung und Trocknung, dann das Dentin für 15 s. Das Dentin wurde ebenfalls abgespült und getrocknet. Anschließend wurden zunächst Syntac Primer auf die ange-



**Abbildung 5** Zusammenhang: Zahnfläche – Belastbarkeit.

**Figure 5** Connection: tooth surface – carrying capacity.

ätzte Oberfläche aufgetragen, 15 s leicht eingerieben, verblasen sowie kurz getrocknet. Dann wurde Syntac Adhesive appliziert, was wir nach 15 s Einwirkzeit ebenfalls kurz trockneten (Vorgehen exakt nach Herstellerangaben). Zum Schluss wurde das Bonding Heliobond aufgetragen, dünn ausgeblasen und 20 s mit Licht ausgehärtet (Polofil Lux, Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland).

MultiCore Flow wurde so in die Kavität eingebracht, dass ein 5 mm hoher Aufbau entstand. Dieser wurde mit der Polymerisationslampe 40 s von okklusal lichtgehärtet und nach Entfernen des Matrizenbandes abermals für 40 s polymerisiert. Die Aufbauten wurden mit einem in einen Chemieständer eingespannten Winkelstück mit zylinderförmigen Rotringdiamanten (Gebr. Brasserler GmbH & Co. KG) in einem Konuswinkel von 4° präpariert. An der vestibulären Seite wurde – durch Fixierung des Winkelstückes im Ständer – eine Anströmung im 45°-Winkel zur Zahnachse als Auflagefläche für den Stößel der Belastungsmaschine vorgenommen (Abb. 2).

Die Proben wurden einem Thermocycling von 2000 Zyklen in jeweils abwechselnd 5°C und 55°C warmen Wasserbädern für jeweils 1 min unterzogen. Dabei lösten sich bei 13 Proben aus der Gruppe 1 die Aufbauten. Diese fehlgeschlagenen Probenkörper wurden mit derselben Technik noch einmal aufgebaut und erneut der Wärme-/ Kältebehandlung unterzogen, jedoch mit dem

gleichen Ergebnis. Das Problem konnte erst durch eine dritte Anfertigung der Kompositaufbauten, diesmal allerdings mittels Inkrementtechnik und schichtweiser Aushärtung, gelöst werden.

Mit der computergesteuerten Prüfmaschine „Mini-Zwick“ wurden die Proben im 45°-Winkel bis zum Bruch oder Versuchsende belastet. Die Kraft wurde beginnend bei 100 N nach 800 Belastungen jeweils um 100 N bis zur Maximalkraft von 1.400 N gesteigert. Nach Fraktur wurde für jede Probe die maximal erreichte Kraft  $F$  [N], der erreichte Druck  $P$  [MPa], die Anzahl der durchgeführten Belastungen [n] ermittelt sowie das Bruchverhalten elektronenmikroskopisch untersucht und klassifiziert.

Die statistische Auswertung erfolgte über die Mittelwertanalyse und mithilfe des Spearman'schen Rangkorrelationskoeffizienten sowie des Mann-Whitney U-Testes.

Mit dem Rangkorrelationskoeffizienten wurde der Zusammenhang zum einen zwischen den Querschnittsflächen der Zähne und der erreichten Kraft bzw. der erreichten Anzahl der Belastungen, zum anderen zwischen dem erreichten Druck für Gruppe 2 und dem vorzeitigen Abscheren der parapulpären Schrauben berechnet. Mit dem Mann-Whitney-U-Test untersuchten wir die Differenzen zwischen beiden Versuchsgruppen bezüglich der erreichten Kraft, der Anzahl der Belastungen, des Druckes und der Querschnittsflächen.

## Ergebnisse

Die Kompositaufbauten *ohne* parapulpäre Schrauben (Gruppe 1) zeigten mit einer mittleren Bruchkraft von  $849 \text{ N} \pm 479 \text{ N}$  eine zahlenmäßig etwas höhere Belastungsfähigkeit als die Kompositaufbauten *mit* parapulpären Schrauben (Gruppe 2) mit  $803 \text{ N} \pm 379 \text{ N}$  (Abb. 3). In der nach den einzelnen Zahngruppen getrennten Auswertung ließ sich jedoch auch erkennen, dass bei kleineren Querschnittsflächen die Proben der Gruppe 2 *mit* parapulpären Schrauben eine größere Haltbarkeit aufwiesen, während bei größeren Flächen die Belastbarkeit in der Gruppe 1 *ohne* parapulpäre Schrauben höher wurde (Abb. 4, Tab. 2).

Es bestanden bis auf die Gruppe der Molaren keine signifikanten Differenzen beim Vergleich der unterschiedlich befestigten Aufbauten untereinander. Der Mann-Whitney U-Test ergab für alle Untersuchungen  $p > 0,05$ ; lediglich der Einzelvergleich der Molaren für Kraft ( $p = 0,024$ ) und Anzahl der Belastungen ( $p = 0,029$ ) war signifikant.

12 Proben konnten durch die maximal eingesetzte Kraft von 1.400 N nicht zerstört werden und widerstanden den Bruchversuchen (8 aus Gruppe 1; 4 aus Gruppe 2).

In beiden Gruppen traten die Frakturen am häufigsten zwischen der Zahnoberfläche und dem Aufbau auf, jedoch kam es in Gruppe 2 – bedingt durch die parapulpären Schrauben – meist zusätzlich zu Rissen oder Ausbrüchen der Zahnhartsubstanz und der Aufbauten (Abb. 6–9).

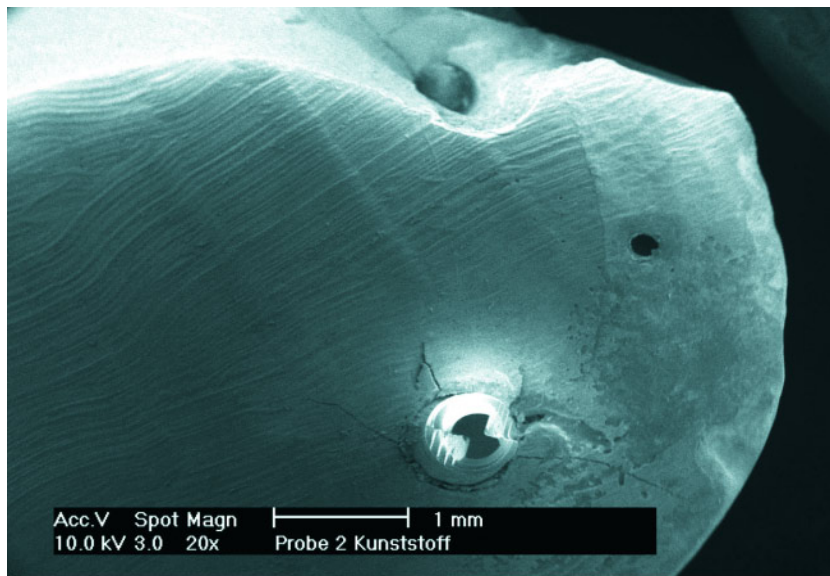
Sowohl die Zahnfläche als auch der Durchmesser und der Zahnumfang hatten in beiden Gruppen einen großen Einfluss auf die Belastbarkeit der Proben. Je größer diese Parameter waren, desto höher war die gesamte Belastungsfähigkeit (Abb. 5). Ein deutlicher Zusammenhang bestand sowohl zwischen erreichter Kraft als auch der Anzahl der Belastungen in Korrelation zur Fläche ( $r_s > 0,5$ ).

Die Haltbarkeit von Kompositaufbauten, die mittels Inkrementtechnik hergestellt wurden, war insbesondere in Bezug auf thermische Wechselbelastungen höher.

## Diskussion

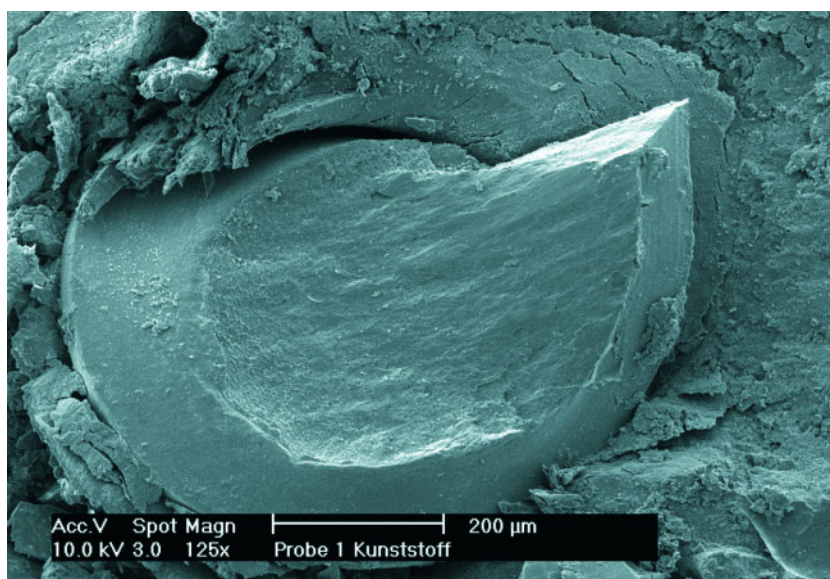
Einige Autoren sehen Scherversuche als kritisch an, da das Komposit ungehin-





**Abbildung 6** Bruchfläche im Kompositaufbau mit Ausbruch einer parapulpären Schraube und Bruchlinien ausgehend von einer Schraube, Vergrößerung 20fach.

**Figure 6** Fracture surface of the composite buildup with disruption of a parapulpal pin and fracture lines starting of a pin, magnifying 20 times.



**Abbildung 7** Parapulpärer Schraubenbruch im Kunststoffaufbau, Vergrößerung 125fach.

**Figure 7** Parapulpal pin fracture in the composite buildup, magnifying 125 times.

dert auf die Oberfläche aufschumpfen kann, ohne dass nennenswerte Materialspannungen entstehen [7]. Auch wird nach ihrer Auffassung dem C-Faktor, der das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche des Komposits beschreibt, nicht ausreichend Rechnung getragen. Sie bevorzugen Extrusionsversuche [4, 8], die einen homogenen Spannungsverlauf aufwei-

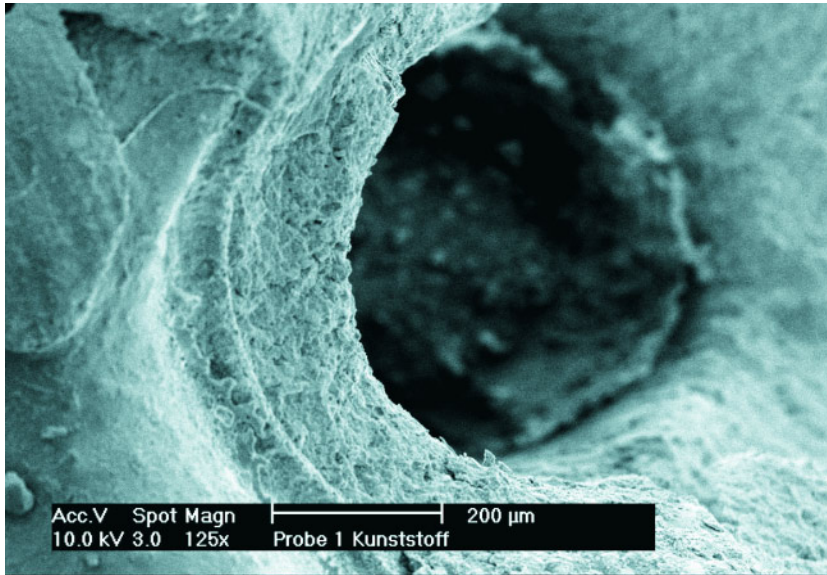
sen und sowohl Biegemomente als auch Kerbspannungen weitgehend vermeiden, um die natürlich vorkommenden Druck- und Scherbelastungen der Zähne zu simulieren. Wir haben als Belastungsrichtung – auch um die Vergleichbarkeit zu anderen und eigenen Studien sicherzustellen [6, 9, 11, 12, 15, 16, 17] – einen 45°-Winkel zur Zahnachse festgelegt. Extrusionsversuche sind beim Ein-

satz der parapulpären Schrauben ungeeignet.

Die praktische Anwendung des parapulpären Schraubensystems war nicht unproblematisch: Neben 6 Brüchen des Schraubenlochbohrers – wegen der in der Gebrauchsanleitung empfohlenen zu hohen Drehzahl von 1.000–2.500 U/min zu Beginn der Studie – war auch die automatische Selbstzentrierung zur Achse (Adapter – Bohrer – Bohrloch) nicht ausreichend und erforderte manuelle Nachjustierungen. Beim Eindrehen kam es ebenfalls zu Brüchen von 6 parapulpären Schrauben, bei denen die Frakturstelle stets am Übergang vom Gewinde zum retentiven Teil lag, wogegen die eigentlich für das Abscheren vorgesehene Sollbruchstelle intakt blieb. Zudem zeigte sich durch ein teilweise verfrühtes Abscheren der Schrauben ein Verlust an theoretisch vorgesehener Eindringtiefe (Verlust von im Mittel 0,35 mm): Der Beginn des Retentionsteiles hatte also in diesen Fällen keinen „inlayartigen Sitz“ auf dem Dentin, wie es vom Hersteller vorgesehen ist. Es ließ sich kein deutlicher Zusammenhang zwischen dem erreichten Druck und einem vorzeitigen Abscheren der Schrauben ermitteln ( $r_s = 0,199$ ).

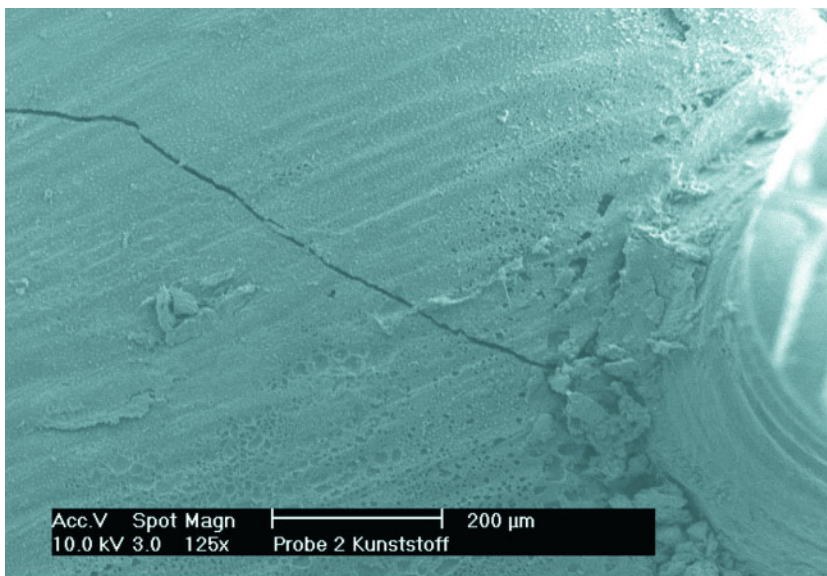
Für die frakturierten Proben der Gruppe 1 ohne parapulpäre Schrauben wäre eine Neuversorgung nach unserer Einschätzung in 78 % der Fälle möglich gewesen, für die Gruppe 2 mit Schrauben nur in 28 %. Dies spricht für ein zunächst eher konservatives Vorgehen.

Im Ganzen zeigten sowohl die alleine mit der Adhäsivtechnik versorgten Zähne (Gruppe 1) als auch die zusätzlich mit parapulpären Schrauben verankerten Aufbauten (Gruppe 2) eine hohe Haftung am Dentin. Insbesondere bei den Molaren lagen die mittleren Bruchkräfte von  $1148 \text{ N} \pm 321 \text{ N}$  für Gruppe 1 und  $950 \text{ N} \pm 302 \text{ N}$  (Gruppe 2) im Bereich der maximalen (ca. 880 N bei jungen Probanden [1, 19]) bzw. deutlich über den beim Kauen ausgeübten Kräften vollbezogener Erwachsener (ca. 150 N, [3]). Die hohe Haftkraft könnte auch damit zusammenhängen, dass der Zahnschmelzsaum am Übergang vom Zahn zum Aufbau bei den einzelnen Zähnen zwar sehr unterschiedlich breit, aber insgesamt noch vorhanden war. Das ist in der klinischen Praxis häufig nicht mehr der Fall, weil mehr von der klinischen Kronenhöhe verloren gegan-



**Abbildung 8** Ausbruchmuster einer parapulpären Schraube aus dem Kunststoff, Vergrößerung 125fach.

**Figure 8** Disruption pattern of a parapulpal pin from the composite buildup, magnifying 125 times.



**Abbildung 9** Bruchlinie im Aufbau ausgehend von einer parapulpären Schraube, Vergrößerung 125fach.

**Figure 9** Fracture line in the buildup, starting from a parapulpal pin, magnifying 125 times.

gen ist. Der Mann-Whitney U-Test ergab im Einzelvergleich bei Molaren einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen für die Kraft ( $p = 0,024$ ) und für die Anzahl der Belastungen ( $p = 0,029$ ). Dieses Ergebnis unterstreicht die geringfügig bessere Haltbarkeit der rein adhäsiv befestigten Kompositaufbaufüllungen, auch weil Molaren zahlenmäßig die mit Abstand

häufigste Zahnart dieser Studie waren (nur wenige Inzisivi und Prämolaren waren vertreten). Daher wirkt sich das Resultat dieser Zahngruppe entsprechend deutlich auf das Gesamtergebnis aus. Insgesamt mussten wir unsere Nullhypothese ablehnen.

Bei der Beurteilung unserer Ergebnisse im Hinblick auf die praktischen Schlussfolgerungen sollte berücksichtigt

werden, dass sich während des Thermocyclings 13 der nur adhäsiv befestigten Aufbauten bereits lösten, ohne dass sie überhaupt belastet wurden. Dies wurde möglicherweise einerseits aufgrund der unterschiedlichen Expansionskoeffizienten zwischen Aufbaumaterial und Zahnstruktur (Expansionskoeffizient von MultiCore Flow 60  $\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  [Information der Ivoclar Vivadent AG], von Schmelz  $16,96 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  und von Dentin  $10,59 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  [20]), andererseits vielleicht durch ein unzureichendes Bonding verursacht. Darüber hinaus führen große, in einem Zug ausgehärtete Komposit-Schichtdicken um 5 mm zu ungenügender Polymerisation an der Basis und damit zu einem größeren Mikroleakage sowie geringerer Haltbarkeit der Komposite [18]. Erwähnenswert ist auch, dass die Inkrementtechnik die Kontraktionsspannungen u. U. verringern, die Schrumpfungskräfte bei der Polymerisation ebenfalls reduzieren und auf diese Weise zu weniger großen Randspalten führen könnte [2]. Nach Herstellung der Aufbauten in Schichttechnik beobachteten wir jedenfalls keine erneuten Ablösungen während des Thermocyclings. Diese mehrfache erneute Befestigung von Aufbauten konnte zwangsläufig bei der zusätzlich mit parapulpären Schrauben verankerten Stichprobe nicht durchgeführt werden. Es mag sein, dass die zahlenmäßig im Mittel bessere Haltbarkeit der adhäsiv befestigten Aufbauten auch darauf beruht. Allerdings war die Studie nicht darauf angelegt, die Differenzen zwischen der Polymerisation in einem Stück gegenüber der Inkrementtechnik zu untersuchen.

Den entscheidenden Einfluss auf die Belastbarkeit der Kompositaufbauten hatte die Größe der Zahnoberfläche der Zähne. Die Bedeutung der Größe der Oberfläche war um ein Vielfaches höher als der Einfluss der parapulpären Schrauben. Erst bei kleineren Querschnittsflächen wiesen die Proben mit parapulpären Schrauben (Gruppe 2) eine höhere Haltbarkeit auf, während bei größeren Werten die Belastbarkeit der lediglich adhäsiv verankerten Aufbauten zunahm (Gruppe 1, vgl. Abb. 5). Allerdings ist bei den flächenmäßig kleinen Zähnen das Setzen der Verankerungselemente besonders kritisch zu sehen, da sich die Gefahr einer Perforation ins Parodont oder in die Pulpa deutlich erhöht.



Erreichte Kräfte		Median (N)	Mittelwert (N)	Standard-Abweichung (N)	Maximum (N)	Minimum (N)	Oberes Quartil (N)	Unteres Quartil (N)
<b>Molaren</b>	Gruppe 1	1300	1148	328	1400	200	1400	1000
	Gruppe 2	900	950	308	1400	300	1225	700
<b>Prämolaren</b>	Gruppe 1	650	550	311	800	100	725	475
	Gruppe 2	1000	1133	231	1400	1000	1200	1000
<b>Frontzähne</b>	Gruppe 1	200	325	245	900	100	500	200
	Gruppe 2	300	364	163	700	200	400	250
<b>Gesamt</b>	Gruppe 1	<b>900</b>	<b>849</b>	<b>485</b>	<b>1400</b>	<b>100</b>	<b>1300</b>	<b>500</b>
	Gruppe 2	<b>800</b>	<b>803</b>	<b>384</b>	<b>1400</b>	<b>200</b>	<b>1000</b>	<b>550</b>

**Tabelle 1** Wertetabelle der erreichten Kräfte: (Gruppe 1 = ausschließliche Dentinadhäsiv-Verankerung; Gruppe 2 = zusätzlich parapulpäre Schraubverankerung).

**Table 1** Table of values of the achieved force: (group 1 = pure dentin-adhesive technique, group 2 = parapulpal pins and dentin-adhesive technique).

Größe der Zahnflächen (Mittelwerte)	Ohne parapulpäre Schrauben (Gruppe 1, n = 41)	Mit parapulpären Schrauben (Gruppe 2, n = 40)
Frontzähne	22,99 mm <sup>2</sup>	19,74 mm <sup>2</sup>
Prämolaren	40,28 mm <sup>2</sup>	53,02 mm <sup>2</sup>
Molaren	82,95 mm <sup>2</sup>	82,09 mm <sup>2</sup>
<b>Gesamtflächen</b>	<b>61,24 mm<sup>2</sup></b>	<b>62,77 mm<sup>2</sup></b>

**Tabelle 2** Mittelwerte der Zahnflächen: (Gruppe 1 = ausschließliche Dentinadhäsiv-Verankerung; Gruppe 2 = zusätzlich parapulpäre Schraubenverankerung).

**Table 2** Mean values of the teeth surfaces: (group 1 = pure dentin-adhesive technique, group 2 = parapulpal pins and dentin-adhesive technique).

(Abb. 1–9, Tab. 1 u. 2: S. Schiller)


## Schlussfolgerungen

Eine rein konservative Versorgung tief zerstörter, sensibler Zähne mit Hilfe bewährter Dentinadhäsive und qualitativ guter Kompositaufbauten erscheint nach den Ergebnissen dieser Arbeit auch ohne herkömmliche Überkronung möglich (= „Kompositkronen“), wenn man nur die Haltekraft als Parameter heranzieht. Wir konnten keine Verbesserung der Haftfestigkeit zwischen Dentin und Komposit durch den zusätzlichen Einsatz parapulpärer Schrauben nachweisen. Sollten allein dentinadhäsiv verankerte Aufbauten fehlschlagen, ist in den meisten Fällen eine Neuversorgung problemlos möglich. Darüber hinaus könnten alternativ sicherlich auch heute immer noch

parapulpäre Schrauben zum Einsatz kommen. Bricht ein Zahn nach einer Versorgung mit parapulpären Schrauben, ist aufgrund von Ausbrüchen der Zahnhartsubstanz jedoch vielleicht eine Extraktion des Zahnes unumgänglich.

## Danksagung

Die Firma Gebr. Brasseler stellte die parapulpären Schrauben, die Firma Ivoclar das Aufbaukomposit zur Verfügung.

Die Literaturrecherche haben uns Frau *Stachel* und Frau *Urban* erheblich vereinfacht. Herr *Grüner* war für die Konstruktion und Funktionsfähigkeit der Maschinen zuständig. 

**Interessenkonflikt:** Die Autorin/ die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht.

## Korrespondenzadressen

Prof. Dr. Karl Heinz Utz  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik,  
Propädeutik und Werkstoffwissenschaften  
Universitätsklinikum Bonn  
Welschnonnenstraße 17  
53111 Bonn  
E-Mail: Karl-Heinz.Utz@ukb.uni-bonn.de

Simone Schiller  
Kastanienstr. 10  
53340 Meckenheim  
E-Mail: Simone.Schiller@gmail.com

**Literatur**

1. Ahlberg JP, Kovero OA, Hurmerinta KA, Zepa I, Nissinen MJ, Könönen MH: Maximal bite force and its association with signs and symptoms of TMD, occlusion, and body mass index in a cohort of young adults. *J Craniomand Practice* 21, 248–252 (2003)
2. Ariyoshi M, Nikaido T, Foxton RM, Tagami J: Influence of filling technique and curing mode on the bond strengths of composite cores to pulpal floor dentin. *Dent Mater J* 29, 562–569 (2010)
3. Fontijn-Tekamp EA, Slagter AP, van der Bilt A et al.: Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 79, 1519–1524 (2000)
4. Frankenberger R, Krämer N, Sindel J: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 556–560 (1996)
5. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde und der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung für die DGZMK: Aufbau­füllungen für einen vitalen Zahn. *Dtsch Zahnärztl Z* 60, 360–362 (2005)
6. Grösser W: Experimentelle Untersuchungen zur Festigkeit überkronter Zähne mit parapulpär stiftverankerten Aufbau­füllungen. Med Diss, Bonn (1994)
7. Haller B: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750–759 (1994)
8. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfannkuch A: Beständigkeit des Komposit-Dentinverbundes bei künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 100–104 (1993)
9. Hermes HH, Svare CW, Drennon DG: Effect of pin depth on the dislodgement of pin-retained composite resin crown bases. *J Prosthet Dent* 46, 293–296 (1981)
10. Ikemura K, Endo T: A review of our development of dental adhesives – Effects of radical polymerization initiators and adhesive monomers on adhesion. *Dent Mater J* 29, 109–121 (2010)
11. Imbery T, Burgess JO, Batzer RC: Comparing the resistance of dentin bonding agents. *J Am Dent Assoc* 126, 753–759 (1995)
12. Jendritzky FM, Utz K-H, Grüner M: Haltekraft von Kronen mit parapulpär verankerten Komposit-Aufbau­füllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 15–18 (1997)
13. Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 131, 20–25 (2000)
14. Neumeyer S, Gernet W: Parapulpäre Stifte – PCR- und FO-Pinsysteme. *Zahnärztl Mitt* 7, 742–748 (1989)
15. Nothdurft FP, Schmitt T, Rupf S, Pospiech R: Influence of fatigue testing and cementation mode on the load-bearing capability of bovine incisors restored with crowns and FRC posts. *Dent Mater J* 30, 109–114 (2011)
16. Nothdurft U: Experimentelle Untersuchungen zum mechanischen Verhalten parapulpär verankerter Kronenstumpfaufbauten aus unterschiedlichen Materialien. Med Diss, Bonn (1997)
17. Plasmans PJJM, Kusters ST, de Jonge BA, van't Hof MA, Vrijhoef MMA: In vitro resistance of extensive amalgam restorations using various retention methods. *J Prosthet Dent* 57, 16–20 (1987)
18. Price RB, Doyle G, Murphy D: Effects of composite thickness on the shear bond strength to dentin. *J Can Dent Assoc* 66, 35–39 (2000)
19. Waltimo A, Könönen M: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 101, 171–175 (1993)
20. Xu HC, Liu WY, Wang T: Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. *Aust Dent J* 34, 530–535 (1989)