

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
des Zentrums der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)  
der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

**Abscherversuche verschiedener Systeme von Kunststoff-  
und Keramikbrackets mit ihren Befestigungskompositen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin  
des Fachbereiches Medizin  
der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

vorgelegt von  
Fardeen Azezullah  
aus Baghlan-Afghanistan  
Frankfurt am Main 2008

**Dekan: Herr Professor Dr. J. Pfeilschifter**

**Referent: Herr Professor Dr. P. Schopf**

**Koreferent: Herr Professor Dr. D. Heidemann**

**Tag der mündlichen Prüfung: 11.11.2008**

## Inhaltsverzeichnis

	Seite
<b>1</b>	<b>Einleitung und Zielsetzung</b> ..... 5
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b> ..... 6
2.1	Hafffestigkeit von Metallbrackets ..... 6
2.2	Hafffestigkeit von Kunststoffbrackets..... 8
2.3	Hafffestigkeit von Keramikbrackets ..... 11
2.4	Kleben von Brackets ..... 14
2.5	Vergleichende Untersuchungen zur Hafffestigkeit von Brackets ..... 19
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b> ..... 22
3.1	Untersuchungsmaterial..... 22
3.1.1	Zähne ..... 22
3.1.2	Verwendete Bracket-Adhäsivsysteme ..... 23
3.1.3	Konditioner ..... 36
3.1.4	Polymerisationslampe ..... 37
3.2	Herstellung der Prüfkörper ..... 38
3.3	Abscherversuche..... 42
3.4	Experimentelle Auswertung..... 43
3.5	Deskriptive Statistik ..... 44
<b>4</b>	<b>Ergebnisse der Abscherversuche</b> ..... 45
4.1	Scherfestigkeiten der einzelnen Versuchsgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe..... 45
4.2	Makroskopische Bewertung der Bruchfläche ..... 53
4.3	Ergebnisse der Varianzanalyse ..... 54
<b>5</b>	<b>Diskussion</b> ..... 56
5.1	Untersuchungsmaterial..... 56
5.2	Versuchsdurchführung ..... 61
5.3	Diskussion der Ergebnisse ..... 64
5.4	Schlussfolgerung und Ausblick..... 74

<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	76
6.1	Summary .....	78
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	80
<b>8</b>	<b>Anhang</b> .....	102
8.1	Verwendete Geräte und Materialien .....	102
8.2	Tabellenanhang.....	104
8.3	Anhang: Rohdaten.....	105
8.4	Ergebnisse der statistischen Auswertung.....	111
8.5	Danksagung .....	115
8.6	Lebenslauf .....	116
8.7	Ehrenwörtliche Erklärung .....	117

## 1. Einleitung und Zielsetzung

Im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung mit festsitzenden Apparaturen werden Brackets auf die Zähne geklebt und nach erfolgter Therapie wieder entfernt. Dabei muss der Klebeverbund für Bracket und Zahn so gestaltet werden, dass die Brackets die ausgeübten Kräfte überstehen, aber ohne Schädigung der Zähne wieder entfernt werden können. Für die Korrektur von Zahnfehlstellungen wird eine Haftfestigkeit von 6-8 MPa von REYNOLDS (1975) bzw. 5-10 MPa von DIEDRICH (2000) als klinisch ausreichend betrachtet. Die Überprüfung der Haftfestigkeit erfolgt in der Regel durch Abscherversuche mit einer Universalprüfmaschine. Für die meisten Brackettypen wurden die Haftkräfte experimentell untersucht, wobei für die bewährten Typen Haftfestigkeitswerte zwischen 6-33 MPa registriert wurden. Diese Werte sind weitgehend abhängig vom Bracketmaterial (Metall-, Keramik- und Kunststoff) und der Retentionsform der Bracketbasis. Im Zuge der Neuentwicklung selbstligierender Brackets wurde vor kurzem von der Firma Ultradent ein Kunststoffbracket auf den Markt gebracht, für welches noch keine Haftfestigkeitswerte publiziert wurden. Es erschien daher sinnvoll, die Abscherkräfte für diesen neuen Brackettyp zu untersuchen und die Werte mit denen bereits bewährter Brackets zu vergleichen. Es sollten entsprechende Abscherversuche an zwanzig extrahierten Zähnen mit diesem neu entwickelten glasfaserverstärkten selbstligierenden Kunststoffbracket (Opal/ Ultradent) durchgeführt werden. Dabei wurden nur die vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme eingesetzt. Um einen Vergleich mit anderen Bracketsystemen vornehmen zu können, wurden vier weitere ästhetische Keramikbrackets und ein Metallbracket auch mit jeweils zwanzig Zähnen einem Abscherversuch unterzogen. Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es festzustellen,

- 1) ob es den Herstellern ästhetischer Brackets gelungen ist, ein optimales Verhältnis zwischen der Haftfestigkeit während der Behandlung und der leichten Entfernbarkeit der Brackets am Ende der Behandlung zu erreichen,
- 2) ob alle Bracketsysteme ohne Schädigung des Zahnschmelzes entfernt werden können,

3) wie hoch die Abscherkräfte verschiedener marktführender ästhetischer Brackets und einem marktführenden Metallbracket sind.

## **2 Literaturübersicht**

Die Anzahl der Publikationen aus den letzten Jahren, die sich mit der Untersuchung der Haftfestigkeit von Brackets befassen, ist kaum mehr zu überblicken. Die meisten Studien befassen sich mit der Untersuchung der Haftfestigkeit von Brackets aus verschiedenen oder gleichen Materialien. Sehr oft werden auch Adhäsivsysteme auf ihre Haftfestigkeit hin untersucht, wobei dann aber ein einziges Bracketsystem zum Einsatz kommt. Zudem lassen sich die in den Studien angegebenen Werte aufgrund unterschiedlicher Versuchsbedingungen nur bedingt miteinander vergleichen. Aus diesem Grund soll sich die folgende Literaturübersicht nur mit Studien beschäftigen, die sich ebenfalls mit den Fragestellungen unserer Untersuchung befassen haben und aufgrund ihres vergleichenden Charakters auch eine relative Bewertung der Resultate zuließen.

### **2.1 Haftfestigkeit von Metallbrackets**

Metallbrackets sind wegen ihrer Formbeständigkeit und ihres vergleichsweise geringen Preises der meistverwendete Brackettyp [37]. Für eine präzise kontrollierte Zahnbewegung bleiben Metallbrackets bislang unübertroffen. Im Mittelpunkt der Entwicklung der Metallbrackets stand die Gestaltung der retentiven Bracketbasis, die einen ausreichenden mikromechanischen Verbund zum Adhäsiv herstellen soll. Seit Jahren hat sich eine feinmaschige Netzunterlage bewährt. Durch das Sandstrahlen kann man die Haftfestigkeit von Brackets um 30 % steigern [38]. Um Korrosionsvorgänge und dadurch Verfärbungen des Adhäsivs zu vermeiden [77, 90, 91, 92], sind einige Hersteller zu nickelfreien Stählen und Titanmaterial übergegangen [38]. Für die kieferorthopädische Therapie von Zahnfehlstellungen wird eine Haftfestigkeit von 6-8 MPa von REYNOLDS (1975) bzw. 5-10 MPa von DIEDRICH (2000) als klinisch ausreichend betrachtet. COZZA et al. (2006) unter-

suchten in ihrer in-vitro-Studie die Haftfestigkeit von verschiedenen Metallbrackets zum Zahnschmelz. Fünf verschiedene Brackettypen (Victory Series/ 3M Unitek, Mini Dyna-Lock/ 3M Unitek, Mini Sprint/ Forestadent, Topic/ Dentaaurum und Equilibrium 2/ Dentaaurum) wurden nach Reinigung mit Bimsmehl mit Wasser abgespült und mit ölfreier Luft getrocknet. Anschließend wurden die Zähne 15 Sekunden mit 35 % Phosphorsäure angeätzt, abgespült und wieder getrocknet. Die Brackets wurden mit dem Adhäsivsystem Transbond XT (3M Unitek) auf die Rinderzähne geklebt und für 20 Sekunden lichtgehärtet. Die Prüfkörper wurden in Kunststoff eingebettet und an der Prüfmaschine Instron (Instron Corp, Canton, USA) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 6 mm/min abgeschert. Die Bruchflächen wurden unter einem Mikroskop bei 10facher Vergrößerung begutachtet. Die durchschnittlich erzielten Haftwerte betragen 30,48 Mpa (Victory Series), 15,7 MPa (Mini Dyna-Lock), 33 MPa (Mini Sprint), 17,92 MPa (Topic) und 29,07 MPa für das Metallbracket Equilibrium 2. Alle Brackettypen erreichten die minimal geforderten Haftwerte. Victory Series, Mini Sprint, Equilibrium 2 wiesen signifikant höhere Haftwerte gegenüber Mini Dyna-Lock und Topic auf.

POLAT et al. (2004) erzielten bei einem ähnlichen Versuchsaufbau für das Victory Series Metallbracket (3M Unitek) eine durchschnittliche Haftkraft von 12,8 MPa.

BISHARA et al. (2006) testeten ebenfalls das Victory Series Metallbracket mit Transbond XT nach Konditionierung mit einer 35 % Phosphorsäure für 15 Sekunden und anschließenden Abscherversuchen an der Zwick Universalmaschine. Dabei lagen die mittleren Haftfestigkeiten ihrer Untersuchungen bei 5.9 +/- 4.2 MPa.

Auch HIRANI und SHERRIFF (2006) hatten ähnliche Ergebnisse wie BISHARA et al. (2006) erzielt (6.08 MPa).

SHARMA-SAYAL et al. (2003) untersuchten in ihrer in-vitro-Studie den Einfluss unterschiedlicher Bracketbasen auf die Haftfestigkeit. Als Adhäsivsystem wurde das lichthärtende Adhäsivsystem Transbond XT (3M Unitek) verwendet. Die 6 verschiedenen Brackettypen wurden in zwei Gruppen eingeteilt und auf Rinderinzivi geklebt. Anschließend wurde die erste Gruppe eine Stunde nach Bekleben einer Abscheruntersuchung unterzogen. Die Abscheruntersuchung der zweiten Gruppe erfolgte 24 Stunden nach Bekleben der Brackets. Die Haftfestigkeitswerte lagen eine Stunde nach Bekleben der Metallbrackets zwischen 2,13 und 6,76

MPa. Nach 24 Stunden lagen die Haftwerte zwischen 2,21 und 9,73 MPa. Der Anstieg der Haftkraft war statistisch signifikant.

GIBB UND KATONA (2006) verglichen in ihren Untersuchungen die Auswirkungen von Bracketasymmetrien auf die Haftfestigkeit. 192 Rinderzähne wurden nach der Extraktion in 0,1% Thymollösung gelagert. Die bukkalen Flächen wurden mit einem feuchten Sandpapier geglättet und in zwei Gruppen eingeteilt. Die Brackets wurden in einer Maschine (Bionix 858, USA) mit einer Kraft von 2000 Newton deformiert. Anschließend wurden 96 Zähne mit Bimsmehl gereinigt und mit 37% Phosphorsäure geätzt. Die Brackets wurden mit Transbond Primer und dem Adhäsivsystem Transbond XT auf die Rinderzähne geklebt. Die übrigen Zähne wurden mit dem selbstätzenden Adhäsivsystem Transbond Plus beklebt. Alle Prüfkörper wurden eine Woche in Wasser gelagert. Die Scherfestigkeitsprüfung erfolgte mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,05 mm/min. Die Haftfestigkeitswerte lagen zwischen 13 MPa und 16,12 MPa.

BISHARA et al. (1999) testeten Metallbrackets mit Transbond XT und erzielten mit 11.8 MPa ähnliche Werte wie in der vorliegenden Studie.

Die Untersuchungen der oben genannten Autoren zeigen für die durchschnittliche Haftfestigkeit von Metallbrackets eine Variationsbreite von 2,1 MPa bis hin zu 33 MPa.

## **2.2 Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets**

Zur Therapie von Zahnfehlstellungen wurden Kunststoffbrackets als ästhetische Alternative zu den herkömmlichen Metallbrackets erstmals Ende der 60er Jahre in der Kieferorthopädie eingeführt [98, 99]. Kunststoffbrackets bestehen zumeist aus Polycarbonat und werden im Spritzgussverfahren hergestellt. Durch das Hinzufügen von keramischen Füllstoffen und die Einarbeitung eines Metallslots wurden die Festigkeit und die Steifigkeit der Kunststoffbrackets verbessert [2, 45]. Diese glasfaserverstärkten Kunststoffbrackets sind im Gegensatz zu herkömmlichen Polycarbonatbrackets torquestabiler [45]. Der Haftverbund der Bracketssysteme zum Zahnschmelz wird über die Bracketbasis hergestellt. Weiterhin bestimmt die Art und Beschaffenheit der Bracketbasis die adhäsive Kapazität [146]. Mechanische



Retention sowie chemische Verbundmechanismen sind für den Haftmechanismus von Kunststoff-Bracketbasis zum Adhäsiv verantwortlich.

Kunststoffbracketbasen werden mit horizontal und vertikal angeordneten Rillen oder v-förmigen Unterschnitten im Spritzgussverfahren hergestellt oder nachträglich gefräst, um eine makroretentive Oberfläche zu erhalten [1, 46]. Eine dicke stabile Bracketbasis, gerundete Konturen und die Gewährleistung einer mechanischen Retention können die Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets deutlich verbessern [36].

Zusätzliches Sandstrahlen der Kunststoffbracketbasis und die Applikation von Silan-Haftvermittler führten zu einer Erhöhung des Haftverbundes [60]. Ein höherer Gehalt an Füllstoffen in Polycarbonatbrackets reduzierte außerdem Verfärbungen und nachteilige Veränderungen in der Slotdimension [59, 147].

JIA-KUANG LIU et al. (2002) untersuchten in ihrer in-vitro-Studie die Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets mit mechanischer Retentionsbasis im direkten Vergleich zu Metallbrackets mit mechanischer Netzbasis. Zum Einsatz kamen die Metallbrackets und Kunststoffbrackets Spirit MB (Ormco, USA) und die Adhäsivsysteme System 1+ (Ormco, USA) und Enlight (Ormco, USA). Das Metallbracket verfügt über eine feinmaschige Netzunterlage und das Kunststoffbracket über eine mechanische Basis. 40 humane Prämolaren wurden mit Bimsmehl gereinigt, mit Wasser abgespült und mit ölfreier Luft getrocknet. Anschließend wurden die Brackets nach Herstellerangaben auf die Zähne geklebt und in 37° C destilliertem Wasser für 24 Stunden gelagert. Die Haftfestigkeitsuntersuchung wurde an der Universalprüfmaschine AG-2000E (Shimadzu, Japan) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min durchgeführt. Die durchschnittlich erzielten mittleren Haftfestigkeiten betragen für das Kunststoffbracket 4,38 MPa (System 1+) bzw. 6,31 MPa (Enlight) und für das Metallbracket 13,9 MPa (System 1+) bzw. 14,41 (Enlight). Die Haftfestigkeitswerte der Kunststoffbrackets waren für beide Adhäsivsysteme signifikant geringer als die der Metallbrackets. Der Unterschied zwischen dem Adhäsivsystem System 1+ und Enlight war für die Kunststoffbrackets statistisch signifikant. Dies galt jedoch nicht für Metallbrackets.

AKIN NERGIZ et al. (1996) ermittelten bei ihren Abscherversuchen ähnlich niedrigere Haftwerte für Kunststoffbrackets. Sie untersuchten die Haftfestigkeit von 14

verschiedenen Adhäsiven an einem glasfaserverstärkten Kunststoffbracket (Ästhetische Line, Forestadent) und einem Metallbracket mit mechanischer Netzbasis Ultratrimm (Dentaurum, Ispringen). Dabei erreichten etwa die Hälfte aller Adhäsivsysteme nicht die geforderten 6 MPa Haftfestigkeit. Die restlichen Adhäsivsysteme hatten mittlere Haftfestigkeitswerte von 7,9 MPa bis 14,89 MPa.

JIA-KUANG et al. (2004) untersuchten das Kunststoffbracket Spirit MB (Ormco, USA) und das Metallbracket Mini Diamond (Ormco, USA) mit zwei verschiedenen Klebern auf ihre Haftfestigkeit. Die Scherfestigkeitsprüfungen wurden unmittelbar nach der Beklebung der Zähne und 24 Stunden nach der Beklebung der Zähne durchgeführt. Die mittleren Haftfestigkeiten für die Metallbrackets lagen zwischen 8,5 MPa und 14,41 MPa. Die mittleren Haftfestigkeiten für die Kunststoffbrackets lagen zwischen 2,9 MPa und 6,31 MPa.

CROW et al. (1995) erhielten bei ihren Scherfestigkeitsuntersuchungen ähnliche Resultate wie in dieser Studie. In ihren Studien verglichen sie die Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets zu Keramikbrackets. Das Kunststoffbracket Plastic Brackets (Forestadent, Germany), das Keramikbracket Intrigue (Carlsbad, USA), das Einkomponenten-Adhäsivsystem Rely-A-Bond (Reliance Orthodontics, USA) und das Zweikomponenten-Adhäsivsystem Phase2 (Reliance Orthodontics, USA) kamen in dieser Studie zum Einsatz. 100 humane Prämolaren wurden in 5 Gruppen zu je 20 Zähnen eingeteilt. Nach gründlicher Reinigung mit Bimsmehl wurden die Keramik- und die Kunststoffbrackets in der Gruppe 1-4 mit Rely-A-Bond und Phase2 Adhäsivsystem nach Herstellerangaben auf die humanen Prämolaren geklebt. In der 5. Gruppe wurden die Kunststoffbrackets ohne Primer mit Rely-A-Bond geklebt. Alle Prüfkörper wurden einheitlich ausgerichtet und an der Abschermaschine DB Testing Machine (Neme Instruments Ltd.) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min abgeschert. Die mittleren Haftwerte der Keramikbrackets mit dem Adhäsivsystem Phase2 lagen bei 23,79 MPa. Die mittleren Haftwerte der Keramikbrackets mit dem Adhäsivsystem Rely-A-Bond lagen bei 6 MPa. Die übrigen 3 Gruppen der Kunststoffbrackets erzielten Haftwerte von 4,05 bis 5,1 MPa. GUAN et al. (2000) untersuchten in ihren In-vitro-Untersuchungen die Haftfestigkeit von vier unterschiedlichen Kunststoffbrackets im direkten Vergleich zu der Haftfestigkeit eines Standardmetallbracket. Dabei wurden ebenfalls vier unterschiedliche

Adhäsivsysteme eingesetzt. Die Haftfestigkeit der Kunststoffbrackets war signifikant niedriger als die Haftfestigkeit des Metallbrackets. Dabei lagen die meisten Haftwerte der Kunststoffbrackets zwischen 3 und 6 MPa. Die Haftwerte des Metallbrackets lagen zwischen 6 und 10 MPa.

Zahlreiche klinische Studien bestätigten die niedrigeren Haftwerte von Kunststoffbrackets im Vergleich zu Metallbrackets [1, 2, 17, 60, 63, 72, 100, 112, 138, 146]. Sehr oft erreichen die Kunststoffbrackets Haftfestigkeitswerte von 3-6 MPa [1, 3, 17, 46, 59, 63, 138, 146]. Seit kurzem werden auch selbstligierende Kunststoffbrackets aus glasfaserverstärktem Kunststoff mit einer veränderten Zusammensetzung der einzelnen Bestandteile angeboten, die bisher in Bezug auf die Haftfestigkeit noch nicht untersucht wurden.

### **2.3 Haftfestigkeit von Keramikbrackets**

Das Bestreben nach ästhetischer Verbesserung, bedingt durch die Nachteile der Kunststoffbrackets, führte zu Keramikmaterial, welches erstmals Ende der 80er Jahre zum klinischen Einsatz kam. Die zurzeit auf dem Markt angebotenen Keramikbrackets bestehen aus Aluminiumoxid [133] und können nochmals in monokristalline- bzw. polykristalline Keramik unterschieden werden. Der Herstellungsprozess der monokristallinen Keramikbrackets unterscheidet sich grundsätzlich von dem der polykristallinen Brackets. Es wird Aluminiumoxid bei Temperaturen über 2100° C geschmolzen und danach langsam abgekühlt, um eine kontrollierte Kristallisation zu erreichen. Die entstandenen Einkristalle werden dann mittels diamantierter Instrumente zu Brackets geschliffen. Nach dieser Behandlung werden die Brackets wärmebehandelt, um Spannungen abzubauen. Die auf diese Weise hergestellten Brackets erscheinen aufgrund der fehlenden Korngrenzen glasklar und passen sich der natürlichen Zahnfarbe an. Polykristalline Keramikbrackets werden bei 1800° C in Form gesintert oder im Spritzgussverfahren hergestellt. Polykristallines Material streut das Licht durch seine Korngrenzen diffus und lässt dadurch das Bracket opak erscheinen. Keramikbrackets sind chemisch inert, biokompatibel und verfügen über eine hohe Form- und Farbstabilität [7, 82]. Der Haftverbund der

Keramikbrackets zum Zahnschmelz basiert auf einer mechanischen und/oder chemischen Retention (Silanisierung). Die Silanisation erhöht die adhäsive Kapazität und verursacht Schmelzausrisse [69, 131, 133, 139, 147] oder eine Fraktur der Brackets [21, 25] beim Debonding. Über die höhere Haftfestigkeit von chemisch retentiven zu mechanisch retentiven Keramikbrackets ist in zahlreichen Studien berichtet worden [101, 74]. ODEGAARD und SEGNER (1988) ermittelten eine mittlere Haftfestigkeit von 23 MPa für ihre Keramikbrackets und JOSEPH und ROSSOUW (1990) 28,27 MPa für ihre chemisch retentiven Keramikbrackets. Die heutigen Keramikbrackets verfügen weitgehend über eine mechanische Retentionsbasis, deren Haftwerte vergleichbar sind mit denen der Metallbrackets [63].

BISHARA et al. (1999) verglichen in ihrer in-vitro-Studie das Debondingverhalten zweier innovativer Keramikbrackets (Clarity/ 3M Unitek und MXi/ TP Orthodontics). 85 frisch extrahierte kariesfreie und in einem einwandfreien Zustand befindliche humane Molaren wurden in 0,1 % Thymollösung gelagert. Die Zähne wurden mit Bimsmehl gereinigt, abgespült und mit Luft getrocknet. 37 % Phosphorsäure wurde für 60 Sekunden auf den Zähnen aufgetragen, mit Wasser abgespült und mit ölfreier Luft getrocknet. Das Adhäsivsystem Transbond XT wurde nach Herstellerangaben auf den angeätzten Flächen aufgetragen und polymerisiert. Die Prüfkörper wurden in Kunststoff eingebettet und anschließend an der Universalmaschine Zwick (Ulm, Germany) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5mm/min abgeschert. Die durchschnittlich erzielte mittlere Haftfestigkeit für das Clarity Bracket betrug 10,4 MPa und für das MXi Bracket 7,6 MPa. CHUNG et al. (2002) verglichen in ihren Untersuchungen die Haftfestigkeit mechanisch retentiver Keramikbrackets (Clarity, 3M Unitek, USA). Dabei wurden neue Keramikbrackets und gebrauchte Keramikbrackets miteinander verglichen. Die gebrauchten Keramikbrackets wurden zusätzlich sandgestrahlt. Als Kleber wurde das lichthärtende Adhäsivsystem Transbond XT (3M Unitek, USA) verwendet. Die mittleren Haftfestigkeiten für die unbenutzten Clarity Brackets betrugen 15,66 MPa. Die gebrauchten Keramikbrackets erzielten Haftwerte zwischen 0,82 MPa und 7,65 MPa. Der Unterschied in Bezug auf die Haftfestigkeit war statistisch signifikant. Ähnliche Haftwerte ermittelten auch JIA-KUANG LIU et al. (2005) bei ihren Untersuchungen. Sie untersuchten die Haftfestigkeit zweier Keramikbrackets im direkten Ver-

gleich zu der Haftfestigkeit eines Metallbrackets. Untersucht wurden das Keramikbracket Clarity (3M Unitek, USA), das Keramikbracket Inspire (Ormco, USA) und das Metallbracket Tomy (Tomy, Tokyo, Japan). Als Kleber wurden zwei lichthärtende Adhäsivsysteme verwendet. Die mittleren Haftwerte aller Keramikbrackets lagen zwischen 10,56 MPa und 11,95 MPa. Das Metallbracket erzielte dabei Haftwerte zwischen 8,1 und 8,8 MPa. Der Unterschied in Bezug auf die Haftfestigkeit war statistisch nicht signifikant. Die Gruppe um ATSÜ (2006) erzielte für silanisierte Keramikbrackets eine Haftfestigkeit von 25,9 MPa, etwa 15,6 MPa für mechanisch retentive Keramikbrackets und 11,9 MPa für Metallbrackets. Ähnliche Ergebnisse erzielten auch CACCIAFESTA et al. (1998). Sie beklebten ein chemisch retentives Keramikbracket und ein mechanisch retentives Keramikbracket mit dem Adhäsivsystem Concise. Die Haftwerte für das silanisierte Fascination-Bracket (Dentaurum, Pforzheim, Germany) betragen 29,27 MPa und 14,88 MPa für das mechanisch retentive Bracket (Transcend 6000/ 3M Unitek). Es kam zu mehrfachen Schmelzschädigungen beim chemisch retentiven Keramikbracket. Anschließend wurden die beiden Brackettypen mit einem lichthärtenden Kunststoff (Photac Bond/ Espe Germany) beklebt. Die erzielten Haftwerte betragen 16,27 MPa für das Fascination-Bracket und 13,86 MPa für das mechanisch retentive Transcend-Bracket. Zahlreiche Autoren ermittelten bei ihren Untersuchungen ähnliche Haftwerte wie die bereits oben genannten Autoren. Dabei lagen die mittleren durchschnittlichen Haftfestigkeitswerte von mechanisch retentiven Keramikbrackets zwischen 6 und 15,66 MPa [5, 24, 30, 46, 70].

Keramikbrackets haben nahezu den technologischen Standard von Metallbrackets erreicht, sind jedoch weiterhin mit Problemen behaftet [38]. Bei mechanischer Retention, bei Brackets mit vorprogrammierter Sollbruchstelle oder bei Brackets mit Polycarbonatbasis ist das Debonding unproblematisch, die Frakturstelle liegt in der Regel an der Bracket-Adhäsiv-Grenze [7, 8, 18, 139]. Nach erfolgter Therapie werden Zangen für das Entfernen der Brackets eingesetzt, die speziell für das Debonding der Keramikbrackets entwickelt worden sind. Diese Zangen besitzen besonders scharfe Branchen und sollen durch Keilwirkung zwischen Schmelzoberfläche und Bracket ein sicheres Ablösen ermöglichen. Bei silanisierter chemisch-mechanischer Retention der Keramikbracketbasis ist das Thermodebonding das

Verfahren der Wahl [79, 122, 130]. Bei chemischer Retention der Bracketbasis zum Adhäsiv birgt die mechanische Bracketentfernung das Risiko von Schmelzausrissen bzw. -sprüngen oder von Bracketfrakturen [4, 7, 40, 117]. Bei der Thermodebondingmethode kommt ein spezielles elektrisches Gerät zu Einsatz, welches mit einem Metallstäbchen ausgerüstet ist, das in den Bracketslot eingebracht wird. Die Erhitzung dieses Metallstäbchen erfolgt mit einer Impulsspannung (2- 2.2 Volt) für einen Zeitraum von 3 Sekunden und führt zur Verflüssigung des Adhäsives und somit zu einer schonenden Bracketentfernung [76, 130].

### **Mögliche Einflussfaktoren auf die Haftfestigkeitsuntersuchung**

Da der Haftverbund zwischen Bracket und Zahn nicht nur vom Bracketmaterial, der Größe der Basisfläche und der Retentionsform der Basis abhängig ist, muss an dieser Stelle auch auf die anderen Einflussfaktoren eingegangen werden. Veränderungen in der Klebetechnik, der Schmelzkonditionierung, und die Verwendung anderer als die vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme sowie die Verwendung von ungeeigneten Polymerisationslampen führen zwangsläufig zu veränderten Haftwerten. Nachfolgend werden diese Themen anhand der Literatur dargestellt.

### **2.4 Kleben von Brackets**

Der mechanisch-chemische Verbund zum Adhäsiv lässt sich bei einer mit Speichel oder Feuchtigkeit kontaminierten Bracketbasis nicht herstellen [43, 57, 83, 113, 127, 144]. Sowohl Kunststoff-, Keramik- als auch Metallbrackets müssen trocken sein. Die Brackets können dabei mittels der direkten Klebetechnik [20, 38, 55, 64] auf die Zähne geklebt werden. Es ist wichtig, die Klebeprozedur sorgfältig durchzuführen, da es ansonsten zu keinem Verbund bzw. zu verminderten Haftwerten zwischen Bracket und Zahn kommt.

### **Direkte Klebetechnik**

Bei der direkten Klebetechnik werden Brackets direkt auf der vorbereiteten Schmelzoberfläche geklebt. Das setzt eine Schmelzreinigung, z. B. mit einem Bimsstein-Wasser-Gemisch und die Trockenlegung des Arbeitsfeldes voraus. Die Schmelzoberfläche wird mit Orthophosphorsäure angeätzt, mit Wasser abgespült und mit ölfreier Druckluft getrocknet. Nach Auftragen eines Haftvermittlers auf den Schmelz und die trockene, sterile Bracketbasis wird das Bracket mit dem Adhäsiv beschichtet, positioniert, auf die Zahnoberfläche gepresst und die Überschüsse werden entfernt. Das Aushärten erfolgt anschließend, je nach Polymerisationsvorgang, in dem vom Hersteller angegebenen Zeitraum.

### **Schmelzkonditionierung**

Voraussetzung für das Zustandekommen einer haltbaren Verbindung ist die Vorbereitung der Schmelzoberfläche im Bereich der vorgesehenen Klebestelle. Die relativ glatte, strukturarme Schmelzoberfläche würde wenig Retention bieten. Durch die Einwirkung von Säurelösungen kommt es über komplizierte chemisch-physikalische Prozesse zu einer Eröffnung der interprismatischen bzw. intrapris-matischen Spalträume und damit zu einer Aufräumung. Die dadurch bedingte erhebliche Oberflächenvergrößerung ist die entscheidende Voraussetzung für die Adhäsionsverbindung [119]. Bereits CHOW und BROWN (1973) wiesen auf das Phänomen hin, dass hohe Säurekonzentrationen wenig Apatit lösen und wenig retentive Ätzmuster erzeugen. Im Laufe der Zeit gab es von verschiedenen Seiten sehr unterschiedliche Empfehlungen zur Wahl der Säurekonzentration. Heute wird zu meist eine 30-50 % Phosphorsäurelösung verwendet, flüssig oder in gelförmigem Zustand [36]. Bei anderen Konzentrationen ändern sich die Mikromorphologie und die Lösungskinetik des Schmelzes [6, 36]. In-vitro-Untersuchungen von HELLWIG et al. (2003) zufolge kommt es bei Säurekonzentrationen von weniger als 30 % zu Ablagerungen von schwer löslichem Brushit (kristallisiertes saures Kalziumphosphat), der sich nicht mit Wasserspray entfernen lässt. Säurekonzentrationen von über 40 % führen zu einer raschen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindun-

gen, die eine Konditionierung des Schmelzes verhindern. Somit führen Säurekonzentrationen unter 30 % bzw. über 50% zwangsläufig zu veränderten Haftwerten. Hinsichtlich der Applikationszeit variierten die Empfehlungen von 15-240 Sekunden [37, 38]. Jedoch führte die Reduzierung der Ätzzeit auf 5 Sekunden zu einer signifikanten Haftverminderung [104]. Ätzzeiten von mehr als zwei Minuten führen zu einer signifikanten Abnahme des retentiven Ätzreliefs und zu einem Anstieg von granulierten, porösen Oberflächenarealen ohne Spaltbildung, die sich nachteilig auf den Schmelz-Adhäsiv-Verbund auswirken können [37]. Durch nachfolgende Abspülung mit ölfreiem Wasser für 5-30 Sekunden und anschließendes Trocknen für weitere 30 Sekunden wird die Schmelzoberfläche von Säureresten und Kalziumphosphatpräzipitationen gereinigt, die sonst eine enge Mikroverzahnung des Adhäsiv-Schmelzes verhindern würden [38]. Neben Phosphorsäure wird auch Maleinsäure für die Konditionierung eingesetzt. Allerdings werden dabei geringere Ätztiefen erreicht als bei der Konditionierung mit Phosphorsäure [137]. Der Schmelzverlust nach Ätzung, Debonding und Politur beträgt im Durchschnitt 7.4 Mikrometer [141]. Bei der konventionellen Säureätzung erfolgt im Wesentlichen eine mechanische Retention durch feine Kunststoffzapfen, die sich in den Mikroporositäten und Fissuren des säurebehandelten Schmelzes verankern [38].

### **Adhäsivsysteme**

Die Anzahl der auf dem Markt angebotenen Adhäsivsysteme ist kaum mehr zu überblicken. Im Hinblick auf die Haftfestigkeitsuntersuchung ist es wichtig, nur die Adhäsivsysteme zu verwenden, die auch die Hersteller empfehlen. Andere Adhäsivsysteme haben zumeist auch die gleichen Inhaltsstoffe, aber in einer unterschiedlichen Zusammensetzung. Dies führt unmittelbar zu veränderten Haftwerten.

Die Adhäsivsysteme haben die Aufgabe, einen zeitlich begrenzten Verbund zwischen konditioniertem Schmelz und der Bracketbasis herzustellen. Dabei wird als Richtschnur ein Haftverbund von 5-10 MPa [36, 112] bzw. 5-8 MPa [111] als klinisch ausreichend betrachtet. Es gilt Methylmetacrylat (MMA) von Dimethacrylat zu unterscheiden. Adhäsivsysteme auf Methylmetacrylatbasis bestehen aus Me-



thylmetacrylat (MMA) und dem Polymerisationsprodukt Polymethylmetacrylat (PMMA) und sind den zahnärztlichen Prothesenkunststoffen ähnlich [140]. Nachteilig ist, dass dieser Kunststoff mehr Mundflüssigkeit absorbiert und weniger dimensionsstabil ist [119]. Dimethylacrylate sind die zurzeit am meisten verwendeten Adhäsive [32]. Diese Kunststoffart wurde von BOWEN (1962) in Form des Bisphenol-A-Glycidylmethacrylats (Bis-GMA) eingeführt. Bis-GMA Kunststoffe nehmen weniger Wasser auf, schrumpfen weniger und erreichen höhere Festigkeitswerte [119]. In klinischen Studien erwiesen sich jene als zuverlässige Adhäsive, die Bracketverlusten lagen bei 3-5 % [49, 126].

Die unterschiedlichen Verarbeitungsweisen der Adhäsive sind von SERGL (1990), SCHOPF (1994) und DIEDRICH (2000) beschrieben worden. Man unterscheidet:

- Autopolymerisierende Kunststoffkleber, in der Regel Zweikomponenten-Adhäsive, die mittels Durchmischung von Flüssigkeit und Pulver (Acrylate) oder zwei-Pasten-Systemen (Dimethacrylat) chemisch reagieren und aktiviert werden.
- Druckpolymerisierende Kunststoffkleber, so genannte Einkomponenten-Adhäsive, die chemisch-physikalisch aktiviert werden. Nach dem Auftragen eines flüssigen Aktivators (Primer) auf die geätzte Schmelzoberfläche und die Bracketbasis wird die mit Dimethacrylat-Paste versehene Bracketbasis durch Druck mit der Schmelzoberfläche in Verbindung gebracht. Der durch den Druck erzeugte enge Kontakt mit dem Primer beschleunigt die Polymerisation [136].
- Photopolymerisierende Kunststoffkleber, angewendet als Einkomponenten-Adhäsive mit strahlungsempfindlichen Initiatoren, die unter Bestrahlung mit UV-Licht polymerisieren und aushärten.

Bei den Füllstoffen in den Adhäsiven handelt es sich um konventionelle Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik in der Partikelgröße von 1,5-5 Mikrometer sowie um Mikrofüller aus Siliziumdioxid in der Größenordnung von 0,06-0,1 Mikrometer und schließlich um auf Mikrofüllern basierende Komplexe mit Teilchengrößen von 0,01-0,04 Mikrometer [114]. Füllstoffinhalt, Größe und Verteilung spielen eine wichtige Rolle bei der Veränderung der Polymermatrix und somit der Materialei-

enschaften von Methacrylat und Dimethacrylatklebern [83, 145]. Mit Quarz oder Silikat gefüllte Methacrylat -und Dimethacrylat Adhäsive besitzen eine höhere Haftkraft, eine niedrigere Wasseraufnahmekapazität und Polymerisationsschrumpfung als ungefüllte Kompositkleber [106, 145]. Diacrylate weisen im Gegensatz zu Acrylaten eine höhere Materialfestigkeit und eine bessere Farbbeständigkeit auf. Hinzu kommen eine geringe Wärmeentwicklung, Polymerisationsschrumpfung und thermische Expansion bei der Polymerisation als weitere, deutlich überlegene Eigenschaften. Für die adhäsive Befestigung von Brackets werden bevorzugt Dimethacrylate verwendet.

Bei Dimethacrylatklebern kommt es zum direkten Verbund zwischen den Brackets und dem Adhäsiv [111]. Der Haftverbund von Dimethacrylatklebern basiert auf einer mikromechanischen Verankerung am Schmelz und an der Bracketbasis. Ein zusätzlich applizierter Haftvermittler (Primer) auf Schmelz und Bracketbasis stellt den chemischen Verbund zum Adhäsiv her [32, 35]. Hierbei fördert der niedrigvisköse Primer das Eindringen des Adhäsivs in den Schmelz und die Bracketbasis [1]. Des Weiteren werden gelegentlich spezielle Silan-Haftvermittler verwendet, die eine chemische Bindung sowohl mit der organischen Matrix als auch mit den anorganischen Füllern von Adhäsiv und Bracket eingehen [8].

### **Polymerisationslampe**

Damit die optimale Haftfestigkeit gewährleistet wird, ist es wichtig, die Polymerisation mit einer geeigneten Polymerisationslampe durchzuführen. Die Härtung eines photosensiblen Adhäsivs wird durch die Bestrahlung mit kurzweiligem sichtbarem Licht in Gang gesetzt. Zur Erzielung des bestmöglichen Polymerisationsgrades (Monomer-Polymer-Konversion) sollte das Emissionsspektrum der Polymerisationslampe auf das Absorptionsmaximum des Initiatorsystems des Kunststoffes abgestimmt sein. Durch Verwendung ungeeigneter Polymerisationslampen kann es zu unreichender bzw. keiner Lichthärtung kommen. Daher beeinflusst die Wahl der Polymerisationslampe unmittelbar die Haftfestigkeitswerte zwischen Bracket und Zahn. Die Lichtintensität sollte mindestens 300 mW/cm<sup>2</sup>, besser jedoch 400mW/cm<sup>2</sup> sein [61, 115, 123]. Untersuchungen zeigten, dass bei sofortiger Ap-

plikation der maximalen Lichtintensität die Randspaltbildung deutlich ausgeprägter war als bei initialer Bestrahlung mit 56 % oder 70 % der Maximalintensität für 20 Sekunden und erst nachfolgender Bestrahlung bei voller Intensität für 40 Sekunden [61]. Entsprechende Polymerisationslampen sind bereits auf dem Markt erhältlich (z. B. Elipar Highlight, ESPE). Um einen optimalen Verbund zu erhalten sollten mindestens 40 Sekunden, besser 60 Sekunden bestrahlt werden [26, 44, 47, 48, 61, 81, 123, 132, 133].

## **2.5 Vergleichende Untersuchungen zur Haftfestigkeit von Brackets**

WILLEMS et al. (1997) untersuchten in ihrer Studie 17 unterschiedliche Brackets auf ihre Haftfestigkeit. 13 Metallbrackets, 3 Keramikbrackets und 1 Kunststoffbracket wurden mit dem selbsthärtenden Adhäsivsystem Concise (3M Unitek, USA) auf eine Metallstange geklebt. Nach einer Lagerungszeit von 24 Stunden wurden die Prüfkörper an der Instron Universalmaschine (Instron Corporation, USA) abgeschert. Die Metallbrackets erzielten Haftwerte zwischen 5,8 MPa und 11,4 MPa. Das Kunststoffbracket erreichte 1,6 MPa Haftkraft. Die Keramikbrackets erzielten Haftwerte zwischen 6,9 und 13,9 MPa.

Die nachfolgenden 3 Studien untersuchten die Haftfestigkeit verschiedener Bracketsysteme. Jedoch wurden die Versuche als eine Kombination von Abscher- und Abzugsversuchen durchgeführt. Da die Versuchsdurchführungen dieser Autoren unseren Studien sehr ähnlich ist, wurden sie an dieser Stelle erwähnt.

FERNANDEZ und CANUT (1999) untersuchten in ihrer in-vitro-Studie die Haftfestigkeit des neu entwickelten Kunststoffbrackets Spirit MB (Ormco, USA) und verglichen dieses mit der Haftfestigkeit des Metallbrackets Mini Standard Edgewise (American Orthodontics Corporation, USA) und des Keramikbrackets Allure IV (G.A.C. Orthodontic Products, USA). Als Adhäsivsystem wurde das selbsthärtende Adhäsivsystem Concise (3M Unitek, USA) verwendet. 30 extrahierte untere Rinderinzisivi wurden mit Bismehl gereinigt und anschließend 60 Sekunden mit 37 %iger Phosphorsäure angeätzt, mit Wasser abgespült und 60 Sekunden mit Luft getrocknet. Die Rinderzähne wurden dann mit Concise (3M Unitek, USA) be-

klebt und 24 Stunden bei 37° C in Wasser gelagert. Mit Hilfe einer selbst hergestellten Einspannvorrichtung wurden die Brackets parallel zur Krafrichtung ausgerichtet und an der Instron Universalmaschine (Ltd. England) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min einen Abscher/Abzugsversuch unterzogen. Nach Abscherung wurden die Rinderzähne bei 10facher Vergrößerung unter einem Mikroskop auf Schmelzschädigungen überprüft. Es wurden keine Schmelzschädigungen beobachtet. Die erzielten Haftfestigkeiten betragen im Durchschnitt 13.21 MPa (Metallbracket), 12.01 MPa (Kunststoffbracket) und 8.88 MPa (Keramikbracket). Der Unterschied war zwischen den Keramik- und den Metallbrackets statistisch signifikant.

NKENKE et al. (1997) untersuchten in ihrer in-vitro-Studie die Haftfestigkeit verschiedener selbsthärtender und lighthärtender Adhäsivsysteme an Rinderzähnen. 5 verschiedene Brackettypen (1 Metallbracket, 2 Kunststoffbrackets, 2 Keramikbrackets) wurden nach Reinigung mit Bimsmehl auf 450 extrahierte Rinderzähne geklebt. Dabei wurde das Diamond Metallbracket (Ormco, USA) mit Concise (3M Unitek, USA) beklebt und als Kontrollgruppe verwendet. Die beklebten Rinderzähne wurden bis zur Schmelzzementgrenze in Kunststoff eingebettet und 72 Stunden in Wasser bei Raumtemperatur gelagert. Die Abscher/ Abzugsuntersuchung wurde an einer Universalprüfmaschine (Zwick, Germany) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,2 mm/min durchgeführt. Die durchschnittlich erzielten Haftfestigkeiten betragen 8,04 MPa (Metallbracket), etwa 7,30 MPa (Kunststoffbracket), etwa 6,0 MPa (Keramikbracket). Der Unterschied war zwischen den Keramik- und den Metallbrackets statistisch signifikant.

ARICI et al. (1997) untersuchten in ihrer Studie die Haftfestigkeit von einem Kunststoffbracket mit mechanischer Retentionsbasis und zwei Keramikbrackets mit chemisch silanisierter Kunststoffbasis im direkten Vergleich zu Metallbrackets mit mechanischer Netzbasis. 80 humane Prämolaren wurden mit Bimsmehl gereinigt und anschließend mit 37 %iger Phosphorsäure angeätzt. Nach dem Absprühen des Ätzzgels wurden die unterschiedlichen Brackets in vier Gruppen zu jeweils zwanzig Zähnen unterteilt und mit dem selbsthärtenden Adhäsivsystem Concise

(3M Unitek, USA) beklebt. Die Prüfkörper wurden in Kunststoff eingebettet und mit einer selbst hergestellten Einspannvorrichtung einheitlich ausgerichtet. Nach 24 Stunden Lagerung bei 37° C in Wasser wurden die Proben an der Prüfmaschine Lloyd M5K (Lloyd Instruments, England) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 2 mm/min einen Abscher/Abzugsversuch unterzogen. Die Bruchflächen wurden unter einem Mikroskop bei 20facher Vergrößerung begutachtet. Die durchschnittlich erzielten Haftwerte betragen 8,4 MPa für das Metallbracket, 5,1 MPa für das Kunststoffbracket und 3,5 bzw. 4,2 MPa für die Keramikbrackets mit chemisch silanisierter Kunststoffbasis. Der Unterschied war bei den Metallbrackets und den Kunststoffbrackets statistisch signifikant.

### 3 MATERIAL UND METHODE

#### 3.1 Untersuchungsmaterial

##### 3.1.1 Zähne

Für die In-vitro-Untersuchung der Abscherversuche standen 150 germektomierte humane Weisheitszähne zur Verfügung. Die Weisheitszähne wurden in 0,5 % Chloramin T-Lösung in einem Glasbehälter für 7 Tage aufbewahrt und anschließend in einem weiteren Glasbehälter bis zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung in Wasser gelagert. Nach Bekleben der Brackets wurden die Weisheitszähne 24 Stunden bei 37 Grad Celsius im Wärmeschrank aufbewahrt.



Abb. 1: Unmittelbar nach der Extraktion wurden die Zähne in 0.5 %iger Chloramin Lösung für eine Woche aufbewahrt und anschließend in Wasser gelagert.

### 3.1.2 Verwendete Bracket-Adhäsivsysteme

Es wurden ausschließlich Brackets für die oberen mittleren Incisivi mit 0.022" Slot verwendet. Die Verwendung des Brackets für die oberen mittleren Incisivi und die Slotdimension sind zwar willkürlich gewählt, gewährleisten jedoch, dass die Versuche stets mit konstanten Parametern durchgeführt worden sind. Ein Bracket-Adhäsivsystem besteht aus einem Bracket und dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem. Diese Bracket-Adhäsivsysteme sollten aus folgenden Gründen stets zusammen verwendet werden:

1. Die Hersteller der Brackets entwickeln ein geeignetes Adhäsivsystem für ihre Brackets. Dabei wird die Haftfestigkeit der Produkte durch die Veränderung des Bracketdesigns, der Basisstruktur bzw. der Veränderung der Zusammensetzung des Adhäsivsystems so gestaltet, dass die therapeutisch geforderten Haftkräfte erreicht werden sollen.
2. Es ist wenig wahrscheinlich, dass der praktizierende Kieferorthopäde seine Brackets bei einem Hersteller kauft und dieses mit irgendeinem Adhäsivsystem beklebt. Dies würde zwangsläufig zu veränderten Haftwerten führen.

In dieser Studie wurden folgende Bracketsysteme auf ihre Haftfestigkeit getestet: Als Kontrollgruppe dient dabei das Standardmetallbracket "Victory Series" der Firma Unitek sowie die Literatur.

- Das Metallbracket "Victory Series" (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Transbond XT(3M Unitek, Monrovia, CA, USA)
- Das Keramikbracket "Aspire" (Forestadent, Pforzheim, Germany) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Kurasper F Kuraray (Okayama, Japan)

- Das Keramikbracket "Clarity" (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Transbond XT
- Das Keramikbracket "Fascination2" (Dentaurum, Ispringen, Germany) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Contec LC (Dentaurum, Ispringen, Germany)
- Das Keramikbracket "Inspire" (Ormco, USA) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Blugloo (Ormco, USA)
- Das glasfaserverstärkte Kunststoffbracket "Opal" (Ultradent Products, Inc. USA) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Opal Prime und Opal Bond (Ultradent Products, Inc. USA).

Während für die erstgenannten Brackets bereits Untersuchungen zur Haftfestigkeit existieren, findet sich im Schrifttum bisher noch keine Publikation mit Angaben zur Haftfestigkeit von Opal-Kunststoffbrackets.

### **Victory Series Bracket**

Hierbei handelt es sich um ein Metallbracket mit mechanischer Netzbasis. Die Netzbasis besteht aus 80 ineinander gewebten Metallbälkchen. Sie stellt das Gegenstück zur gewölbten Zahnoberfläche dar (3M Unitek Monrovia, USA). Die Bracketbasisfläche beträgt 12,4 mm<sup>2</sup>. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichthärtende Adhäsivsystem Trans Bond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).



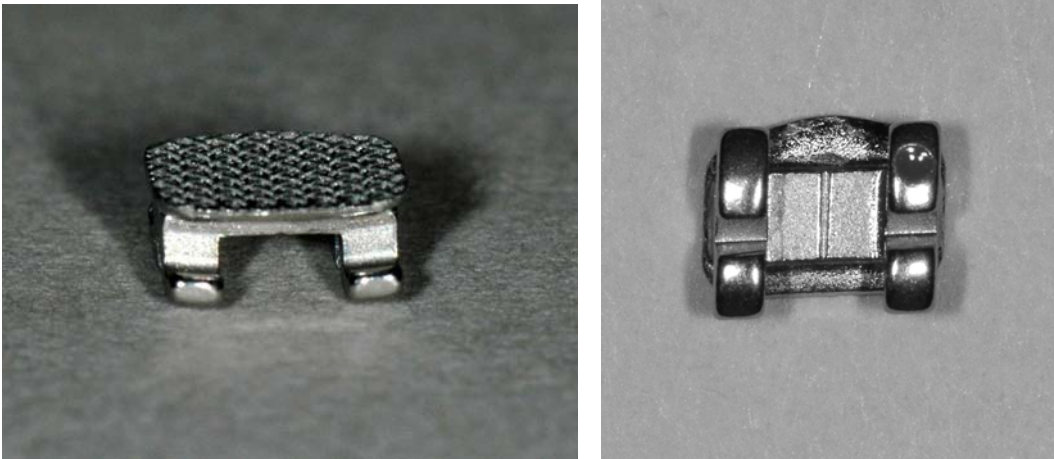


Abb. 2: Victory Series Bracketbasis mit Netzunterlage

Abb. 3: Victory Series Metallbracket

### **Transbond XT-Adhäsivsystem**

Für die Prüfung der Haftfestigkeit des Clarity- bzw. Victory Series-Brackets ist das lichthärtende Adhäsiv "Transbond XT" (3M Unitek) verwendet worden. Die Verarbeitung des Adhäsivs erfolgte entsprechend der Gebrauchsanweisung für die jeweiligen Bracketsysteme. Der Kunststoff Transbond XT (3 M Unitek, Monrovia, CA, USA) ist ein lichthärtender Bracketkleber, dessen Paste sich aus 10 –18 % Bis-GMA ,6-12 % Bis-EMA und 72-78 % Füllstoffen (Quarz und Silikatglas) zusammensetzt. Der Primer hat einen höheren Bis-GMA Anteil und enthält keine Füllstoffe, was eine bessere Penetration in die mittels Säure-Ätz-Technik aufgeraute Schmelzoberfläche ermöglicht als es bei der hochviskösen Paste der Fall wäre. Durch Bestrahlung mit intensiv blauem Licht der Wellenlänge 450-470 nm erzeugt der Photoinitiator durch Reaktion mit einem Amin die zur Polymerisation notwendigen Radikale (3 M Unitek, Monrovia, CA, USA).



Abb. 4: Bracket-Adhäsivsystem Victory Series und Transbond XT

### Aspire Bracket

Dieses Bracketssystem besteht aus Aluminiumoxidkeramik. Aufgrund der mechanischen Retentionsbasis in Form von Unterschnitten wird auf eine zusätzliche Silanisierung verzichtet. Zur besseren Gleitfähigkeit des Drahtbogens wurde ein Metallslot aus Gold eingebracht. Die Basisfläche beträgt 14.4 mm<sup>2</sup>. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichthärtende Adhäsivsystem Kurasper F (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan).

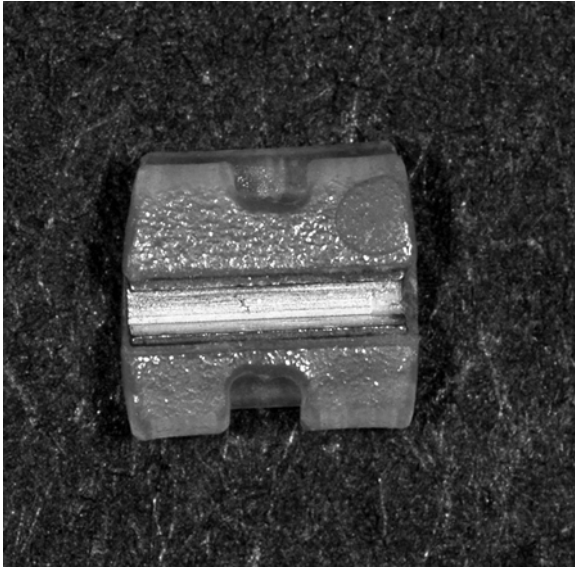


Abb. 5: Aspire Keramikbracket

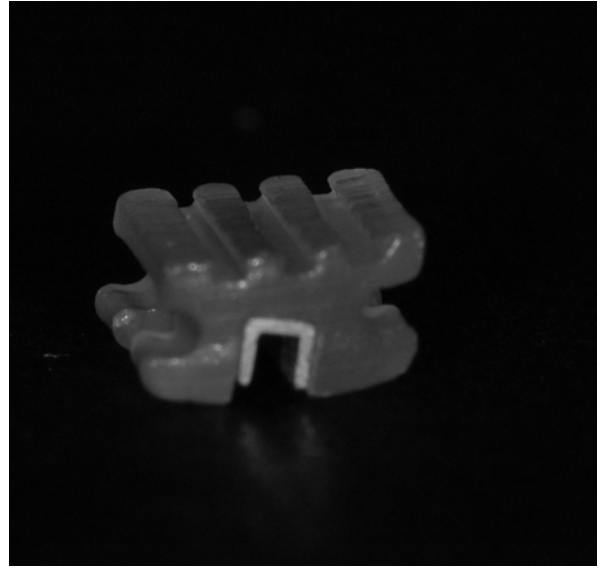


Abb. 6 : Aspire Bracketbasis mit retentiven Unterschnitten

### **Kurasper F-Adhäsivsystem**

Für die Prüfung der Haftfestigkeit des Aspire Brackets ist das lichthärtende Adhäsivsystem Kurasper F der Firma Kuraray (Okayama, Japan) verwendet worden. Kurasper F Bond ist der Primer, welcher sich aus Bis-GMA, TEGDMA und HEMA zusammensetzt. Ferner enthält es Natriumfluorid, welches kontinuierlich in kleinen Mengen an den Schmelz abgegeben wird. Die Kurasper F-Paste ist ein lichthärtender Bracketkleber, dessen Paste sich aus Bis-GMA und TEGDMA zusammensetzt. Die anorganischen Partikel haben eine Partikelgröße von 0.01-20 Mikrometer. Die Verarbeitung des Adhäsivs erfolgte entsprechend der Gebrauchsanweisung der Hersteller.



Abb. 7: Bracket-Adhäsivsystem Aspire und Kurasper F

### Clarity Bracket

Mehr als 90 % dieses metallverstärkten Bracketsystems bestehen aus Aluminiumoxidkeramik. Es verfügt über eine mikrokristalline mechanische Retentionsbasis.

Eine Sollbruchstelle in der Bracketmitte erleichtert das Debonding. Die Basisfläche beträgt 12.4 mm<sup>2</sup>. Zur geringeren Friktion ist das Clarity Bracketsystem mit einem Metallslot ausgestattet. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichthärtende Adhäsivsystem Trans Bond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).



Abb.8 Clarity Keramikbracket

### **Transbond XT-Adhäsivsystem**

Für die Prüfung der Haftfestigkeit des Clarity- bzw. Victory Series-Brackets ist das lighthärtende Adhäsiv "Transbond XT" der Fa. 3M Unitek verwendet worden. Die Verarbeitung des Adhäsivs erfolgte entsprechend der Gebrauchsanweisung für die jeweiligen Bracketsysteme. Der Kunststoff Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) ist ein lighthärtender Bracketkleber, dessen Paste sich aus 10 –18 % Bis-GMA, 6- 12 % Bis-EMA und 72-78 % Füllstoffen (Quarz und Silikatglas) zusammensetzt. Der Primer hat einen höheren Bis-GMA Anteil und enthält keine Füllstoffe, was eine bessere Penetration in die mittels Säure-Ätz-Technik aufgeraute Schmelzoberfläche ermöglicht als es bei der hochviskösen Paste der Fall wäre. Durch Bestrahlung mit intensiv blauem Licht der Wellenlänge 450-470 nm erzeugt der Photoinitiator durch Reaktion mit einem Amin die zur Polymerisation notwendigen Radikale (3M Unitek, Monrovia, CA, USA).



Abb. 9: Bracket-Adhäsivsystem Clarity und Transbond XT

### Fascination2 Bracket

Dieses Bracketssystem besteht aus polykristallinem Aluminiumoxid. Fascination2 Keramikbrackets besitzen eine mit Silan beschichtete Basisfläche (chemische Retentionsbasis) mit Noppenstruktur als mechanische Retention. Durch die Noppenstruktur vergrößert sich die Klebefläche. Die Basisfläche für den oberen mittleren Incisivus beträgt 9,38 mm<sup>2</sup>. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichthärtende Adhäsivsystem Contec LC (Dentaurum, Ispringen, Germany).

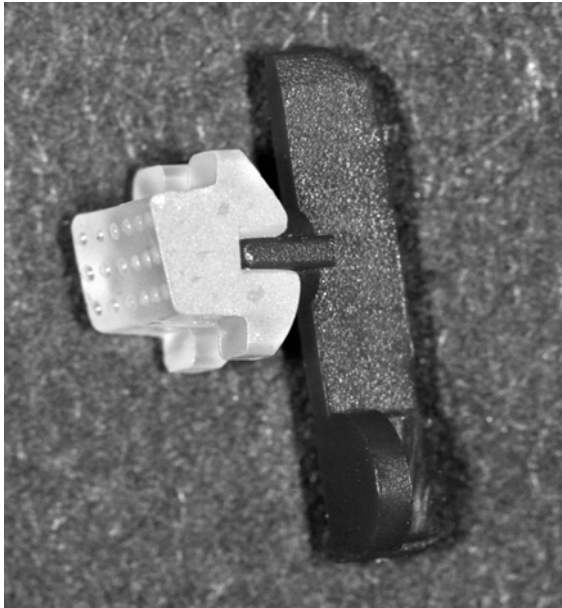


Abb. 10: Fascination2 Keramikbracket

### **Contec LC-Adhäsivsystem**

Das lichthärtende Adhäsivsystem besteht aus dem flüssigen Primer Contec Prime und dem pastösen Adhäsiv Contec LC. Beide Komponenten enthalten fluoridabgebende Bestandteile. Es ist kein Methacrylat enthalten. Bracket-Adhäsiv bzw. Primer enthalten Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Hydroxyethylmethacrylat, BHT und Amine. Die Verarbeitung des Adhäsivs erfolgte entsprechend der Gebrauchsanweisung der Hersteller (Dentaurum, Ispringen, Germany).

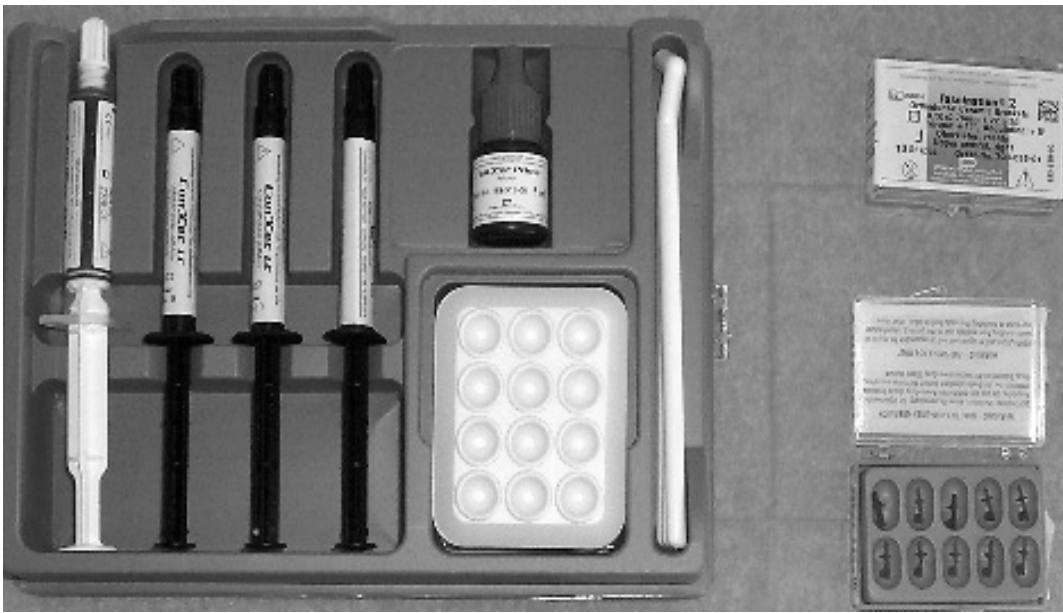


Abb. 11: Bracket-Adhäsivsystem Fascination2 und Contec LC

### Inspire Ice Bracket

Das Inspire Ice-Bracket besteht aus Aluminiumoxidkeramik und verfügt über eine mechanische Retentionsbasis. Die Bracketbasisfläche beträgt 9,7mm<sup>2</sup>. Elektronenmikroskopisch betrachtet besteht die Basisstruktur aus 40 Mikrometer großen Zirkoniumkugeln, um die das Adhäsiv fließen kann. Die Haftung kommt durch die Aushärtung des Adhäsivs in dem untersichgehenden Bereich der Zirkoniumkugeln zustande. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichterhärtende Adhäsivsystem Blugloo.



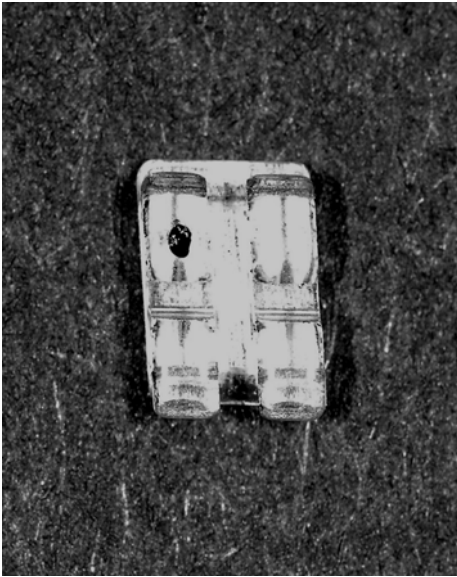


Abb. 12: Inspire Ice Keramikbracket



Abb. 13: Inspire Ice Bracketbasis bestehend aus Mikrokügelchen

### **Blugloo-Adhäsivsystem**

Das lichthärtende Adhäsivsystem Blugloo besteht aus dem Primer und dem Adhäsiv Blugloo. Das Adhäsiv hat eine blaue Farbe. Durch Körperwärme wird es durchsichtig klar. Kühlung färbt das Adhäsivsystem wieder blau. Die überschüssigen Kleberreste können durch Luft-Wasserspray abgekühlt werden. Hierdurch vereinfacht sich das Entfernen der Kleberreste nach Debonding. Es besteht aus Methacrylat-Ester-Monomer, mineralischen Füllstoffen, Siliziumdioxid, Aktivatoren und Konservierungsmitteln.



Abb. 14: Bracket-Adhäsivsystem Inspire Ice und Blugloo

### Opal Bracket

Das glasfaserverstärkte Kunststoffbracket Opal hat eine strukturierte Basis ohne Unterschnitte zur mechanischen Retention. Die Bracketbasisfläche beträgt 21.14mm<sup>2</sup>. Das Opal Kunststoffbracket wird im Spritzgussverfahren hergestellt und besteht aus einem Polykristallin mit hohem Glasfaseranteil, der Stabilität gewährleisten soll. Es liegen noch keine Daten der Haftfestigkeit für dieses erst kürzlich auf dem Markt eingeführten glasfaserverstärkten Kunststoffbrackets vor. Als Adhäsivsystem empfehlen die Hersteller das lichthärtende Adhäsivsystem Opal Prime und Opal Bond (Ultradent Products, Inc. USA).

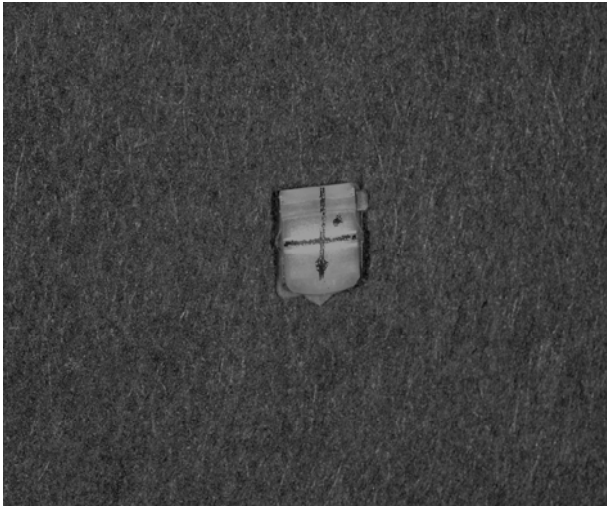


Abb. 15: Opal Kunststoffbracket  
Bracketbasis

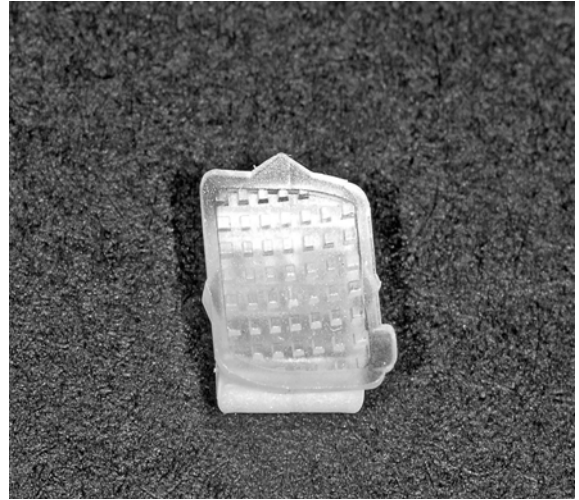


Abb. 16 : Opal-Bracketbasis

### **Opal Prime/ Opal Bond (Ultradent Products, Inc. USA)**

Das Adhäsivsystem besteht aus zwei Komponenten. Die Zusammensetzung des Primers basiert zu 25 % auf 2-Hydroxyethylmethacrylat und zu weniger als 1 % auf Kampferchinon. Das Adhäsiv basiert zu 20 % auf einem Bis-GMA Komposit und zu weniger als 1 % auf Kampferchinon. Der Rest ist nicht bekannt. Opal Prime und Opal Bond wurden auf der Basis eines Bis-GMA Komposits entwickelt. Die Verarbeitung des Adhäsivsystems erfolgte entsprechend der Gebrauchsanweisung des Herstellers. Hierzu wurden die zu beklebenden Flächen zuerst mit einem Polierbürstchen und Bismehl gereinigt. Anschließend wurde das 35 % Ultraetch Ätzgel für 30 Sekunden Einwirkzeit belassen. Danach wurde der Zahnschmelz 5 Sekunden lang mit einem kräftigen Luft-Wasserstrahl abgespült und trockengelegt. Opal Prime wurde ganz dünn auf die Bracketbasisfläche des Opalbrackets und auf die angeätzte Zahnoberfläche aufgetragen. Es wurde darauf geachtet, dass der Haftvermittler nicht über die Basis hinausläuft. Zuletzt wurde eine kleine,

aber ausreichende Menge Opal Bond auf die Basis aufgetragen und das Bracket am Zahnschmelz positioniert. Nach Entfernung des überschüssigen Klebers wurde das Bracket 10 Sekunden polymerisiert.

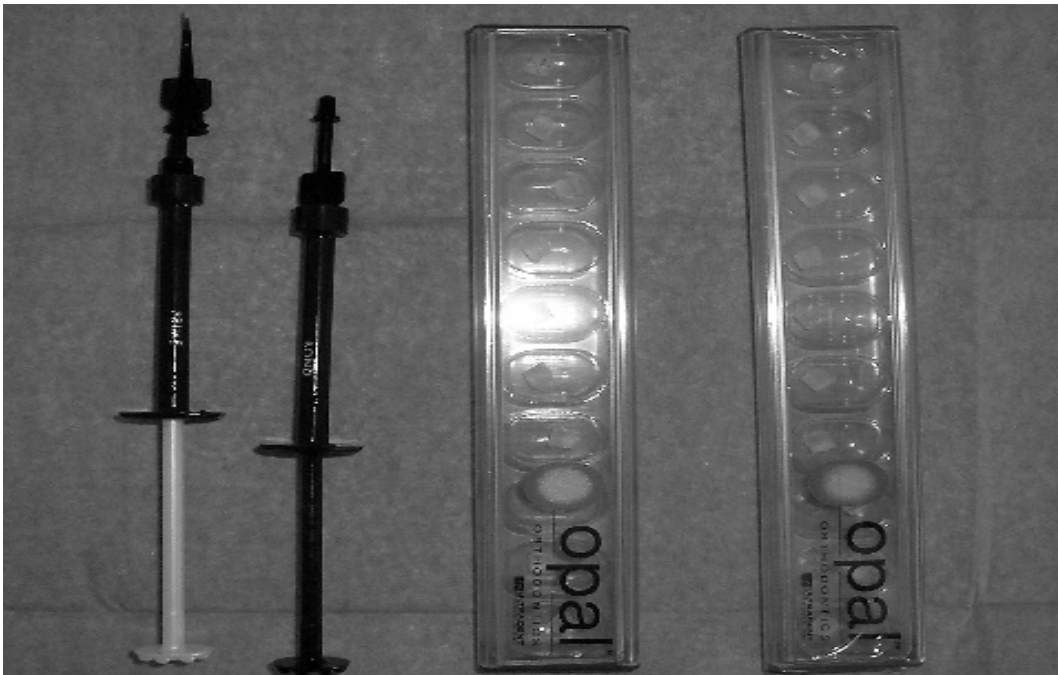


Abb. 17: Opal Kunststoffbracket-Adhäsivsystem

### 3.1.3 Konditioner

Heute wird zumeist eine 30-50 % Phosphorsäurelösung verwendet, flüssig oder in gelförmigen Zustand [36]. Zur Konditionierung aller Brackets wurde in dieser Studie das 35 %ige Ätzgel "Ultraetch" der Firma Ultradent (Ultradent Products, Inc. USA) verwendet.



Abb. 18: 35 % Phosphorsäure der Firma Unitek

#### 3.1.4 Polymerisationslampe

Für die Untersuchung ist zur Aushärtung der lichthärtenden Adhäsivsysteme die Polymerisationslampe (Wellenlänge Alpha gleich 400-510 nm) mit einer Lichtintensität von 400mW/cm<sup>2</sup> der Firma Espe Elipar2 verwendet worden. Dies wurde von GUERTSEN (1999), RUEGGERBERG et al. (1994), SHORTAL und HARRINGTON (1996) als ausreichend bestätigt.

## 3.2 Herstellung der Prüfkörper

### Gewinnung der Zähne

Zur Durchführung der vorliegenden Untersuchung standen 150 frisch extrahierte humane Weisheitszähne zur Verfügung, deren Extraktion aus zahnmedizinischen Gründen erfolgt war. Bei der Gewinnung des Untersuchungsmaterials wurde folgendermaßen vorgegangen: Verschiedene Praxen im Raum Frankfurt am Main waren in einem Rundschreiben gebeten worden, die extrahierten Zähne, vorzugsweise dritte, chirurgisch entfernte, nicht durchgebrochene Molaren von Patienten in einen mitgegebenen Aufbewahrungsbehälter mit bakteriostatisch wirksamer 0.5 % Chloramin T-Lösung einzulegen. In die Untersuchung wurden nur Zähne eingeschlossen, die kariesfrei und ohne prothetische Versorgungen waren und die einen normalen Schmelz aufwiesen, d. h. sie zeigten keine sichtbaren Mineralisationsstörungen, Entkalkungen und Risse. Weiterhin sollten die zu prüfenden Flächen möglichst plan und glatt sein. Die zu prüfenden Zahnschmelzflächen sollten mindestens so groß sein wie die Klebeflächen des aufzuklebenden Befestigungselements. Unmittelbar nach der Extraktion wurden die Zähne gründlich unter fließendem Wasser gewaschen und von Blut und anhängendem Weichgewebe gereinigt. Damit die für die Prüfung vorgesehenen extrahierten Zähne nicht austrockneten, wurden sie sofort nach der Extraktion und Reinigung für mindestens eine Woche in bakteriostatischer 0,5 % Chloramin T-Lösung bei Raumtemperatur aufbewahrt. Danach wurden sie in Wasser im Kühlschrank gelagert. Es ist darauf geachtet worden, dass keine weiteren chemischen Reagenzien benutzt wurden, da diese die Zahnschmelzsubstanz oder den Zahnschmelz verändern könnten. Die Zähne wurden baldmöglichst nach Extraktion für die Prüfung verwendet und nicht länger als 6 Monate gelagert.

## Messschablonen

Insgesamt 150 humane Weisheitszähne wurden vor der Untersuchung mikroskopisch auf Schmelzrisse, Größe der Labialfläche, Beschaffenheit der Schmelzoberfläche und Krümmungsradius der Zahnoberfläche überprüft und selektiert. Der Krümmungsradius der Zahnoberfläche durfte nicht kleiner als 12,5mm sein und wurde mit einer selbst hergestellten Schablone überprüft.

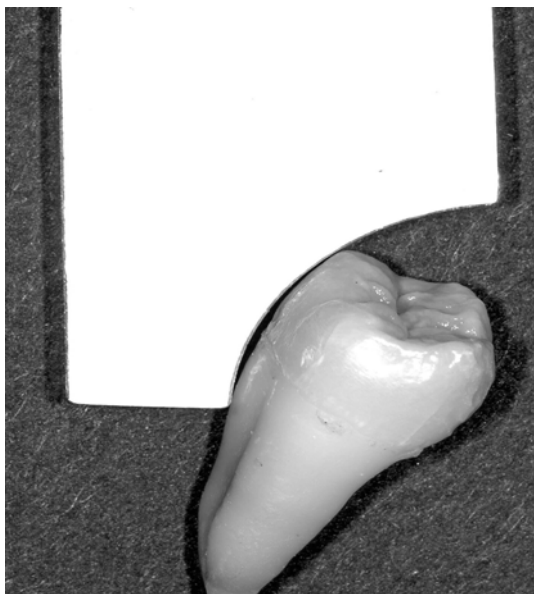


Abb. 19: Der Zahn zeigt eine geringere Krümmung als die Messschablone und ist somit für die Studie geeignet

Um homogene und reproduzierbare Ergebnisse der Untersuchung zu erzielen, wurden 30 Zähne aussortiert. Die verbleibenden 120 Zähne wurden in sechs Gruppen mit jeweils 20 Zähnen aufgeteilt.

## Kleben der Brackets

Der freiliegende Zahnschmelz der Zähne wurde auf der für die Klebung vorgesehenen Fläche entsprechend der Gebrauchsanweisung der lichthärtenden Adhäsivsysteme vorbereitet. Diese Fläche wurde mit Bimsstein-Wasser-Gemisch und einem Nylonbürstchen für 60 Sekunden bei 3000 U/min gereinigt, mit Wasser abgespült und gründlich mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft getrocknet. Anschließend

wurde das 35 % Ultraetch-Ätzel auf die gereinigte Schmelzoberfläche aufgetragen und entsprechend der vom Hersteller empfohlenen Einwirkzeit darauf belassen. Danach wurde der Zahnschmelz für 60 Sekunden gründlich mit Wasser gespült und erneut mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft getrocknet. Eine systematische Vorbereitung wurde für jeden Zahn einer Gruppe wiederholt und die Zeiten mit einer Stoppuhr eingehalten. Anschließend wurde der vom Hersteller empfohlene Primer möglichst dünn und gleichmäßig auf den geätzten Schmelz aufgetragen. Jeglicher Kontakt der zur klebenden Fläche mit fett- und ölhaltigen Dingen wurde vermieden. Das Adhäsiv wurde auf die Bracketbasis in angemessener, möglichst geringer Dosis aufgetragen und auf die vorbereitete Zahnschmelzfläche mit leichtem Anpressdruck positioniert. Zusätzlich wurde aufgrund der Lichtempfindlichkeit des Adhäsivs darauf geachtet, eine direkte Belichtung zu vermeiden. Die Klebstoffreste wurden dann sorgfältig mit einem Scaler (Fa. Hu-Friedy) entfernt. Nach der Entfernung der Klebstoffreste wurde das Adhäsiv nach Angaben des Herstellers mit der Polymerisationslampe Elipar 2 belichtet.

### **Ausrichtung der Brackets**

Um zu gewährleisten, dass im später durchzuführenden Abscherversuch alle Brackets denselben Winkel zur Horizontalen einnehmen, wurde eine Einspannvorrichtung konstruiert, die in Abb. 8 und Abb. 9 dargestellt ist. An ihrer offenen Seite war ein 0.021 x 0.028 inch-Edelstahldraht angelötet, an dem das Bracket eines jeden Zahnes in den Bracketslot einligiert wurde. Die fixierten Zähne wurden mit der Apparatur senkrecht zur Horizontalebene soweit in einen Becher mit frisch angerührtem Methacrylat (Palapress Vario, Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany) abgesenkt, bis die Zahnwurzel bis etwa 1mm unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze völlig von Kunststoff gefasst war. Nach dem Abbinden des Kunststoffes wurden die Ligaturen entfernt. Anschließend wurde jeder einzelne Prüfkörper nummeriert und mit dem Bracketnamen beschriftet. Die auf diese Weise hergestellten Prüfkörper



konnten, unabhängig von der Zahnachse, exakt parallel und im rechten Winkel zur späteren Kraftapplikation einheitlich ausgerichtet werden. Die Justierhilfe erlaubte eine reproduzierbare Position aller Proben und damit eine gleichmäßige Kraftapplikation des Abscherbolzens der Prüfmaschine.

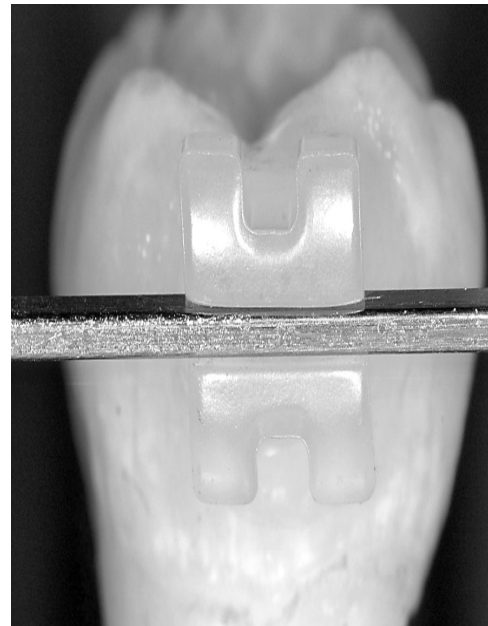
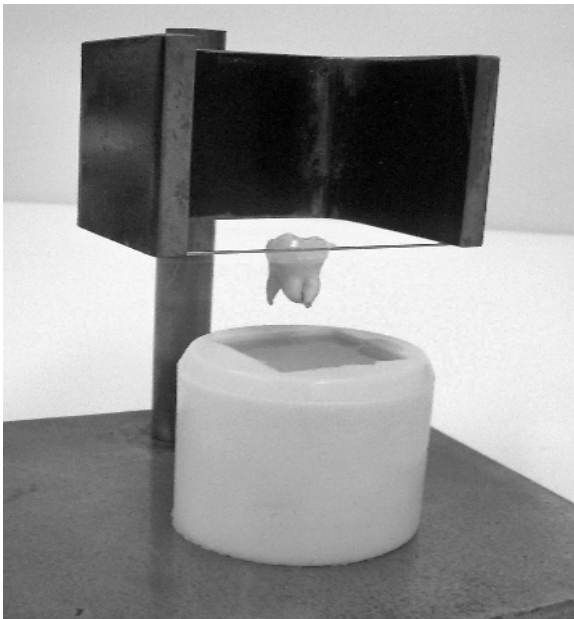


Abb. 20 und Abb. 21 zeigen die Justierhilfe mit dem einligierten Bracket kurz vor dem Eintauchen in einen Behälter mit frisch angerührtem Kunststoff

### **Lagerung der Prüfkörper**

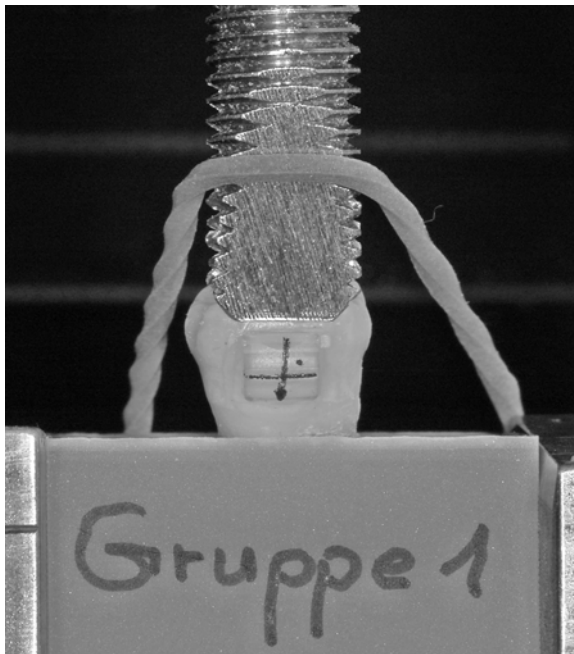
Die Scherhaftfestigkeitsversuche erfolgten 24 Stunden nach Kleben der Brackets, wobei die zu prüfenden Verbundsituationen nach der für die lichthärtenden Adhäsivsysteme und der benutzten Polymerisationslampe empfohlenen Aushärtezeit in Wasser bis zur Prüfung bei 37 Grad Celsius in einem Wärmeschrank gelagert wurden.

### 3.3 Abscherversuche

#### Scherfestigkeitsprüfung

Bei dem zur Untersuchung hergestellten Verbund Zahnschmelz-Adhäsiv-Bracket wurde der im Kunststoff eingebettete Zahn so in eine Universalprüfmaschine (Zwick, Ulm, Germany) eingespannt, dass die zu prüfende Verbundfläche parallel zu der in gingivaler-okklusaler Richtung wirkenden Scherkraft ausgerichtet war.

Nach Ausrichtung und Einspannen des Verbundes in der Universalprüfmaschine



wurde der modifizierte Abscherkeil über das Bracket so an die zu prüfende Verbundfläche geschoben, dass er dicht an der Verbundfläche und parallel zur Abscherrichtung anlag. Die Abscherprüfung wurde stoßfrei mit einer gleich bleibenden Beanspruchungsgeschwindigkeit von 1mm/min und einer Vorkraft von 2 N bis zum Versagen der Verbindung durchgeführt. Bei jeder Prüfung wurde ein Kraft-Weg-Diagramm registriert.

Abb. 22 a: In der Zwick Universalprüfmaschine eingespanntes Opalkunststoffbracket kurz vor dem Abscherversuch. Das Gummiband dient dazu, den Abscherkeil so nah wie möglich an die Bracketbasis heranzuführen.



Abb. 22 b: Übersichtsaufnahme über die gesamte Zwick Universalprüfmaschine. Die Prüfkörper wurden in der Klemmvorrichtung eingespannt.

### 3.4 Experimentelle Auswertung

Die Bruchkraft ist erreicht, wenn der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt um 30 % abfällt. Die resultierenden Kräfte, die zum Abscheren des Brackets führten, wurden direkt von der Prüfmaschine in Newton [N] abgelesen. Unter Berücksichtigung der Größe der retentiven Bracketbasen in [mm<sup>2</sup>] wurden die Werte in Verbundfestigkeit N/mm<sup>2</sup> [Mpa] nach der folgenden Formel umgerechnet:

$$\text{Verbundfestigkeit [Mpa]} = \text{Kraft [ N] : Bracketbasisfläche [mm}^2 \text{ ]}$$

Durch diese Formel ist der Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien möglich. Die Auswertung und Analyse der Abscherversuche erfolgte mit dem SPSS-Programm für Windows (Version 12).

### 3.5 Deskriptive Statistik

Im ersten Schritt der Kontrollgruppenvergleiche werden die Eigenschaften der jeweiligen Merkmalsverteilung mit Hilfe

- des Medianwertes (als Maß der zentralen Tendenz )
  - der Standardabweichung (als Streuungsmaß) und
  - des 25 %-, des 50 %- und des 75 %-Perzentil (als Ordnungsstatistiken )
- charakterisiert.

Die experimentellen Ergebnisse der Verbundfestigkeitswerte werden in tabellarischer und grafischer Form (Box-Whisker-Plots) dargestellt. Die Boxplots repräsentieren grafisch die Verteilung und die Lage der Beobachtungswerte. Sie stellen den Medianwert, das 25 %- und das 75 %-Perzentil sowie den Maximal- als auch den Minimalwert dar. Die so genannten Ausreißer sind Werte, deren Abstand vom 25 %-Perzentil nach unten bzw. vom 75 %-Perzentil nach oben zwischen dem 1,5fachen und dem 3fachen der Boxhöhe liegt. Die Boxhöhe gibt den Abstand zwischen dem 25 %- und dem 75 %-Perzentil wieder.

Ein Wert wird als extremer Wert bezeichnet, wenn der Abstand dieses Wertes vom 25 %- oder vom 75 %-Perzentil mehr als das 3fache der Boxhöhe beträgt. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden die Extremwerte und Ausreißer nicht in den Boxplots dargestellt. Im Tabellenanhang sind diese Werte detailliert aufgelistet.

Um die Verbundfestigkeit zu überprüfen, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  durchgeführt. Im Rahmen der vorliegenden Studie prüft die einfaktorielle Varianzanalyse die Nullhypothese, dass die

mittlere Verbundfestigkeit der Kontrollgruppe sich gegenüber den anderen Bracketssystemen nicht unterscheidet. Um herauszufinden, welche der unterschiedlichen Bracketgruppen sich in ihrer Verbundfestigkeit signifikant von der Kontrollgruppe unterscheiden, wurde der Scheffe-Test durchgeführt. Die Scheffe-Prozedur führt gemeinsame paarweise Vergleiche gleichzeitig für alle möglichen paarweisen Kombinationen der Mittelwerte durch. Es verwendet die F-Stichprobenverteilung. Dieser Test kann verwendet werden, um nicht nur paarweise Vergleiche durchzuführen, sondern alle möglichen linearen Kombinationen von Gruppenmittelwerten zu untersuchen.

## **4 Ergebnisse der Abscherversuche**

### **4.1 Scherfestigkeiten der einzelnen Versuchsgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe**

In allen Versuchen wurden die Proben zu 100 % erfasst (Rohdaten im Anhang). Die Ergebnisse der Scherfestigkeitswerte der sechs Versuchsgruppen sind tabellarisch in Newton [N] und in N/ mm<sup>2</sup> [Mpa] im Anhang (Tab. 3) zusammengefasst. Die Scherfestigkeitswerte der einzelnen Proben sind ebenfalls im Anhang (Rohdaten) aufgeführt. Die weitere graphische Darstellung der Abscherwerte erfolgt in den Abb. 23 bis 28 als Box-Whisker-Plots und zeigt auf, welche Gruppe mit der Kontrollgruppe verglichen wurde. Im Vergleich der 6 Gruppen zeigen zwei Gruppen einen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Haftfestigkeit. Einen Überblick aller Versuchsgruppen zeigt Abb. 29.

### Scherfestigkeiten der Kontrollgruppe (Victory Series)

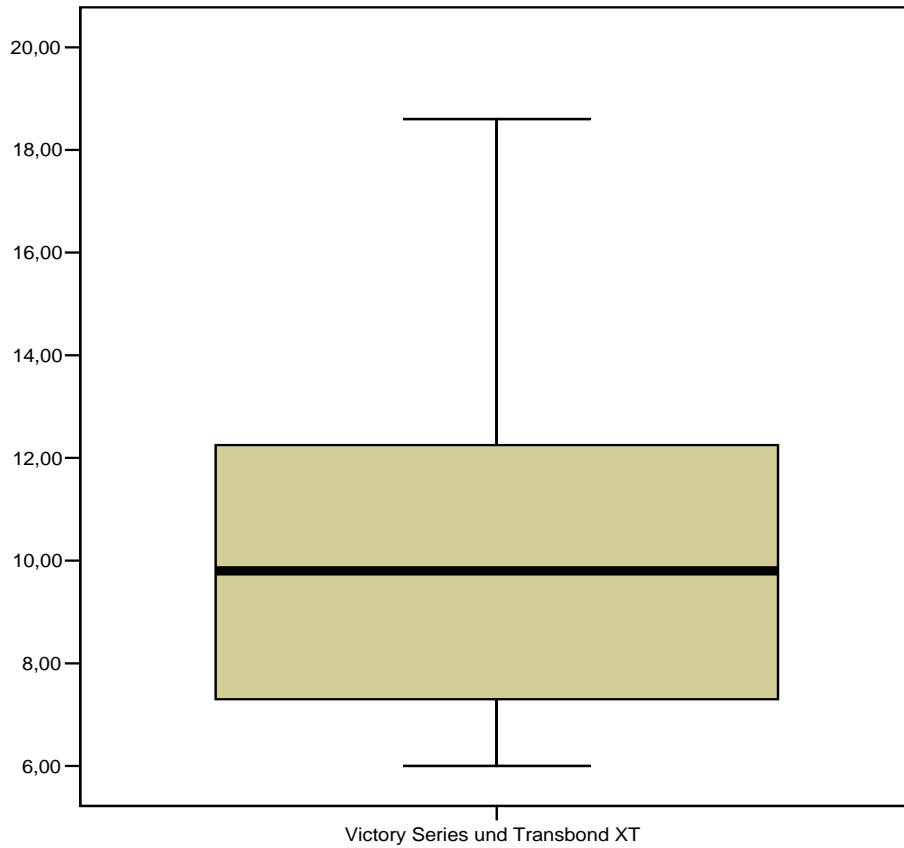


Abb. 23:

Die mediane Haftfestigkeit betrug für die als Kontrollgruppe verwendeten Brackets 9,8 MPa (25 %-Perzentile:7,2 MPa; 75 %-Perzentile:12,37 MPa; Minimum: 6 MPa; Maximum: 18,6 MPa.)

### Vergleich der Scherfestigkeitswerte der Kontrollgruppe und der Gruppe 1 (Victory Series und Aspire)

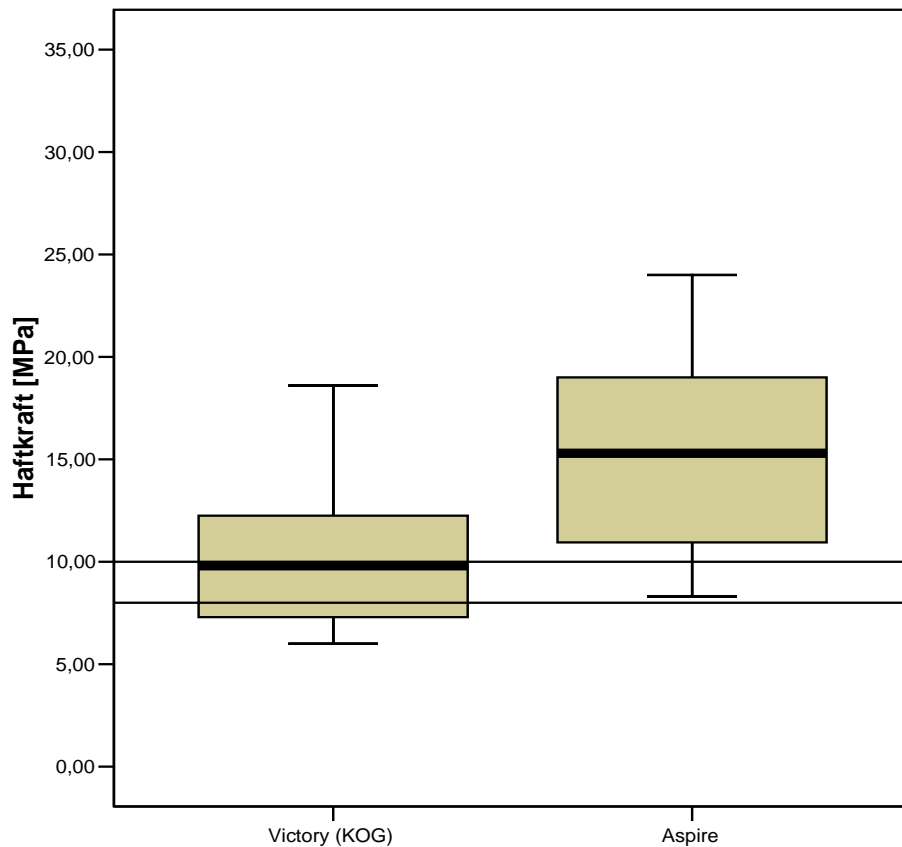


Abb. 24:

Der Medianwert des Bracket-Adhäsivsystems Aspire und Kurasper F war für die getesteten Keramikbrackets mit 15,3 MPa etwas höher (25 %-Perzentile: 10,83 MPa; 75 %-Perzentile: 19,3 MPa; Minimum: 8,3 MPa; Maximum: 24 Mpa) als für die Kontrollgruppe der Metallbrackets. Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (Scheffe-Test:  $p > 0,05$ ).

### Vergleich der Scherfestigkeitswerte der Kontrollgruppe und der Gruppe 2 ( Victory Series und Clarity)

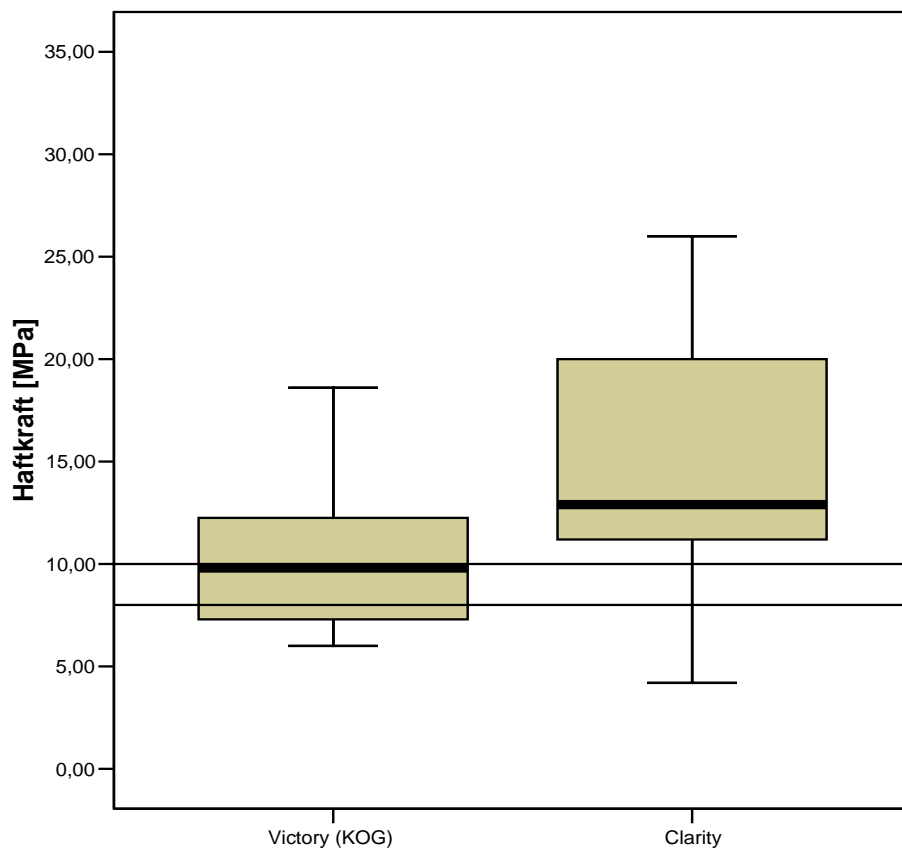


Abb. 25:

Der Medianwert des Bracket-Adhäsivsystems Clarity und Transbond XT war für die getesteten Keramikbrackets mit 12,9 etwas höher (25 %-Perzentile: 11,05 MPa; 75 %-Perzentile: 20,35 MPa; Minimum: 4,2MPa; Maximum: 26 Mpa) als für die Kontrollgruppe der Metallbrackets. Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (Scheffe-Test:  $p > 0,05$ ).



### Vergleich der Scherfestigkeitswerte der Kontrollgruppe und der Gruppe 3 ( Victory Series und Fascination2)

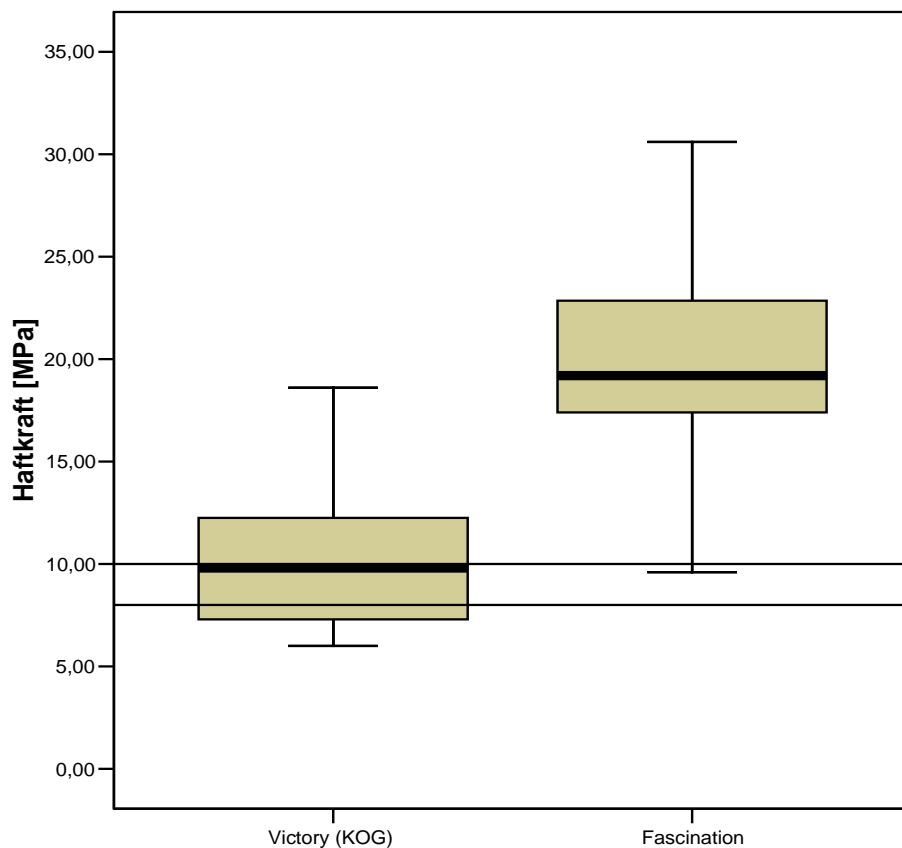


Abb. 26:

Der Medianwert des Bracket-Adhäsivsystems Fascination2 und Contec LC war für die getesteten Keramikbrackets mit 19,2 MPa deutlich höher (25 %-Perzentile: 17,35 MPa; 75 %-Perzentile: 22,92 MPa; Minimum: 9,6 MPa; Maximum: 30,6 Mpa) als für die Kontrollgruppe der Metallbrackets. Der Unterschied war statistisch signifikant (Scheffe-Test:  $p < 0,05$ ).

### Vergleich der Scherfestigkeitswerte der Kontrollgruppe und der Gruppe 4 (Victory Series und Inspire Ice)

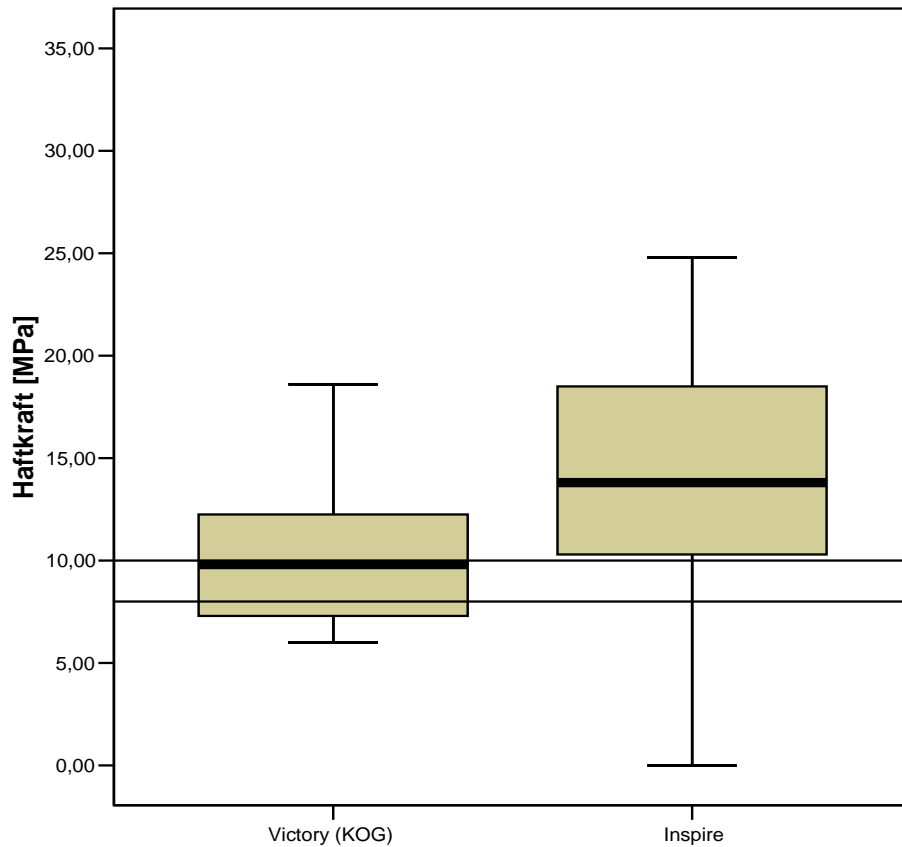


Abb. 27:

Der Medianwert des Bracket-Adhäsivsystems Inspire und Blugloo war für die getesteten Keramikbrackets mit 13,8 MPa etwas höher (25 %-Perzentile: 10,15 MPa; 75 %-Perzentile: 18,6 MPa; Minimum: 0 MPa; Maximum: 24,8 Mpa) als für die Kontrollgruppe der Metallbrackets. Der Unterschied war statistisch nicht signifikant (Scheffe-Test:  $p > 0,05$ ).

### Vergleich der Scherfestigkeitswerte der Kontrollgruppe und der Gruppe 5 ( Victory Series und Opal )

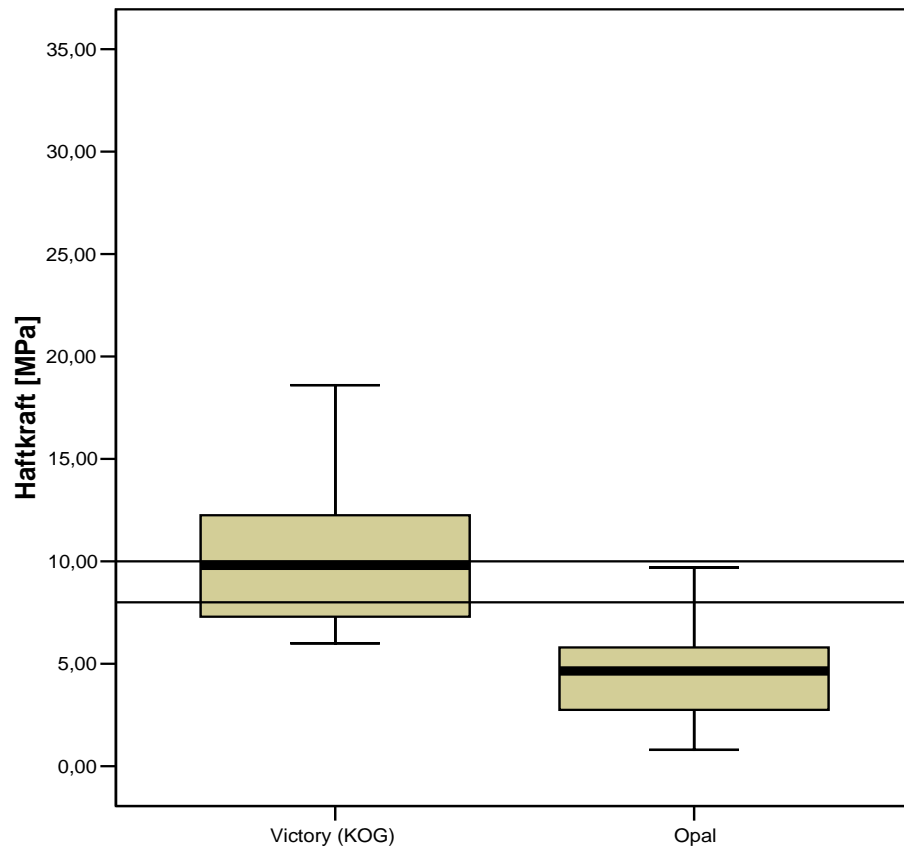


Abb. 28:

Der Medianwert des Bracket-Adhäsivsystems Opal mit Opal Prime und Bond war für die getesteten Kunststoffbrackets mit 4,65 deutlich niedriger (25 %-Perzentile: 2,72 MPa; 75 %-Perzentile: 6,0 MPa; Minimum: 0,8 MPa; Maximum: 9,7 Mpa) als für die Kontrollgruppe der Metallbrackets. Der Unterschied war statistisch signifikant (Scheffe-Test:  $p < 0,05$ ).

## Scherfestigkeitswerte aller Versuchsgruppen im Überblick

Um die unterschiedlichen Resultate der einzelnen Versuchsreihen besser vergleichen zu können, wurden die Box-Plots der 6 Serien in einer synoptischen Darstellung noch einmal zusammengestellt.

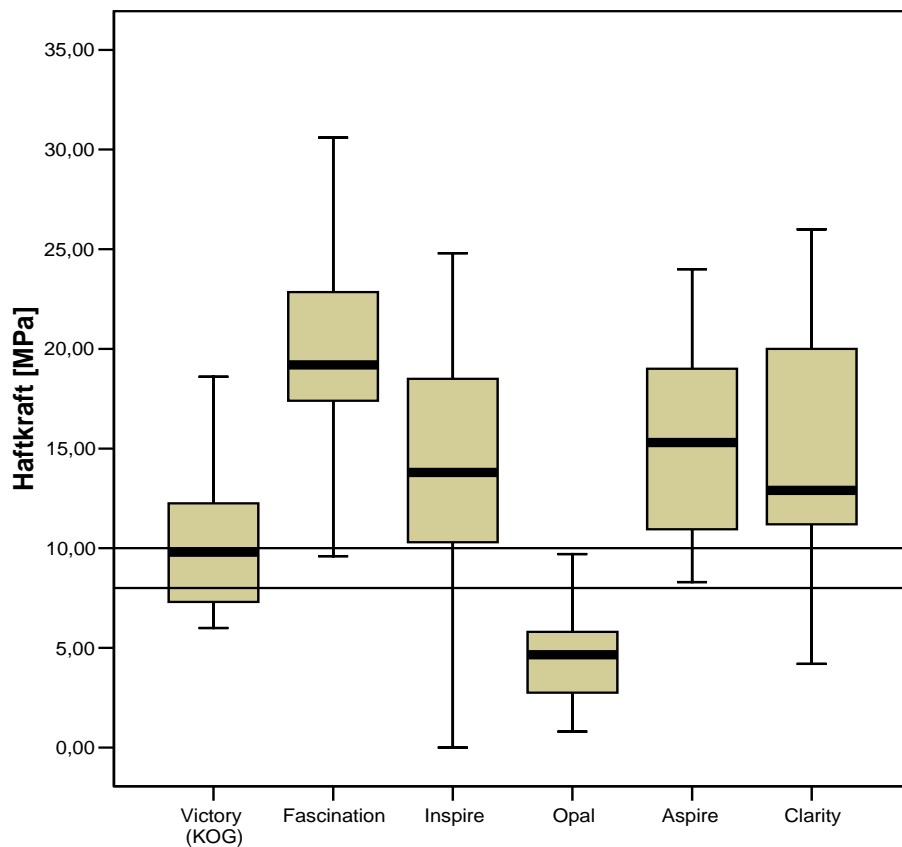


Abb. 29 zeigt die Haftkräfte aller Versuchsgruppen im Überblick

Während die registrierten Werte für die Keramikbrackets Clarity, Inspire und Aspire etwas höher als die der als Kontrollgruppe verwendeten Metallbrackets lagen, ohne dass die Unterschiede statistisch signifikant waren, wichen 2 Brackets (Fascination2 und Opal- Kunststoffbracket) von den Werten der Kontrollgruppe deutlich ab.

## 4.2 Makroskopische Bewertung der Bruchfläche

	KOG	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5
Schmelzdefekte	0	0	0	6	0	0

Tab. 1 zeigt, dass in der Gruppe 3 (Fascination2 und Contec LC) ca. ein Drittel der Zähne nach dem Debonding Schmelzdefekte aufwiesen. Das Fascination2 Bracket verfügt als einziges Bracket über eine chemische Retentionsbasis. Nach erfolgtem Abscherversuch lag die Bruchfläche zwischen Schmelz und Adhäsiv, d. h. die Verbindung Adhäsiv zu Bracket war stärker als die Verbindung Zahn zu Adhäsiv. Alle übrigen Gruppen verfügten über mechanische Retentionsbasen und zeigten keine Schmelzdefekte, da die Bruchfläche zwischen Bracket und Adhäsiv lag.

### 4.3 Ergebnisse der Varianzanalyse ( ANOVA)

Die auf den Seiten 46 bis 53 dargestellten Ergebnisse und deren statistische Auswertung stimmen mit der hier nachfolgend aufgeführten Varianzanalyse überein. Das Ergebnis der Varianzanalyse zeigt, dass die Nullhypothese auf dem Signifikanzniveau von 0,05 zurückgewiesen werden muss. Dieses Ergebnis bedeutet, dass es Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchsgruppen gibt und sich die mittlere Haftfestigkeit von mindestens zwei Gruppen signifikant unterscheiden. Das Ergebnis des Post-Hoc-Test (Scheffe-Prozedur) ist im Anhang (8.4) zusammengefasst wiedergegeben. Im Vergleich zur Kontrollgruppe zeigten die Bracket-Adhäsivsysteme Aspire und Kurasper F, Inspire und Blugloo, Clarity und Transbond XT eine nicht signifikant höhere Haftfestigkeit ( $p > 0,05$ ). Dabei kamen das Bracket-Adhäsivsystem Clarity und Transbond XT sowie Inspire und Blugloo den Werten der Kontrollgruppe nicht signifikant am nächsten ( $p > 0,05$ ). Das Opal Bracket-Adhäsivsystem unterscheidet sich zu der Kontrollgruppe und allen anderen Gruppen signifikant ( $p < 0,05$ ) mit der geringsten Haftfestigkeit. Das Bracket-Adhäsivsystem Fascination2 und Kurasper F unterscheidet sich zu der Kontrollgruppe signifikant ( $p < 0,05$ ) mit der höchsten Haftfestigkeit.

Tab.2: Mehrfachvergleiche ( Signifikanzniveau = 0,05)

	KOG	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5
KOG		0,73	0,166	0,00*	0,353	0,025*
Gruppe 1			1,0	0,176	0,981	0,0*
Gruppe 2				0,079	0,999	0,0*
Gruppe 3					0,026*	0,0*
Gruppe 4						0,0*
Gruppe 5						

Beim Vergleich der Gruppen untereinander ist ein signifikanter Unterschied zwischen Gruppe 3 und Gruppe 5 zu erkennen. Die Gruppe 5 mit dem Opal-Bracket-

Adhäsivsystem besitzt signifikant geringere und die Gruppe 3 mit Fascination2-Bracket-Adhäsivsystem besitzt signifikant höhere Haftfestigkeitswerte. Gruppe 4 und Gruppe 3 unterscheiden sich auch signifikant in ihrer Haftkraft voneinander. Signifikante Werte wurden mit einem (\*) versehen.

## 5 Diskussion

### 5.1 Untersuchungsmaterial

Zur Untersuchung der Haftfestigkeit von Adhäsivsystemen und Brackets werden häufig Rinderzähne [46, 59, 93, 97, 100, 136, 138] humane Oberkieferincisivi [68], humane Prämolaren [86, 134] oder humane Molaren [9, 10, 12, 31, 33, 39, 41, 96] eingesetzt. Um die eigenen Resultate mit denen anderer Autoren vergleichen zu können, sollte zuerst abgeklärt werden, inwieweit die Durchführung der Haftfestigkeitsuntersuchungen unter Verwendung von Rinderzähnen oder anderen humanen Zähnen andere Ergebnisse erwarten lassen. NAKAMICHI et al. (1983) konnten bei vergleichenden Haftfestigkeitsuntersuchungen zur Befestigung von Kunststoffadhäsiven an Rinder- sowie humanem Zahnschmelz keinen signifikanten Unterschied feststellen. Elektronenmikroskopische Untersuchungen von Rinder- und menschlichen Zahnschmelz zeigten keinen bedeutenden Unterschied. Rinderzahnschmelz erschien etwas rauer. Rinderzähne sind für Abscherversuche eine geeignete Alternative zu menschlichen Zähnen [97]. HOBSON et al. (2001) untersuchten in ihrer Studie die Auswirkung der Nutzung verschiedener humaner Zähne in Bezug auf die Haftfestigkeit. Ihre Untersuchungen zeigten, dass die Haftfestigkeitswerte bei Verwendung eines Bracket- und Adhäsivsystems vom Zahntyp abhängig ist. Die höchsten Haftwerte wurden dabei von den Molaren erreicht. Um aussagekräftige Vergleiche durchführen zu können, wird daher empfohlen, denselben Zahntyp zu verwenden.

Wie auch in anderen Studien kamen auch in dieser Studie dritte, vorzugsweise chirurgisch schonend germektomierte humane Molaren zum Einsatz, die einerseits leicht zu beschaffen sind, da sie häufig aus kieferorthopädischen Gründen entfernt werden müssen; andererseits garantiert diese Vorgehensweise eine hohe Quote an kariesfreien Zähnen mit unverletzter Schmelzstruktur, was die Voraussetzung zum Einschluss in die Untersuchung darstellte. In dieser Untersuchung wurden die Weisheitszähne, wie in vielen anderen Studien, in 0.5 % Chloramin T-



Lösung aufbewahrt [66, 80, 96, 102, 148]. Für die Lagerung der Zähne im Zeitraum zwischen dem Bekleben mit Brackets bis zur Durchführung der Messungen findet sich bei LOPEZ (1980) kein Hinweis auf eine mögliche Beeinflussung der Haftfestigkeit, während CHAMDA et al. (1996) eine Zunahme der Retention mit der Zeit belegte. In dieser Untersuchung wurden die Prüfkörper für 24 Stunden vor Bekleben bei 37 Grad Celsius in Wasser [21, 104] aufbewahrt. Sowohl die Angaben für den Zeitraum von 24 Stunden [23, 66, 67, 73, 80] als auch für die Temperatur von 37 Grad Celsius [15, 66, 67, 143, 148, 150] fanden sich bei diversen anderen Autoren.

Alle von den Herstellern zur Verfügung gestellten Brackets waren Brackets für die mittleren oberen Schneidezähne mit einer Slotgröße von 0.22 inch. KAPUR et al. (2004) und GIBB und KATONA (2006) führten ebenfalls ihre Abscherversuche mit 0.22 Slots durch. Alle Brackets haben eine Basisfläche größer als 6,82 mm<sup>2</sup>. Nach Untersuchungen von MCCOLL et al. (1998) besitzt eine Bracketbasisfläche von 6,82 mm<sup>2</sup> ausreichend Retention für orthodontische Brackets, während bei Basisflächen unterhalb von 6,82 mm<sup>2</sup> höhere Verlustraten festgestellt werden konnten. Bei Bracketbasisflächen mit bis zu 12,35 mm<sup>2</sup> Klebefläche konnte kein signifikanter Einfluss auf die Haftfestigkeit nachgewiesen werden. Einen wesentlichen Einfluss auf Haftfestigkeit des Bracket-Adhäsiv-Schmelzsystems stellt die Retentionsform der Bracketbasis dar [121]. SHARMA-SAYAL et al. (2003) untersuchten sechs verschiedene Metallbrackets mit unterschiedlicher gestalteter mechanischer Retentionsbasis auf ihre Haftfestigkeit. Getestet wurden die Brackets Speed (Mikrogeätzte Netzbasis mit 60 Maschen/ Strite Industries, Kanada), Time (Mikrogeätzte Netzbasis mit mechanischen Unterschnitten/ American Orthodontics, USA), American Master Series (Mikrogeätzte Netzbasis bestehend aus 80 Maschen/ American Orthodontics, USA), Ovation Roth (doppelte Netzbasis bestehend aus 80 und 150 Maschen/ GAC, USA), Orthos Optimesh XRT (Mikrogeätzte Netzbasis bestehend aus 100 Maschen/ Ormco, USA) und Ni-free (Mikrogeätzte Netzbasis bestehend aus 100 Maschen/ World Class Technology, USA). Alle Brackets wurden mit Transbond XT-Adhäsivsystem auf Rinderzähnen geklebt, einheitlich ausgerichtet und an der Universalmaschine Instron (Danville, USA) abgeschert. Dabei

erzielte das Speed-Bracket mit der kleinsten Basisfläche (7,44 mm<sup>2</sup>) und den wenigsten Maschen in der Netzbasis die höchsten Haftwerte. Das Time-Bracket mit der Basis aus mechanischen Unterschnitten erzielte die zweithöchsten Ergebnisse. Das Ovation Roth-Bracket mit der doppelten Netzbasis und einer Bracketbasisfläche von 13,86 mm<sup>2</sup> erzielte die zweitniedrigsten Haftwerte. WILLEMS et al. (1995) führten ähnliche Versuche durch. In ihren Untersuchungen verglichen sie die Haftfestigkeit von 17 verschiedenen Bracketssystemen mit unterschiedlichen Basen miteinander. Als Kleber wurde das selbsthärtende Adhäsivsystem Concise verwendet. Leider wurde die Beschaffenheit der Bracketbasen nicht näher beschrieben. Mit ihren Untersuchungen belegten sie, dass die Beschaffenheit der Bracketbasis dessen adhäsive Kapazität bestimmt. FERNANDEZ und CANUT (1999) kamen bei ihren Untersuchungen zum selben Schluss wie die beiden erstgenannten Autoren.

Das Metallbracket Victory Series der Firma 3M Unitek mit einer Netzfolienbasis zur mechanischen Retention wurde ebenfalls für diese Studie, wie es auch in anderen Studien der Fall war, verwendet [14, 31, 54, 120].

In der vorliegenden Studie wurden Opal-Kunststoffbrackets der Firma Ultradent mit einer strukturierten Basis zur mechanischen Retention verwendet. Die Opal-Basisfläche beträgt 21,44 mm<sup>2</sup>. Die Opal Kunststoffbrackets werden nach dem Spritzgussverfahren im Einstück-Design aus einem weiterentwickelten polykristallinen Polymer hergestellt. Die nähere Zusammensetzung ist nicht bekannt. Die Bracketbasis ist strukturiert aufgeraut, um einen mechanischen Verbund zum Kleber herzustellen. Die Bracketbasisoberfläche ist nicht zusätzlich sandgestrahlt. Unterstützend zur makro- und mikromechanischen Retention wird ein Primer (Opal Prime) auf die Bracketbasis aufgetragen und somit ein chemischer Verbund zum Adhäsiv (Opal Bond) angestrebt [32, 35]. In der vorliegenden Studie wurden die mittleren Oberkieferzahnbrackets auf die chirurgisch extrahierten humanen Weisheitszähne adhäsiv befestigt. Zu diesen Brackets gibt es noch keine Studien. Die Keramikbrackets Inspire, Clarity, mit der mechanischen Retentionsbasis wurden ebenfalls, wie es auch in anderen Studien der Fall war, verwendet [86, 134]. Zum Aspire sowie den Keramikbrackets Fascination2 mit chemischer Retentionsbasis gab es keine Literatur.

## Adhäsivsysteme

Für alle Versuchsgruppen wurde jeweils der empfohlene Kleber der Hersteller verwendet.

- Victory series und Transbond XT
- Opal- Kunststoffbrackets und Opal Prime und Opal Bond
- Fascination2 und Contec LC
- Clarity und Transbond XT
- Inspire und Blugloo
- Aspire und Kurasper F

Zum Bekleben der Brackets wurden in dieser Studie ausschließlich die vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme verwendet. Das ist insofern sinnvoll, weil der Kliniker seine orthodontischen Attachments und das dazugehörige System, welches auf die Brackets abgestimmt wurde, bei demselben Hersteller erwirbt. Hinzu kommt, dass Firmen Brackets und Adhäsiv als System entwickeln und diese dem Anwender empfehlen. Bei Nichtverwendung der empfohlenen Adhäsivsysteme entstehen zwangsläufig veränderte Haftwerte. Zwar wäre die Verwendung eines Adhäsivsystems für die Vergleichbarkeit der Bracketsysteme von Vorteil, aber klinisch ist diese Vorgehensweise unrealistisch.

Primer und Adhäsiv ermöglichen einen chemischen Verbund von Schmelz-Adhäsiv und Bracket [119]. Bestehende Studien zur Haftfestigkeit von Einkomponenten-Adhäsiven in Verbindung mit einem Primer bestätigten durchweg erhöhte Haftfestigkeitswerte gegenüber den herkömmlichen Adhäsiv-Kunststoffbracketsystemen [1, 35]. Demgegenüber zeigte sich, dass Diacrylatkleber ohne Primer nicht an das Kunststoffbracket polymerisierten und so eine chemische Verbindung zwischen Bracket und Adhäsiv nicht zustande kam. CROW (1995) und FERNANDEZ und CANUT (1999) bestätigten den fehlenden Verbund zwischen Kunststoffbrackets und Adhäsiv ohne die Anwendung eines Primers. Alle in dieser Studie verwendeten Adhäsivsysteme gehörten zu der Gruppe der lighthärtenden Adhäsive auf der Basis von Bis-GMA. Es gibt zahlreiche Untersu-

chungen, in der anstatt eines lichthärtenden Adhäsivsystems ein selbsthärtendes Adhäsivsystem verwendet wurde. Um die Ergebnisse anderer Publikationen mit dieser Studie vergleichen zu können wird nachfolgend kurz auf Publikationen eingegangen, die lichthärtende und selbsthärtende Adhäsivsysteme in Bezug auf ihre Haftfestigkeit untersuchten. In Untersuchungen von NKENKE et al. (1997) erzielten die selbsthärtenden Adhäsivsysteme höhere Haftfestigkeitswerte als die lichthärtenden Adhäsivsysteme. Diese Studie wurde bereits ausführlich im Kapitel 2.5 dargestellt.

Ähnliche Ergebnisse erzielten auch CACCIAFESTA et al. (1998). Sie beklebten ein chemisch retentives Keramikbracket und ein mechanisch retentives Keramikbracket mit dem selbsthärtenden Adhäsivsystem Concise. Die Haftwerte für das silanisierte Fascination-Bracket (Dentaurum, Pforzheim, Germany) betragen 29,27 MPa und 14,88 MPa für das mechanisch retentive Bracket (Transcend 6000/ 3M Unitek). Es kam zu mehrfachen Schmelzschädigungen beim chemisch retentiven Keramikbracket. Anschließend wurden die beiden Brackettypen mit einem lichthärtenden Kunststoff (Photac Bond/ Espe Germany) beklebt. Die erzielten Haftwerte betragen 16,27 MPa für das Fascination-Bracket und 13,86 MPa für das mechanisch retentive Transcend-Bracket. Ein möglicher Grund für die erhöhten Haftwerte könnte in der Anwendung des selbsthärtenden Adhäsivsystems Concise liegen.

In der vorliegenden Studie wurden die Adhäsivsysteme in Verbindung mit einem vom Hersteller mitgelieferten Haftvermittler (Primer) auf der Basis von Bis-GMA angewendet. Der Zahnschmelz wurde zuerst mit Bimsstein für 60 Sekunden gereinigt, mit ölfreiem Wasser gespült und anschließend nach der Herstelleranweisung mit 35 % Orthophosphorsäure für die vom Hersteller empfohlene Einwirkzeit angeätzt. Die Applikation des Primers erfolgte dünn auf der konditionierten Schmelzoberfläche sowie auf die Bracketbasis, wenn der Hersteller dies empfahl. Der Klebevorgang wurde standardisiert und von einer Person durchgeführt, um gleichmäßige Ergebnisse zu erzielen.

## 5.2 Versuchsdurchführung

Ziel der Abscherversuche war es einerseits, ein neuartiges Kunststoffbracket (Opal/ Ultradent) aus glasfaserverstärktem Kunststoff auf seine Haftfestigkeit auf humanen Weisheitszähnen mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem zu prüfen und andererseits die gewonnenen Daten mit anderen Keramikbrackets und einem weit verbreiteten Standardmetallbracket durch eigene Abscherversuche zu vergleichen. Die vorliegende experimentelle Untersuchung wurde an humanen Weisheitszähnen durchgeführt. Zahlreiche Autoren verwendeten, wie bereits in Kapitel 5.1.1 ausführlich beschrieben, humane Molaren in ihren Untersuchungen. In der Literatur wird immer geschrieben, die zu beklebenden Zahnflächen sollten möglichst plan [50, 87] und kariesfrei [135] sein. Keine einzige Studie ging dabei auf den möglichen Einfluss des Krümmungsradius der Zähne auf die Haftfestigkeit ein. In dieser Untersuchung wurde zum ersten Mal versucht, annähernd gleiche Versuchsbedingungen für alle Bracket-Adhäsivsysteme zu schaffen. Da die bukkalen Flächen der Zähne anatomisch unterschiedlich stark gekrümmt sein können, ist ein morphologisch bedingter Einfluss auf die retentive Wirkung nicht auszuschließen, was zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen würde. Um eine optimale Anpassung der Bracketbasis zu gewährleisten und unterschiedliche Schichtdicken sowie unvollständiges Aushärten von Adhäsiv zu vermeiden [119, 75], wurden im Vorfeld nur Weisheitszähne verwendet, die eine intakte Schmelzoberfläche und einen Krümmungsradius größer als 12,5 mm aufwiesen. Dabei wurde die Radiusgrenze willkürlich bei 12,5 mm gesetzt. Bei einem zu stark gekrümmten Zahn müsste die Krümmung durch das Adhäsiv ausgeglichen werden. Dies würde, wie bereits oben erwähnt, zu unterschiedlichen Schichtdicken, keiner optimalen Anpassung der Bracketbasis sowie unvollständigem Aushärten des Adhäsivs führen. Der Krümmungsradius der Weisheitszähne wurde mit einer selbst hergestellten Schablone kontrolliert (Abb. 19). Zähne, die somit stark gekrümmt waren, wurden im Vorfeld aussortiert. Die Unversehrtheit der Weisheitszähne wurde dabei mikroskopisch überprüft. Nur Zähne, deren Krümmungsradius größer oder gleich 12,5mm waren, wurden in die Studie einbezogen. Dieses Vorgehen gewährleistet eine annähernd gleiche klinische Ausgangssituation für die

Abscherversuche. Die in dieser Versuchsreihe hergestellte Anzahl von 20 Proben pro Gruppe ist kompatibel mit anderen Haftfestigkeitsuntersuchungen mit 20-30 Proben [11, 53, 57, 95]. Auch kleinere Versuchsreihen von 10 bis 12 Proben wurden schon in der Literatur beschrieben [1, 71, 93, 138]. Demgegenüber ermöglicht eine größere Anzahl von Proben, wie bei unseren Untersuchungen, eine statistische Auswertung und einen präziseren Vergleich der ermittelten Werte. Die mechanisch durchgeführte Reinigung des Zahnschmelzes mit Bimsstein vor dem Ätzen und anschließendem Abspülen mit Wasser hat nach [51, 84] keine Auswirkung auf den Schmelz-Adhäsiv-Haftverbund von Bis-GMA Adhäsiven. Heute wird zumeist eine 30-50 % Phosphorsäurelösung verwendet, flüssig oder in gelförmigen Zustand [36]. Bei anderen Konzentrationen ändern sich die Mikromorphologie und die Lösungskinetik des Schmelzes [6, 36]. In der vorliegenden Studie wurde zur Schmelzkonditionierung 35 % Phosphorsäure verwendet, wie es auch in anderen Studien der Fall war [9, 13, 50]. Die Reduktion der Ätzzeit von 60 auf 30 Sekunden hat keinen signifikanten Einfluss auf die Haftfestigkeit orthodontischer Attachments oder die Schmelz-Ätz-Qualität [52, 116]. In dieser Untersuchung wurde das Ätzgel für die vom Hersteller empfohlene Einwirkzeit auf den Zahnschmelz belassen und erst danach für 60 Sekunden mit ölfreiem Wasser abgespült. Die Einhaltung der Einwirkzeit wurde mit einer Stoppuhr überprüft. Das Primer-Adhäsivsystem wurde zügig nach Herstellerangaben auf den angeätzten Zahnschmelz aufgetragen. Anschließend wurde die Bracketbasis optimal an die Zahnschmelzoberfläche angedrückt, um einen großflächigen Kontakt der Bracketbasis zum Zahnschmelz herzustellen. Die Schichtdicke des Adhäsivs konnte somit so gering wie möglich gehalten werden. ODEGAARD und SEGNER (1988) und JOST-BRINKMANN et al. (1992) befanden dies als vorteilhaft, da aus der geringeren Polymerisationsschrumpfung und vollständigeren Aushärtung des Adhäsives eine höhere Belastbarkeit des Bracket-Schmelz-Verbundes resultiert.

Einen wesentlichen Einfluss auf die Haftfestigkeit des Zahnschmelz-Adhäsiv-Bracketsystem stellt die Polymerisationslampe dar. In der vorliegenden Untersuchung wurde eine Polymerisationslampe der Firma Espe (Elipar2) mit mindestens  $400\text{mW/cm}^2$ , wie es auch in anderen Untersuchungen der Fall war, verwendet [61, 115, 123]. Heute gibt es zahlreiche neue Polymerisationslampen, die leistungsfä-

higer sind und den Polymerisationsvorgang in einer kürzeren Zeit durchführen. Akzeptable Haftwerte wurden hier bei Metallbrackets erst ab einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden festgestellt [125], während SWANSON et al. (2004) 10 Sekunden für die geforderten klinischen Haftwerte ermittelten. Interessant wäre hier auch festzustellen, inwieweit die Polymerisationslampen im klinischen Einsatz an Lichtleistung verlieren. Dies könnte Ziel einer zukünftigen Studie sein.

Um zu gewährleisten, dass im Abscherversuch alle Brackets denselben Winkel zur Horizontalen einnahmen, kam zu diesem Zweck eine eigens konstruierte Einspannvorrichtung zum Einsatz, an deren offener Seite ein Edelstahl Draht angelötet war, an dem das Bracket eines jeden Zahnes einligiert wurde. Um die Kraft (N) zu registrieren, wurde eine Zwick Universal-Maschine, wie es auch in anderen Studien der Fall war [10, 14, 104], verwendet. Die in dieser Studie gewählte Kraftausübung mittels einer keilförmigen Spitze entspricht der Vorgehensweise einer Vielzahl anderer Autoren [14, 16, 23, 29, 38, 66, 80, 85, 94, 103, 105, 120, 121, 142, 148]. Die Abscherung erfolgte in okklusal-gingivaler Richtung, wie es auch in anderen Untersuchungen der Fall war [34, 54]. Zur Wahl der Vorschubgeschwindigkeit finden sich in der Literatur Werte von 0,1 mm/min [150], 0,2 mm/min [29, 107, 121], und 0,5 mm/min [67, 108], bis hin zu 2,5 mm/min [58] und 5 mm/min [14,16]. In dieser Studie wurde in Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen ein Vorschub von 1mm/min gewählt [23, 68, 80, 124, 148, 150].

Inwiefern die Wahl der Vorschubgeschwindigkeit einen Einfluss auf die experimentell ermittelte Haftfestigkeit des Adhäsivs hat, ist bislang nicht geklärt.

Die progressive Kraftsteigerung und die Art der Kraftanwendung bei Abscherversuchen sind nicht repräsentativ für die Kräfte, die unter klinischen Bedingungen existieren. Unter klinischen Bedingungen wirken die Zug-, Abscher- und Drehkräfte in unterschiedlichen Kombinationen auf die Brackets ein [17, 129, 78]. So werden z. B. Bedingungen in der oralen Umgebung durch Temperatur, Feuchtigkeit, pH-Wert und die Anwesenheit von Plaque beeinflusst und können deshalb in vivo nicht immer zu idealen Schmelz-Ätz-Konditionen oder optimal auftretenden orthodontischen Kräften führen. Es ist nicht möglich, alle diese Faktoren in standardisierten Untersuchungen mit einzubeziehen, dennoch können initiale Bewertungen

in Bezug auf das Verhalten von Adhäsiv und Bracket als Anhaltspunkte für weiterführende klinische Studien [46] genutzt werden. Einige Autoren vertreten die Ansicht, dass es nur mittels in-vitro-Untersuchungen möglich ist, Materialien mit geeigneten physikalischen Eigenschaften zu entwickeln. Versuche unter Laborbedingungen sind unerlässlich, woraus sich die für die Praxis wichtigen physikalischen und mechanischen Daten ablesen lassen.

### **5.3 Diskussion der Ergebnisse**

Zur Untersuchung der Haftfestigkeit wurden in dieser Studie, wie in einer Vielzahl anderer Untersuchungen [11, 14, 16, 23, 29, 36, 58, 66, 67, 73, 80, 88, 101, 107, 108, 109, 120, 148], Abscherversuche durchgeführt, da dies am ehesten den klinischen Verhältnissen entspricht. Auch wenn die Belastungen des Klebeverbundes zwischen Bracket und Zahnschmelz in der Mundhöhle vielfältig sind, stellt die okklusale Krafteinwirkung den häufigsten Grund für einen klinischen Bracketverlust dar [56, 142].

Nachfolgend soll der Versuch gemacht werden, die eigenen Ergebnisse mit denen der Literatur zu vergleichen. Dabei sei zu bemerken, dass die Gründe für die Unterschiede meist in unterschiedlichen Studiendesigns zu finden sind. Außerdem werden die Versuchsanordnungen mancher Studien teilweise nur unzureichend beschrieben oder zu viele Faktoren (Adhäsivsystem, Konditionierung, Brackettyp, Lagerung, Prüfungsmethode) nehmen Einfluss. Um einen objektiven Vergleich der getesteten Brackets und Adhäsivsysteme zu ermöglichen, wird von ELIADES und BRANTLEY (2000) sowie GIBB und KATONA (2006) eine Standardisierung der Untersuchungsprotokolle zur Durchführung der Haftfestigkeitsuntersuchungen gefordert.

In der Literatur werden Haftfestigkeitswerte für Bracketklebeverbindungen von REYNOLDS (1975) und DIEDRICH (2000) von 6-8 MPa bzw. 5-10 MPa als kli-



nisch ausreichend angesehen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie machen deutlich, dass unter Verwendung verschiedener Adhäsiv- und Bracketsysteme fünf von sechs Versuchsgruppen die minimal geforderten Haftfestigkeitswerte von 6 MPa erreichten. Einzig das Opal Kunststoffbracket erreicht dabei nicht die empfohlenen Haftfestigkeitswerte von 6-8 MPa bzw. 5-10 MPa, um den wirksamen orthodontischen Kräften im Front- und Seitenzahnbereich entgegenzuwirken.

Da ein direkter Vergleich unserer Untersuchungen mit der Literatur nur begrenzt möglich ist, haben wir unabhängig von der Literatur auch eigene Abscherversuche mit Metall- bzw. Keramikbrackets durchgeführt, um deren Haftfestigkeitswerte letztendlich miteinander vergleichen zu können [11]. Für eine präzise kontrollierte Zahnbewegung bleiben Metallbrackets bislang unübertroffen. Seit Jahren hat sich eine feinmaschige Netzunterlage bewährt [38]. Als Kontrollgruppe haben wir uns in dieser Studie für das Standardmetallbracket „Victory Series“ der Firma Unitek entschieden, da dieses Metallbracket weit verbreitet ist und die Basis über eine feinmaschige Netzunterlage verfügt. Das Victory Series Metallbracket mit der feinmaschigen Netzbasis zeigt sehr gute retentive Eigenschaften. Die Basis verfügt über große Freiräume, in der das Adhäsiv hineinfließen kann [31]. Der in der vorliegenden Abscheruntersuchung ermittelte mittlere Haftfestigkeitswert der Victory Series Metallbrackets liegt bei 10.2 MPa. Das Victory Series Metallbracket mit dem dazugehörigen System hatte die geringste Streuung. Jeder Einzelwert aus der Messreihe erreichte die von Reynolds geforderte Mindesthaftkraft von 6 MPa. Das Metallbracket mit der feinen Netzbasis stellt sowohl für Behandler als auch für Patienten eine schmelzschonende und kurze Behandlungsdauer sicher.

COZZA et al. (2006) befassten sich in ihrer Untersuchung mit der Haftfestigkeit von fünf verschiedenen Metallbrackets u. a. Victory Series (3M Unitek) und benutzten dabei, so wie wir, Transbond XT (3M Unitek) als Adhäsivsystem. Alle Brackets wurden auf Rinderinzisivi geklebt und an der Instron Universalmaschine (Instron Corp, USA) mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 6 mm/min abgeschert. Die durchschnittlich erzielten Haftwerte für die Metallbrackets betragen 14,78 MPa. Ein möglicher Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse könnte in der un-

terschiedlichen Prüfmethodik liegen. Die Prüfkörper wurden in dieser Studie nicht einheitlich ausgerichtet. So wäre es möglich, dass Zähne nicht parallel zur Kraft- richtung abgeschert wurden und hieraus die erhöhten Haftwerte resultieren.

WILLEMS et al. (1997) führten ebenfalls ähnliche Abscherversuche durch und erzielten nahezu identische Werte wie in unserer Studie. Die Haftfestigkeit des Metallbrackets Accu Arch MP (GAC) betrug 10,1 MPa. Das Keramikbracket Allure Accu Arch (GAC) erreichte 13,9 MPa und das Kunststoffbracket Cerama Flex (TP Orthodontics) 1,9 MPa.

POLAT et al. (2004) untersuchten ebenfalls das Victory Series Metallbracket (3M Unitek) mit Transbond XT nach Konditionierung mit 35 % Phosphorsäure an 20 humanen Prämolaren in der indirekten Klebetechnik und erzielten ähnliche Haftwerte wie wir (12,8 +/- 5,4 MPa).

BISHARA et al. (2006) testeten ebenfalls das Victory Series Metallbracket mit Transbond XT nach Konditionierung mit einer 35 % Phosphorsäure für 15 Sekunden und anschließenden Abscherversuchen an der Zwick Universalmaschine. Dabei lagen die mittleren Haftfestigkeiten ihrer Untersuchungen bei 5.9 +/- 4.2 MPa.

Auch HIRANI und SHERRIFF (2006) hatten ähnliche Ergebnisse wie BISHARA et al. (2006) erzielt (6.08 MPa). Die Ergebnisse der beiden letztgenannten Autoren weichen überraschend von unseren Ergebnissen ab. Wahrscheinlich spielt die Summe aller einzelnen Variablen die größte Rolle.

In den meisten Studien ist die Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets signifikant niedriger als die von Metallbrackets und Keramikbrackets. Sehr oft erreichen die Kunststoffbrackets Haftfestigkeitswerte von 3-6 MPa [1, 3, 17, 46, 59, 63, 138, 146]. Unsere Untersuchungen bestätigen diese Ergebnisse.

FERNANDEZ und CANUT (1999) Untersuchungen zur Haftfestigkeit von Metallbrackets und Kunststoffbrackets ergaben 13.21 MPa für das Metallbracket Mini

Standard Edgewise (American Orthodontics, USA) und 12.01 MPa für das Kunststoffbracket Spirit MB (Ormco, USA).

Die Untersuchungen von NKENKE et al. (1997) ergaben 8.04 MPa für das Metallbracket und 7.3 MPa für das Kunststoffbracket. Diese Untersuchungen wurden bereits ausführlich in Kapitel 2.5 dargestellt. Die Haftwerte weichen von unseren Ergebnissen und den Ergebnissen anderer Autoren ab. Ein möglicher Grund wäre die Verwendung des selbsthärtenden Adhäsivsystems Concise.

CROW et al. (1994) untersuchten die Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets und Keramikbrackets. Dabei erzielte das Kunststoffbracket eine Haftfestigkeit von 4-5 MPa und das Keramikbracket 16,81 MPa.

JIA-KUANG LIU et al. (2002) erhielten in ihren Untersuchungen für das Metallbracket 13,9 MPa und 4,38 MPa für das Kunststoffbracket. Sie stellten fest, dass die Haftfestigkeit davon abhängt, welches Adhäsivsystem mit welchem Brackettyp kombiniert wird.

AKIN NERGIZ et al. (1996) ermittelten bei ihren Abscherversuchen ähnlich niedrigere Haftwerte für Kunststoffbrackets. Sie untersuchten die Haftfestigkeit von 14 verschiedenen Adhäsiven an einem glasfaserverstärkten Kunststoffbracket (Ästhetik Line, Forestadent) und einem Metallbracket mit mechanischer Netzbasis Ultratrimm (Dentaurum, Ispringen). Dabei erreichten etwa die Hälfte aller Adhäsivsysteme nicht die geforderten 6 MPa Haftfestigkeit. Die restlichen Adhäsivsysteme hatten mittlere Haftfestigkeitswerte von 7,9 MPa bis 14,89 MPa. Hier wird nochmals deutlich, wie wichtig es ist, Bracket und Adhäsivsystem als eine Einheit zu betrachten und nur die vom Hersteller empfohlenen Bracket-Adhäsiv-Kombinationen zu verwenden. Die Untersuchungen ergaben etwa 9 MPa für das Metallbracket Ultratrimm (Dentaurum, Ispringen) und 3,63 MPa für das Kunststoffbracket Ästhetik Line (Forestadent, Pforzheim).

Ähnliche Ergebnisse zeigte auch die Untersuchung von JIA-KUANG et al. (2004). Sie untersuchten ein Kunststoffbracket und ein Metallbracket mit verschiedenen Klebern auf ihre Haftfestigkeit. Die mittlere Haftfestigkeit für das Metallbracket be-

trug 9,21 MPa. Unmittelbar nach Herstellung der Prüfkörper wurde die eine Gruppe der Kunststoffbrackets einem Abscherversuch unterzogen. Dabei wurden die geforderten Haftwerte von 6 MPa nicht erreicht. Dieses Ergebnis war wiederum vom Einsatz verschiedener Adhäsivsysteme abhängig. Studien von GUAN et al. (2000) und DE PULIDO und POWERS (1983) bestätigen, dass die Haftfestigkeit von Brackets von mehreren Faktoren, unter anderem von der Größe der Basisfläche, der Retentionsform der Basis, von dem angewendeten Adhäsivsystem, abhängig ist. Die mechanisch retentive Basisfläche des Opal- Kunststoffbrackets beträgt 21,14mm<sup>2</sup> und wurde mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem „Opal Prime and Bond“ nach Herstellerangaben beklebt. Das Opalbracket verfügt in dieser Untersuchung über die größte Basisfläche. Somit haben die Hersteller die maximale Fläche zur Verbesserung der Haftfestigkeit ausgeschöpft. Um klinisch akzeptable Haftwerte zu erreichen, müsste zukünftig ein verbessertes Adhäsivsystem entwickelt werden. Eine weitere Möglichkeit wäre noch die Veränderung des Basisdesigns ähnlich wie die Basis des Aspire Brackets. Eine Basis mit Unterschnitten würde die Haftwerte zusätzlich erhöhen.

Unsere Untersuchungen ergaben für das Keramikbracket-Adhäsivsystem Clarity (3M Unitek) und Transbond XT (3M Unitek), Inspire (Ormco) und Bluegloo (Ormco) eine mittlere Haftfestigkeit von 14,7 MPa. Die Keramikbrackets Inspire Ice (Ormco) und Clarity (3M Unitek) mit ihren dazugehörigen Adhäsivsystemen liegen alle mit ihrer mittleren Haftkraft über 10 Mpa. Auch jeder Einzelwert der Messreihen – bis auf eine Ausnahme - lagen über der geforderten Mindesthaftkraft von 6 MPa. Nach Debonding blieb der größte Teil des Klebers am Zahn haften. Das hat den Vorteil, dass es zu keinerlei Schmelzschädigungen kommt und den Nachteil, dass der Kleber erschwert vom Zahn entfernt werden kann.

Die Untersuchungen von CHUNG et al. (2002) ergaben ähnliche Werte für das Clarity Bracket (15,66 MPa). Es kam zu keinerlei Schmelzschädigungen. Nach Entfernung der Brackets blieb der größte Teil des Klebers auf dem Zahn.

JIA-KUANG LIU et al. (2005) untersuchten die Haftfestigkeit des Clarity und Inspi-

re Keramikbrackets im direkten Vergleich zu einem Metallbracket und erzielten 8,82 MPa für das Metallbracket und etwa 11,9 MPa für beide Keramikbrackets. Es kam zu keinerlei Schmelzschädigungen. Die Ergebnisse dieser Studie sind zwar niedriger als unsere Ergebnisse, jedoch ist die Differenz der Ergebnisse untereinander etwa gleich. Dies ist wiederum durch die nicht einheitliche Prüfmethode zu erklären.

Das Keramikbracket-Adhäsivsystem Aspire (Forestadent) und Kurasper F (Kuraray, Japan) erzielte eine mittlere Haftfestigkeit von 15,3 MPa. Schmelzläsionen waren auch hier unter dem Mikroskop nicht sichtbar. Zu diesem Brackettyp wurde keine Literatur gefunden.

Das chemisch retentive Keramikbracket Fascination2 (Dentaurum) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem Contec LC (Dentaurum) hatte mit 19,7 MPa die höchste mittlere Haftfestigkeit. Alle Einzelwerte dieses Brackettyps lagen über 6 MPa. Bei etwa einem Drittel der Versuchsproben waren Schmelzschädigungen zu beobachten. Dies liegt an der chemischen silanisierter Bracketbasis, wie es zahlreiche Autoren mit ihren folgenden Studien bestätigten.

Frühere Studien zeigten, dass Keramikbracket mit chemisch silanisierter Bracketbasis signifikant höhere Haftfestigkeiten aufwies als Metallbrackets. Die Haftwerte betragen zwischen 18,8 MPa und 28,3 MPa [62, 101]. Obwohl etliche Autoren versuchten, die Haftfestigkeit durch Anwendung verschiedener Adhäsivsysteme, veränderte Konzentration des Ätzzgels oder durch Verkürzung der Ätzzeiten zu reduzieren, wurde keine einheitliche Methode gefunden [21, 25, 63].

Als die zweite Generation der Keramikbrackets mit mechanisch retentiver Basis eingeführt wurde, nahmen die Haftfestigkeitswerte und Schmelzfrakturen im Vergleich zur ersten Generation mit chemisch silanisierter Basis signifikant ab [110]. Die dritte Generation der Keramikbrackets verfügt über eine Sollbruchstelle, die die enormen Haftwerte vermindert und dadurch schmelzschonender ist. Die mittlere Haftfestigkeit dieser Keramikbrackets liegt zwischen 10,4 und 15,66 MPa [5, 24, 30, 70]. In unserer Studie erreichten die zusammenklappbaren Keramikbrackets Aspire, Clarity und Inspire und das chemisch retentive Keramikbracket Fascination2 ähnliche Haftwerte wie in der aufgeführten Literatur.

Die Gruppe um ATSÜ (2006) erzielte für silanisierte Keramikbrackets eine Haftfestigkeit von 25,9 MPa, etwa 15,6 MPa für mechanisch retentive Keramikbrackets und 11,9 MPa für Metallbrackets. Diese Haftwerte stimmen mit unseren Untersuchungen überein.

Ähnliche Ergebnisse erzielten auch CACCIAFESTA et al. (1998). Sie beklebten ein chemisch retentives Keramikbracket und ein mechanisch retentives Keramikbracket mit dem Adhäsivsystem Concise. Die Haftwerte für das silanisierte Fascination-Bracket (Dentaurum, Pforzheim, Germany) betrugen 29,27 MPa und 14,88 MPa für das mechanisch retentive Bracket (Transcend 6000/ 3M Unitek). Es kam zu mehrfachen Schmelzschädigungen beim chemisch retentiven Keramikbracket. Anschließend wurden die beiden Brackettypen mit einem lichthärtenden Kunststoff (Photac Bond/ Espe Germany) beklebt. Die erzielten Haftwerte betrugen 16,27 MPa für das Fascination-Bracket und 13,86 MPa für das mechanisch retentive Transcend-Bracket. Ein möglicher Grund für die erhöhten Haftwerte von 29,27 MPa könnte in der Anwendung des selbsthärtenden Adhäsivsystems Concise liegen. Die Ergebnisse für das lichthärtende Adhäsivsystem Photac Bond sind zwar für beide Bracketssysteme niedriger als unsere Ergebnisse, jedoch ist die Differenz der Ergebnisse untereinander etwa gleich. Dies ist wiederum durch die nicht einheitliche Prüfmethodik zu erklären.

Die mittlere Haftfestigkeit der Keramikbrackets übersteigt die Werte, die als klinisch optimal betrachtet werden. Nicht immer liegen die Haftwerte der Keramikbrackets über die therapeutisch geforderten Haftwerte. So zeigen zum Beispiel Studien von NKENKE et al. (1997) und ARICI et al. (1997) dass Keramikbrackets durchaus auch niedrigere Haftwerte als Metallbrackets erzielen können. Der Grund für die abweichenden Ergebnisse liegt in der Versuchsdurchführung als kombinierter Abscher/Abzugsversuch.

BOWEN und RODRIGUEZ (1962) stellten in ihren Untersuchungen fest, dass die mittlere Haftfestigkeit von Schmelz zu Dentin 14,51 MPa beträgt. Demnach sollten die Haftwerte unter diesem Betrag liegen, um den Zahnschmelz nach Entfernung

der Brackets nicht zu schädigen. Studien von BISHARA und FEHR ergaben, dass bei Haftwerten unter 12,75 Mpa keine Gefahr für den Zahnschmelz besteht. Unsere Untersuchungen bestätigen die Studien dieser Autoren. Die Keramikbrackets und ihre vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme Clarity und Transbond XT (3M Unitek), Inspire und Bluegloo (Ormco) und Aspire (Forestadent) und Kurasper F (Kuraray, Japan) liegen mit ihren mittleren Haftwerten ganz knapp über denen von BOWEN und RODRIGUEZ (1962) ermittelten 14,51 MPa.

Zudem ist die Haftung in vivo von der Temperatur, Feuchtigkeit, dem PH-Wert und anderen Faktoren, die die Verbundfestigkeit reduzieren, abhängig. Dies könnte ein möglicher Grund dafür sein, dass bei in vitro Haftfestigkeitsuntersuchungen höhere Ergebnisse erzielt werden als in vivo. Pickett untersuchte in seiner Studie diesen Unterschied und stellte fest, dass die mittlere Haftfestigkeit in vivo signifikant geringer war als in vitro (5,47 zu 12,82 MPa). Somit liegen die Haftwerte für Clarity, Inspire und Aspire in vivo in dem von REYNOLDS (1975) und BOWEN und RODRIGUEZ (1962) geforderten klinisch akzeptablen Bereich.

Weiterhin sollte die auffällig große Streuung der Werte besonders bei Keramikbrackets kritisch betrachtet werden. Auch CAN und DROST (1997) beobachteten bei ihren Werten eine solch hohe Streuung. Ein möglicher Grund könnte in der unspezifischen Prüfmethodik liegen. Weitere Ursachen für die großen Standardabweichungen könnten sein: Lufteinschlüsse und ungleiche Schichtdicken des Adhäsivsystems.

Die mittlere Haftfestigkeit einer Klebeverbindung sagt jedoch nur bedingt etwas über die Zuverlässigkeit des Bracket-Adhäsivsystems aus. Vielmehr sollte jeder Einzelwert einer Versuchsreihe über 6 MPa liegen. Während in der vorgelegten Untersuchung die mittlere Haftfestigkeit - mit einer Ausnahme – immer über 10 MPa lag, erfüllte nicht jeder Einzelwert einer Versuchsreihe diese Forderung.

Die Literaturübersicht in Tabelle 1 fasst die Ergebnisse der bereits oben dargestellten Studien noch einmal tabellarisch zusammen.

Autoren	Jahr	Bracketart	durchschnittliche Haftfestigkeit [MPa]
SHARMA-SAYAL et al.	2003	Metallbracket	2.1 - 9.7
GIBB und KATONA	2006	Metallbracket	13.6 - 16.12
AKIN-NERGIZ et al.	1996	Metallbracket Kunststoffbracket	9 3.63
COZZA et al.	2006	Metallbracket	15.7-33
WILLEMS et al.	1997	Metallbracket Kunststoffbracket Keramikbracket	5.8-11.4 1.6 6.9-13.9
POLAT et al.	2004	Metallbracket	12.8
BISHARA et al.	2006	Metallbracket	5.9
HIRANI et al.	2006	Metallbracket	6.08
CROW et al.	1994	Kunststoffbracket Keramikbracket	4-5 16.81
JIA-KUANG LIU et al.	2002	Kunststoffbracket Metallbracket	4.38 13.9
GUAN et al.	2000	Kunststoffbracket Metallbracket	3-6 6-10
FERNANDEZ und CANUT	1999	Kunststoffbracket Metallbracket Keramikbracket	12.01** 13.21 8.88**
NKENKE et al.	1997	Kunststoffbracket Metallbracket Keramikbracket	7.3 8.04 6**
ARICI et al.	1997	Kunststoffbracket Metallbracket Keramikbracket	5.1 8.4 4.2**



CHUNG et al.	2002	Keramikbracket	15.66
JIA-KUANG LIU et al.	2005	Keramikbracket	11.9
BISHARA et al.	1999	Keramikbracket	7.6-10.4
ATSÜ et al.	2006	Keramikbracket	15.6
ATSÜ et al.	2006	Keramikbracket	25.9*
CACCIAFESTA et al.	1998	Keramikbracket	14.88
CACCIAFESTA et al.	1998	Keramikbracket	29.27*

Tab. 1: Die verschiedenen Untersuchungen zur Ermittlung der Haftfestigkeit von Metallbrackets zeigen eine große Varianz der Ergebnisse. Es sind sowohl Werte im unteren Bereich der geforderten Haftwerte erzielt worden als auch über den maximal zulässigen klinisch akzeptablen Haftwerten. Dennoch befindet sich die Mehrzahl der Studien im klinisch akzeptablen Bereich. In den meisten Untersuchungen zur Ermittlung der Haftfestigkeit von Kunststoffbrackets wurden unter Verwendung eines lichthärtenden Adhäsivsystems die mindest geforderten Haftwerte von 6 MPa nicht erreicht. Klinisch akzeptable Haftwerte wurden erst unter Verwendung eines chemisch selbsthärtenden Adhäsivsystems erreicht. Alle Untersuchungen zur Ermittlung der Scherfestigkeit von Keramikbrackets liegen über den klinisch ausreichenden Haftwerten. Dabei wurden für die Keramikbrackets mit mechanischer Retentionsbasis ähnliche Haftwerte wie in dieser Untersuchung erreicht. Die mit einem (\*) ausgezeichneten Studien zeigen Untersuchungen von Keramikbrackets mit chemisch silanisierter Bracketbasis. Unsere Untersuchungen bestätigen diese Ergebnisse. Die mit (\*\*) ausgezeichneten Studien zeigen Untersuchungen, bei denen die Haftwerte für Keramik- und Kunststoffbrackets ungewöhnlich niedrig bzw. hoch liegen. Diese Studien untersuchten die Haftwerte verschiedener Bracketsysteme in einer Kombination aus Abscher- und Abzugsversuchen. Deshalb unterscheiden sich diese Ergebnisse deutlich von allen anderen Ergebnissen.

#### 5.4 Schlussfolgerung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit sollte die Haftfestigkeit des Kunststoffbrackets Opal im Vergleich mit vier Keramikbrackets und einem Metallbracket untersucht werden. Während für die Keramik- und Metallbrackets bereits eine Reihe von Untersuchungsergebnisse früherer Arbeiten vorlagen, stehen Untersuchungswerte für das Opal- Kunststoffbracket bisher nicht zur Verfügung.

Die Haftfestigkeit des Opalbrackets scheint im Vergleich zu den in der Literatur geforderten Angaben für die sichere klinische Anwendung zu gering. Die mittlere Haftfestigkeit betrug bei unseren Versuchen nur 4.2 MPa. So erreichte das Opal Kunststoffbracket nur in 5 von 20 Versuchen die mindest geforderte Haftkraft 6 MPa, d. h. 75 % erreichten diese Grenzwerte nicht. Für den praktizierenden Kieferorthopäden stellt das Opal- Kunststoffbracket mit seinem dazugehörigen Adhäsivsystem nach diesen Resultaten keine ausreichend sichere Behandlungsmethode dar. Zwar sind bei diesen geringen Haftwerten keine Schmelzschädigungen zu erwarten, was als Vorteil für das Opal Bracket angesehen werden kann, jedoch steht demgegenüber als Nachteil für Patient und Behandler die erhöhte Behandlungsdauer und die zusätzlichen Kosten. Dieses Bracketsystem könnte zukünftig mit einem veränderten Adhäsivsystem und einer Retentionsbasis mit mechanischen Unterschnitten vermutlich bessere Haftfestigkeitswerte erzielen.

Die Haftkraft von dem chemisch retentiven Keramikbracket Fascination2 (Dentaurum) ist nach den vorliegenden Resultaten durch die zeitweise auftretenden Schmelzausrisse für ein sicheres Debonding als zu hoch zu bewerten. Die mittlere Haftfestigkeit beträgt 19,2 MPa. Bei etwa 33 % aller Prüfkörper kam es zu Schmelzschädigungen. Für den Behandler stellt dieses Keramikbracket-Adhäsivsystem zwar eine sichere Methode während der Behandlung dar, rechtfertigt aber nicht die am Patienten entstehenden Schmelzausrisse nach Entfernung der Brackets. Die chemische Retentionsform dieses Brackettyps gehört zu der ersten Generation der Keramikbrackets. Um die sehr hohen Haftkräfte zu senken, könnte zukünftig auf eine Silanisierung der Bracketbasis verzichtet und/ oder auf eine mechanisch retentive Basis verzichtet werden. Des Weiteren könnten durch eine Verminderung der Basisfläche und Veränderung der einzelnen Bestandteile

des Adhäsivsystems klinisch akzeptable Haftwerte erzielt werden.

Die Keramikbrackets der 3. Generation (Clarity, Inspire und Aspire) mit definierter Sollbruchstelle und ihre vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme zeigen ein gutes Verhältnis zwischen sicherer Entfernbarkeit und ausreichendem Haftverbund. Sicherlich könnten auch bei diesen Systemen die mittleren Haftwerte von 14,7 bzw. 15,3 MPa durch Verkleinerung der Basisfläche und Verkürzung der Ätzzeiten optimiert werden. Dies wäre auch im Interesse der Hersteller. Für die Korrektur von Zahnfehlstellungen sind die Keramikbrackets der 3. Generation (Clarity/ 3M Unitek, Inspire/ Dentaaurum, Aspire/ Forestadent) und ihre vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsysteme (Transbond XT/ 3M Unitek, Bluegloo/ Dentaaurum, Kurasper F/ Kuraray) eine Alternative zu den bisherigen Metallbrackets.

## 6 Zusammenfassung

Zahnfarbene, ästhetisch unauffällige Brackets bestehen meist aus Keramik oder Kunststoff. Besonders Keramikbrackets weisen durch den starken Haftverbund zum Zahn ein gewisses Risiko der Gefährdung von Zahnhartsubstanz beim De-bonding auf. Klinisch sollte eine Haftkraft von 5-10 MPa erreicht werden, damit die einwirkenden therapeutischen Kräfte nicht zum Verlust des Brackets führen.

Ziel der Studie war es, ein neuartiges selbstligierendes Bracket (Opal/Ultradent) aus glasfaserverstärktem Kunststoff auf die Haftfestigkeit und das Risikopotenzial beim Debonding zu testen und mit Keramik-Brackets und einem weit verbreiteten Standard-Metall-Bracket zu vergleichen.

Es wurden neben dem Opal-Bracket (Ultradent) vier Keramik-Brackets (Clarity/ 3M, Fascination2/ Dentaaurum, Aspire/ Forestadent, Inspire Ice/Ormco) und ein Metall-Bracket (Victory/ 3M) mit dem vom Hersteller empfohlenen Adhäsivsystem getestet. Die zur Untersuchung der Haftfestigkeit verwendeten 120 humanen Weisheitszähne wurden für 7 Tage in einer 0.5 % Chloramin T-Lösung und anschließend in Wasser gelagert und danach nochmals mikroskopisch auf Unversehrtheit des Zahnschmelzes überprüft. Mit einer Messschablone wurde der Krümmungsradius der bukkalen Flächen überprüft. Der Krümmungsradius der Zahnoberfläche durfte nicht kleiner als 12,5mm sein. Nach gründlicher Reinigung mit Bimsmehl wurden die Weisheitszähne auf sechs Gruppen mit jeweils 20 Brackets aufgeteilt. Die Brackets wurden mit dem vom Hersteller empfohlenem Adhäsiv-Primer-System nach Herstellerangaben auf die Schmelzoberfläche geklebt.

Alle Prüfkörper wurden mit einer Einbetthilfe in Palapress Vario (Heraeus Kulzer) eingebettet und anschließend in einer selbst hergestellten Justierhilfe einheitlich ausgerichtet. Nach einer Lagerungszeit von 24 Stunden in Wasser bei 37° C erfolgte die Abscherung der Prüfkörper nacheinander im rechten Winkel zur Bracketbasis mit der Zwick-Universalprüfmaschine (Ulm, Germany). Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1mm/min. Der Weg bis zum Abscheren und die dazu benötigte Kraft eines jeden Prüfkörpers wurden digital aufgezeichnet. Anhand der Flä-

che der Bracketbasis, der Abscherkraft und dem dazu benötigten Weg konnten die Haftfestigkeiten in MPa umgerechnet und miteinander verglichen werden. Der Gruppenvergleich erfolgte mit dem ANOVA und Scheffe-Test.

Die Zahnoberflächen wurden zusätzlich mikroskopisch auf Schmelzdefekte überprüft.

Das Metall-Bracket, das als Vergleichs- und Normierungsgröße diente, zeigte eine mittlere Haftfestigkeit von 10,2 MPa. Das Opal-Bracket wies mit 4,17 MPa die signifikant niedrigste durchschnittliche Haftkraft auf. Es erreichte nicht die klinisch ausreichende Haftkraft von 6 MPa. Die Keramik-Brackets erzielten mit 14,7 MPa (Clarity), 15,3 MPa (Aspire) und 14,7 MPa (Inspire Ice) ähnliche Haftwerte, ohne zu Hartschmelzdefekten zu führen. Bei Fascination2 mit einer durchschnittlichen Haftkraft von 19,7 MPa konnten nach dem Debonding bei ca. 1/3 der Proben Schmelzausrisse nachgewiesen werden. Fascination2 zeigte im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant höhere Haftwerte (19,7 MPa).

Die Haftfestigkeit des Opal-Brackets scheint im Vergleich zu den in der Literatur geforderten Angaben für die sichere klinische Anwendung zu gering. Die Haftkraft von Fascination2 (Dentaurum) ist durch die zeitweise auftretenden Schmelzausrisse für ein sicheres Debonding als zu hoch zu bewerten. Die anderen Keramik-Brackets zeigen ein gutes Verhältnis zwischen sicherer Entfernbarkeit und ausreichendem Haftverbund und bieten eine Alternative zu den Metallbrackets.

## 6.1 SUMMARY

Experimental study towards the adhesiveness of aesthetical brackets when debonding (abstract)

Introduction:

Tooth coloured, unobtrusive aesthetical brackets mostly consist of ceramics or synthetics. Especially ceramic brackets carry a certain risk of enamel fracture or enamel lesion when debonding due to their high bond strength. Clinically a bond strength of 5 to 10MPa should be achieved in order to avoid the loss of the bracket because of the affected therapeutical forces.

The purpose of this study was to determine the shear bond strength of a new self alloying aesthetic bracket (Opal/Ultradent) consisting of fibreglass reinforced synthetics. Furthermore the potential risk when debonding was tested and both findings were compared with those for ceramic brackets and a widely used standard metal bracket.

Material and methods:

In addition to the Opal-bracket (Ultradent) four ceramic brackets (Clarity/ 3M, Fascination2/ Dentaaurum, Aspire/ Forestadent, Inspire Ice/ Ormco) and one metal bracket (Victory/ 3M) were tested.

One hundred twenty extracted human third molars were randomly divided into six groups to evaluate their shear bond strength and fracture mode. Each group consisted of twenty samples. The brackets were adhesively bonded to the teeth according to the particular manufacturers instructions. Subsequently they were removed with an automated shear mechanism. The steps pursued to shearing and the thereto required force was digitally recorded. Based on the surface of the bracketbase, the shear force, and the thereto needed way the shear bond strengths in MPa were compared. Supplementary the tooth surfaces were microscopically checked for enamel lesion.

**Results:**

The metal bracket which was used as comparison and scaling factor appeared to be of medium shear bond strength at 10,2 MPa. The Opal-bracket displayed with 4,17 MPa the lowest average shear bond strength. Three ceramic brackets exhibited with 14.7 MPa (Clarity), 15,3 MPa (Aspire) and 14.7 MPa (Inspire Ice) analogous shear bond strength, without leading to enamel fractures or enamel lesions. When testing Fascination2 which showed a shear bond strength of 19,7MPa dental lesions were detected after debonding in approximately 1/3 of the samples.

**Conclusions:**

Regarding the postulated specifications in literature, the shear bond strength of the Opal-bracket seems to be underdosed for safe clinical application. ON the other hand, the shear bond strength of Fascination2 (Dentaurum) is to be estimated as being too high for safe debonding, with regard to the occasionally appeared dental lesions. The other ceramic brackets presented a good ration between safe removableness and sufficient bond strength.

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Akin-Nergiz N, Nergiz I, Behlfelt K, Platzer U.  
Shear bond strength of a new polycarbonate bracket: an in vitro study with 14 adhesives.  
Eur J Orthod 1996; 18: 295- 301.
2. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA.  
Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets.  
Dent Mat 1997; 13: 2-6
3. Arici S, Regan D, Orth D.  
Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bases.  
Br J Orthod 1997; 24: 133-137.
4. Artun J.  
A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics.  
Eur J Orthod 1997; 19: 219.
5. Atsü SS, Gelgör IE, Sahin V.  
Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel.  
Angle Orthod 2006; 76: 857-862.
6. Barkmeier WW, Gwinner AJ, Shaffer SE.  
Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology.  
J Clin Orthod 1987; 21: 395.



7. Bishara SE, Fehr DE.  
Ceramic Brackets: something old, something new, a review.  
Semin Orthod 1997; 3: 178.
8. Bishara SE, Trulove TS.  
Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets:  
an in vitro study part 1, part2.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98:145 und 263.
9. Bishara SE, Laffoon JF, Von Wald L.  
The effect of repeated bonding on the shear bond strength of  
different orthodontic adhesives.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2002; 121: 521-525.
10. Bishara SE, Olsen M, Von Wald L.  
Comparisons of shear bond strength of precoated and coated brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 112: 617-621.
11. Bishara SE, Thunyandon T, Chan D.  
The effect of temperature change of composites on the bonding  
strength of orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 94: 440-441.
12. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ.  
Comparison of shear bond strength of two self-etch primer/adhesive  
systems.  
Angle Orthod 2006; 76: 123-126.
13. Bishara SE, Ostby AW, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ.  
Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic  
brackets.

Angle Orthod 2006; 76: 689-93.

14. Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Laffoon F.  
Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 125: 348-350.
15. Bishara SE, Von Wald L, Olsen M, Laffoon J.  
Effect on time on the shear bond strength of glas ionomer and composite orthodontic adhesive.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1999; 116: 616-620.
16. Bishara SE, Von Wald L, Olsen M, Laffoon J, Warren JJ.  
Effect of self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2001; 119: 621-624.
17. Blalock KA, Powers JM.  
Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1995;107: 596-603.
18. Bordeaux MJ, Moore RN, Bagby MD.  
Comparative evaluation of ceramic bracket base design.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1994; 105: 552.
19. Bowen RL, Rodriguez MS.  
Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials.  
Am J Dent Assoc 1962; 64: 378-387.

20. Brandt S, Miura F.  
Dr. Fujio Miura on direct bonding of plastic brackets.  
J Clin Orthod 1972; 6: 454-464.
21. Britton JC, Mc Innes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH.  
Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98: 348-353.
22. Buoncore MG.  
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces.  
J Dent Res 1955; 34: 849-853.
23. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, De Angelis M, Klersy C.  
Effects of water and saliva contamination on shear bond strengths of Brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 123: 633-640.
24. Cacciafesta V, Süßenberger U, Jost-Binkmann PG, Miethke RR.  
Shear bond strengths of ceramic brackets bonded with different light-cured glass ionomer cements: an in vitro study  
Eur J Orthod 1998; 20: 177-187.
25. Chaconas SJ, Caputo AA, Niu GSL.  
Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems.  
Angle Orthod 1991; 61: 35-42.
26. Chamda RA, Stein E.  
Time related bond strengths of light cured and chemically cured bonding Systems: an in vitro study  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1996; 110: 378-382.

27. Can S, Drost CH.  
In vitro Studie zur Haftfestigkeit von Brackets auf Metallen, Keramik und Komposit.  
Zahnmed Diss Humboldt-Universität zu Berlin (1997)
28. Chow LC, Brown WE.  
Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealant .  
J Dent Res 1973; 52: 1158.
29. Chumak L, Galil K, Way DC, Johnson LN, Hunter WS.  
An in vitro investigation of lingual bonding.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 95: 20-28.
30. Chung CH, Friedmann SD, Mante FK.  
Shear bond strength of rebonded mechanically retentive ceramic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2002; 122: 282-287.
31. Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Penco SI.  
Shear bond strength of metal brackets on enamel.  
Angle Orthod 2006; 76: 851-6.
32. Crow V.  
Ex vivo shear bond strength of fibreglass reinforced esthetic brackets.  
Br J Orthod 1995; 22: 225-233.
33. Damon PL, Bishara SE, Olsen ME, Jakobsen JR.  
Bond strength following the application of chlorhexidine on etched enamel.  
Angle Orthod 1997; 67: 169-72.

34. Davari AR, Yassaei S, Daneshkazemi AR, Yosefi MA.  
Effect of different types of enamel conditioners on the bond strength of orthodontic brackets.  
J Contemp Dent Pract 2007; 8: 36-4.
35. De Pulido L, Powers J.  
Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracketsystem in vitro.  
Am J Orthod 1983; 83: 124-130.
36. Diedrich P.  
Die Bracketadhäsivtechnik - eine physikalische, rasterelektronenoptische und klinische Untersuchung.  
Habil. Schrift , Köln 1979
37. Diedrich P.  
Bracket-Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde.  
Hanser München – Wien 1983.
38. Diedrich P.  
Bracket –Adhäsivtechnik. In: Diedrich, P.: Praxis der Zahnheilkunde , Bd. 2, 4. Auflage, Urban und Fischer Verlag, München, 2000: 170-182.
39. Dorminey JC, Dunn WJ, Taloumis LJ.  
Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step Etchant-and-primer-technique.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 410.
40. Douglass JB.  
Enamel wear caused by ceramic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 95: 96-98.

41. Dunn WJ, Taloumis LJ.  
Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2002; 122: 236-241.
42. Eliades T, Brantley WA.  
The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols.  
Eur J Orthod 2000; 22: 13-23.
43. Eliades T, Katsavrias E, Eliades G.  
Moisture insensitive adhesives: reactivity with water and bond strength to wet and saliva-contaminated enamel.  
Eur J Orthod 2002; 24: 35-42.
44. Fan PI, Wozniak WT, Reyer WD, Stanford JW.  
Irradiance of visible lightcuring units and voltage variation Effects J Dent Assoc 1986; 115: 442.
45. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ.  
Torque-deformation characteristics of polycarbonate brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1994; 106: 265.
46. Fernandez L, Canut JA.  
In vitro comparison of the retention capacity of a new esthetic bracket.  
Eur J Orthod 1999; 21: 71-77.
47. Forsten LC.  
Curing depth of visible light activated composites.  
Acta Odontol Scand 1984; 42: 23.

48. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK.  
Efficacy testing of visible light curing units.  
Oper Dent 1994; 19: 47.
49. Fricker JP.  
A 12-month clinical evaluation of a light activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1994; 105: 502.
50. Gamborgi GP, Loguerico AD, Reis A.  
Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds.  
J Dent 2006; 27
51. Garcia-Godoy F, Perez R, Hubbard GW.  
Effect of prophylaxis pastes on shear bond strength.  
J Clin Orthod 1991; 25: 571-573.
52. Gardner A, Hobson R.  
Variations in acid-etched patterns with different acids and etch times .  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2001; 120: 64-67.
53. Gerbo LR, Lacefield WR, Wells BR, Russell CM.  
The effect of enamel preparation on the tensile bond strength of orthodontic composite resin.  
Angle Orthod 1992; 62: 275-281.
54. Gibb AJ, Katona TR.  
A comparison of shear-peel and third- order bond strengths of orthodontic brackets with 2 etch techniques and the role of bracket asymmetry.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2006; 130: 699. e1-7.

55. Golden A.  
A simplified bonding procedure for metal and plastic brackets.  
J Clin Orthod 1979; 13: 256-257.
56. Gorelick L, Geiger AM, Gwinnett AJ.  
Implications of the failure rates of bonded brackets and eyelets:  
A clinical study.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1984; 86: 403-406.
57. Greer KS, Lindauer SJ, Darling SG, Browning H, Moon PC.  
A technique to prevent surface contamination of etched enamel.  
J Clin Orthod 1996; 30: 145-146.
58. Grubisa HS, Heo G, Raboud D, Gover KE, Major PW.  
An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths  
achieved with self-etching primers  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 126: 213-219.
59. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto M, Hattori T, Ishikawa K,  
Suzuki K.  
Shear bond strength of orthodontic plastic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2000; 117: 438-443.
60. Guan G, Takano-Yamamoto T, Miyamoto Yamashiro T, Nogushi H,  
Ishikawa K, Suzuki K.  
An approach to enhance the interface adhesion between an orthodon-  
tic plastic bracket and adhesive.  
Eur J Orthod 2001; 23: 425-432.
61. Guertsen W.  
In: Praxis der Zahnheilkunde Bd. 2, 4. Auflage, Urban und Schwar-



zenberg, 1999; 179-210.

62. Gwinnet AJ.  
A comparison of shear bond strengths of metal and ceramic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 93: 346-348.
  
63. Harris AM, Joseph VP, Rousow PE.  
Shear peel bond strength of esthetic orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 102: 215-219.
  
64. Hellwig E, Klimek J, Attin T.  
Einführung in die Zahnheilkunde.  
3. Auflage , Urban und Fischer Verlag, München, 2003; S. 158-161.
  
65. Hirani S, Sherriff M.  
Bonding characteristics of a self-etching primer and precoated brackets: an in vitro study.  
Eur J Orthod 2006; 28: 400-4.
  
66. Hobson RS, Mc Cabe JF, Hogg SD.  
Bond strength to surface enamel for different tooth types.  
Dent Mater 2001; 17(2): 184-9.
  
67. Hocevar R, Vincent H.  
Indirect versus direct bonding :Bond strength and failure location.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 33: 650-652.
  
68. Jassem HA, Retief DH, Jamison HC.  
Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments.  
Am J Ortod Dentofac Orthop 1981; 79: 661-668.

69. Jeiroudi MT.  
Enamel fracture caused by ceramic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 99: 97-99.
70. Jia-Kuang L, Chung CH, Chang CY, Shieh DB.  
Bond strength and Debonding characteristics of a new ceramic bracket.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2005; 128: 761-765.
71. Jia-Kuang L, Li-Tung C, Shu-Fen C, Dar-Bin S.  
Shear bond strength of plastic brackets with a mechanical base.  
Angle Orthod 2002; 72: 141-145.
72. Jia-Kuang L, Shu-Fen C, Chuan-Yang C, Yih-Jang P.  
Comparison of initial shear bond strengths of plastic an metal brackets  
Eur J Orthod 2004; 26: 531-534.
73. Jonke E, Freudenthaler JW, Bolschweiler S, Tripolt H, Bantleon HP.  
Vergleichende Untersuchung der Haftfestigkeit von neuen lichthärtenden und chemisch aushärtenden Klebesystemen in der Kieferorthopädie.  
Stomatologie 1999; 2: 39-43.
74. Joseph VP, Rossouw E.  
The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composit resin.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 97:121-125.
75. Jost-Brinkmann PG, Schiffer A, Miethke RR.  
The effect of adhesive layer thickness on bond strength.  
J Clin Orthod 1992; 26: 718-720.

76. Jost-Brinkmann PG, Radlanski RJ, Artun J, Loidl H.  
Risk of pulp damage due to temperature increase during thermobonding of ceramic brackets.  
Eur J Orthod 1997; 19.
77. Kappert HF, Jonas I, Rakosi Th.  
Zur Bedeutung des Korrosionsfaktors bei der Bracket-Adhäsivtechnik.  
Fortschr Kieferorthop 1981; 4: 271.
78. Kapur WR, Kwon HK, Close JM.  
Frictional resistance of different bracket-wire combinations.  
Aust Orthod J 2004; 20: 25-30.
79. Kearns HO, Orth M.  
Elektrothermal debonding of ceramic brackets: an ex vivo study.  
Brit J Orthod 1997; 24: 237.
80. Klocke A, Shi J, Kahl-Nieke B, Bismayer U.  
Bond strength with custom base indirect bonding techniques.  
Angle Orthod 2003; 73: 176-180.
81. Kullmann W.  
Emissionsspektren und Oberflächenhärtungsmuster von 35 verschiedenen Photopolymerisationsgeräten.  
Zahnärztliche Welt 1987; 96: 320.
82. Laino A, Cacciafesta V.  
Keramikattachments in der Kieferorthopädie: SEM-Analyse der Morphologie und Struktur, Scherkräfte in vitro, Thermo-Ultraschall-Recycling.  
Info Orthod Kieferorthop 1994; 4: 487

83. Larmour CI, Mc Cabe JF, Gordon PH.  
An ex vitro investigation into the effects of chemical solvence on the debond behaviour of ceramic orthodontic brackets.  
Br J Orthod 1998; 25: 35-39.
84. Lindauer SJ, Browning H, Shroff B, Marshall F, Anderson RH, Moon PC.  
Effect of pumice prophylaxis on the bond strength of orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 111: 599-605.
85. Linklater R, Gordon P.  
An ex vivo study to investigate bond strengths of different tooth types.  
Br J Orthod 2001; 28: 59-65.
86. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Chie DB.  
Bond strength an debonding characteristics of a new ceramic bracket.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2005; 128: 761-5.
87. Loguerico AD, Uceda-Gomez N, Carrilho MR, Reis A.  
Influence of specimen size and regional variation on long-term resin-dentin bond strength.  
Dent Mater 2005; 21: 224-31.
88. Lopez J.  
Retentive shear strength of various bonding attachment bases.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1980; 77: 669-678.
89. Magill WE.  
Management and best means of preserving the deciduous teeth.  
Dtsch Reg 1868; 22.

90. Maijer R, Smith DC.  
Corrosion of orthodontic bracketbasis.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1982; 81: 43.
91. Maijer R, Smith DC.  
Biodegradation of the orthodontic bracket system  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1986; 90: 195.
92. Matasa CG.  
Moderne Klebebrackets und die Probleme, die sie verursachen können.  
Info Orthod Kieferorthop 1997; 29:193.
93. Mc Coll G, Rossouw P, Titley K, Yamin C.  
The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil mesh bases.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1998; 113: 276-281.
94. McCourt JW, Cooley RL, Barnwell S.  
Bond strength of light-cure fluoride-releasing base-liners as orthodontic bracket adhesives.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 100: 47-52.
95. Millet D, Mc Cabe JF, Gordon PH.  
The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glassionomer cement .  
Br J Orthod 1993; 20: 117-122.
96. Millett DT, Doubleday B, Alatsaris M, Love J, Wood D, Luther F, Devine D.  
Chlorhexidine-modified glass ionomer for band cementation?

An in vitro study.

J Orthod 2005; 32: 36- 42.

97. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T.  
Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test .  
J Dent Res 1983; 62: 1076-1081.
98. Newman GV.  
Epoxy adhesive for orthodontic attachments: Progress report.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1965; 51: 901.
99. Newman GV.  
Adhesion and orthodontic plastic attachments.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1969; 56: 573-588.
100. Nkenke E, Hirschfelder U, Eberhard H.  
Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems  
to bovine enamel.  
Eur J Orthod 1997; 19: 259 –270.
101. Odegaard J, Segner D.  
Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic  
bracket.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1988; 94: 201-206.
102. Oesterle LJ. Shellhart WC. Belanger GK.  
The use of bovine enamel in bonding studies.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1998; 114: 514-519
103. Örtendahl TW, Örtengren U.  
A new orthodontic bonding adhesive.  
J Clin Orthod 2000; 34: 50-54.

104. Olsen ME, Bishara SE, Damon P, Jakobson JR.  
Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air abrasion of human enamel.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 112: 502.
105. Owens Jr. SE, Miller BH.  
A comparison of shear bond strength of three different visible light-cured orthodontic adhesives.  
Angle Orthod 2000; 70: 352-356.
106. Oysaed H, Ruyter JE.  
Water absorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth.  
J Dent Res 1986; 65: 1315-1318.
107. Pickett K, Sadowsky L, Ortho D, Jacobsen A, Lacefield W.  
Orthodontic in vivo bond strengths: Comparison with in vitro results.  
Angle Orthod 2001; 71:141-148.
108. Polat O, Karaman AL, Buyukilmaz T.  
In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect-bonding resins.  
Angle Orthod 2004; 74: 405-409.
109. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnananami J.  
A comparison of bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self etching primers in vitro  
Angle Orthod 2004; 74: 264-268.
110. Redd TB, Shivapuja PK.  
Debonding ceramic brackets: effects on enamel.

J Clin Orthod 1991; 25: 475-81.

111. Reynolds IR.  
Letter: Composite filling materials as adhesives in orthodontics.  
Br Dent J 1975; 138: 83
112. Reynolds IR, Fraunhofer JA.  
Direct bonding of orthodontic attachments to teeth :the relations of adhesive bond strength to gauze mesh size.  
Brit J Orthod 1975; 3: 91.
113. Rossouw PE, Penuvchev AV, Kulkarni K.  
The influence of various contaminants on the bonding of orthodontic attachments.  
Ont Dent 1996; 73: 15-22.
114. Roulet JF.  
Degradation of dental polymers.  
Karger Verlag, Basel, 1986; 30-36
115. Rueggeberg FA, Caughmann WF, Curtis JW.  
Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite.  
Oper Dent 1994; 19: 26.
116. Sadowsky PL, Retief DH, Cox PR, Hernandez-Orsini R, Rape WG, Bradley EL.  
Effects on etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98: 417-421.
117. Scott GE.



Fracture toughness and surface cracks-The key to understanding ceramic brackets.

Angle Orthod 1988; 58: 5-8.

118. Schopf P.  
Curriculum Kieferorthopädie Band I und II.  
Quintessenz Verlags-GmbH, 1994; 315-318.
119. Sergl HG.  
Festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie.  
Hanser Verlag 1990; S. 105-112.
120. Sforinidi MF, Cacciafesta V, Scribante A, De Angelis M, Klersey C.  
Effect of blood contamination on shear bond strength of bracket bonded with conventional and self-etching primers.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 125: 357-360.
121. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC.  
The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 74-82.
122. Sheridan JJ, Brawley G, Hastings J.  
Electrothermal debracketing.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1986; 89: 21.
123. Shortall A, Harrington E.  
Guidelines for the selection , use and maintenance of visible light activation units.  
Br Dent J 1996; 180: 383.
124. Signorelli MD, Kao E, Gan PW, Gladwin MA.

- Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2006; 129: 277-82.
125. Silta YT, Dunn WJ.  
Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2005; 128: 744-748.
126. Silverman E, Cohen M, Damke RS.  
A new light cured glass ionomer cement that bond brackets to teeth without etching in presence of saliva.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1995; 108: 231.
127. Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ.  
Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: An SEM study.  
J Am Dent Assoc 1985; 110: 329-331.
128. Sinha PK, Nanda RS.  
Esthetic orthodontic appliances and bonding concerns for adults.  
Dental Clinics of North America 1997; 41: 89-109.
129. Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA.  
Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2006; 129: 175.e7-175.e12.
130. Stratmann U, Schaarschmidt K, Wegener H, Ehmer U.  
The extent of enamel surface fractures. A quantitative comparison of thermally debonded metal brackets by energy dispersive micro-and image analysis.

- Eur J Orthod 1996; 18: 655.
131. Storm ER.  
Debonding ceramic brackets.  
J Clin Orthod 1990; 24: 91-94.
132. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ.  
Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 125: 337-341.
133. Swartz ML.  
Ceramic Brackets.  
J Clin Orthod 1988; 22: 82-88.
134. Theodorakopoulou L P, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W Jr.  
Evaluation of the debonding characteristics of 2 ceramic brackets: an in vitro study.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2004; 125: 329-336.
135. Toledano M, Osorio R, De Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo- Vilchez MA.  
Influence of elf-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin.  
Am J Dent 2001; 14: 205-10.
136. Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG.  
Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel.  
Eur J Orthod 1996; 18: 89-95.
137. Triolo PT, Levine MA.

- Effects of etching time on enamel bond strength.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 6: 302.
138. Urabe H, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C.  
Combinations of etchants, composite resins and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures.  
Angle Orthod 1999; 69: 267-275.
139. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevin RR.  
Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1990; 98: 214-221.
140. Viohl J.  
Kunststoff-Füllungswerkstoffe.  
In: Eichner, K. (Hrsg.): zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
Bd. 2, 4. Auflage Hüthig Verlag, Heidelberg 1981.
141. Waes H, Matter TH, Krejci J.  
Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1997; 112: 666.
142. Wang WN, Lu TC.  
Bond strength with various etching times on young permanent teeth.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1991; 100: 72-79.
143. Wang WN, Tarng TH, Chen YY.  
Comparison of bond strength between lingual and buccal surfaces on young premolars.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 1993; 104: 251-253.

144. Webster MJ, Nanda RS, Duncanson NG, Khajotia SS, Sinha PK.  
The effect of saliva on shearbond strengths of hydrophilic bonding systems.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2001; 119: 54-58.
145. Whitehill-Grayson J.  
Clinical application of direct orthodontic bonding systems.  
Dent Clin North Am 1981; 25: 347-355.
146. Willems G, Carels CE, Verbeke G.  
In vitro peel-shear bond strength evaluation of orthodontic bracket base design.  
J dent 1997; 25: 271-278.
147. Winchester LJ.  
Bond strength of five different ceramic brackets :an in vitro study.  
Eur J Orthod 1991; 13: 293-305.
148. Yi GK, Dunn WJ, Taloumis LJ.  
Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic brackets.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 577-581.
149. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T.  
Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain.  
J Clin Orthod 1993; 27: 661-675.
150. Zepieri IL, Chung CH, Mante FK.  
Effect of salive on shear bond strength of an orthodontic adhesive Used with moisture-insensitive and self-etching primers.  
Am J Orthod Dentofac Orthop 2003; 124: 414-419.

## 8 ANHANG

### 8.1 Verwendete Geräte und Materialien

Zwick Universalprüfmaschine, Ulm, Germany

Palapress Vario (Heraeus-Kulzer, Hanau, Germany) als Einbettkunststoff

Miniatur Reinigungs- und Polierbürstchen (Pluradent, Germany)

Art.-Nr. 40460

Bimssteinpulver, fein; Ernst Hinrichs GmbH, Borsigstrasse 1, Goslar

Chloramin T, 0.5 %ig, Fagron GmbH und Co. KG,

Von-Bronsort-Straße 12, D-22885 Barsbüttel

Glasfaserverstärkte Kunststoffbrackets: Opal (Fa. Ultradent, USA) Slot.0.22“,  
OK 11/21

Adhäsiv-Primer-System: Opal Prime und Opal Bond

Keramikbrackets: Aspire (Forestadent, Pforzheim, Germany)

Adhäsiv-Primer-System: Kurasper F (Kuraray Medical Inc., Okoyama, Japan)

Keramikbrackets: Inspire (Ormco, CA, USA)

Adhäsiv-Primer-System :Blugloo (Ormco, CA, USA)

Keramikbrackets:Fascination2 ( Dentaurum, Ispringen, Germany)

Adhäsiv-Primer-System: Contec LC ( Dentaurum, Ispringen, Germany)

Keramikbrackets: Clarity (3M Unitek, Monrovia, USA)

Adhäsiv-Primer-System: Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, USA)

Metallbrackets: Victory Series (3M Unitek, Monrovia, USA)

Adhäsiv-Primer-System: Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, USA)

Ätzgel: 35% Phosphorsäure Ultraetch (3M Unitek, Monrovia, USA)

Humane extrahierte Weisheitszähne

Drahtbogenligatur zur Herstellung der Justierhilfe: Slot 21.5

American Orthodontics

Klaus e-Färber

Rintelner Str.160

D-32657 Lemgo

Scaler SH6 ( Fa. Hu-Friedy, USA)

Justierhilfe (selbst hergestellt)

Unterlegscheibe 25 mm Außendurchmesser zu Herstellung der Messschablone

Aluminium Quader mit der Kantenlänge 20x30mm als Einbetthilfe ( selbst hergestellt)

## 8.2 Tabellenanhang

Tab. 3: Scherfestigkeitswerte aller Versuchsgruppen in MPa (N/mm<sup>2</sup>)

	Gruppe					
	KOG n =20	1 n=20	2 n=20	3 n=20	4 n=20	5 n=20
Medianwert						
75%-Perzentil	12,37	19,3	20,35	22,92	18,6	6,0
25%-Perzentil	7,2	10,83	11,05	17,35	10,15	2,72
Maximum	18,6	24,0	26,0	30,6	24,8	9,7
Minimum	6,0	8,3	4,2	9,6	0	0,8
Mittelwert	10,2	15,3	14,7	19,72	13,94	4,39
Standardabweichung	3,31	4,69	5,95	5,42	6,88	2,22

Kontrollgruppe (KOG): Metallbracket „Victory Series" Transbond XT Adhäsiv-Primer-System

Gruppe 1: Keramikbracket „Aspire“ und Kurasper F

Gruppe2: Keramikbracket „Clarity“Transbond XT Adhäsiv-Primer-System

Gruppe3: Keramikbracket „Fascination2“und Contec LC

Gruppe4: Keramikbracket „Inspire“und Blugloo

Gruppe5 : Kunststoffbracket “Opal“ Opal Prime /Bond Adhäsiv-Primer-System



### 8.3 Anhang: Rohdaten

Gruppe1: Kunststoffbracket Opal  
 Hersteller: Ultradent  
 Adhäsivsystem: Opal Prime und Opal Bond  
 Bracketbasisfläche: 21,14mm<sup>2</sup>

Prüfkörperanzahl n=20	Maximale Kraft [N]	Haftkraft [Mpa]
Probe1	109,24	5,2
Probe2	95,22	4.5
Probe3	137,57	6.5
Probe4	114,88	5.4
Probe5	131,08	6.2
Probe6	64,33	3.0
Probe7	139,49	6.6
Probe8	205.46	9.7
Probe9	143,01	6.8
Probe10	44,15	2.1
Probe11	101,02	4.8
Probe12	19,86	0.9
Probe13	17,84	0.8
Probe14	59,72	2.8
Probe15	111,28	5.2
Probe16	79,82	3.8
Probe17	37,88	1.8
Probe18	104,30	4.9
Probe19	89,92	4.2
Probe20	56,03	2.7

Summe Haftkraft = 87.9 Mpa

Durchschnitt Haftkraft = 4.2 Mpa

Gruppe3: Keramikbracket Fascination2  
 Hersteller: Dentaurum  
 Adhäsivsystem: Contec LC  
 Bracketbasisfläche: 9,38mm<sup>2</sup>

Prüfkörperanzahl n=20	Maximale Haft- festigkeit [N]	Haftkraft [MPa]
Probe1	171,48	18,28 *
Probe2	160,3	17.09
Probe3	172,97	18.44
Probe4	207,78	22.15
Probe5	89,56	9.55
Probe6	187,17	19,95
Probe7	232,73	24.81 *
Probe8	181,86	19.38 *
Probe9	177,85	18.96
Probe10	108,21	11.54
Probe11	226,48	24.14 *
Probe12	162,47	17.32
Probe13	175,7	18.73
Probe14	276,38	29.46 *
Probe15	286,65	30.56 *
Probe16	100,14	10.68
Probe17	163.35	17.47
Probe18	186,52	19.88
Probe19	212,45	22.65
Probe20	216,02	23.02

Summe: 394.02

Durchschnitt: 19.7 Mpa

\*= Schmelzdefekt

Gruppe5: Keramikbracket Clarity  
 Hersteller: 3M Unitek  
 Adhäsivsystem: Transbond XT  
 Bracketbasisfläche: 12,4mm<sup>2</sup>

Prüfkörperanzahl n=20	Maximale Haft- festigkeit [N]	Haftkraft [MPa]
Probe1	142,87	11,52
Probe2	105,6	8,52
Probe3	142,32	11,48
Probe4	52,33	4,22
Probe5	239,24	19,29
Probe6	257,84	20,79
Probe7	160,25	12,92
Probe8	128,2	10,34
Probe9	311	25,08
Probe10	287,44	23,18
Probe11	150,97	12,16
Probe12	256,29	20,67
Probe13	321,96	25,96
Probe14	143,45	11,57
Probe15	172,10	13,88
Probe16	203,06=21	16,38
Probe17	103,48	8,35
Probe18	159,35	12,85
Probe19	161,27	13,0
Probe20	134,55	10,85

Summe: 293.03

Durchschnitt: 14.65 Mpa

Gruppe6: Metallbracket Victory Series

Hersteller: 3M Unitek

Adhäsivsystem: Transbond XT

Bracketbasisfläche: 12,4mm<sup>2</sup>

Püfkörperanzahl n=20	Maximale Haft- festigkeit [N]	Haftkraft [Mpa]
Probe1	111.74	9.01
Probe2	88.3	7.12
Probe3	116.26	9.38
Probe4	80.71	6.51
Probe5	204.23	16.47
Probe6	92.43	7.45
Probe7	87.83	7.08
Probe8	230.49	18.59
Probe9	120.18	9.69
Probe10	159.94	12.9
Probe11	73.90	5.96
Probe12	123.16	9.93
Probe13	126.80	10.23
Probe14	155.50	12.54
Probe15	149.93=p21	12.09
Probe16	81.75	6.59
Probe17	127.03	10.24
Probe18	160	12.9
Probe19	110.78	8.93
Probe20	127.11	10.25

Summe: 203.9

Durchschnitt: 10.2 Mpa

Gruppe2: Keramikbracket Inspire  
 Hersteller:Ormco  
 Adhäsivsystem: Blugloo  
 Bracketbasisfläche: 9.7mm<sup>2</sup>

Püfkörperanzahl n=20	Maximale Kraft [N]	Haftkraft [Mpa]
Probe1	240,46	24.8
Probe2	217,55	22.4
Probe3	219,01	22.6
Probe4	215,63	22.2
Probe5	166,82	17.2
Probe6	144,44	14.6
Probe7	102,70	10.6
Probe8	125,92	13
Probe9	119,96	12.4
Probe10	2,31	0.2
Probe11	181,09	18.7
Probe12	86,72	8.9
Probe13	177,37	18.3
Probe14	111,93	11.5
Probe15	103,42	10.7
Probe16	97	10
Probe17	71,97	7.4
Probe18	0	0
Probe19	174,65	18
Probe20	148,24	15.3

Summe: 279.1/19=14.7

Durchschnitt: 14.7 Mpa

Gruppe4: Keramikbracket Aspire  
 Hersteller: Forestadent  
 Adhäsivsystem: Kurasper F  
 Bracketbasisfläche:14.4 mm<sup>2</sup>

Püfkörperanzahl n=20	Maximale Kraft [N]	Haftkraft [Mpa]
Probe1	263,69	18,3
Probe2	161,89	11,2
Probe3	126,09	8,8
Probe4	280,24	19,5
Probe5	266,38	18,5
Probe6	153,37	10,7
Probe7	196,98	13,7
Probe8	191,51(21)	13,3
Probe9	311,00	21,6
Probe10	345,27	24
Probe11	126,81	8,8
Probe12	289,99	20,1
Probe13	254,70	17,7
Probe14	245,98	17,1
Probe15	196,95	13,7
Probe16	296,26	20,1
Probe17	120,15	8,3
Probe18	140,43	9,8
Probe19	232,13	16,1
Probe20	208,59	14,5

Summe: 305.8

Durchschnitt: 15.29 Mpa

## 8.4 Ergebnisse der statistischen Auswertung

### ONEWAY ANOVA

Haftkraft

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	2718,539	5	543,708	21,699	,000
Innerhalb der Gruppen	2856,505	114	25,057		
Gesamt	5575,043	119			

### Post-Hoc-Tests

#### Mehrfachvergleiche

Abhängige Variable: Haftkraft  
Scheffé-Prozedur

(I) Mat_Numer	(J) Mat_Numer	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
					Untergrenze	Obergrenze
Aspire	Clarity	,62500	1,58294	1,000	-4,7359	5,9859
	Fascination	-4,42500	1,58294	,176	-9,7859	,9359
	Inspire	1,35000	1,58294	,981	-4,0109	6,7109
	Opal	10,89500(*)	1,58294	,000	5,5341	16,2559
	Victory	5,10000	1,58294	,073	-,2609	10,4609
Clarity	Aspire	-,62500	1,58294	1,000	-5,9859	4,7359
	Fascination	-5,05000	1,58294	,079	-10,4109	,3109
	Inspire	,72500	1,58294	,999	-4,6359	6,0859
	Opal	10,27000(*)	1,58294	,000	4,9091	15,6309
	Victory	4,47500	1,58294	,166	-,8859	9,8359
Fascination	Aspire	4,42500	1,58294	,176	-,9359	9,7859
	Clarity	5,05000	1,58294	,079	-,3109	10,4109
	Inspire	5,77500(*)	1,58294	,026	,4141	11,1359
	Opal	15,32000(*)	1,58294	,000	9,9591	20,6809
	Victory	9,52500(*)	1,58294	,000	4,1641	14,8859
Inspire	Aspire	-1,35000	1,58294	,981	-6,7109	4,0109
	Clarity	-,72500	1,58294	,999	-6,0859	4,6359
	Fascination	-5,77500(*)	1,58294	,026	-11,1359	-,4141
	Opal	9,54500(*)	1,58294	,000	4,1841	14,9059
	Victory	3,75000	1,58294	,353	-1,6109	9,1109
Opal	Aspire	-10,89500(*)	1,58294	,000	-16,2559	-5,5341
	Clarity	-10,27000(*)	1,58294	,000	-15,6309	-4,9091
	Fascination	-15,32000(*)	1,58294	,000	-20,6809	-9,9591
	Inspire	-9,54500(*)	1,58294	,000	-14,9059	-4,1841
	Victory	-5,79500(*)	1,58294	,025	-11,1559	-,4341
Victory	Aspire	-5,10000	1,58294	,073	-10,4609	,2609
	Clarity	-4,47500	1,58294	,166	-9,8359	,8859
	Fascination	-9,52500(*)	1,58294	,000	-14,8859	-4,1641

Inspire	-3,75000	1,58294	,353	-9,1109	1,6109
Opal	5,79500(*)	1,58294	,025	,4341	11,1559

\* Die mittlere Differenz ist auf der Stufe .05 signifikant.

### Homogene Untergruppen

#### Haftkraft

Scheffé-Prozedur

Mat_ Numer	N	Untergruppe für Alpha = .05		
		1	2	3
Opal	20	4,3950		
Victory	20		10,1900	
Inspire	20		13,9400	
Clarity	20		14,6650	14,6650
Aspire	20		15,2900	15,2900
Fascination	20			19,7150
Signifikanz		1,000	,073	,079

Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.  
a Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 20,000.

### Perzentile

		Mat_ Numer	25	75
Gewichtetes Mittel ( Definition 1)	Haftkraft	Aspire	10,8250	19,2500
		Clarity	11,0500	20,3500
		Fascination	17,3500	22,9250
		Inspire	10,1500	18,6000
		Opal	2,7250	6,0000
		Victory (KOG)	7,2000	12,3750
Tukey- Angelpunkte	Haftkraft	Aspire	10,9500	19,0000
		Clarity	11,2000	20,0000
		Fascination	17,4000	22,8500
		Inspire	10,3000	18,5000
		Opal	2,7500	5,8000
		Victory (KOG)	7,3000	12,2500



## Extremwerte

	Mat_Numer			Fallnummer	Wert
Haftkraft	Aspire	Größte Werte	1	10	24,00
			2	9	21,60
			3	12	20,10
			4	16	20,10
			5	4	19,50
		Kleinste Werte	1	17	8,30
			2	11	8,80
			3	3	8,80
			4	18	9,80
			5	6	10,70
	Clarity	Größte Werte	1	33	26,00
			2	29	25,10
			3	30	23,20
			4	26	20,80
			5	32	20,70
		Kleinste Werte	1	24	4,20
			2	37	8,40
			3	22	8,50
			4	28	10,30
			5	40	10,90
Fascination	Größte Werte	1	55	30,60	
		2	54	29,50	
		3	47	24,80	
		4	51	24,10	
		5	60	23,00	
	Kleinste Werte	1	45	9,60	
		2	56	10,70	
		3	50	11,50	
		4	42	17,10	
		5	52	17,30	
Inspire	Größte Werte	1	61	24,80	
		2	63	22,60	
		3	62	22,40	
		4	64	22,20	
		5	71	18,70	
	Kleinste Werte	1	78	,00	
		2	70	,20	
		3	77	7,40	
		4	72	8,90	
		5	76	10,00	
Opal	Größte Werte	1	88	9,70	
		2	89	6,80	
		3	87	6,60	
		4	83	6,50	

		5		85	6,20	
	Kleinste Werte	1		93	,80	
		2		92	,90	
		3		97	1,80	
		4		90	2,10	
		5		100	2,70	
Victory (KOG)	Größte Werte	1		108	18,60	
		2		105	16,50	
		3		110	12,90	
		4		118	12,90	
		5		114	12,50	
		Kleinste Werte	1		111	6,00
	2			104	6,50	
	3			116	6,60	
	4			107	7,10	
	5			102	7,10	

## **8.5 Danksagung**

Herrn Prof. Dr. P. Schopf danke ich herzlich für die Überlassung des Themas und seine Unterstützung bei der Durchführung und Vollendung dieser Arbeit, Herrn Dr. B. Ludwig für seine unermüdliche und engagierte Wegweisung, Herrn Zipprich für die Erlaubnis der Verwendung der Prüfmaschine aus der prothetischen Abteilung der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sowie Herrn Dr. Hanns Ackermann und Frau Krymchanska für die Ratschläge zur Erstellung der Statistik und die computerfachliche Beratung.

## 8.6 Lebenslauf

Name	Azezullah
Vorname	Fardeen
Geburtsdatum	20.07.1975
Geburtsort	Baghlan/ Afghanistan
1983-1987	Grundschule Elfenhang in Wuppertal
1987-1996	Gymnasium Schulzentrum West in Wuppertal
1996-1997	Zivildienst in der Evangelischen Kirchengemeinde Hammerstein in Wuppertal
1998-1999	Ausbildung zum Zahntechniker in Solingen
1999-2005	Zahnmedizinstudium an der Johann-Wolfgang- Goethe Universität in Frankfurt am Main
Juni/2005	Examen
Seit 08/2005	Assistenz Zahnarzt in der Praxis Dr. Jung in Langen
Seit 01/2007	Assistenz Zahnarzt in der Praxis Enke und Partner in Offenbach am Main

### **8.7 Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich Medizin zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Untersuchung der Haftfestigkeit von Kunststoff- und Keramikbrackets unter besonderer Berücksichtigung von Schmelzdefekten“ im Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main unter der Leitung von Professor Dr. Schopf mit Unterstützung von Dr. Ludwig ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Frankfurt am Main, den 29.01.2008



