

# Stability of the Bonded Lingual Wire Retainer – A Study of the Initial Bond Strength

## Zur Frage der Stabilität geklebter Drahtretainer – Eine Untersuchung zur initialen Haftkraft

Ralf J. Radlanski, Natalie D. Zain<sup>1</sup>

### Abstract

Bonded lingual retainers (individually adjusted multistranded wires with one bond site per tooth) are used extensively to maintain the orthodontic treatment result. Failure or loss often leads to a relapse.

The bond strength of bonded lingual retainers has not yet been studied in respect of the loads that can be withstood by them through deflection of the interdental archwire region. Furthermore, human anterior teeth have never before been used for a study of this kind.

Six different wire/composite combinations were studied (wires: Dentaflex<sup>®</sup> co-axial 0.018", Dentaflex<sup>®</sup> multistranded 0.018", and Respond<sup>®</sup> Dead Soft straight, length 0.0175"; composites: Tetric<sup>®</sup> Flow and Heliosit<sup>®</sup> Orthodontic) by bonding 1 cm lengths of wire to the lingual surfaces of 360 extracted lower anterior teeth. Using an Instron 6025 universal testing machine, vertical shear bond strength tests at the bond site as well as vertical shear bond strength tests and horizontal tensile strength tests were performed. The failure characteristics after failure at maximum force were evaluated by light microscopy, scanning electron microscopy, and morphometry. Most failures were observed at the enamel/composite interface. The selected wires displayed no significant differences; Tetric<sup>®</sup> Flow proved to be the most stable resin; and no enamel tear-outs were observed.

**Key Words:** Retainer · Bond strength · Shear bond strength tests · Tensile tests

### Zusammenfassung

Geklebte Lingualretainer (individuell angepasste verseilte Drähte mit je einem Klebepunkt pro Zahn) werden für die Rezidivprophylaxe extensiv verwendet. Bruch oder Verlust führt oft zum Rezidiv.

Die Haftkraft von Drahtretainern wurde bisher noch nicht dahingehend untersucht, welchen Belastungen sie durch Auslenkung des interdentalen Drahtbereiches standhalten können. Außerdem wurden menschliche Frontzähne für Untersuchungen dieser Art noch nie verwendet.

Sechs verschiedene Draht-Komposit-Kombinationen (Drähte: Dentaflex<sup>®</sup> co-axial 0.018", Dentaflex<sup>®</sup> verseilt 0.018", Respond<sup>®</sup> Dead Soft straight 0.0175" und Komposite: Tetric<sup>®</sup> Flow und Heliosit<sup>®</sup> Orthodontic) wurden untersucht, wobei an die Lingualflächen von 360 extrahierten Unterkieferfrontzähnen je 1 cm Draht adhäsiv befestigt wurde. In der Universalprüfmaschine Instron 6025 wurden vertikale Abscherversuche an der Klebestelle sowie vertikale Abscher-Zug-Versuche und horizontale Abzugversuche vorgenommen. Die Bruchcharakteristik nach Abriss bei maximaler Kraft wurde lichtmikroskopisch, rasterelektronenmikroskopisch und morphometrisch bestimmt.

Die Mehrzahl der Brüche kam an der Schmelz-Komposit-Verbindungsfläche vor. Die Auswahl der Drähte zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede; Tetric<sup>®</sup> Flow erwies sich als der stabilste Kleber; Schmelzausrisse wurden nicht beobachtet.

**Schlüsselwörter:** Retainer · Haftkraft · Abscherversuche · Zugversuche

<sup>1</sup> Department of Experimental Dentistry and Oral Structural Biology, Charité Universitätsmedizin Berlin, Campus Benjamin Franklin, Berlin, Germany.

Received: January 9, 2004; accepted: February 25, 2004

J Orofac Orthop 2004;65:321–35

DOI 10.1007/s00056-004-0401-4

## Introduction

After completion of orthodontic correction, especially after the correction of rotations and axial malalignments, a strong tendency towards relapse is reported [8, 23]. For this reason, long-term retention is recommended [14, 16, 17, 24]. The multistranded wire, individually adjusted and bonded to each tooth covered by the wire, is the method of choice for esthetic long-term retention, because it is considered to be reliable, independent of patient compliance, highly effective, relatively easy to apply, almost invisible, and well accepted by patients [4, 6, 11, 28, 30, 32]. These are also the main advantages over removable retainers.

However, damage to the retainer bond is a frequently observed clinical problem [3, 28, 30, 31], which inevitably results in a loss of retainer function and, if ignored, may lead to a relapse (Figures 1 and 2).

In the literature, the weakest point of the bond is reported to be the composite/wire interface [6, 11, 27]. However, the composite/tooth interface has also been quoted, and compound failures have been described [21, 29].

To date, bovine teeth or human premolars have been most commonly used for bond strength testing. Human lower anterior teeth have never been used for such studies, although it is to such teeth that most retainers are attached. In addition, none of the published studies has undertaken a comparison of different force applications from three different directions (oral force loads are always combined). Finally, the literature is devoid of data concerning the characterization as well as the percentage distribution of the different failure characteristics, including the search for enamel tear-outs.

The aim of the present study was to investigate different wire/composite combinations (three different wires and two different composites) bonded to human lower anterior teeth, using three different mechanical tests (one tensile test, two shear bond strength tests) performed on a universal testing machine.

The objective was to find the combination offering the greatest stability, with the failure characteristics being characterized by light microscopy and scanning electron microscopy. In addition, the specimens were to be examined for enamel tear-outs.



**Figure 1.** Bonded wire retainer with inadequate bond site, here at tooth 22.

**Abbildung 1.** Geklebter Drahtretainer mit insuffizienter Klebestelle, hier am Zahn 22.

## Einleitung

Nach erfolgter kieferorthopädischer Korrektur zeigen die Zähne eine starke Rezidivneigung, insbesondere nach Korrekturen von Rotationen und Achsfehlstellungen [8, 23]. Aus diesem Grund wird eine Langzeitretention empfohlen [14, 16, 17, 24]. Der an jedem einzelnen Zahn mit einer Klebestelle befestigte Drahtretainer ist heute das Mittel der Wahl für eine ästhetische Langzeitretention, denn er gilt als zuverlässig, unabhängig von der Mitarbeit der Patienten, sehr wirkungsvoll, relativ leicht herzustellen, ist dabei nahezu unsichtbar und besitzt eine hohe Patientenakzeptanz [4, 6, 11, 28, 30, 32]. Dies sind auch die Hauptvorteile gegenüber herausnehmbaren Retainerplatten. Ein doch recht häufig beobachtetes klinisches Problem stellt die Beschädigung der Retainerklebung dar [3, 28, 30, 31], was zwangsläufig zu einem Verlust der Retainerfunktion führt und unbehandelt ein Rezidiv zur Folge haben kann (Abbildungen 1 und 2).

In der Literatur wird als Hauptschwachstelle des Klebeverbundes die Komposit-Draht-Verbindung genannt [6, 11, 27], aber auch die Verbindung zwischen Komposit und Zahn wird angegeben und gemischte Brüche werden beschrieben [21, 29].

Bisher wurden für Verbundfestigkeitstestung meist Rinderzähne oder menschliche Prämolaren verwendet. Menschliche Unterkieferfrontzähne wurden bisher noch nie für derartige Studien verwendet, obwohl an diesen Zähnen die meisten Retainer dieser Art eingesetzt werden. Außerdem wurde bei keiner bisherigen Studie ein Vergleich verschiedener Kraftangriffe aus drei verschiedenen Richtungen vorgenommen (im Mund liegen immer Kombinationskraftbelastungen vor). Schließlich fehlen in der Literatur Angaben zur Beurteilung und zur prozentualen Verteilung der verschiedenen Brucharten sowie die Suche nach Schmelzausrissen.

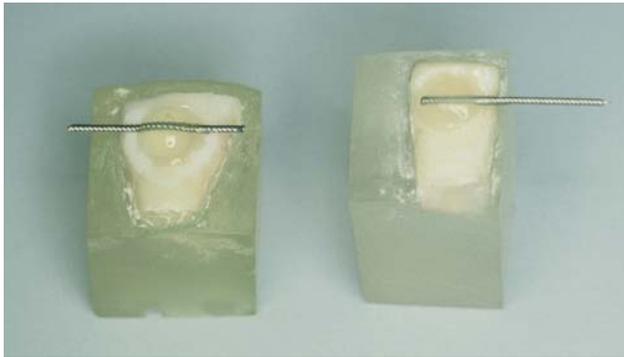
In dieser Studie sollen verschiedene Draht-Komposit-Kombinationen (zwei unterschiedliche Komposite und drei verschiedene Drähte), die an menschliche Unterkieferfrontzähne geklebt sind, in drei unterschiedlich angreifenden mechanischen Tests (ein Zug-, zwei Schertests) mithilfe einer Universalprüfmaschine untersucht werden.

Wir suchen die Kombination mit der größten Stabilität. Die Bruchcharakteristiken sollen licht- und rasterelektronen-

**Figure 2.** The retainer failure at teeth 13 and 12 led in another patient to a relapse in tooth rotation.

**Abbildung 2.** Der unterbrochene Retainerverbund an den Zähnen 13 und 12 führte bei einem anderen Patienten zu einem Rotationsrezidiv.





**Figure 3.** Left: specimen for test 1 with the wire centrally embedded in the resin; right: specimen for tests 2 and 3 with the wire projecting laterally.

**Abbildung 3.** Links im Bild ein Prüfkörper für den Versuch 1 mit mittig angeordnetem Draht, rechts ein Prüfkörper für die Versuche 2 und 3 mit seitlich herausragendem Draht.

### Material and Methods

360 extracted, caries-free human lower anterior teeth previously stored in 1% thymol solution were obtained from the collection at our Dental Center. In order to remove debris and calculus and to obtain a clean, reproducible enamel surface, the teeth were cleaned with a curette and  $H_2O_2$  (3%) as well as with a polishing brush (ZR 831, Hawe Neos Dental, Weissenfluth, Switzerland) and polishing paste (Pell-Ex, Hawe Neos Dental, Weissenfluth, Switzerland). Roughening of the enamel surface with an air scaler was renounced. The crowns were separated from the roots using a water-cooled separating disk. The crowns were then embedded in epoxy resin (Epoxy casting resin and hardener, Wirz-Buehler, Düsseldorf, Germany), with the lingual surfaces left free, to create a cuboid specimen with a side length measuring approximately 1 cm, which could be firmly held by the clamps of the universal testing machine (model 6025, Instron Wolpert GmbH, Darmstadt, Germany) (Figure 3).

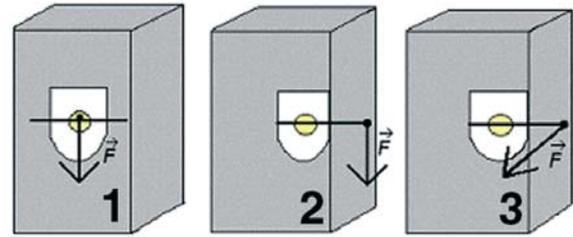
The three main test series performed (Figure 4) were based on the mixed loads to be expected on bonded retainers in clinical applications.

#### Test 1

Vertical shear bond strength test with direct loading of the bond site.

#### Test 2

Vertical shear bond strength test with tensile loading of the wire 4 mm from the bond site in vertical direction. This resulted in a vertically acting moment and a shearing force on the wire/composite/tooth system. Due to the clamped



**Figure 4.** Diagram showing the three main test series.

Test 1: Shear bond strength test. The force  $F$  acts centrally on the bond site above the wire at a distance of ca. 0.5 mm from the tooth surface.

Test 2: Vertical shear bond strength test. The force  $F$  acts outside the bond site (distance: 4 mm). On the one hand it generates a moment and a shearing force at the bond; on the other hand it acts as a tensile force in the momentary direction of rotation due to the clamped connection.

Test 3: Horizontal tensile strength test. The force  $F$  acts outside the bond site (distance: 4 mm) and the wire is pulled off. In this case, too, a moment is created.

**Abbildung 4.** Schematische Darstellung der drei Hauptversuche.

Versuch 1 (Abscherversuch) Die Kraft  $F$  greift zentral an der Klebestelle oberhalb des Drahtes in einem Abstand von etwa 0,5 mm zur Zahnoberfläche an.

Versuch 2 (Abscher-Zug-Versuch vertikal): Die Kraft  $F$  greift außerhalb der Klebestelle an (Abstand: 4 mm) und erzeugt einerseits ein Drehmoment und Abscherkräfte an der Klebeverbindung., andererseits wirkt sie aufgrund der festen Klemmverbindung als Zugkraft in der momentanen Drehrichtung.

Versuch 3 (Zugversuch horizontal): Die Kraft  $F$  greift außerhalb der Klebestelle an (Abstand 4 mm), der Draht wird abgezogen. Auch hier kommt es zur Ausbildung eines Drehmomentes.

mikroskopisch charakterisiert und vermessen, die Proben außerdem auf Schmelzausrisse hin untersucht werden.

### Material und Methode

Für die Untersuchung wurden 360 extrahierte, kariesfreie Unterkieferfrontzähne, die vorher in 0,1%iger Thymollösung gelagert wurden, aus der Sammlung unserer Klinik herangezogen. Die Zähne wurden mit einer Kürette und  $H_2O_2$  (3%ig) sowie mit einer Polierbürste (Bürste ZR 831, Hawe Neos Dental, Weissenfluth, Schweiz) und mit Polierpaste (Pell-Ex Polierpaste, Hawe Neos Dental, Weissenfluth, Schweiz) gereinigt, um Beläge und Gewebereste zu entfernen und eine reproduzierbare Schmelzoberfläche zu schaffen. Auf eine Anrauhung der Schmelzoberfläche mit einem Pulverstrahlgerät wurde verzichtet. Die Zahnwurzeln wurden mit einer Trennscheibe unter Wasserkühlung abgetrennt. Die Zahnkronen wurden so in Gießharz (Epoxid Gießharz und Härter, Wirz-Buehler, Düsseldorf, Deutschland) eingebettet, dass die Lingualfläche frei lag, aber ein

connection, a tensile load was also applied in the momentary direction of rotation.

### Test 3

Horizontal tensile strength test with tensile loading of the wire 4 mm from the bond site in horizontal direction. This resulted in a horizontal moment and a tensile force acting on the wire/composite/tooth system.

For test 1 (vertical shear bond strength test with direct loading of the bond site) 120 teeth were centrally embedded in epoxy resin and the wire was bonded centrally. For tests 2 (vertical shear bond strength test) and 3 (horizontal tensile strength test) the teeth were embedded off-center in the epoxy block and the wire was fixed laterally with the composite so as to project by ca. 4 mm. This was necessary to create the force system in the Instron universal testing machine.

For bonding the wires to the teeth, two different composites were selected (Table 1):

1. Tetric® Flow, flowable restoration resin (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany, batch no. D00089) and

**Table 1.** Wire/composite combinations in test series 1–3.

**Tabelle 1.** Draht-Komposite-Kombinationen bei den Versuchsreihen 1–3.

	Wire 1 (W1) Dentaflex® (co-axial)	Wire 2 (W2) Dentaflex® (multistranded)	Wire 3 (W3) Respond® Dead Soft
<b>Test 1: Vertical shear test</b>			
Composite 1 (C1) Tetric® Flow	Test W1C1	Test W2C1	Test W3C1
Composite 2 (C2) Heliosit® Orthodontic	Test W1C2	Test W2C2	Test W3C2
<b>Test 2: Vertical shear test with vertical tensile load</b>			
Composite 1 (C1) Tetric® Flow	Test W1C1	Test W2C1	Test W3C1
Composite 2 (C2) Heliosit® Orthodontic	Test W1C2	Test W2C2	Test W3C2
<b>Test 3: Horizontal tensile test</b>			
Composite 1 (C1) Tetric® Flow	Test W1C1	Test W2C1	Test W3C1
Composite 2 (C2) Heliosit® Orthodontic	Test W1C2	Test W2C2	Test W3C2

Prüfkörper von etwa jeweils 1 cm Kantenlänge entstand, der von den Halterungen der Universalprüfmaschine (Modell 6025, Instron Wolpert GmbH, Darmstadt, Deutschland) gut gefasst werden konnte (Abbildung 3).

Es wurden drei Hauptversuchsreihen durchgeführt (Abbildung 4), die sich aus den klinisch zu erwartenden Mischbelastungen für die geklebten Lingualretainer ergaben.

### Versuch 1

Vertikaler Abscherversuch mit direkter Belastung der Klebestelle am Ort des Drahtes.

### Versuch 2

Vertikaler Abscher-Zug-Versuch mit Zugbelastung des Drahtes, 4 mm von der Klebestelle entfernt in vertikaler Richtung. Dabei entstand ein vertikal wirkendes Drehmoment und eine abscherende Kraft auf das Verbundsystem Draht-Kleber-Zahn. Aufgrund der festen Klemmverbindung wirkte außerdem eine Zugkraft in der momentanen Drehrichtung.

### Versuch 3

Horizontaler Zugversuch mit Zugbelastung des Drahtes, 4 mm von der Klebestelle entfernt in horizontaler Richtung.

Dabei entstand ein horizontales Drehmoment und eine Abzugskraft auf das Verbundsystem Draht-Kleber-Zahn.

Für den Versuch 1 (Abscherung zentral an der Klebestelle) wurden 120 Zähne mittig angeordnet in Epoxidharz eingebettet und der Draht mittig eingeklebt. Für Versuch 2 (vertikaler Abscher-Zug-Versuch) und Versuch 3 (horizontaler Zugversuch) wurden die Zähne seitlich in den Trägerblock eingegossen und der Draht mit dem Komposit seitlich befestigt, so dass er ca. 4 mm seitlich überstand. Dies war notwendig, um das Kraftsystem in der Instron-Maschine herstellen zu können.

Zum Befestigen der Drähte auf den Zähnen wurden zwei verschiedene Komposite ausgewählt (vgl. Tabelle 1):

1. Tetric® Flow, fließfähiger Füllungskunststoff (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland, Chargennummer D00089) und
2. Heliosit® Orthodontic, lichthärtendes Kompositmaterial (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland, Chargennummer C48977), und es kamen drei unterschiedliche Drähte zur Anwendung:

1. Dentaflex® Dentapac co-axial, superfederhart 0.018" (Dentaurum, Ispringen, Deutschland, Chargennummer 22535),

2. Heliosit® Orthodontic, light-curing composite (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany, batch no. C48977),

and three different wires were used:

1. Dentaflex® Dentapac co-axial, extra spring-hard 0.018" (Dentaurum, Ispringen, Germany, batch no. 22535),
2. Dentaflex® Dentapac multistranded, extra spring-hard 0.018" (Dentaurum, Ispringen, Germany, batch no. 10822),
3. Respond® Dead Soft 7' straight 0.0175" (Ormco, Orange, CA, USA, batch no. 01B37).

For standardization purposes, the lengths of the wire sections were specified as 1 cm. The enamel surface was etched with 37% phosphoric acid for 45 s. The acid was then sprayed from each tooth using an ample supply of water for 30 s, after which the teeth were dried in a stream of oil-free air.

Prior to the application of Tetric® Flow, the enamel surface was bonded with Excite® (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Germany, batch no. C05741) as follows: First, a thin layer of the bonding agent was applied for ca. 10 s, after which the excess material was dispersed by applying a stream of oil-free air for 10 s. This layer was hardened for 20 s under halogen light (Polymerization curing light Spectrum 800, 703 EU, Dentsply De Trey, Konstanz, Germany). Each hardening process, both of the bonding layer and of the two composites, was performed at a constant distance of 3 cm from the tooth, perpendicular to the lingual surface.

According to the manufacturer, no bonding layer is required for Heliosit® Orthodontic composite. Application and subsequent light curing were done for 40 s in accordance with the manufacturer's instructions. In order to provide the same starting conditions for both composites, the quantity used had to be set at 0.02 g per bond site. This implied an extruded length of 5 mm for Tetric® Flow and of 3 mm for Heliosit® Orthodontic. The bond site was standardized by applying a tin foil with a perforation measuring 3 mm in diameter. Each wire was covered with a 1 mm layer of composite. According to Bearn et al. [7] this represents the optimum between maximum strength and minimum expansion of the composite.

All specimens were prepared throughout by the same person in order to minimize fluctuations during fabrication. 20 specimens were prepared from each of the six different wire/composite combinations (Table 1). Overall, 360 specimens were tested in the three main test series.

Prior to the testing, the specimens were stored in distilled water at a temperature of 37 °C. The storage time was standardized at 72 h to rule out any potential swelling-induced changes in the composite and thus varying mechanical properties. The specimens were not exposed to interim thermocycling as it was the initial bond strength that was to be investigated.

2. Dentaflex® Dentapac verseilt superfederhart 0.018" (Dentaurum, Ispringen, Deutschland, Chargennummer 10822),
3. Respond® Dead Soft 7' straight 0.0175" (Ormco, Orange, CA, USA, Chargennummer 01B37).

Aus Standardisierungsgründen wurden die Längen der Drahtstücke auf 1 cm festgelegt. Die Konditionierung der Schmelzoberfläche erfolgte durch Anätzen des Zahnschmelzes mit 37%iger Phosphorsäure für 45 s. Anschließend wurde jeder Zahn durch reichliches Absprühen mit Wasser für 30 s von der Säure gereinigt und mittels fettfreiem Luftstrom trockengeblasen.

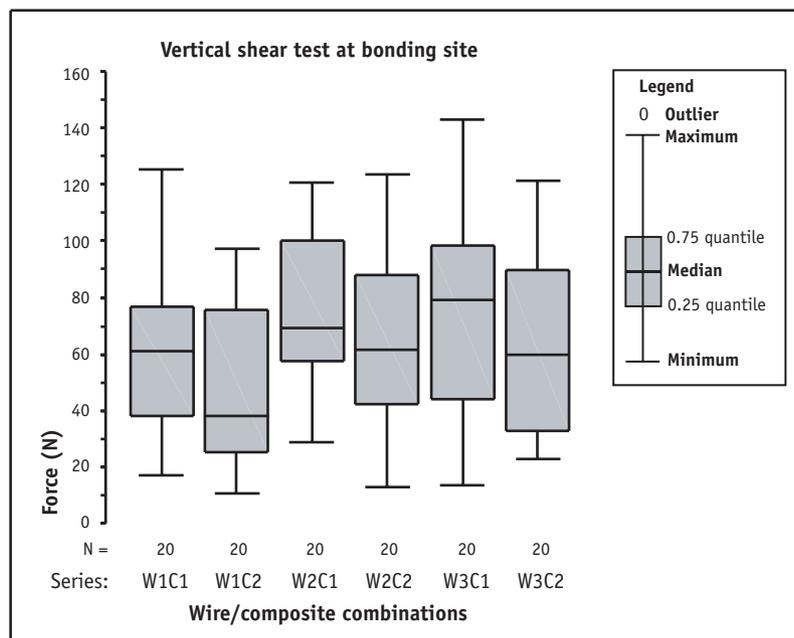
Für das Komposit Tetric® Flow wurde das Bonding Excite® (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland, Chargennummer C05741) in folgender Weise durchgeführt: Zuerst erfolgte ein dünnes Auftragen des Bondings für ca. 10 s. Die Überschüsse wurden mit einem fettfreien Luftstrom verblasen. Die Härtung erfolgte für 20 s mit Halogenlicht (Polymerisationslampe Spectrum 800, 703 EU, Dentsply De Trey, Konstanz). Jede Härtung, sowohl die des Bonders als auch der beiden Komposite, erfolgte mit konstantem Abstand zur Zahnoberfläche von 3 cm aus senkrechter Richtung auf die Lingualfläche des jeweiligen Zahnes.

Für das Komposit Heliosit® Orthodontic ist laut Herstellerangaben kein Bonding notwendig. Die Applikation des Komposits und die anschließende Lichthärtung betrug entsprechend den Herstellerangaben 40 s. Um gleiche Ausgangsbedingungen für beide Komposite zu schaffen, musste auch die verwendete Kompositmenge auf 0,02 g pro Klebestelle festgelegt werden, was einer Stranglänge von 5 mm für Tetric® Flow und 3 mm für Heliosit® Orthodontic entspricht. Die Standardisierung der beklebten Fläche konnte durch eine Zinnfolie mit einem ausgestanzten Loch mit 3 mm Durchmesser gewährleistet werden. Jeder Draht wurde mit einer Schichtdicke von 1 mm Komposit bedeckt, was entsprechend der Untersuchung von Bearn et al. [7] das Optimum zwischen maximaler Stärke und minimaler Ausdehnung des Klebers darstellt.

Alle Prüfkörper wurden vollständig von einer Person hergestellt, um Schwankungen während der Herstellung gering zu halten. Es ergaben sich sechs verschiedene Draht-Komposit-Kombinationen und für jede Kombination wurden 20 Proben hergestellt (vgl. Tabelle 1). Insgesamt wurden in allen drei Hauptversuchsreihen 360 Probekörper getestet.

Bis zur Testung wurden die Proben in destilliertem Wasser bei einer Temperatur von 37 °C gelagert, wobei die Lagerung auf 72 h standardisiert wurde, um mögliche unterschiedliche Quellveränderungen des Komposits und damit unterschiedliche mechanische Eigenschaften auszuschließen. Auf ein zwischengeschaltetes Thermocycling wurde verzichtet, da die initiale Haftkraft untersucht werden sollte.

Alle Versuche wurden mit einer Universalprüfmaschine Instron 6025 (Modell 6025, Instron Wolpert GmbH, Darmstadt) durchgeführt. Dazu wurde für die erste Hauptversuchsreihe (vertikaler Abscherversuch) die Versuchsvorrichtung



**Figure 5.** Box plot of the six test series of test 1 (vertical shear bond strength test with direct loading).

**Abbildung 5.** Box-Plot-Darstellungen der sechs Testreihen von Versuch 1 (Abscherversuch) im Vergleich.

All tests were performed on an Instron universal testing machine (model 6025, Instron Wolpert GmbH, Darmstadt, Germany). For the first test series (vertical shear bond strength test) the test equipment used by Schmitz & Schulmeyer [26] to test porcelain-fused-to-metal bonding systems was simulated. For shearing purposes, a plunger with a beveled edge was used. For test series 2 (vertical shear bond strength test with tensile loading) and 3 (horizontal tensile strength test) the test equipment was expanded by adding a jig with grip holder and screw, in which the retainer wire could be fixed. At a constant advancement of 1 mm/min, the maximum force leading to a rupture of the wire was determined for each specimen.

The failure sites and the failure respectively were evaluated with a stereomicroscope (DRC and MC 63 attachment camera, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany). This revealed three possible types of failure:

1. failure between tooth and composite (adhesive failure),
2. failure between wire and composite (cohesive failure),
3. compound failure of 1. and 2. combined.

Failures within the composite were not evaluated as a separate category, as they were observed as incidental findings in all three types of failure. Further assessment of individual specimens from all three failure characteristic types was performed with a scanning electron microscope (Cam Scan MaXim, Elektronenoptik-Service GmbH, Dortmund, Germany) to check for any enamel damage.

#### Statistical Analysis

The level of significance was set uniformly at  $p < 0.05$ . The statistical analysis was performed with SPSS® statistical

nachgebaut, die Schmitz & Schulmeyer [26] zur Untersuchung von Metallkeramikverbundsystemen verwendet haben. Zur Abscherrung wurde ein Stempel mit abgeschrägter Schneide eingesetzt. Für die Versuchsreihe 2 (vertikaler Abscher-Zug-Versuch) und 3 (horizontaler Zugversuch) wurde die Versuchsvorrichtung um eine Spannvorrichtung mit Klemmbacke und Schraube erweitert, in der der Retainerdraht fixiert werden konnte. Bei einem konstanten Vorschub von 1 mm/min wurde für jede Probe die Maximalkraft bestimmt, die zum Abriss des Drahtes führte.

Die Beurteilung der Bruchstellen bzw. der Bruchcharakteristik erfolgte mit einem Stereomikroskop (DRC und MC 63 Aufsetzkamera, Carl Zeiss, Oberkochen, Deutschland). Daraus resultierte eine Einteilung in drei mögliche Brucharten:

1. Bruch zwischen Zahn und Komposit (Adhäsivbruch),
2. Bruch zwischen Draht und Komposit (Kohäsivbruch),
3. gemischter Bruch aus 1 und 2.

Brüche innerhalb des Komposits wurden als keine eigenständige Kategorie beurteilt, da diese als Nebenbefund bei allen drei angegebenen Brucharten zu beobachten waren. Eine weitere Beurteilung einzelner Proben aus allen drei Bruchcharakteristikgruppen erfolgte unter dem Rasterelektronenmikroskop (Cam Scan MaXim, Elektronenoptik-Service GmbH, Dortmund, Deutschland), um nach möglichen Schmelzausbrüchen zu suchen.

#### Statistische Auswertung

Das Signifikanzniveau wurde einheitlich auf  $p < 0,05$  festgelegt. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem SPSS®-Programmsystem (SPSS Inc. Chicago, IL, USA). Die de-

software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Descriptive statistics were used to calculate the mean value, the standard deviation, the mean error, the median, the 95% confidence interval, the 25th and 75th percentile, and the coefficient of variation of the measured data. The groups were compared using the Kruskal-Wallis H-test to check for any significant differences within the three main tests. An after-test and a multiple paired comparison of the measured data were performed with a post hoc test after Bonferroni correction for exact representation of the significances. The three main tests were then compared in respect of their failure types and checked for any significant differences, using the  $\chi^2$  test.

**Results**

*Test 1: Vertical Shear Bond Strength Test with Direct Loading of the Bond Site at the Wire*

All test series revealed no statistically significant differences, but only a trend. The comparison of the mean values of the test series showed that the twisted Dentaflex® wires bonded with Tetric® Flow attained the highest bond strength (75.7 N). The co-axial Dentaflex® wire bonded with Heliosit® attained the lowest bond strength (48.8 N) (Figure 5).

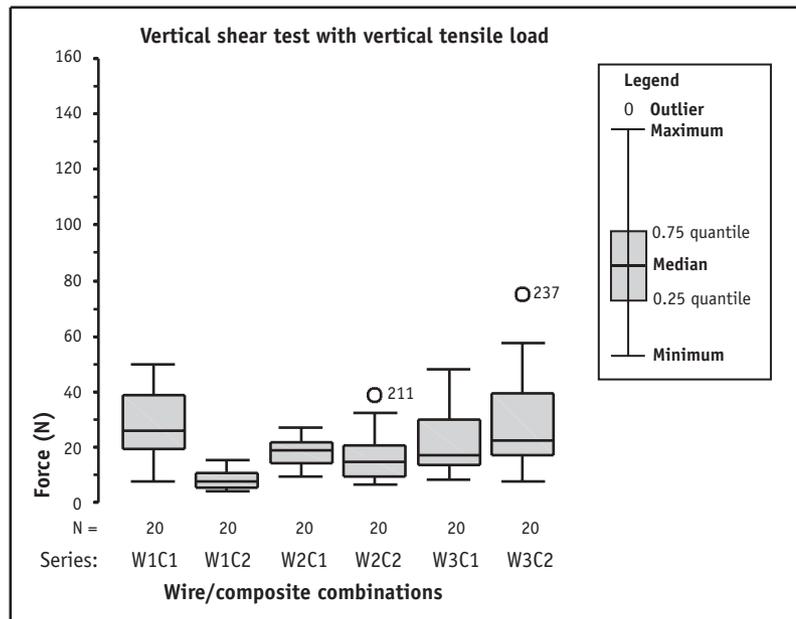
*Test 2: Vertical Shear Bond Strength Test with Tensile Loading of the Wire in Vertical Direction*

All three wires bonded with Tetric® Flow showed statistically significantly better bond strength and shearing resistance than the combination of co-axial Dentaflex® wire bonded with Heliosit® (Figure 6).

*Test 3: Horizontal Tensile Strength Test with Tensile Loading of the Wire in Horizontal Direction*

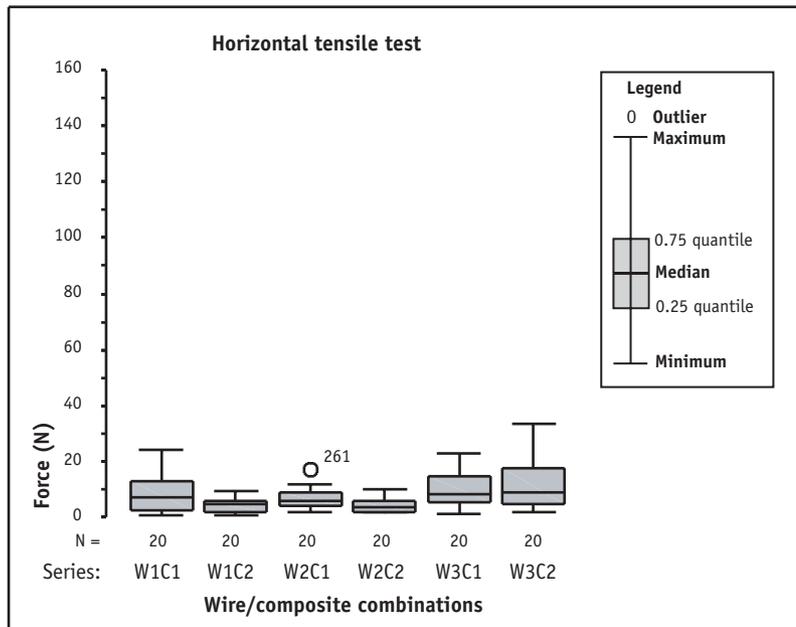
In this test, the Respond® Dead Soft wire bonded with Tetric® Flow as well as with Heliosit® was statistically significantly better than the other two types of wire (Figure 7).

In general, a wire bonded with Tetric® Flow displayed a higher bond strength than the same wire bonded with Heliosit®. However, these differences were not statistically significant in all cases. The forces required to induce bond failure were clearly lower when the tensile force was applied outside the bond site than when it was applied directly at the



**Figure 6.** Box plot of the six test series of test 2 (vertical shear bond strength test with tensile loading).

**Abbildung 6.** Box-Plot-Darstellungen der sechs Testreihen von Versuch 2 (Abscher-Zug-Versuch vertikal) im Vergleich.



**Figure 7.** Box plot of the six test series of test 3 (horizontal tensile strength test).

**Abbildung 7.** Box-Plot-Darstellungen der sechs Testreihen von Versuch 3 (Abzugversuch horizontal) im Vergleich.

bond site. However, these differences were not statistically significant in all cases either.

#### Types of Failure and their Distribution

The failures could be classified into three different failure types (Figures 8 to 14). The three tests were compared with one another with respect to their failure distribution, using the  $\chi^2$  test. This revealed no statistically significant differences between test 1 (shear loading at the bond site) and 2 (shear loading and tension outside the bond site in vertical direction) in terms of failure distribution (Figures 15 and 16). Test 3 (tension outside the bond site in horizontal direction) revealed significant differences from the other two tests. The compound failure (failure type 3) was observed most rarely in test 3, whereas the composite/wire failure (failure type 2) was observed statistically significantly more frequently in test 3 (Figure 17).

#### Enamel Tear-Outs

Scanning electron microscopy revealed enamel tear-outs in none of the specimens. For control purposes, sites where an enamel tear-out seemed likely (Figure 10) underwent further scanning electron microscopy. EDX analysis (energy-dispersive x-ray element analysis, Röntec, Berlin, Germany) revealed in the bond surfaces opposite the site in question no significant quantities of calcium and phosphorus that might have indicated enamel tear-outs.

#### Discussion

From the clinical point of view, the need for secure retention after orthodontic treatment is unquestioned. The bonded wire retainer is a very complex system on which forces are exerted from different directions. On the one hand, these are restoring forces of each single tooth, which also act on the other teeth incorporated into the retainer system. These force vectors cannot, however, be precisely calculated: The calculation has to take account not only of extraalveolar parts of the teeth with respect to their shape, size, spacing, arrangement and relationship to the retainer wire, but also of the intraalveolar parts. Morphologic details like root shape and size or micromorphologic aspects like the extent and quality of the periodontal ligament or the alveolar bone are not known in detail for each single patient and can therefore not be calculated in advance.

In addition to the pure loading forces, further factors have a negative impact on stability; these factors include aging or abrasion of the composite resin, vibration characteristics of the teeth, and the fatigue characteristics of the partially elastic wire.

The primary focus of the present study was on initial bond strength. The three tests represent the reproducible main stress factors (shear loading, tension) and a combination of the two as it is likely in most clinical cases.

skriptive Statistik sorgte für eine Berechnung des Mittelwertes, der Standardabweichung, des mittleren Fehlers, des Medians, des 95%-Vertrauensintervalls, des 25. und 75. Perzentils und des Variationskoeffizienten der Messdaten. Der Gruppenvergleich erfolgte mit dem so genannten H-Test nach Kruskal-Wallis, um darzustellen, ob überhaupt innerhalb der drei Hauptversuche signifikante Unterschiede vorhanden waren. Eine Nachtestung bzw. ein multipler paarweiser Vergleich der Messdaten erfolgte mit Hilfe eines Post-hoc-Tests nach Bonferroni zur genauen Darstellung der Signifikanzen. Anschließend wurden die drei Hauptversuche bezüglich ihrer Brucharten verglichen und unter Anwendung des  $\chi^2$ -Tests auf mögliche signifikante Unterschiede hin untersucht.

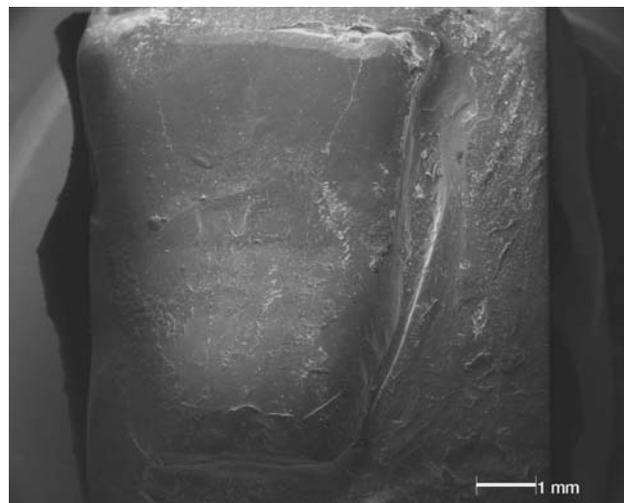
#### Ergebnisse

##### *Versuch 1: Vertikaler Abscherversuch mit direkter Belastung der Klebestelle am Ort des Drahtes*

Alle Testreihen wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf, es ließ sich lediglich ein Trend nachweisen. Der Vergleich der Mittelwerte der Testreihen zeigte, dass der mit Tetric® Flow geklebte versilbte DentaFlex®-Draht mit 75,7 N die höchsten Haftkräfte erreichte. Der mit Heliosit® geklebte koaxiale DentaFlex®-Draht erreichte mit 48,8 N die geringste Haftung (Abbildung 5).

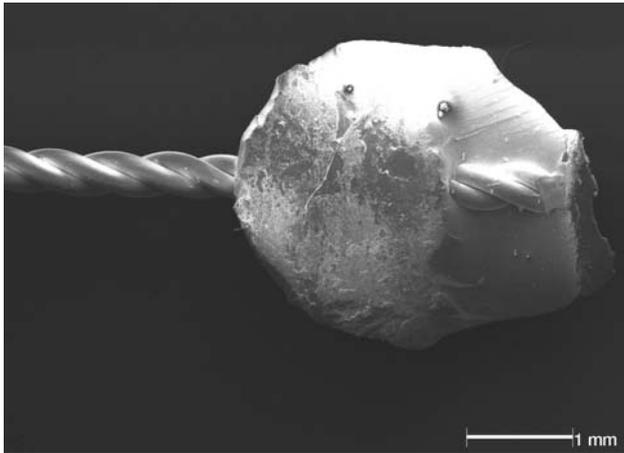
##### *Versuch 2: Vertikaler Abscher-Zug-Versuch mit Zugbelastung des Drahtes in vertikaler Richtung*

Alle drei Drahtarten erzielten, mit Tetric® Flow geklebt, insgesamt bessere (statistisch signifikant) Haftkräfte und Widerstand gegen Abscherung als die Kombination koaxialer DentaFlex®-Draht, geklebt mit Heliosit® (Abbildung 6).



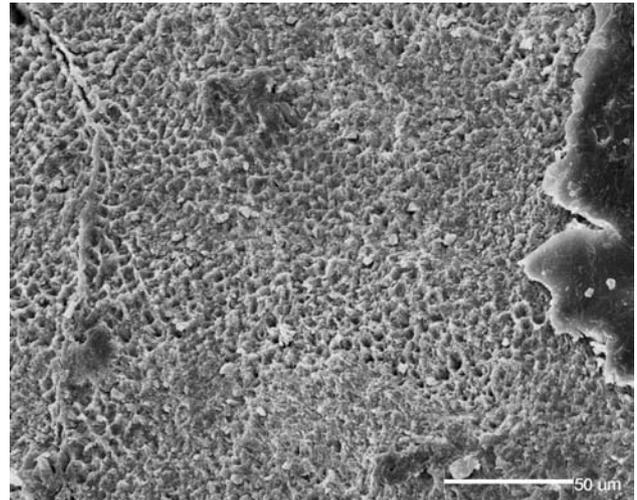
**Figure 8.** Scanning electron micrograph of a specimen with failure type 1 (tooth/resin interface).

**Abbildung 8.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer Zahnprobe der Bruchart 1 (zwischen Zahn und Kunststoff).



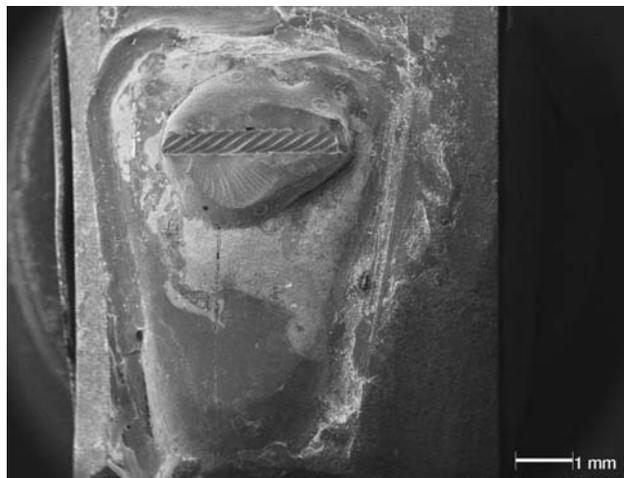
**Figure 9.** Scanning electron micrograph of the torn-off wire/composite segment of the same specimen as in Figure 8, showing the side facing the tooth.

**Abbildung 9.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung des abgerissenen Draht-Komposit-Segmentes der selben Zahnprobe wie in Abbildung 8 mit Blick auf die zahnzugewandte Seite.



**Figure 10.** Enlargement from Figure 8, showing exposed etched enamel areas and composite residues (right) still attached to the enamel surface.

**Abbildung 10.** Ausschnitt aus Abbildung 8. Sowohl freigelegte angeätzte Schmelzprismen sind sichtbar als auch Kompositreste (rechts), die auf der Schmelzoberfläche verblieben sind.

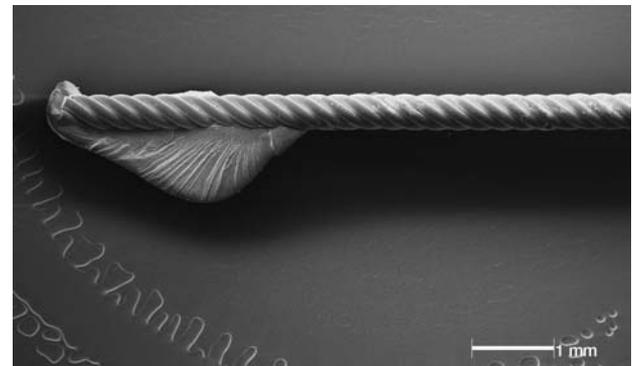


**Figure 11.** Scanning electron micrograph of a specimen with failure type 2 (wire/resin interface).

**Abbildung 11.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer Zahnprobe der Bruchart 2 (zwischen Draht und Kunststoff).

The aging characteristics of wire and composite should be the subject of future in vitro studies.

The important issue of the composite strength of different composite/wire combinations has been addressed by various authors. However, the fact that those studies differ from the present one in a large number of investigation criteria makes comparison problematic. From the wide range currently available, materials differing too greatly were tested in non-standardized protocols. In the extensive literature, testing was always confined to one loading method,



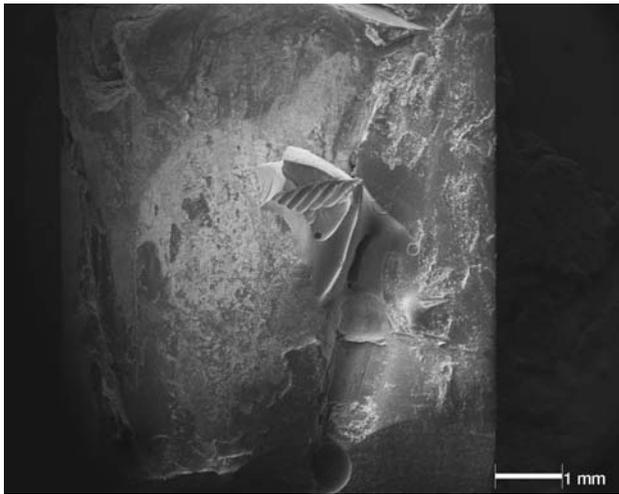
**Figure 12.** Scanning electron micrograph of the torn-off wire/composite segment of the same specimen as in Figure 11, showing the side facing the tooth.

**Abbildung 12.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung des abgerissenen Draht-Komposit-Segmentes derselben Zahnprobe wie in Abbildung 11 mit Blick auf die zahnzugewandte Seite.

### *Versuch 3: Horizontaler Zugversuch mit Zugbelastung des Drahtes in horizontaler Richtung*

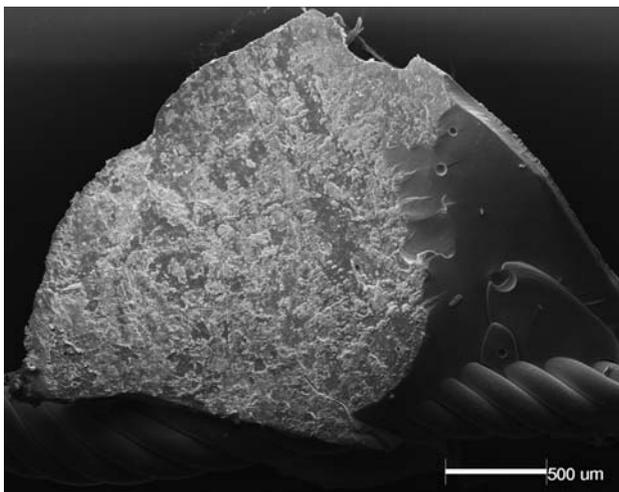
Bei dieser Belastung verhielt sich der bleitote Draht (Respond® Dead Soft), geklebt sowohl mit Tetric® Flow als auch mit Heliosit®, besser (statistisch signifikant) als die beiden anderen Drahtarten (Abbildung 7).

Insgesamt zeigte sich, dass ein Draht, wenn er mit Tetric® Flow geklebt wurde, höhere Haftkräfte erreichte als der gleiche Draht in Kombination mit dem Komposit Heliosit®. Diese Unterschiede waren allerdings nicht immer statistisch



**Figure 13.** Scanning electron micrograph of a specimen with failure type 3 (compound failure of types 1 and 2).

**Abbildung 13.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung einer Zahnprobe der Bruchart 3 (gemischter Bruch aus Brucharten 1 und 2).



**Figure 14.** Scanning electron micrograph of the torn-off wire/composite segment of the same specimen as in Figure 13, showing the side facing the tooth.

**Abbildung 14.** Rasterelektronenmikroskopische Darstellung des abgerissenen Draht-Komposit-Segmentes derselben Zahnprobe wie in Abbildung 13 mit Blick auf die zahnzugewandte Seite.

in most cases shearing [5, 9] or tension along the long axis of the wire, with the aim of determining the force which would pull the wire out of the composite [7].

The loading of the interdental segments of the wire, as is likely to occur when the patient is biting or chewing hard food, has not yet been the subject of an in vitro study. However, bonded retainers may be loaded intraorally both directly at the bond site and with a shear load or tension in the interdental segment. Interestingly, only bovine teeth

signifikant. Deutlich geringere Kräfte reichten aus, um den Klebverbund bei Belastung außerhalb der Klebestelle sowie auf Zug zu lösen, als bei Belastung direkt an der Klebestelle, was aber auch nicht in allen Fällen statistisch signifikant war.

#### Brucharten und ihre Verteilung

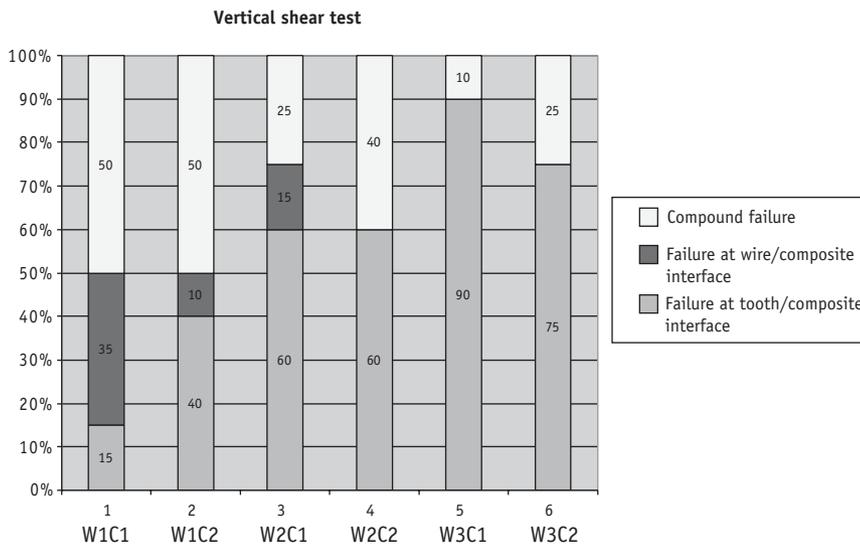
Die Einteilung der Brüche war in drei verschiedene Brucharten möglich (Abbildungen 8 bis 14). Der Vergleich der drei Versuche miteinander in Bezug auf ihre Bruchverteilung mittels des  $\chi^2$ -Tests zeigte, dass sich die Versuche 1 (Abscherung an der Klebestelle) und 2 (Abscherung und Zug außerhalb der Klebestelle in vertikale Richtung) in Bezug auf ihre Bruchverteilung nicht statistisch signifikant voneinander unterschieden (Abbildungen 15 und 16). Der Versuch 3 (Zug außerhalb der Klebestelle in horizontaler Richtung) unterschied sich signifikant von den ersten beiden Versuchen. Der gemischte Bruch (Bruchart 3) kam im Versuch 3 am seltensten vor; der Bruch zwischen Kleber und Draht (Bruchart 2) war im Versuch 3 statistisch signifikant häufiger vorhanden (Abbildung 17).

#### Schmelzausrisse

Schmelzausrisse konnten unter dem Rasterelektronenmikroskop bei keiner Probe nachgewiesen werden. Zur Kontrolle wurden Schmelzareale, die den Verdacht von Schmelzausrissen nahe legten (vgl. Abbildung 10), zusätzlich im Rasterelektronenmikroskop daraufhin untersucht: An den Kleberoberflächen, die dem fraglichen Schmelzareal gegenüber lagen, konnten unter Anwendung der EDX-Analyse (energie-dispersive Röntgen-Elementanalyse, Röntec, Berlin, Deutschland) keine entsprechenden Mengen von Kalzium und Phosphat nachgewiesen werden, was auf herausgerissene Schmelzreste hingewiesen hätte.

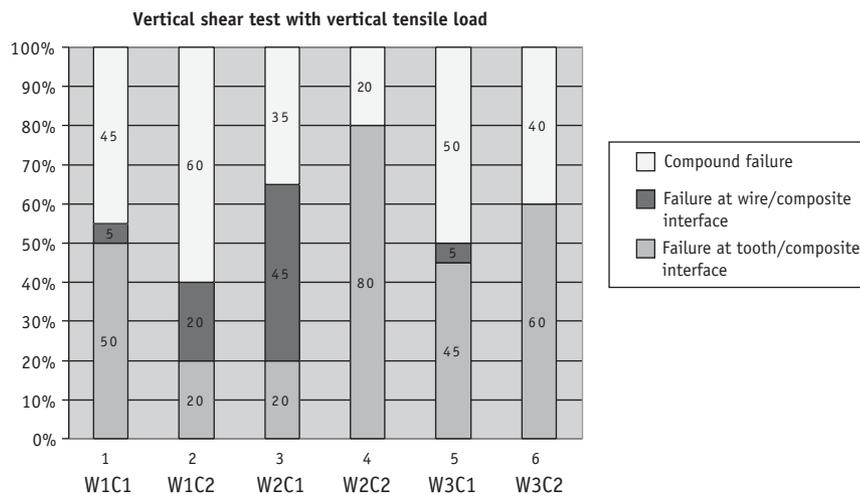
#### Diskussion

Über die Notwendigkeit einer sicheren Retention nach erfolgter kieferorthopädischer Behandlung besteht aus klinischer Sicht keine Frage. Der geklebte Drahtretainer ist ein sehr komplexes Verbundsystem, auf das aus verschiedenen Richtungen Kräfte ausgeübt werden. Zum einen sind es die Rückstellkräfte jedes einzelnen Zahnes, die sich auf die anderen Zähne, die auch in den Retainerverbund einbezogen sind, auswirken. Die Kraftvektoren lassen sich andererseits nicht exakt berechnen: In die Berechnung müssten nicht nur die extraalveolären Anteile der Zähne hinsichtlich ihrer Form, Größe, Abstand, Anordnung und Lagebeziehung zum Retainerdraht mit seinen Klebestellen eingehen, sondern auch die intraalveolären Anteile der Zähne. Die morphologischen Details wie Wurzelform, Wurzelgröße oder die mikromorphologischen Aspekte wie die Ausdehnung und Qualität des Zahnhalteapparates oder des Alveolarknochens sind im Detail am Patienten nicht bekannt und können deshalb nicht vorausberechnet werden.



**Figure 15.** Percentage distribution of the failure characteristics of the six different composite/wire combinations in test 1 (shearing direct at the bond site).

**Abbildung 15.** Prozentuale Verteilung der Bruchcharakteristiken der sechs verschiedenen Komposit-Draht-Kombinationen in Versuch 1 (Abscherung direkt an der Klebestelle).



**Figure 16.** Percentage distribution of the failure characteristics of the six different composite/wire combinations in test 2 (shearing and tension outside the bond site, in vertical direction).

**Abbildung 16.** Prozentuale Verteilung der Bruchcharakteristiken der sechs verschiedenen Komposit-Draht-Kombinationen in Versuch 2 (Abscherung und Zug außerhalb der Klebestelle, in vertikaler Richtung).

[20] or human bicuspsids [9, 27] have been used in the past for study purposes, but never human anterior teeth, to which retainers are usually bonded [2, 3, 6, 11]. The anterior region of the lower dental arch proved to be particularly prone to relapse [1, 8, 13, 15, 17–19]. Furthermore, it was often standard composites that were used.

In order to approximate the in vivo situation better than most previous studies, human lower anterior teeth and forces exerted from more than one direction were used in the present study, as was the already widely used fine-particle hybrid composite Tetric® Flow [12].

On the one hand, however, the use of human lower anterior teeth is open to criticism: Due to the individual variability of each single tooth (e.g. age, shape, degree of mineralization), a non-predictable variable is involved. On the other hand it is reasonable to simulate the natural variability of those very teeth, since it is to them that the

Neben den reinen Belastungskräften wirken weitere Faktoren auf die Stabilität negativ ein, wie zum Beispiel die Alterung oder Abrasion des Kompositklebers, Schwingungsverhalten der Zähne und das Ermüdungsverhalten des stellenweise elastischen Drahtes.

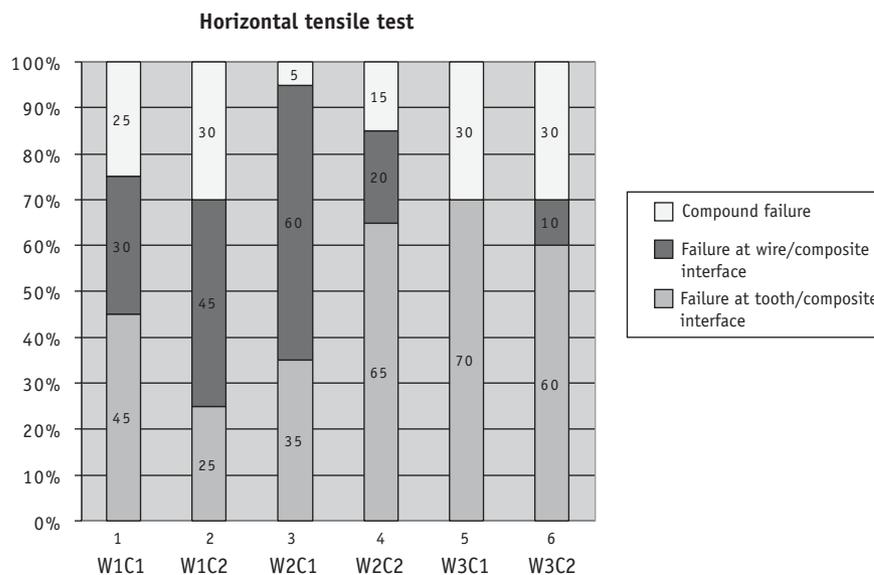
In der vorliegenden Untersuchung haben wir uns zunächst auf die initiale Haftkraft konzentriert. Die drei Versuche repräsentieren die reproduzierbaren Hauptbelastungen Abscherung, Zug und eine Kombination aus beiden, wie sie klinisch wohl zumeist vorkommen dürften.

Das Alterungsverhalten von Draht und Kleber sollte Gegenstand von zukünftigen In-vitro-Untersuchungen sein.

In der Literatur wurde dem wichtigen Thema der Verbundfestigkeit von verschiedenen Komposit-Draht-Verbindungen bereits Rechnung getragen. Trotzdem besteht ein Problem der Vergleichbarkeit, da sich die Studien in einer Vielzahl von Untersuchungskriterien von der vorliegenden

**Figure 17.** Percentage distribution of the failure characteristics of the six different composite/wire combinations in test 3 (tension outside the bond site, in horizontal direction).

**Abbildung 17.** Prozentuale Verteilung der Bruchcharakteristiken der sechs verschiedenen Komposit-Draht-Kombinationen in Versuch 3 (Zug außerhalb der Klebestelle, in horizontaler Richtung).



retainer is bonded in most cases. 20 specimens were needed for each test series to fulfill the preconditions for statistical analysis. A higher number would certainly have reduced the scatter still further.

From the large range of composites available, one microfilled composite (Heliosit®) and one microfilled hybrid composite (Tetric® Flow) were selected because they were considered superior to macrofilled composites in terms of polishing characteristics. In addition, they are more elastic and thus better able to withstand the forces within the retainer system.

When selecting the wires, it was considered more interesting to compare different wires with a comparable thickness, since stiffness is generally known to increase with thickness [7].

A question arising in the wake of an *in vitro* study is which forces a retainer system must withstand within the oral cavity under clinical conditions. The literature provides no data on a clinically acceptable shear bond strength [10, 25], but many studies cite Reynolds [22], who assumed that bonded orthodontic appliances should withstand a tensile load of ca. 5–8 MPa. In his opinion, these forces were composed of chewing forces and other internal forces. According to Schulz et al. [27], orthodontic bonds should be able to withstand 0.5–4 N. These loads consist to a small extent of chewing forces, and to a much greater extent of forces required for the orthodontic movement of teeth through bone.

Our test series showed that the mean force required for bond failure was much higher in test 1 (shear loading directly at the bond site) at 64.3 N than in test 2 (shearing and tension outside the bond site) at 20.8 N and test 3 (hor-

Studie unterscheiden. Es wurden aus dem recht großen Angebot auf dem Markt zu verschiedene Materialien verwendet und in nicht standardisierten Testverfahren untersucht. In der umfangreich vorhandenen Literatur wurde bisher immer nur eine Belastungsart getestet, meist die Abscherung [5, 9], oder es wurden Zugversuche entlang der Längsachse des Drahtes getestet mit dem Ziel, die Kraft zu bestimmen, die ihn aus dem Kleber herauszieht [7].

Die Belastung des interdentalen Drahtbereiches, klinisch häufig beim Abbeißen und Kauen harter Nahrungsbestandteile, wurde *in vitro* bisher noch nicht untersucht. Intraoral können die geklebten Retainer aber sowohl direkt an der Klebestelle als auch im interdentalen Drahtbereich auf Abscherung und auf Zug belastet werden. Eigenartigerweise wurden bislang nur Rinderzähne [20] oder menschliche Prämolaren [9, 27], jedoch nie menschliche Frontzähne für die Untersuchung verwendet, an denen diese Retainer aber hauptsächlich befestigt werden [2, 3, 6, 11]. Von einer verstärkten Rezidivneigung ist dabei im Speziellen der Unterkieferfrontzahnbereich betroffen [1, 8, 13, 15, 17–19]. Außerdem kamen oft Standardkomposite zur Anwendung.

Um der Situation *in vivo* näher zu kommen als die meisten der bisherigen Untersuchungen, haben wir mit menschlichen Unterkieferfrontzähnen und Kraftangriffen aus mehr als einer Richtung gearbeitet. Außerdem wurde das moderne, bereits vielfach eingesetzte Feinpartikel-Hybridkomposit Tetric® Flow in die Studie einbezogen [12].

Die Verwendung von menschlichen Unterkieferfrontzähnen ist einerseits kritisch zu betrachten. Durch die individuelle Variabilität der einzelnen Zähne (z.B. Alter, Form, Mineralisationsgrad) kommt eine nicht vorhersagbare Variable mit ins Spiel. Andererseits ist es sinnvoll, die natürliche Situa-

izontal tension outside the bond site) at 10 N. The bond is accordingly weakest under tensile loading. This reinforces the assumption that the cause of the weakness of the bond is located outside the bond site, where the force acting on the bond site is enhanced by a cantilever effect.

The comparison of the different composites revealed a tendency towards different values, but without the significance level being reached. In general, better results were recorded for Tetric® Flow bonds than for Heliosit® Orthodontic bonds. This may well be due to the higher filler content and the superior tensile and bending strengths of Tetric® Flow. Heliosit® Orthodontic also showed the lowest bond strength values in the study by Bearn et al. [7]. The Dead Soft wire, however, performed best in test series 2 and 3 in conjunction with Heliosit® Orthodontic, suggesting that this wire adapts better to cantilever loads, especially in Heliosit® Orthodontic, which has a lower filler content [7].

The mean value of 64.3 N for shearing strength direct at the bond site (test 1) is within the range reported by Schulz et al. [27], who recorded 70 N as a mean value, and by Bryan & Sheriff [9], whose mean value of 71 N was considered by them to be clinically acceptable.

The measured mean value of 10 N for the tensile test (test 3) was comparable with the 12 N reported by Bearn et al. [7].

All studies dealing with failure characteristics are in vivo studies, most of which treat the failure characteristics as a side effect and report no exact distributions. Some authors report primarily enamel/composite failures [21, 29], while others report primarily composite/wire failures [6, 11, 27]. The former result conforms with that of the present study, where 50.8% of all failures were enamel/composite failures, while 32.5% were compound failures, and only 16.7% were composite/wire failures.

The high failure rate at the enamel/composite interface suggests the possibility of enamel tear-outs. In the literature, there is no comparable study, and the present investigations revealed no signs of enamel damage.

### Conclusions

The laboratory results indicate that the retainer wire should allow only a minimum cantilever action in clinical applications. Therefore, when the retainer wire is being fitted, freely tensioned wire sections susceptible to tensile forces should be kept as short as possible. To spread the application points for tensile forces to several bond sites, retainers with one bond site per tooth should be given preference over two-point retainers.

As a bonding composite, Tetric® Flow should be given preference because it showed better initial bonding values, possibly due to its elastic characteristics. Since the primary weak point is at the tooth/composite interface, every means of optimizing the bond should be exploited.

tion durch Verwendung gerade dieser Zähne zu simulieren, denn hier wird der Retainer zumeist geklebt. Pro Versuchsreihe waren, um eine sinnvolle statistische Auswertung vornehmen zu können, 20 Zähne notwendig; bei einer noch höheren Zahl ließe sich die große Streuung sicher noch weiter verringern.

Die Entscheidung – bei der großen Auswahl an Kompositwerkstoffen – fiel auf einen Mikrofüller (Heliosit®) und auf ein Feinpartikel-Hybrid-Komposit (Tetric® Flow), weil diese in Bezug auf ihre Polierbarkeit als klinisch positiver beurteilt werden können als ein Makrofüller-Komposit. Außerdem sind sie elastischer, was sich wiederum besser zu den Belastungen im Retainerverbund verhält.

Bei der Auswahl der Drähte fanden wir es interessanter, verschiedenartige Drähte mit etwa gleicher Dicke zu vergleichen; denn generell ist bekannt, dass die Steifigkeit zunimmt, je dicker der Draht ist [7].

Nach der In-vitro-Untersuchung stellt sich die Frage, welche Kräfte ein Retainersystem im Mund unter klinischen Bedingungen aushalten muss. Für die klinisch akzeptable Abscherfestigkeit von Klebeverbänden liegen in der Literatur keine Angaben vor [10, 25]; doch viele Studien beziehen sich auf Reynolds [22], der annahm, dass geklebte orthodontische Geräte auf Zugbelastung ca. 5–8 MPa aushalten sollten. Seiner Meinung nach setzten sich diese Kräfte aus Kaukräften und anderen internen Kräften zusammen. Nach Schulz et al. [27] sollten orthodontische Klebeverbände 0,5–4 N aushalten. In geringem Maße setzten sich diese Belastungen aus Kaukräften zusammen, aber vor allem aus Kräften, die zum orthodontischen Bewegen von Zähnen durch den Knochen benötigt werden.

Unsere Untersuchungen zeigten nun, dass für den Versuch 1 (Abscherung direkt an der Klebestelle) ein deutlich höherer Kraftaufwand mit durchschnittlich 64,3 N nötig war, um den Klebeverbund zu lösen, als für den Versuch 2 (Abscherung und Zug außerhalb der Klebestelle) mit durchschnittlich 20,8 N und für Versuch 3 (Zug horizontal außerhalb der Klebestelle) mit durchschnittlich 10 N. Demnach ist der Klebeverbund bei Belastung auf Zug am schwächsten. Dies bekräftigt die Annahme, dass die Ursache für die Schwäche des Klebeverbundes außerhalb der Klebestelle liegt, wo durch die Hebelwirkung die einwirkende Kraft auf die Klebestelle verstärkt wird.

Im Vergleich der beiden Komposite zeigte sich ein Trend, der allerdings keine signifikant unterschiedlichen Werte erreichte. Generell ergaben sich bessere Ergebnisse für Klebungen mit Tetric® Flow als mit Heliosit® Orthodontic. Dies lässt sich wahrscheinlich durch den höheren Füllgehalt und die besseren Zug- und Biegefestigkeiten von Tetric® Flow erklären. Heliosit® Orthodontic wies auch bei Bearn et al. [7] die geringsten Haftfestigkeitswerte auf. Der bleibende Draht jedoch schloss bei den Versuchen 2 und 3 in Verbindung mit Heliosit® Orthodontic am besten ab, was darauf schließen lässt, dass sich dieser Draht bei den Hebelbelas-

### Acknowledgement

The authors thank Ms. G. Bölling for her assistance with the universal testing machine, Ms. A.-D. Kähler for performing the scanning electron microscopy, Mr. J. Bräuer (technical laboratories of the faculty) for manufacturing individual jigs for our specimens, and PD Dr. Dr. W. Hopfenmüller (Department of Medical Statistics, Informatics, Biometrics and Epidemiology) for his assistance with the statistical analysis. Furthermore, we are indebted to Prof. Dr. J. Viohl and Prof. Dr. K. Dermann for their valuable advice on the manuscript. We are also grateful to Dentanrum (Ispringen, Germany) and Ormco Europe (Amersfoort, the Netherlands) for supplying the wires, and to Ivoclar Vivadent GmbH (Ellwangen, Germany) for supplying the composite resins.

### References

1. Al Yami EA, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof MA. Stability of orthodontic treatment outcome: Follow-up until 10 years postretention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;115:300-4.
2. Årtun J. Caries and periodontal reactions associated with long-term use of different types of bonded lingual retainers. *Am J Orthod* 1984;86:112-8.
3. Årtun J, Spadafora AT, Shapiro PA. A 3-year follow-up study of various types of orthodontic canine-to-canine retainers. *Eur J Orthod* 1997;19:501-9.
4. Axelsson S, Zachrisson BU. Clinical experience with direct-bonded labial retainers. *J Clin Orthod* 1992;26:480-90.
5. Ballesteros TJ, Duke ES, Norling BK, et al. The influence of contamination on the bond strength of an etched resin-bonded retainer. *J Am Dent Assoc* 1986;112:359-61.
6. Bearn DR. Bonded orthodontic retainers: A review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:207-13.
7. Bearn DR, McCabe JF, Gordon PH, et al. Bonded orthodontic retainers: The wire-composite interface. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111:67-74.
8. Blake M, Garvey MT. Rationale for retention following orthodontic treatment. *J Can Dent Assoc* 1998;64:640-3.
9. Bryan DC, Sheriff M. An in vitro comparison between a bonded retainer system and a directly bonded flexible spiral wire retainer. *Eur J Orthod* 1995;17:143-51.
10. Chung CH, Friedman SD, Mante FK. Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:282-7.
11. Dahl EH, Zachrisson BU. Long-term experience with direct-bonded lingual retainers. *J Clin Orthod* 1991;25:619-32.
12. Elaut J, Asscherickx K, Vande Vannet B, et al. Flowable composites for bonding lingual retainers. *J Clin Orthod* 2002;36:597-8.
13. Josell SD. Tooth stabilization for orthodontic retention. *Dent Clin North Am* 1999;43:151-65.
14. Kahl-Nieke B. Retention and stability considerations for adult patients. *Dent Clin North Am* 1996;40:961-93.
15. Lang G, Alfter G, Göz, G, et al. Retention and stability-taking various treatment parameters into account. *J Orofac Orthop* 2002;63:26-41.
16. Little RM, Wallen TR, Riedel RA. Stability and relapse of mandibular anterior alignment – first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics. *Am J Orthod* 1981;80:349-65.
17. Little RM, Riedel RA, Årtun J. An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10 to 20 years postretention. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:423-8.
18. Little RM, Riedel RA. Postretention evaluation of stability and relapse- Mandibular arches with generalized spacing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:37-41.

tungen speziell im niedriger gefüllten Heliosit® Orthodontic anpassen kann.

Die durchschnittlichen Messwerte von 64,3 N für die Absicherung direkt an der Klebestelle (Versuch 1) liegen im Bereich der Werte von Schulz et al. [27], die durchschnittlich 70 N gemessen hatten, und von Bryan et al. [9], deren Werte durchschnittlich 71 N betragen und die ihre Ergebnisse für klinisch adäquat hielten.

Die gemessenen Werte für den Zugversuch (Versuch 3) von durchschnittlich 10 N lassen sich mit den Werten von Bearn et al. [7] von ca. 12 N vergleichen.

Sämtliche Studien, die sich mit der Bruchcharakteristik beschäftigten, stellen hauptsächlich In-vivo-Untersuchungen dar, die die Bruchcharakteristik als Nebenbefund behandeln und keine genauen Verteilungen angeben. Zum einen wird die Mehrzahl der Brüche zwischen Schmelz und Komposit angegeben [21, 29]; anderen Autoren zufolge liegt sie hauptsächlich zwischen Komposit und Draht [6, 11, 27]. Ersteres deckt sich mit unseren Ergebnissen. Dabei stellten 50,8% der Gesamtverteilung aller Brüche den Verlust der Schmelz-Komposit-Verbindung dar. 32,5% stellen die gemischten Brüche dar, und nur 16,7% fielen auf die Brüche an der Komposit-Draht-Verbindung.

Die hohe Zahl der Brüche entlang der Verbindung zwischen Schmelz und Komposit ließ die Frage eventueller Schmelzausrisse aufkommen. In der Literatur gab es bisher keine vergleichbare Studie, und unsere Untersuchungen zeigten keinerlei Anzeichen für Schmelzabrisse.

### Schlussfolgerungen

Aus den Laborbefunden ist für die klinische Anwendung zu folgern, dass der Retainerdraht möglichst nur geringe Hebelwirkungen erlauben sollte. Deshalb sollte beim Anpassen des Drahtes darauf geachtet werden, dass frei gespannte Drahtstrecken als mögliche Angriffspunkte für Abzugskräfte möglichst kurz gehalten werden. Retainer, die an jedem Zahn einen Klebeverbund aufweisen, sollten gegenüber Zweipunktretainern bevorzugt werden, um mögliche Angriffspunkte für Abzugskräfte auf mehrere Klebestellen zu verteilen.

Als Kleber sollte gegenwärtig Tetric® Flow der Vorzug gegeben werden, weil er die besseren initialen Haftwerte gezeigt hat, möglicherweise aufgrund seiner elastischen Eigenschaften. Da die Hauptschwachstelle der Klebung zwischen Zahn und Komposit liegt, sollten hier alle Möglichkeiten ausgenutzt werden, den Klebeverbund zu optimieren.

### Danksagung

Wir danken Frau G. Bölling für ihre Mitarbeit an der Universalprüfmaschine und Frau A.-D. Kähler für ihre Mitarbeit bei der Rasterelektronenmikroskopie. Herrn J. Bräuer (Technische Werkstätten des Universitätsklinikums Benjamin Franklin) danken wir für die Herstellung der speziellen Haltevorrichtungen für unsere Proben. Herrn PD Dr. Dr. W. Hopfenmüller (Institut für medizinische Statistik, Informatik, Biometrie und Epidemiologie des Universitätsklini-

19. Nanda RS, Nanda SK. Considerations of dentofacial growth in long-term retention and stability: Is active retention needed? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:297-303.
20. Oesterle LJ, Shellhart WC, Henderson S. Enhancing wire-composite bond strength of bonded retainers with surface treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:625-31.
21. Orsborn DB. Bonded lingual retainers. *Am J Orthod* 1983;83:218-20.
22. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975;2:171-94.
23. Riedel RA. A review of the retention problem. *Angle Orthod* 1960;30:179-94.
24. Sadowski C, Sakols EI. Long-term assessment of orthodontic relapse. *Am J Orthod* 1982;82:456-63.
25. Schanefeldt S, Foley TFV. Bond strength comparison of moisture-insensitive primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:267-73.
26. Schmitz K, Schulmeyer H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *Dental-Labor* 1975;23:1416-20.
27. Schulz RP, Mayhew RB, Oesterle LJ, et al. Bond strengths of three resin systems used with brackets and embedded wire attachments. *Am J Orthod* 1985;87:75-80.
28. Segner D, Heinrici B. Bonded retainers – clinical reliability. *J Orofac Orthop* 2000;61:352-8.
29. Wasserstein A, Brezniak N. Use of disclosing material to detect fixed retainer bond failures. *J Clin Orthod* 1998;32:598-9.
30. Zachrisson BU. Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. *Am J Orthod* 1977;71:440-8.
31. Zachrisson BU. Third-generation mandibular bonded lingual 3-3 retainer. *J Clin Orthod* 1995;29:39-48.
32. Zachrisson BU. Important aspects of long-term stability. *J Clin Orthod* 1997;31:562-83.

kums Benjamin Franklin) danken wir für seine Beratung in statistischen Fragen. Weiterhin danken wir Herrn Prof. Dr. J. Viohl und Herrn Prof. Dr. K. Dermann für wertvolle Ratschläge zum Manuskript. Den Firmen Dentaurum (Ispringen, Deutschland) und Ormco Europe (Amersfoort, Niederlande) danken wir für die Bereitstellung der untersuchten Retainerdrähte, der Firma Ivoclar Vivadent GmbH (Ellwangen, Deutschland) für die Bereitstellung der Kompositkleber.

#### Correspondence Address

Prof. Dr. Ralf J. Radlanski  
Universitätsklinikum Benjamin Franklin der Freien  
Universität Berlin  
Department of Experimental Dentistry  
Assmannshäuser Str. 4-6  
14197 Berlin-Wilmersdorf  
Germany  
Phone (+49/30) 8445-6271, Fax -6392  
e-mail: ralfj.radlanski@medizin.fu-berlin.de