

Abscherversuche
an kieferorthopädischen Brackets
nach einer DIN-Prüfvorschrift

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Judit Mezey (geb. Inczeffy)
aus Thorenburg/ Rumänien

2011

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Professor Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Professor Dr. med. dent. James Deschner

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.11.2011

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Professor Dr. med. dent. Helmut Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Professor Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinem Mann Andreas und meiner Tochter Timea gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung und Literaturübersicht	7
1.1 Festsitzende Behandlungstechnik	7
1.2 Entwicklung der Bracketadhäsivtechnik	8
1.3 Brackets	8
1.4 Adhäsive	10
1.5 Haftfestigkeit	12
2 Fragestellung und Ziele	15
3 Material und Methoden	16
3.1 Brackets	16
3.2 Adhäsive	18
3.3 Testzähne	20
3.4 Klebeprozess	21
3.5 Herstellung der Prüfkörper	22
3.5.1 Vorbereitung des Verbundes Bracket-Adhäsiv	22
3.5.2 Vorbereitung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket	25
3.6 Durchführung des Scherversuches	27
3.6.1 Versuchsaufbau: Prüfvorrichtung	27
3.6.2 Prüfung der Scherhaftfestigkeit des Verbundes Bracket-Adhäsiv	29
3.6.3 Prüfung der Scherhaftfestigkeit des Gesamtverbundes Zahn- Adhäsiv-Bracket	30
3.7 Analyse der Bruchstelle	31
3.8 Statistische Methoden	33

4 Ergebnisse	34
4.1 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv	34
4.2 Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv	37
4.3 Statistische Auswertung des Verbundes Bracket-Adhäsiv	44
4.4 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Gesamtver- bundes Zahn-Adhäsiv-Bracket	47
4.5 Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket	49
4.6 Statistische Auswertung des Gesamtverbundes Zahn-Bracket- Adhäsiv	57
4.7 Auswertung der Ergebnisse der Bruchstellenanalyse	59
5 Diskussion	65
5.1 Diskussion der Methode	65
5.2 Diskussion der Ergebnisse	67
5.3 Diskussion der Bruchstelle	69
5.4 Fehlerquellen	70
5.5 Klinische Bedeutung	71
5.6 Schlussfolgerung	72
6 Zusammenfassung	73
7 Literaturverzeichnis	74
8 Danksagung	82
9 Lebenslauf	83

1 Einleitung und Literaturübersicht

Kieferorthopädische Befestigungselemente werden für die Behandlung von Patienten im Regelfall mittels Adhäsiven unterschiedlicher Art an den Zähnen befestigt (Abbildung 1). Der Verbund zwischen Adhäsiv und Befestigungselement bzw. zwischen Adhäsiv und Zahnschmelz kann physikalischer und/oder chemischer Natur sein. Er sollte sich während der kieferorthopädischen Behandlung möglichst nicht lösen. Nach Abschluss der Behandlung muss das Befestigungselement jedoch mit entsprechenden kieferorthopädischen Zangen vom Zahn entfernt werden können, ohne dass es zu zahnmedizinisch nicht vertretbaren Schädigungen des Zahnschmelzes kommt.



Abbildung 1: Kieferorthopädische Befestigungselemente (Brackets) für die Korrektur von Gebiss- und Stellungsanomalien.

Die Verbundfestigkeit zwischen Bracket als Befestigungselement und Zahnoberfläche ist ein wichtiger Parameter im Verlauf der kieferorthopädischen Behandlung und von maßgebender Bedeutung für den Behandlungserfolg. Um fundierte Aussagen bei unterschiedlichen Materialien sowie unterschiedlichen Brackets treffen zu können, bedarf es standardisierter Testverfahren mit einer möglichst geringen Anzahl an variablen Parametern. Im Jahr 2009 erschien die DIN-Norm (Deutsches Institut für Normung) 13990. Diese Norm legt Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente

auf menschlichen Zähnen und Rinderzähnen fest. DIN 13990 besteht aus zwei Teilen. Zum einen regelt sie die Prüfung des Verbundes der Grenzflächen Adhäsiv-Bracket (DIN 13990-1) und zum anderen des Gesamtverbundes Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz (DIN 13990-2).

1.1 Festsitzende Behandlungstechnik

Die Korrektur von Gebiss- und Stellungsanomalien, mit dem Ziel ein ästhetisches und kaufunktionelles Optimum der Zahnstellung zu erreichen, erfordert immer häufiger aufwendige und umfangreiche Behandlungen. Mit der Einführung der festsitzenden Apparaturen eröffnete sich die Möglichkeit, die Zähne körperlich zu bewegen. Bei der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen werden als Übertragungselemente für die Kraft Brackets verwendet, die mittels Drahtbögen miteinander verbunden werden. Durch gezielte Kraftausübung auf die Zähne lassen sich somit kontrollierte Zahnbewegungen durchführen [Cook und Youngson, 1988].

1.2 Entwicklung der Bracket-Adhäsiv-Technik

Festsitzende Apparaturen hat erstmals *Magill* [1868] in Form von orthodontischen Bändern auf nicht vorbehandelte Zähne zementiert. Als Alternative zum Zementieren von Attachments an Zähnen wurde erst sehr viel später die Adhäsivtechnik entwickelt. Die von *Buonocore* [1955] beschriebene Ätzung von Zahnschmelz mittels Säure dient noch heute als Grundlage für eine sichere direkte Fixation von Brackets durch Komposite auf Zahnschmelz. *Newman* führte 1965 die Säure-Ätz-Technik in die Kieferorthopädie ein und eröffnete die Möglichkeit der direkten Klebung von Kunststoffbrackets aus Polymethacrylat auf den vorbehandelten Zahnschmelz. Die erste in-vivo-Studie über abgeschlossene Behandlungen wurde 1977 veröffentlicht [Zachrisson, 1977]. Im Jahr 1979 ermittelte *Gorelick* in einer Umfrage unter siebentausend amerikanischen Kieferorthopäden, dass 93 % der Behandelnden die Bracket-Adhäsiv-Technik in ihrer Praxis einge-

setzt haben [Gorelick, 1979]. Die Weiterentwicklung der Schmelzvorbereitung, der Adhäsivsysteme und des Bracketdesigns erhöhte kontinuierlich den Haftverbund [Scholz, 1983] und etablierte die Bracket-Adhäsiv-Technik zum Standardverfahren in der Kieferorthopädie.

1.3 Brackets

Die Brackets (Abbildung 2) weisen eine der Zahnform angepasste Bracketbasis auf, einen Schlitz (Slot) zur Aufnahme eines Bogens sowie Flügel zum Anbringen von Ligaturen, welche den Bogen am Bracket fixieren. An den Brackets können zusätzliche Hilfsteile, wie Haken, angebracht werden.



Abbildung 2: Bracket mit Slot zur Aufnahme eines Bogens, Flügel zum Einbringen von Ligaturen.

Die Brackets werden aus Metall, Kunststoff oder Keramik hergestellt. Die Metallbrackets werden meist aus Stahllegierungen gefertigt. Die Gestaltung der Bracketbasis stellt eine wesentliche Variation hinsichtlich des Haftverbundes der Metallbrackets mit dem Adhäsiv dar. Mithilfe von Drahtnetzen, perforierten Metallbasen, laserstrukturierten Oberflächen oder halbkugelförmigen Vertiefungen werden mechanische Retentionen erzeugt, wobei sich eine feinmaschige Netz-

unterlage als Retentionselement bewährt hat [Diedrich et al., 1986]. Für den Gesamtverbund ist die Größe der Freiräume zwischen den einzelnen Drähten im Geflecht bedeutend [Reynolds und von Fraunhofer, 1976]. Es wurden Versuche mit Titanplasmabeschichtungen der Bracketbasen durchgeführt, um die Verbundfestigkeit zu steigern [Droese und Diedrich, 1992], aber dieses Verfahren war zu aufwendig und konnte sich nicht durchsetzen [Diedrich, 2000]. Indem die Bracketbasen gesandstrahlt wurden, konnte eine 30 %-ige Steigerung der Haftfestigkeit erreicht werden [Diedrich et al., 1986], womit allerdings auch eine Erhöhung der Korrosion einherging. Um die Korrosion der Brackets im aggressiven Mundhöhlenmilieu, Verfärbungen von Adhäsiven und Freisetzung von Nickelionen zu vermeiden, werden heutzutage die Brackets immer häufiger aus nickelfreien Stählen oder Titanlegierungen hergestellt [Diedrich, 2000].

Für ästhetisch anspruchsvollere Patienten stehen Kunststoff- und Keramikbrackets zur Verfügung. Kunststoffbrackets sind zahnfarbig, jedoch sind die eingeschränkte Haltbarkeit, Verfärbbarkeit und geringe Torquemöglichkeit von Nachteil. Wegen der chemischen Bindung zwischen Adhäsiv und Bracketbasis kommt es zu einem starken Halt, der bei der Bracketentfernung in der Vergangenheit zu Schmelzausrissen führen konnte.

Keramikbrackets sind transluzent, form- und farbbeständig und biokompatibel. Jedoch bringen die typischen Materialeigenschaften der Keramik Probleme, wie Sprödigkeit und damit Bruchgefahr oder spontane Bracketabscherung, mit sich. Die große Härte des Materials kann starke Abrasionen bewirken, weshalb Keramikbrackets bei Berührung der Oberkieferfront mit den Unterkieferzähnen, zum Beispiel beim tiefen Biss, nur im Oberkiefer befestigt werden können. Beim Debonding besteht bei Keramikbrackets aufgrund hoher chemischer Haftwerte (silanisiert) und fehlender Verformbarkeit verstärkt die Gefahr von Schmelzschäden [Ruyter und Gyorosi, 1976]. Die neue Generation der Keramik- und Kunststoffbrackets sind daher nicht mehr silanisiert.

1.4 Adhäsive

Die Anzahl der auf dem Markt angebotenen Adhäsivsysteme ist kaum mehr zu überblicken. Adhäsivsysteme haben die Aufgabe einen zeitlich begrenzten Verbund zwischen konditioniertem Schmelz und der Bracketbasis herzustellen. Im Hinblick auf die Haftfestigkeitsuntersuchung ist es wichtig, nur die Adhäsivsysteme zu verwenden, die auch von Herstellern empfohlen werden. Andere Adhäsivsysteme haben zumeist die gleichen Inhaltsstoffe, unterscheiden sich aber in der Zusammensetzung. Dies führt unmittelbar zu veränderten Haftwerten.

Es gilt Methylmetacrylat (MMA) von Dimethacrylat (DMA) zu unterscheiden. Adhäsivsysteme auf Methylmetacrylatbasis bestehen aus Methylmetacrylat und dem Polymerisationsprodukt Polymethylmetacrylat (PMMA) und sind den zahnärztlichen Prothesenkunststoffen ähnlich [Viohl, 1988]. Nachteilig ist, dass dieser Kunststoff mehr Mundflüssigkeit absorbiert und weniger dimensionsstabil ist [Sergl, 1990]. Dimethacrylate sind die zurzeit am meisten verwendeten Adhäsive [Crow, 1995]. Diese Kunststoffart wurde von *Bowen* [1962] in Form des Bisphenol-A-Glycidylmethacrylats (Bis-GMA) eingeführt. Bis-GMA-Kunststoffe nehmen eine geringere Menge Wasser auf, schrumpfen weniger und erreichen höhere Festigkeitswerte [Sergl, 1990]. In klinischen Studien erwiesen sich jene als zuverlässige Adhäsive, die Bracketverlusten lagen bei 3-5 % [Silverman et al. 1995].

Die unterschiedlichen Verarbeitungsweisen der Adhäsive sind von *Sergl* [1990], *Schopf* [1994] und *Diedrich* [2000] beschrieben worden. Es sind zu unterscheiden:

- **Autopolymerisierende Kunststoffkleber:** In der Regel Zweikomponenten-Adhäsive (Flüssigkeit=Polyacrylsäure, Paste=Dimethacrylat), die, mittels Mischen, miteinander chemisch reagieren.
- **Photopolymerisierende Kunststoffkleber:** Angewendet als Einkomponenten-Adhäsive mit strahlungsempfindlichen Initiatoren, die unter Bestrahlung mit UV-Licht polymerisieren und aushärten.
- **Druckpolymerisierende Kunststoffkleber:** 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 [Trimpeneers et al., 1996].

Bei den Füllstoffen in den Adhäsiven handelt es sich um konventionelle Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik mit einer Partikelgröße von 1,5 bis 5,0 Mikrometer sowie um Mikrofüller aus Siliziumdioxid in der Größenordnung von 0,06 bis 0,1 Mikrometer und schließlich um auf Mikrofüllern basierende Komplexe mit Teilchengrößen von 0,01 bis 0,04 Mikrometer [Roulet, 1986]. Füllstoffinhalt, Größe und Verteilung spielen eine wichtige Rolle bei der Veränderung der Polymermatrix und somit den Eigenschaften von Methacrylat und Dimethacrylatklebern [Larmour et al., 1998; Whitehill-Grayson, 1981]. Mit Quarz oder Silikat gefüllte Methacrylat- und Dimethacrylat-Adhäsive besitzen eine höhere Haftkraft, eine niedrigere Wasseraufnahmekapazität und Polymerisationsschrumpfung als ungefüllte Kompositkleber [Oysaed und Ruyter, 1986; Whitehill-Grayson, 1981]. 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 [Reynolds, 1975]. Der Haftverbund von Dimethacrylatklebern basiert auf einer mikromechanischen Verankerung am Schmelz und der Bracketbasis. Ein zusätzlich applizierter Haftvermittler (Primer) auf Schmelz und Bracketbasis stellt den chemischen Verbund zum Adhäsiv her [Crow, 1995; De Pulido und Powers, 1983]. Hierbei fördert der niedrigviskose Primer das Eindringen des Adhäsivs in den Schmelz und die Bracketbasis [Akin-Nergiz et al., 1996]. Des Weiteren werden gelegentlich bei Keramikbrackets spezielle Silan-Haftvermittler verwendet, die eine chemische Bindung sowohl mit der organischen Matrix als auch mit den anorganischen Füllern von Adhäsiv und Bracket eingehen [Bishara und Trulove, 1990].

1.5 Haftfestigkeit

Metallbrackets sind wegen ihrer Formbeständigkeit der meistverwendete Brackettyp. Im Mittelpunkt der Entwicklung der Metallbrackets stand die Gestaltung der retentiven Bracketbasis, die einen ausreichenden mikromechanischen Verbund zum Adhäsiv herstellen soll. Für die kieferorthopädische Therapie von Zahnfehlstellungen wird eine Haftfestigkeit von 6-8 MPa von *Reynolds* [1975] bzw. 5-10 MPa von *Diedrich* [2000] und *Reynolds und von Fraunhofer* [1976] als klinisch ausreichend erachtet. *Cozza et al.* [2006] untersuchten in ihrer in-vitro-Studie die Haftfestigkeit von verschiedenen Metallbrackets zum Zahnschmelz. Fünf verschiedene Brackettypen wurden mit dem Adhäsivsystem Transbond™ XT auf Rinderzähne geklebt, nachdem der Zahnschmelz mit 35 %-iger Phosphorsäure angeätzt und das Adhäsiv für 20 Sekunden lichtgehärtet wurde. Die Prüfkörper wurden in Kunststoff eingebettet und in einer Prüfmaschine mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 6 mm/min abgeschert. Die Bruchflächen wurden unter einem Mikroskop bei zehnfacher Vergrößerung begutachtet. Die durchschnittlich erzielten Haftwerte bei den verschiedenen Bracketssystemen betragen 30,5 MPa (Victory-Serie), 15,7 MPa (Mini Dyna-Lock), 33,0 MPa (Mini Sprint), 17,9 MPa (Topic) und 29,1 MPa (Equilibrium 2). *Polat et al.* [2004] erzielten bei einem ähnlichen Versuchsaufbau für das Victory- Series Metallbracket (3M Unitek) eine durchschnittliche Haftfestigkeit von 12,8 MPa. *Sharma-Sayal et al.* [2003] untersuchten in ihrer in-vitro-Studie den Einfluss unterschiedlicher Bracketbasen auf die Haftfestigkeit. Als Adhäsivsystem wurde ebenfalls Transbond™ XT verwendet. Die sechs verschiedenen Brackettypen wurden in zwei Gruppen eingeteilt und auf Rinderincisivi geklebt. Anschließend wurde die erste Gruppe eine Stunde nach dem Bekleben, die zweite Gruppe nach 24 Stunden abgeschert. Die Haftfestigkeitswerte lagen eine Stunde nach dem Bekleben der Metallbrackets zwischen 2,1 und 6,8 MPa. Nach 24 Stunden lagen die Haftwerte zwischen 2,2 und 9,7 MPa. Der Anstieg der Haftfestigkeit war statistisch signifikant.

Gibb und Katona [2006] verglichen in ihren Untersuchungen die Auswirkungen von Bracketasymmetrien auf die Haftfestigkeit und den Einfluss der Abscherrich-

tung auf die Scherhaftfestigkeitswerte. 192 Rinderzähne wurden nach der Extraktion in 0,1 %-ige Thymollösung gelagert. Anschließend wurde eine Gruppe von Brackets mit Transbond™ XT auf die Rinderzähne geklebt, die andere Gruppe von Brackets wurde mit dem selbststützenden Adhäsivsystem Transbond Plus beklebt. Alle Prüfkörper wurden eine Woche in Wasser gelagert. Die durchschnittlichen Haftfestigkeitswerte lagen zwischen 13,0 MPa und 16,1 MPa.

Die Untersuchungen der oben genannten Autoren zeigten somit für die durchschnittlichen Haftfestigkeitswerte von Metallbrackets eine Variationsbreite von 2,1 MPa bis hin zu 33,0 MPa. Eben diese große Variation der Ergebnisse zeigt die Notwendigkeit der Normierung der Scherhaftfestigkeitsprüfung. So lassen sich Ergebnisse verschiedener Studien zu orthodontischen Haftverbundsystemen in Zukunft besser vergleichbar machen. Zum Erreichen dieser Ziele schlug *Diedrich* [1981] die Aufteilung einer Haftverbundprüfung in eine Prüfung zwischen Adhäsiv und Schmelz einerseits und Adhäsiv und Bracket andererseits vor. Dabei stellte er jedoch keinen direkten Vergleich zum klinischen Verbund Schmelz-Adhäsiv-Bracket her. Im Mai 2009 sind zeitgleich die Teile 1 und 2 der DIN 13990 erschienen. Durch diese Normen wurde erstmals ein einheitliches, reproduzierbares und einfaches Prüfverfahren für die Verbundprüfung von Befestigungselement, Adhäsiv und Zahnschmelz beschrieben. Durch die Veröffentlichung von DIN 13990-1 und DIN 13990-2 wurde für die Kieferorthopädie ein weiteres wichtiges Werkzeug zur Qualitätssicherung der Produkte bereitgestellt [Normenausschuss Dental, 2009].

2 Fragestellung und Ziele

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, Unterschiede der Haftfestigkeiten bei Anwendung von drei Adhäsiven in Kombination mit vier Bracketssystemen anhand von DIN 13990-1 und DIN 13990-2 zu erfassen. Der in den einzelnen Gruppen auftretende Bruchmodus sollte mit Hilfe des ARI (Adhesiv Remnant Index) bestimmt und die Menge des nach dem Debonding verbliebenen Anteils an Kunststoff auf den Brackets bzw. auf dem Zahn beurteilt werden.

Ziele der vorliegenden Untersuchung waren die Beantwortung folgender Fragen:

- Sind die gemessenen Haftfestigkeitswerte der Abscherversuche von verschiedenen Bracket-Adhäsiv- und Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbundkombinationen auf der Basis von DIN 13990-1 und DIN 13990-2 vergleichbar?
- Welche Kombination aus Adhäsiv und Bracket hat den höchsten Haftwert?
- Die Evaluierung der praktischen Umsetzung der DIN 13990-1 und der DIN 13990-2.
- Sind die Ergebnisse relevant für den klinischen Einsatz?

3 Material und Methoden

Auf der Basis von DIN 13990 wurden in der vorliegenden Arbeit vier Stahlbrackets (Abbildung 3, Abbildung 4 und Tabelle 1) in Kombination mit drei Adhäsiven (Abbildung 5) auf ihre Scherhaftfestigkeit untersucht und miteinander verglichen.

3.1. Brackets



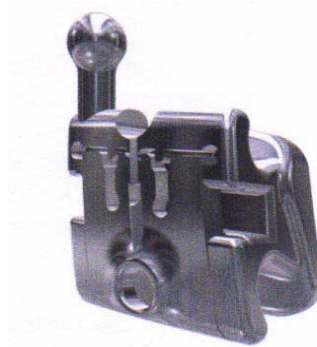
Discovery® (Dentaurum)



Euro Midi Classic (ODS GmbH)



Midi Low Friction (ODS GmbH)



Carriere (ODS GmbH)

Abbildung 3: Übersicht über die in dieser Arbeit untersuchten Brackets: Das konventionelle Discovery®-Bracket (Dentaurum, Pforzheim, Deutschland). Euro Midi Classic und Midi Low Friction (beide Orthodont Specials (ODS), Kisdorf, Deutschland) gehören auch zu den konventionellen Bracketsystemen. Hingegen ist Carriere (ebenfalls ODS) ein selbstligierendes Bracket.

Alle verwendeten Brackets sind mit Bestell-Nummer und Basisgrößenangabe in Tabelle 1 zusammengestellt.

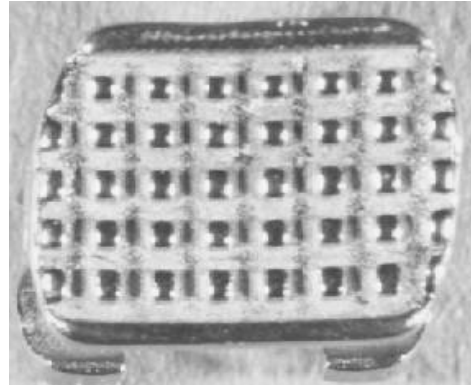
Bracket	Abkürzung	Bestell-Nummer	Basisquerschnittsfläche (mm²)
Discovery [®]		790-163-00	12,12
Carriere		SO-34462	10,55
Euro Midi Classic	EMC	1010-3240400	11,25
Midi Low Friction	MLF	1002-641100	11,60

Tabelle 1: Eingesetzte Brackets mit Angabe der Hersteller, Bestellnummer und Basisquerschnittsfläche. Die Bracketgröße wurde mit dem CAD-Programm Nemetschek (Nemetschek, Ratingen, Deutschland) gemessen.

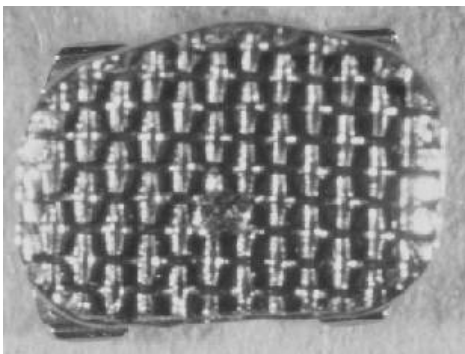
Unterschiedliche Basisflächen, unterschiedliche Basisflächenbeschaffenheiten und unterschiedliche Materialien lassen unterschiedliche Haftfestigkeiten erwarten. Im Mittelpunkt der Herstellung neueren Brackets steht neben der Gestaltung der retentiven Bracketbasis auch die Größe der Basisfläche. Aus klinischer und ästhetischer Hinsicht ist das Ziel, die gesammte Größe der Brackets zu reduzieren, aber die Haftfestigkeiten dadurch nicht zu beeinflussen.



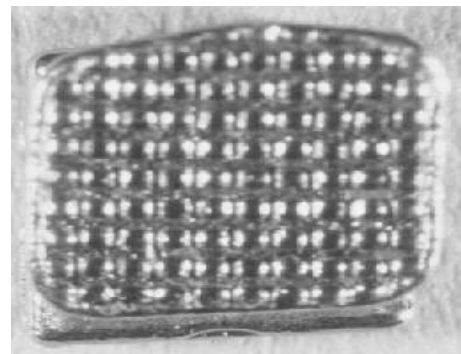
Discovery®
laserbehandelt



Midi Low Friction
eingefräst und
gerändelt



Euro Midi Classic
Netzfolie



Carriere
MIM

Abbildung 4: Übersicht über die Bracketbasen der in dieser Arbeit untersuchten Brackets in zehnfacher Vergrößerung. (MIM=Metal Injection Molding, Metallspritzguß). Die Bracketbasen unterscheiden sich in Struktur, Behandlung und Herstellung

3.2. Adhäsive

Die in der vorliegenden Arbeit eingesetzten Adhäsiven sind in der Abbildung 5 dargestellt.

Transbond™ XT



Light Bond™

-mit Fluorid



Phase II®

-mit Fluorid



Abbildung 5: Die eingesetzten Adhäsive: Mit Transbond™ XT (3M Unitek, Seefeld, Deutschland), Light Bond™ und Phase II® (beide ODS GmbH, Kisdorf, Deutschland) wurden jeweils zehn Proben für verschiedene Bracket-Adhäsiv- und Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen angefertigt.

Die zur Haftverbundprüfung angewendeten Adhäsive sind in der Tabelle 2 aufgelistet:

Adhäsiv	Packungsinhalt und Chargenkennzeichnung
Transbond™ XT	1. Ätzel: 37 % Phosphorsäure (3M Unitek), 2. Light Cure Adhesive Primer, Ch.-Nr. 8FB/712-034 3. Light Cure Adhesive Paste, Ch.-Nr. 8CU
Light Bond™ - mit Fluorid	1. Ätzel: 37 % Phosphorsäure (3M Unitek), 2. Light Cure Sealant Resin, Ch.-Nr.0807146 3. Light Cure Adhesive Paste, Ch.-Nr. 0806923
Phase II® - mit Fluorid	1. Ätzel: 37 % Phosphorsäure (3M Unitek), 2. Sealant: Part A+Part B, Ch.-Nr. 0802205/ 0803521 3. Adhäsiv-Paste: Part A+ Part B, Ch.-Nr. 0804741/ 0804732

Tabelle 2: Eingesetzte Adhäsive mit Angabe der Hersteller und Packungsinhalt. Transbond™ XT und Light Bond™ sind lichthärtende Adhäsive. Phase II® ist ein selbsthärtendes Adhäsiv, das durch Mischen von Sealant als flüssiger Bestandteil mit der Adhäsiv-Paste chemisch aktiviert wird und nach fünf Minuten selbst aushärtet.

3.3 Testzähne

Testmaterial für die Haftverbundprüfung sollte der menschliche Zahnschmelz sein. Als Alternative werden nach Norm DIN 13990 die Incisiven (Frontzähne) von Rindern im Alter von zwei bis fünf Jahren verwendet. Diese weisen vergleichbare Eigenschaften zum menschlichen Zahnschmelz auf [ISO/TS 11405]. Die Versuchsreihen wurden mit 120 extrahierten Rinderzähnen durchgeführt. Die Zähne wurden auf dem Schlachthof Bändermacher/Brühl bei frisch geschlachteten Rindern extrahiert und unmittelbar nach ihrer Extraktion von Geweberesten befreit. Die Zahnwurzeln wurden mittels einer Trennscheibe entfernt und die Kronenteile der Zähne in 0,5 %-iger Chloramin-T-Lösung mindestens eine Wo-

che lang bei Raumtemperatur gelagert. Es wurde Chloramin-T-Lösung gemäß DIN 13990 auf Grund der bakteriziden und nicht schmelzverändernden Eigenschaft gewählt.

Bei den Zähnen war das Auswahlkriterium die Kariesfreiheit der zu beklebenden Oberfläche. Ebenfalls wurden Zähne mit Schmelzrissen per vorheriger mikroskopischer Untersuchung aussortiert.

3.4 Klebeprozess

In Anlehnung an die klinische Vorgehensweise wurden die Brackets nach vorangegangener Konditionierung mit 37 %-iger Phosphorsäure mit Adhäsiven laut Herstellerangaben auf die Zähne geklebt. Die Applikation der Adhäsive ist im Folgenden beschrieben.

Transbond™ XT ist ein lichthärtendes Bracketadhäsiv. Die Harzkomponente der Basispaste besteht aus Bis-GMA (Bisphenol A Glycidylmethacrylat) und Bis-EMA (Bisphenol A Bis(2-Hydroxyethylether) Dimethacrylat). Der zugehörige Primer enthält Bis-GMA, TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) und Campherchinon. Nach Applikation des Primers mit einem Kunststoffschwämmchen auf die geätzte Schmelzoberfläche erfolgte das Aufbringen der Adhäsiv-Paste Transbond™ XT auf die Bracketbasis und die nachfolgende Positionierung auf der Zahnoberfläche. Die Aushärtung erfolgte mit einer Polymerisationslampe im Wellenlängenbereich von 400 nm bis 515 nm.

Light Bond™ ist ein lichthärtendes Bracketadhäsiv. Die Harzkomponente besteht aus Bis-A-DGMA (Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat). Das Bracket wird mit dem zuvor aufgetragenen Adhäsiv ohne Primer auf dem geätzten Zahnschmelz platziert. Eine vollständige Aushärtung der Kleberschicht erfolgte wie beim Transbond™ XT.

Phase II® Orthodontic Bonding System ist ein chemisch härtendes Bracketadhäsiv. Es besteht aus einem dünnflüssigen Bonding-Resin und einer Adhäsiv-

Paste. Das Bonding-Resin besteht aus zwei Komponenten (Resin A und B), sie werden zu gleichen Teilen auf einem Anmischblock für fünf bis zehn Sekunden miteinander vermischt und mit einem Applikationsschwämmchen vor der Bracketklebung auf die geätzte Schmelzoberfläche dünn aufgetragen. Die Adhäsiv-Paste besteht ebenfalls aus einem Zweikomponentensystem (Paste A und B) wobei das Mischverhältnis 1:1 beträgt. Die beiden Pasten werden auf einem Anmischblock miteinander ca. zehn Sekunden vermischt. Die Verarbeitungszeit beträgt zwei Minuten. Durch Verwendung einer gekühlten Glasplatte als Anmischunterlage ist es möglich, die Verarbeitungszeit auf vier Minuten auszuweiten. Die Viskosität kann durch Hinzufügen des Resins A zur Paste A und B verringert werden. Es wird eine Aushärtezeit von fünf Minuten empfohlen, bevor mit einem kieferorthopädischen Draht eine Belastung erfolgen kann. Der Basisteil der Adhäsivpaste enthält als Inhaltsstoffe Bis-GMA, TEGDMA, Ethoxy-Bis-A-DIMA, Dihydroxyethyl-p-toluidin (p-TID), Bis-A-DIMA sowie Silane und Natriumfluorid. Der Katalysatoranteil der Adhäsivpaste besteht neben Aluminiumoxid und Silanen aus Bis-GMA, TEGDMA und Benzoylperoxid.

3.5 Herstellung der Prüfkörper

3.5.1 Vorbereitung des Verbundes Bracket-Adhäsiv

Als Form für die Herstellung der Prüfkörper zur Untersuchung des Bracket-Adhäsiv-Verbundes dienten ein kegelformförmiger Ring aus Teflon (PTFE) und eine PTFE-Grundplatte (Abbildung 6). Die Bracketbasis des zu prüfenden Befestigungselementes wurde mit Vaseline so auf den Boden der kegelformförmigen PTFE-Form gesetzt, dass die okklusale Kante des Brackets gegenüber und senkrecht zur Mitte des nicht kegelförmigen Steges ausgerichtet war. Anschließend wurde die mit dem PTFE-Ring umhüllte PTFE-Form mit Technovit 4004 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim/TS, Deutschland) blasenfrei ausgefüllt, so dass das Bracket bis auf die Klebefläche fest im Kunststoff eingebettet war.

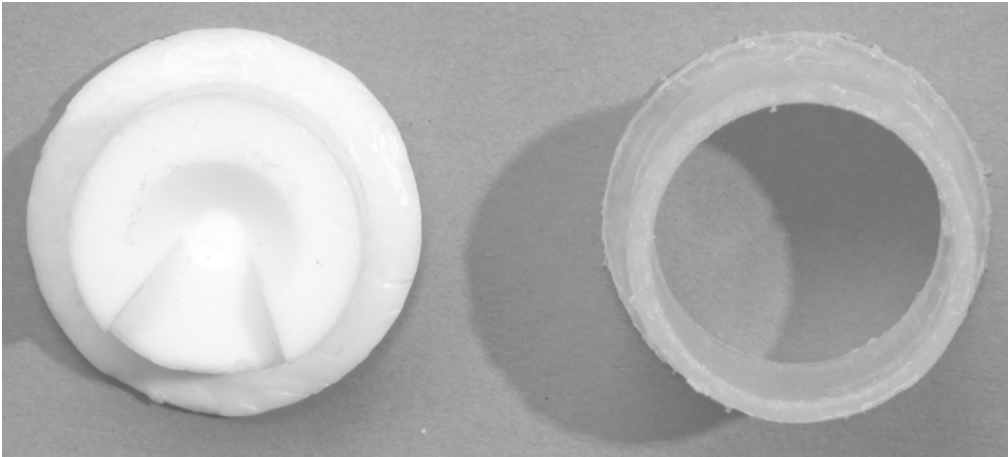


Abbildung 6: Kegelstumpfförmige Form aus PTFE für die Herstellung von Prüfkörpern, bestehend aus Grundplatte (links) und Ring (rechts).

Nach Aushärtung des Kunststoffes wurde der PTFE-Ring abgezogen und der Kunststoffzylinder mit dem eingebetteten Befestigungselement aus der Einbettvorrichtung entnommen (Abbildung 7).

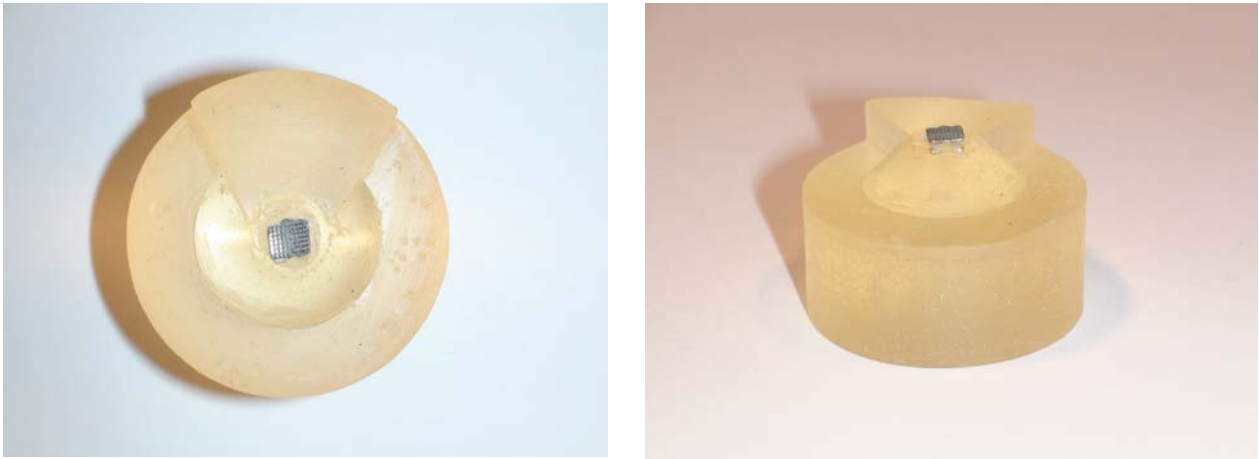


Abbildung 7: In Kunststoff (Technovit 4004) eingebettetes Bracket. Die Bracketbasis wurde mit Wasser abgedampft und mit ölfreier Pressluft getrocknet. Links ist die Ansicht von oben, rechts von der Seite zu sehen.

Die Adhäsivprüfkörper (Höhe 3 mm, Durchmesser 3 mm) selbst wurden mittels einer Form aus farblosem Silikon (Härte 40 Shore A) angefertigt. Hierzu wurde

die Silikonform auf der Klebefläche des Brackets zentriert und mit einer Unterlegscheibe an die Klebefläche gedrückt (Abbildung 8).

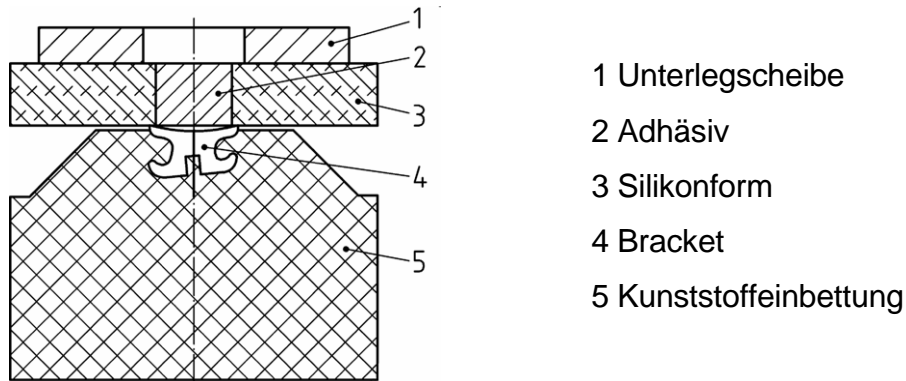


Abbildung 8: Vorrichtung zur Herstellung von Adhäsivprüfkörpern auf Befestigungselementen nach DIN 13990-1. Nach Entfernen der Silikonform (3) bleibt ein Adhäsivprüfkörper (2) mit dem Durchmesser 3 mm stehen.

Anschließend wurde der zylindrische Hohlraum der Silikonform mit dem zu prüfenden Adhäsiv aufgefüllt und das Adhäsiv nach den Angaben des Herstellers ausgehärtet. Nach der Aushärtung wurde die Silikonform ohne Krafteinwirkung von dem Adhäsivprüfkörper abgezogen (Abbildung 9). Die derart hergestellten Adhäsivprüfkörper wurden für 24 +/-2 Stunden in deionisiertem Wasser (DIN ISO 3696, Qualität 3) bei 37°C gelagert.



Abbildung 9: Fertiger Prüfkörper für den Scherversuch des Verbundes Bracket-Adhäsiv: auf die Bracketbasis geklebter Adhäsivprüfkörper (Basisklebefläche 7,07 mm²).

3.5.2 Vorbereitung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket

Die extrahierten Rinderzähne wurden von Geweberesten befreit, die Wurzeln mittels einer Trennscheibe entfernt und die klinische Krone in Technovit 4004 eingebettet. Als Form dienten ein zylinderförmiger PTFE-Ring und eine plane PTFE-Grundplatte. Auf die Grundplatte der Vorrichtung zum Einbetten von Zähnen wurde zentrisch ein manuell geformter, etwa 10 mm hoher Kegelstumpf (Basisdurchmesser ca. 10 mm) aus zahntechnischem Setzwachs angebracht. Auf die Spitze des Kegelstumpfs wurde der mit ölfreier Pressluft getrocknete Zahn so angedrückt, dass dessen für die Beklebung vorgesehene bukkale Schmelzfläche parallel zur geplanten Scherrichtung ausgerichtet wurde (Abbildung 10).

Danach wurde der PTFE-Ring auf die Grundplatte gesetzt. Die Einbettvorrichtung wurde blasenfrei mit dem, nach Vorschrift des Herstellers, angerührten, farblosen Kunststoff seitlich neben dem Zahn so aufgefüllt, dass nur noch die vorgesehene Klebefläche aus dem Kunststoff herausragte.

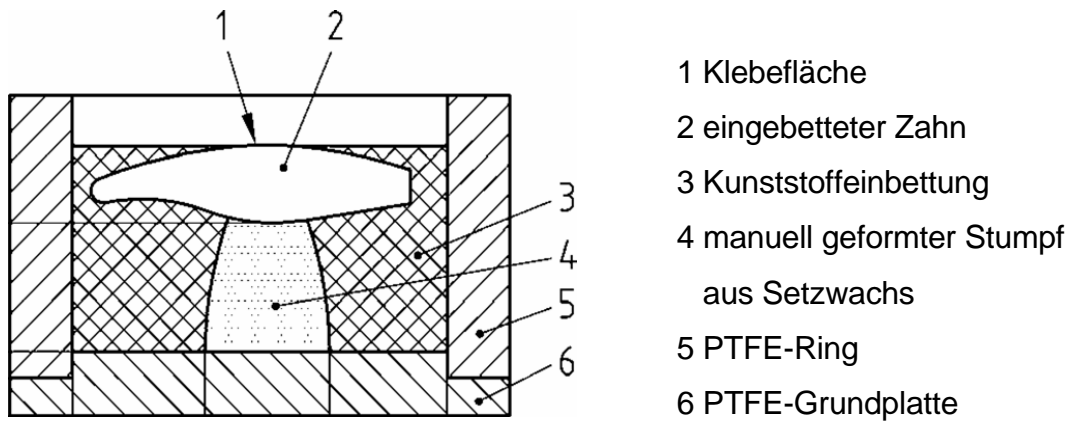


Abbildung 10: Vorrichtung zum Einbetten von Zähnen nach DIN 13990-2. Nach Aushärtung der Einbettmasse wird der PTFE-Ring entfernt, die Zahnoberfläche gereinigt und in Wasser gelagert.

Die so befüllte Einbettvorrichtung wurde zur Ableitung der Reaktionswärme ($\sim 110^{\circ}\text{C}$) in ein Becherglas mit kaltem Wasser gesetzt. Nach Aushärtung des Kunststoffs wurde die Einbettvorrichtung aus dem Becherglas entnommen, der PTFE-Ring abgezogen und die den eingebetteten Zahn enthaltende Kunststoff-ronde mit ölfreier Pressluft getrocknet. Der sich in Höhe der eingebetteten Schmelzfläche befindende Rand (Meniskus) des Kunststoffs wurde mit einem zahntechnischen Fräser entfernt, damit später ein Zugscherbügel gut am Zahnschmelz anliegen konnte. Der Prüfkörper hatte eine Höhe von 18,0 mm und einen Durchmesser von 30,0 mm (Abbildung 11).

Die Schmelzoberflächen sollten frei von Verunreinigungen und Kunststoffresten sein und sowohl während der Bearbeitung als auch bis zum eigentlichen Versuch nicht mit Fluoriden oder fluoridhaltigen Pasten in Kontakt kommen. Die eingebetteten Zähne wurden bis zur Herstellung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket in Wasser nach DIN ISO 3696, Qualität 3, bei Raumtemperatur gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern.

Vor dem Bekleben wurden die eingebetteten Rinderzähne mittels eines rotierenden, zahntechnisch üblichen Leinenschwabbel (Durchmesser 100 mm, Drehzahl 3000 min^{-1}) und mit in Wasser angerührtem Bimsmehl (Mischungsverhältnis 50 g Bimsmehl auf 40 g Wasser) drei Sekunden in okklusall-gingivaler und drei Se-

kunden in mesial-distaler Richtung gereinigt. Anschließend wurde der Reinigungsvorgang noch einmal in okklusal-gingivaler Richtung für drei Sekunden wiederholt.

Die Bracketbasis wurde mit Alkohol gereinigt und getrocknet und anschließend mit Adhäsiv beschichtet. Nach Platzieren des Brackets auf dem Zahn wurde das Bracket mittig auf die Zahnoberfläche gedrückt, um eine gleichmäßige Schichtstärke des Adhäsivs zu erreichen. Überschüssiges Adhäsiv wurde vor der endgültigen Polymerisation entfernt. Als Polymerisationsquelle wurde eine KAVO-Lampe nach DIN EN ISO 10650 mit einer spezifischen Ausstrahlung von $850 \pm 150 \text{ mW/cm}^2$ im Wellenlängenbereich 400 nm bis 515 nm zum Aushärten lichthärtender Adhäsive verwendet. Laut DIN 13990 wurden die Brackets unter 30 Grad für jeweils 10s von mesial und distal belichtet. Der vollständige Prüfkörper ist in Abbildung 11 dargestellt.



Abbildung 11: Prüfkörper für den Scherversuch des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket: In Kunststoff (Technovit 4004) eingebetteter Zahn mit Bracket.

Nach der Beklebung der Zähne wurden diese für 24 +/-2 Stunden in Wasser (DIN ISO 3696, Qualität 3) bei 37°C bis zur Haftverbundprüfung gelagert.

3.6 Durchführung des Scherversuches

3.6.1 Prüfvorrichtung

Die Scherversuche wurden an einer standardisierten, computergesteuerten Materialprüfmaschine (ZMART.PRO, Zwick, Ulm, Deutschland, siehe Abbildung 12) durchgeführt. Während der Vorlast bis hin zum Bruch wurde das Verhalten der Probe in jeder Phase automatisch gemessen und dokumentiert.



Abbildung 12: Verwendete Prüfvorrichtung: Computergesteuerte Universalprüfmaschine (ZMART.PRO, Zwick, Ulm, Deutschland) mit Kraftsensor, Einspanvorrichtung, Zugscherbügel und Traverse.

3.6.2 Prüfung der Scherhaftfestigkeit des Verbundes Bracket-Adhäsiv

Die Kunststofffronde mit eingebetteten Bracket (Kapitel 3.5.1) wurde so in die Prüfmaschine eingespannt, dass die zu prüfende Verbundfläche parallel zu der von okklusal nach gingival wirkenden Scherkraft ausgerichtet wurde. Dazu wurde ein auf der Prüfmaschine befestigter Schraubstock verwendet, in dem die Kunststofffronde hochkant stehend eingeklemmt wurde (Abbildung 13).

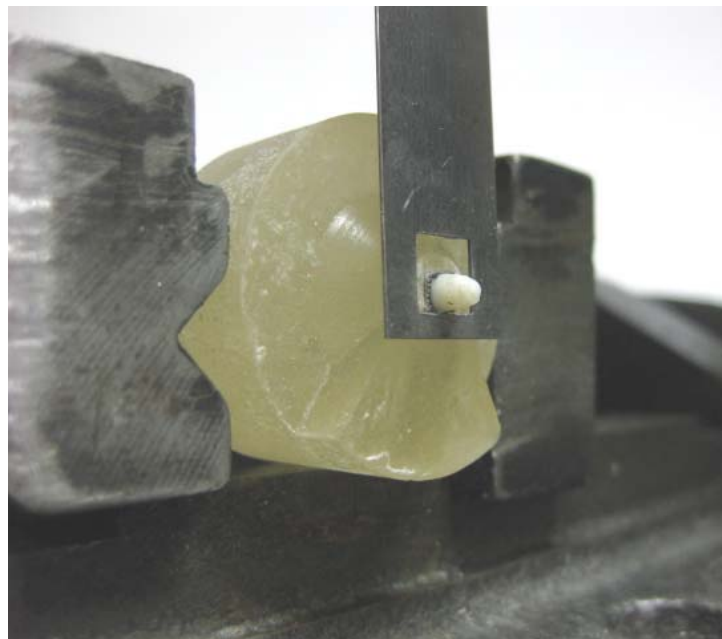


Abbildung 13: In der Universalprüfmaschine fixierter Prüfkörper mit angelegtem Zugscherbügel, der dicht an der Verbundfläche anliegt.

Nach Ausrichtung und Einspannen der Kunststofffronde in die Universalprüfmaschine wurde die quadratische Öffnung eines leicht vorgebogenen Zugscherbügels über den Adhäsivprüfkörper so an die zu prüfende Verbundfläche geschoben, dass der Zugscherbügel dicht an der Verbundfläche anlag. Dann erst wurde der Zugscherbügel am gegenüberliegenden Ende in die Universalprüfmaschine gespannt. Die Abscherung erfolgte durch Absenken der Traverse. Die Prüfungsgeschwindigkeit betrug 1 mm/min, die Abscherkraft wurde in Newton (N) gemessen.

3.6.3 Prüfung der Scherhaftfestigkeit des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket

Der hergestellte Gesamtverbund Zahn-Adhäsiv-Bracket wurde so in die Universalprüfmaschine eingespannt, dass die zu prüfende Verbundfläche parallel zur Scherrichtung ausgerichtet werden konnte. Dazu wurde der schon in den vorherigen Versuchen verwendete Schraubstock genutzt, in dem die Kunststofffronde hochkant stehend eingeklemmt wurde. Die Kunststofffronde wurde dabei so gedreht, dass die Scherkraft von okklusal nach gingival wirkte (Abbildung 14).



Abbildung 14: In der Universalprüfmaschine fixierter Prüfkörper mit angelegtem Zugscherbügel, der dicht an der Verbundfläche anliegt.

Nach Ausrichtung und Einspannen des im Kunststoff eingebetteten Gesamtverbundes in die Materialprüfmaschine wurde die quadratische Öffnung eines leicht vorgebogenen Zugscherbügels (Abbildung 14) so über das Bracket an den Zahnschmelz geschoben, dass der Zugscherbügel dicht am Zahnschmelz und genau parallel zur Basiskante des Brackets anlag. Dann erst wurde der Zugscherbügel am gegenüberliegenden Ende in die Universalprüfmaschine gespannt.

Die Zugscherprüfung erfolgte stoßfrei mit einer gleich bleibenden Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Versagen des Verbundes. Bei der Prüfung ist ein Abrutschen des Zugscherbügels von der Basis des Brackets durch leichtes manuelles Andrücken des unteren Endes des Zugscherbügels an den Zahnschmelz zu verhindern.

3.7 Analyse der Bruchstellen

Zusätzlich zur Norm wurden die Adhäsivreste, die nach der Scherprüfung auf der Bracketsbasis sowie auf der Zahnoberfläche verblieben sind, mit dem Adhäsiv Remnant Index (ARI) beurteilt. Der ARI wurde 1984 von *Artun und Bergland* eingeführt und beschreibt die verbliebene Menge des Komposits auf der Schmelzoberfläche nach der Prüfung. Der ARI ermöglicht eine Aussage über die Qualität der Bruchstelle. Unterschieden wird ein adhäsiver Bruch, also ein Bruch des Aneinanderhaftens der Moleküle im Bereich der Grenzflächen zweier verschiedener Stoffe, oder ein kohäsiver Bruch, das Versagen des inneren Zusammenhalts der Moleküle eines Körpers.

Die Bruchfläche wurde unter einem Mikroskop bei zehnfacher Vergrößerung untersucht und bewertet. Es wurde unterschieden, an welchen Grenzflächen (Bracket-Adhäsiv oder Adhäsiv-Zahnschmelz) der Bruch erfolgte. Hierfür wurde nach der Scherhaftprüfung für jeden Verbund der prozentuale Anteil des auf dem Zahnschmelz verbliebenen Adhäsivrests geschätzt.

War der auf dem Zahnschmelz verbliebene Adhäsivrest größer oder gleich 50 %, wurde die dazugehörige Scherhaftfestigkeit der Grenzfläche Bracket-Adhäsiv zugeschrieben. Betrug umgekehrt der auf dem Zahnschmelz verbliebene Adhäsivrest weniger als 50 %, bezog sich die dazugehörige Scherhaftfestigkeit auf die der Grenzfläche Adhäsiv-Zahnschmelz.

Als Scherhaftfestigkeit der jeweiligen Grenzfläche des Gesamtverbundes wurde der Mittelwert aus mindestens zehn Verbundkombinationen genommen. Die Haftung an der Zahnhartsubstanz kommt in erster Linie durch die mechanische Retention an der Oberfläche zustande, die in den Versuchsreihen durch Mikroporositäten vergrößert wurde (Konditionierung). Auf der Bracketseite erfolgt die me-

chanische Retention durch die Basis. Wird eine Kraft senkrecht zur Verbundstelle eingeleitet und ein Bruch forciert, lässt sich anschließend die Bruchstelle visuell beurteilen. Verbleibt der Hauptteil des Adhäsivs nach Abscherbelastung auf der Zahnoberfläche oder auf der Basis, wird ein adhäsiver Bruch angenommen, da die Adhäsion zwischen der Grenzfläche Schmelz-Adhäsiv oder Adhäsiv-Bracketbasis verloren gegangen ist. Ein kohäsiver Bruch liegt vor, wenn die Bruchstelle innerhalb des Adhäsivs festgestellt wird. In diesem Fall haben die Anziehungskräfte zwischen den Molekülen innerhalb des Adhäsivs der auftretenden Kraft nicht standhalten können. Die Beurteilung erfolgte visuell und wurde wie folgt eingeteilt [Artun und Bergland, 1984]:

- Ein ARI von „0“ entspricht 0 % Adhäsiv am Zahn bzw. 100 % Adhäsiv am Bracket.
- Ein ARI von „1“ entspricht weniger als 50 % Adhäsiv am Zahn bzw. mehr als 50 % Adhäsiv am Bracket.
- Ein ARI von „2“ entspricht weniger als 50 % Adhäsiv am Zahn bzw. mehr als 50 % Adhäsiv am Bracket.
- Ein ARI von „3“ entspricht 100 % Adhäsiv am Zahn bzw. 0 % Adhäsiv am Bracket.
- Ein ARI von „4“ entspricht einem Schmelzausriss.

Ein niedriger ARI-Wert, und somit wenig Adhäsiv auf der Zahnoberfläche, birgt die Gefahr eines potentiellen Schmelzausrisses. Schmelzausrisse werden laut DIN 13990 in das Protokoll aufgenommen. Im Gegensatz dazu bedeutet ein hoher Wert auch einen höheren Verbleib von Restadhäsiv auf dem Zahn und dadurch einen Mehraufwand bei der Adhäsiventfernung.

Der Verbund in der Bracket-Adhäsiv-Technik wird durch möglichst hohe Adhäsions- und Kohäsionskräfte erzielt. Die Beurteilung der Bruchfläche zeigt die Schwachstelle in der Verbindung und gibt Aufschluss über die Möglichkeiten der Verbesserung der Klebung.

3.8 Statistische Methoden

Zur statistischen Auswertung wurden für jede Gruppe jeweils Mittelwert und Standardabweichung berechnet und mit dem Programm WinSTAT® (Version 2005.1) ausgewertet. Die Häufigkeitsverteilungen der Scherhaftfestigkeitswerte der geprüften Kombinationen wurden in Form von Notch-Box-Diagrammen dargestellt. Diese wurden mit der Software PlotITW Version 3.2 für Windows erstellt. Abbildung 15 stellt ein typisches Notch-Box-Diagramm dar.

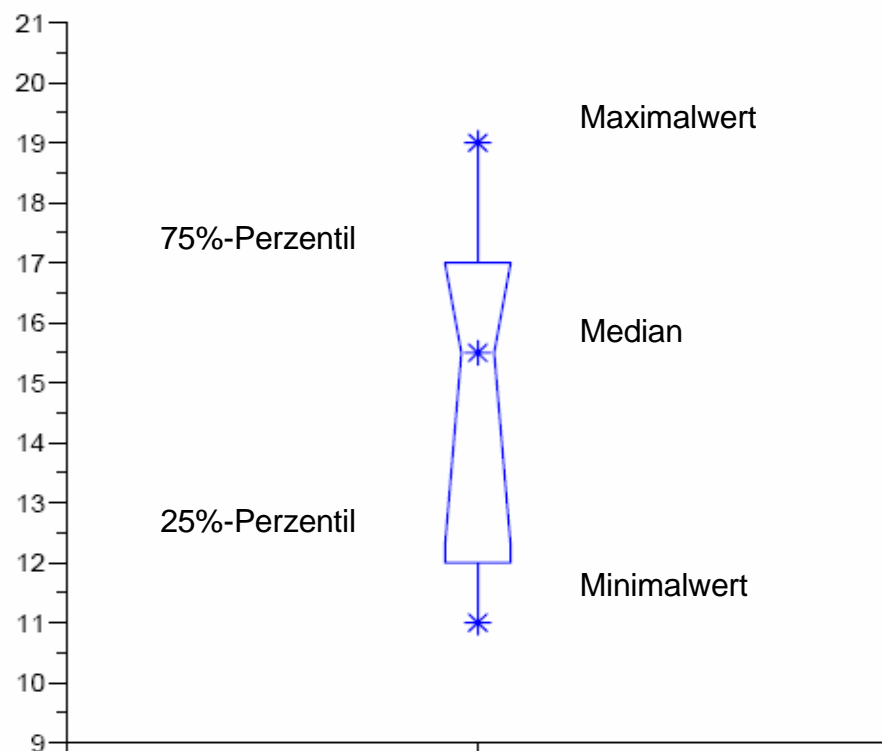


Abbildung 15: Beispiel für ein Notch-Box-Diagramm zur grafischen Darstellung der Verteilung der Daten. Notch bewirkt eine Einschnürrung im Balken, der den Median der zugehörigen Verteilung repräsentiert. Die Grenzkanten oben und unten entsprechen dem 75 %-Perzentil beziehungsweise 25 %-Perzentil.

Das Notch-Box-Diagramm (auch Kastendiagramm) zeigt die Lage und die Streuung einer Verteilung an. Die Symmetrie des Notch-Boxes ergibt die Lage des

Medians zum Mittelwert. Es soll einen Eindruck darüber vermitteln, in welchem Bereich die Daten liegen und wie sie sich über diesen Bereich verteilen. Deshalb werden der Median, die zwei Perzentile und die beiden Extremwerte dargestellt. Aufgrund des einfachen Aufbaus von Notch-Box-Diagrammen wurden diese verwendet, um einen schnellen Überblick über bestehende Daten zu verschaffen. Dabei muss nicht bekannt sein, welcher Verteilung diese Daten unterliegen. Die Box gibt an, in welchem Bereich 50 % der Daten liegen.

Weiter wurde zum Vergleich der Ergebnisse der Gruppen eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Die Varianzanalyse als wichtigstes Analyseverfahren zur Auswertung von Experimenten schien geeignet, da die Varianzanalyse die Wirkung einer (oder mehrerer) unabhängiger Variablen (Adhäsiv auf Bracket oder Adhäsiv-Bracket auf Zahn) auf eine (oder mehrere) abhängige Variable (Haftwerte) untersucht. Voraussetzung für die Varianzanalyse ist ein metrisches Skalenniveau der abhängigen Variablen [Backhaus et al., 1996.]. Beide Voraussetzungen sind in diesem Fall erfüllt. Um statistisch aussagekräftige Signifikanzen zu erlangen, wurde die Bonferroni-Korrektur angewandt.

Da ANOVA normalverteilte Zufallvariablen voraussetzt, wurden die Messwerte jeder Gruppe mittels Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung getestet. In allen Tests wurde $p < 0,05$ als Irrtumswahrscheinlichkeit gewählt.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv

Von jeder Bracket-Adhäsiv-Kombination wurden zehn Proben untersucht und ein Kraft-Weg-Diagramm während des Abscherens erstellt (Abbildung 16).

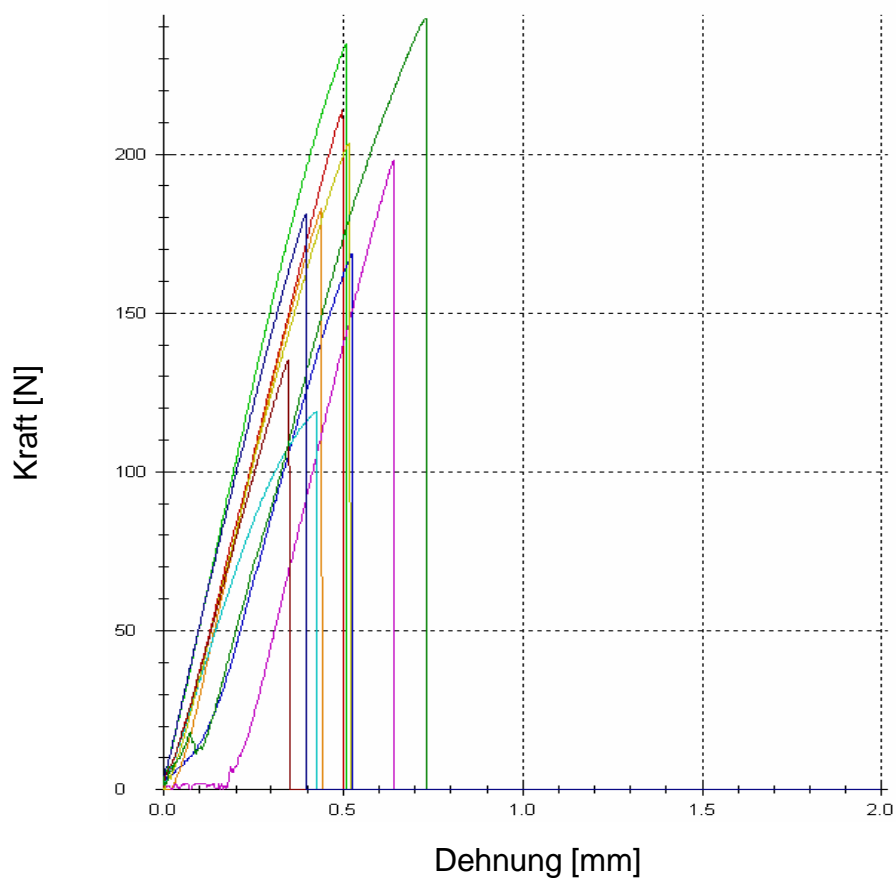


Abbildung 16: Über das Prüfsystem erfolgte die graphische Darstellung der Messwerte, hier am Beispiel der Verbundkombination Discovery[®]-Light Bond[™]. Die auf der Basisfläche der Adhäsivprüfkörper (7,07 mm²) auftretende Kraft (N) (y-Achse), wurde gegen den Weg, den die Probe zurücklegte (x-Achse) aufgetragen

Die maximale Scherkraft wurde in dem Moment erreicht, in dem der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt und um mindestens 30 % abfällt. Die resultierenden Kräfte, die zum Abscheren des Adhäsivprüfkörpers führten, wurden direkt von der Universalprüfmaschine in Newton (N) abgelesen und unter Berücksichtigung der Basisfläche des Adhäsivprüfkörpers (mm²) in die Scherhaftfestigkeit (N/mm² = MPa) nach folgender Formel (DIN 13990) automatisch umgerechnet:

$$R_s(\text{N/mm}^2) = F(\text{N}) / A(\text{mm}^2),$$

wobei R_s =Scherhaftfestigkeit, F =Kraft und A =Basisfläche des Adhäsivprüfkörpers sind. Die errechneten Werte wurden im Prüfprotokoll aufgelistet (Tabelle 3).

Nr. Probe	Querschnittsfläche Adhäsivprüfkörper (mm ²)	Kraft (N)	Scherhaftfestigkeit (N/mm ²)
1	7,07	214	30,3
2	7,07	235	33,2
3	7,07	169	23,9
4	7,07	183	25,9
5	7,07	198	28,0
6	7,07	119	16,8
7	7,07	203	28,8
8	7,07	135	19,1
9	7,07	243	34,3
10	7,07	181	25,6

Tabelle 3: Prüfprotokoll am Beispiel des Verbundes Discovery®-Light Bond™, das automatisch von der Universalprüfmaschine erstellt wurde.

In der Tabelle 4 sind die einzelnen berechneten Scherhaftfestigkeitswerte des Verbundes Bracket-Adhäsiv für alle Bracket-Adhäsiv-Kombinationen aufgelistet.

Scherhaftfestigkeit (N/mm²)										
Discovery[®]-Adhäsiv										
Transbond TM XT	19,2	19,7	20,9	21,8	22,2	22,8	23,8	27,4	28,3	28,7
Light Bond TM	16,8	19,1	23,9	25,6	25,9	28,0	28,8	30,3	33,2	34,3
Phase II [®]	15,7	16,8	17,8	18,1	19,2	21,2	22,4	23,4	24,3	28,6
MLF-Adhäsiv										
Transbond TM XT	16,0	16,4	16,8	17,4	18,2	18,4	19,0	19,3	19,9	21,9
Light Bond TM	17,4	20,0	22,5	23,9	24,0	24,3	25,3	25,5	25,9	26,9
Phase II [®]	8,9	11,9	13,3	13,4	14,4	14,4	14,4	14,5	15,9	17,7
EMC-Adhäsiv										
Transbond TM XT	8,5	9,3	9,4	10,1	11,4	12,6	13,5	14,4	15,7	16,2
Light Bond TM	8,3	9,6	10,0	11,6	11,8	13,2	15,3	16,6	17,5	18,5
Phase II [®]	7,9	8,8	9,3	9,9	10,9	11,1	11,5	11,6	12,9	14,0
Carriere-Adhäsiv										
Transbond TM XT	8,6	9,0	11,7	14,5	16,1	17,3	17,8	20,2	20,3	20,7
Light Bond TM	17,5	19,8	23,0	23,3	23,4	24,4	24,5	24,5	24,6	24,9
Phase II [®]	11,1	12,5	16,8	17,1	18,4	18,9	20,0	20,3	20,9	23,6

Tabelle 4: Die ermittelten Werte für die Scherhaftfestigkeit des Verbundes Bracket-Adhäsiv unter Berücksichtigung der Basisfläche des Adhäsivprüfkörpers (7,07 mm²).

4.2. Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv

Um die Haftfestigkeit der eingesetzten Adhäsive an die einzelnen Brackets miteinander zu vergleichen, wurden Median, Mittelwert, Standardabweichung sowie minimal und maximal ermittelte Werte in der Tabelle 5 zusammengefasst. Im Folgenden wird mit Hilfe von Säulendiagrammen ein Vergleich zwischen den verschiedenen Bracket-Adhäsiv-Verbunden innerhalb eines Adhäsivs dargestellt (Abbildung 17).

Adhäsiv	Bracket	Mittelwert (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	Standard-abw.	Max. (N/mm ²)	Min. (N/mm ²)
Transbond™ XT	Discovery®	23,5	22,5	3,4	28,7	19,2
	MLF	18,3	18,3	1,7	21,9	16,0
	EMC	12,1	12,0	2,1	16,2	8,5
	Carriere	15,6	16,7	4,5	20,7	8,6
Light Bond™	Discovery®	26,6	26,9	5,6	34,3	16,8
	MLF	23,6	24,1	3,0	26,9	17,4
	EMC	13,2	12,5	3,5	18,5	8,3
	Carriere	23,0	23,9	2,5	24,9	17,5
Phase II®	Discovery®	20,7	20,2	4,0	28,6	15,7
	MLF	13,9	14,4	2,8	17,7	8,9
	EMC	10,8	11,0	2,7	14,0	7,9
	Carriere	18,0	18,6	3,8	23,6	11,1

Tabelle 5: Deskriptive Statistik zu den Scherhaftfestigkeitswerten des Bracket-Adhäsiv-Verbundes.

Wie in Tabelle 5 ersichtlich ist, haben alle drei geprüften Adhäsive mit Discovery die höchste Scherhaftfestigkeitswerte erreicht (mit Transbond™ XT 23,5 N/mm²,

Light Bond™ 26,6 N/mm² und Phase II® 20,7 N/mm²). Die niedrigsten Werte ergaben sich bei EMC (12,1 N/mm² mit Transbond™ XT).

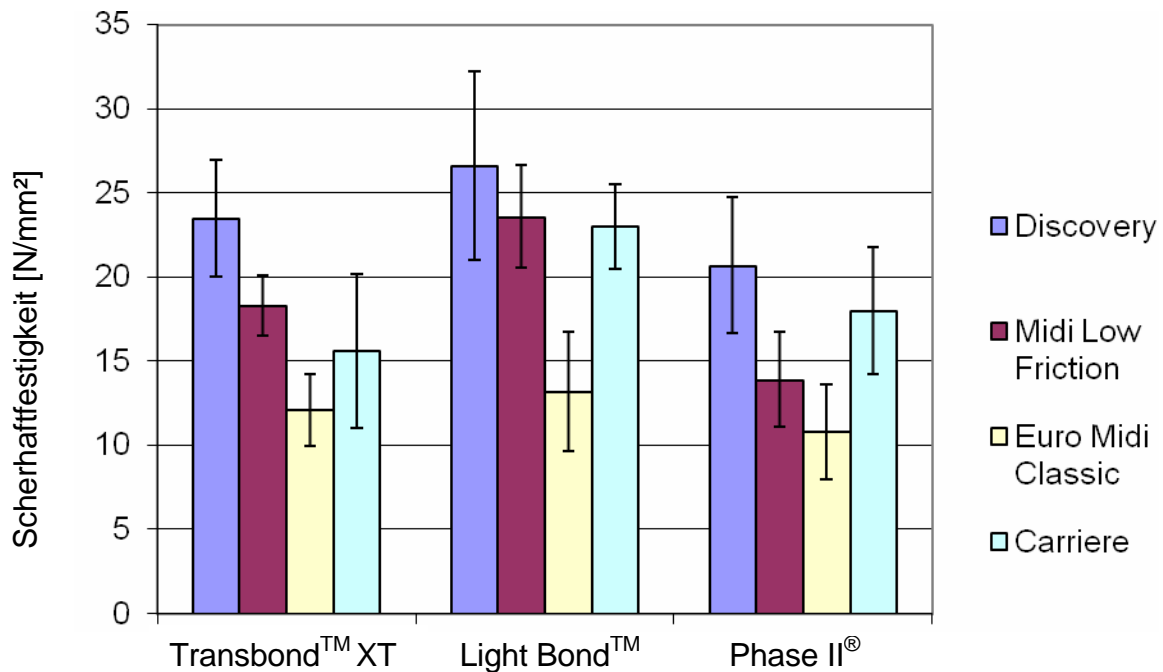


Abbildung 17: Gegenüberstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Scherhaftfestigkeitswerte der vier geprüften Bracketsysteme innerhalb eines Bracket-Adhäsiv-Verbundes.

Die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte (Mittelwerte) zeigten die Verbunde der vier Brackets mit dem Adhäsiv Light Bond™: 26,6 N/mm² für Discovery®, 23,6 N/mm² für Midi Low Friction, 23,0 N/mm² für Carriere und 13,2 N/mm² für Euro Midi Classic. Die niedrigsten Mittelwerte wurden generell bei den Kombinationen der vier Brackets mit dem Adhäsiv Phase II® gemessen. Ein Vergleich zwischen den Brackets zeigt, dass die niedrigsten Mittelwerte für die Scherhaftfestigkeit bei den Euro Midi Classic Brackets gemessen wurden (zwischen 10,8 N/mm² und 12,1 N/mm²).

Um die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte der verschiedenen Bracket-Adhäsiv-Kombinationen zwischen Maximal- und Minimalwert zu vermitteln, wurden der Median, die zwei Perzentile und die beiden Extremwerte der geprüften Kombinationen in den Tabellen 6 bis 9 zusammengefasst. Die Ergebnisse wur-

den in Form von Notch-Box-Diagrammen in den Abbildungen 18 bis 21 dargestellt.

Discovery [®] - Adhäsiv	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond TM XT	19,2	20,9	22,5	27,4	28,7
Light Bond TM	16,8	23,9	27,0	30,3	34,3
Phase II [®]	15,7	17,8	20,2	23,4	28,6

Tabelle 6: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte zwischen Minimal- und Maximalwert innerhalb des Verbundes Discovery[®]-Adhäsiv, die in Abbildung 18 graphisch dargestellt ist.

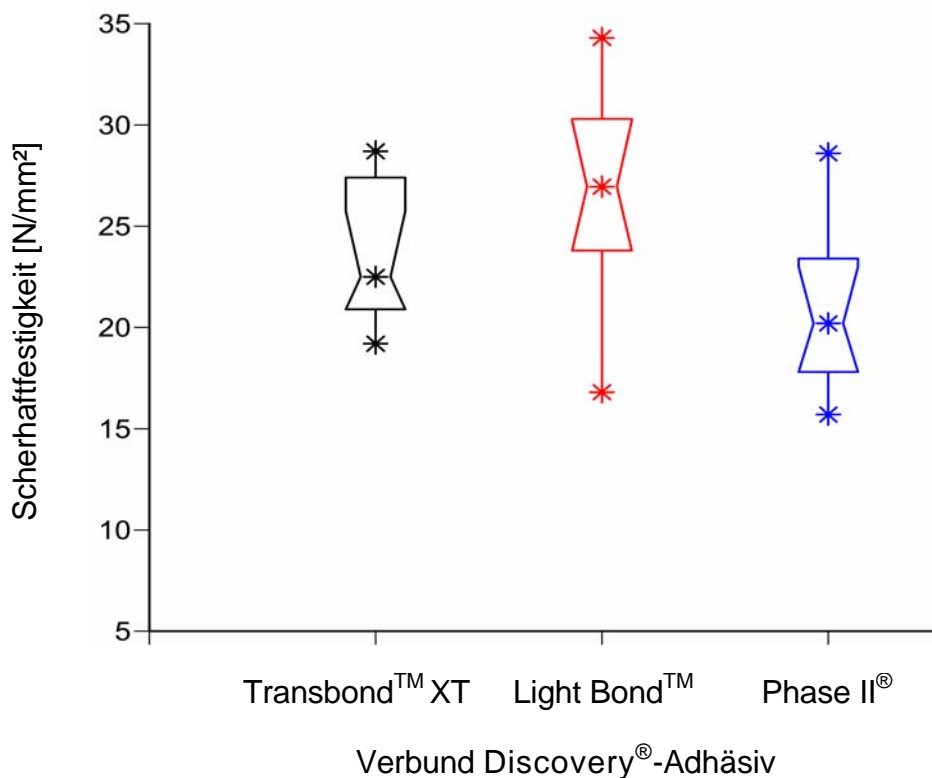


Abbildung 18: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Discovery[®]-Adhäsiv. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Die Differenz zwischen den Extremwerten ergibt die Spannweite, die ein Maß für die Breite des Streubereichs der Häufigkeitsverteilung ist. Die Spannweite bei der Kombination mit Transbond™ XT ergab 9,5 N/mm², ein Wert, der signifikant niedriger ist als bei den Kombinationen mit Light Bond™ 17,5 N/mm² und mit Phase II® 12,9 N/mm². Das Diagramm in Abbildung 18 zeigt, dass bei dem Verbund Discovery® mit Transbond™ XT die Verteilung der Messwerte zwischen Minimalwert und Maximalwert optimal war, jedoch die Asymmetrie des Notch-Boxes deutet auf die abweichende Lage des Medians zum Mittelwert.

Bei dem Verbund Midi Low Friction (Abbildung 16) mit den geprüften Adhäsiven war die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte optimal. Die Spannweite bei dem Verbund Midi Low Friction-Transbond™ XT ergab ein Wert von 5,9 N/mm² gefolgt von der Kombination mit Phase II® (8,8N/mm²) und Light Bond™ (9,5 N/mm²). Die Abbildung 15 zeigt auch, dass der Notch-Box des Verbundes Midi Low Friction-Phase II® niedriger liegt als die Notch-Boxen der anderen zwei Kombinationen.

Midi Low Friction-Adhäsiv	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	16,0	16,8	18,3	19,3	21,9
Light Bond™	17,4	22,5	24,2	25,5	26,9
Phase II®	8,9	13,3	14,4	14,5	17,7

Tabelle 7: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Midi Low Friction-Adhäsiv, die in Abbildung 19 graphisch dargestellt ist.

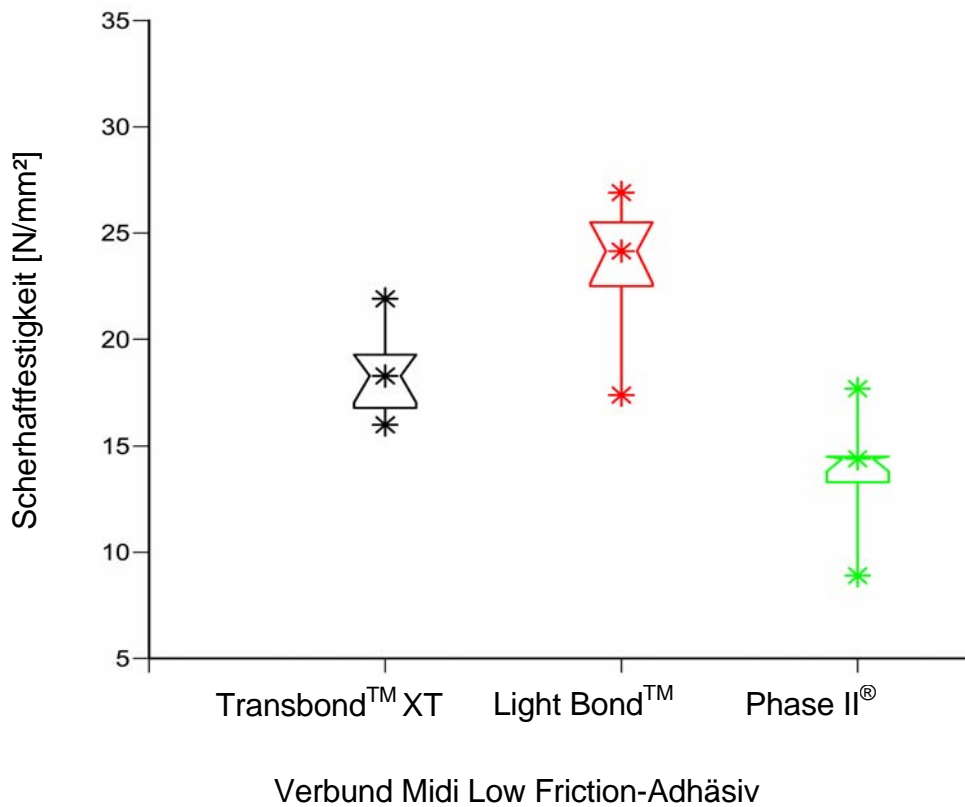


Abbildung 19: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Midi Low Friction-Adhäsiv. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Euro Midi Classic-Adhäsiv	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	8,5	9,4	12,0	14,4	16,2
Light Bond™	8,3	10,0	12,5	16,6	18,5
Phase II®	7,9	9,3	11,0	11,6	14,0

Tabelle 8: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Euro Midi Classic-Adhäsiv, die in der Abbildung 20 graphisch dargestellt ist.

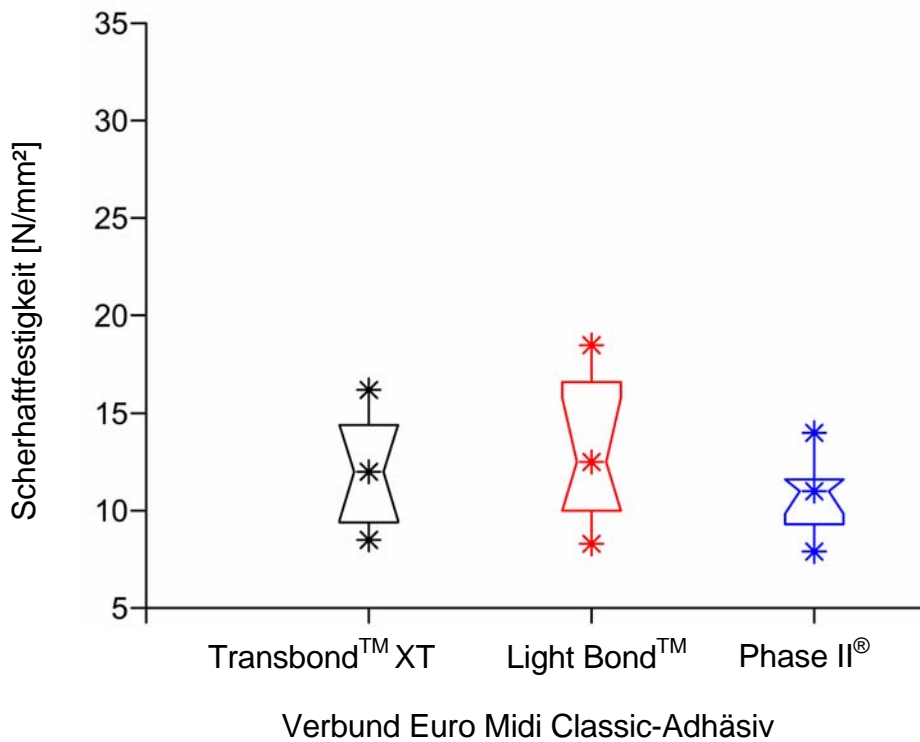


Abbildung 20: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Euro Midi Classic-Adhäsiv. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Bei der Verbunden Euro Midi Classic mit Transbond™ XT, Light Bond™ und Phase II® hat die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte ein einheitliches Bild gezeigt. Generell wurde beim Euro Midi Classic im Vergleich zu den Brackets Discovery®, Midi Low Friction und Carriere niedrigere Werte gemessen.

Verbund Carriere-Adhäsiv	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	8,6	11,7	16,7	20,2	20,7
Light Bond™	17,5	23,0	23,9	24,5	24,9
Phase II®	11,1	16,8	18,6	20,3	23,6

Tabelle 9: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Carriere-Adhäsiv, die in Abbildung 21 graphisch dargestellt ist.

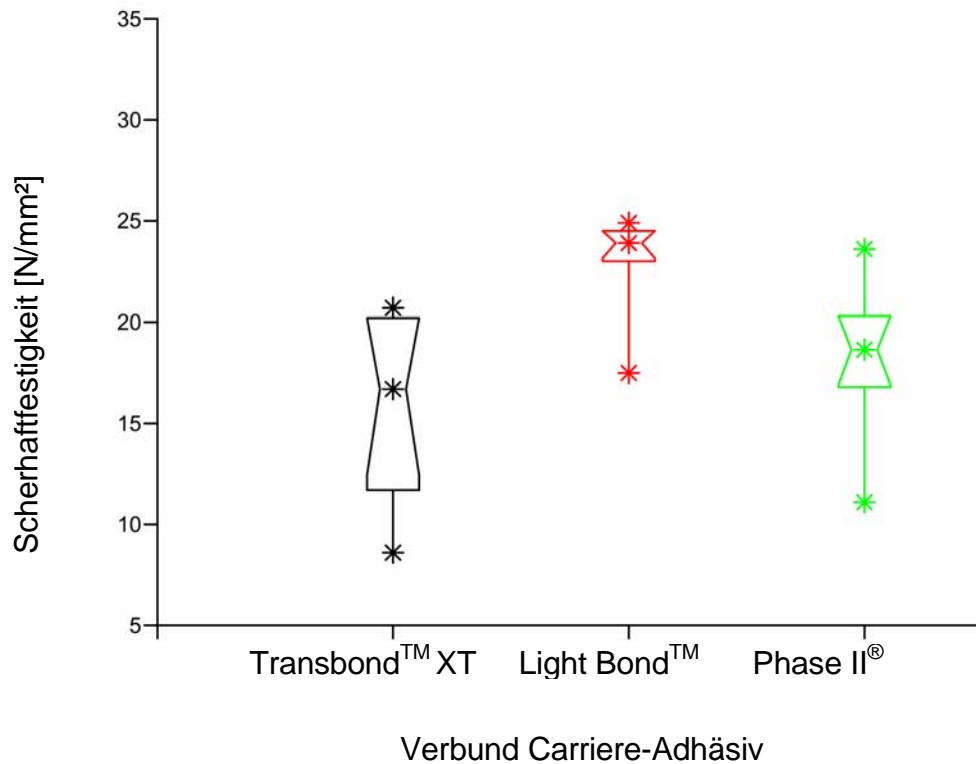


Abbildung 21: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Carriere-Adhäsiv. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Bei dem Verbund Carriere-Adhäsiv hat die Kombination mit Light Bond™ den höchsten Mittelwert für die Scherhaftfestigkeit ergeben, wobei die Kombinationen mit Transbond™ XT und Phase II® homogenere Verteilungen der Werte gezeigt haben. Diese Werte sind aber niedriger.

4.3 Statistische Auswertung des Verbundes Bracket-Adhäsiv

Um festzustellen, ob es Unterschiede zwischen den einzelnen Bracket-Adhäsiv-Verbundkombinationen im Hinblick auf Haftfestigkeitswerte der Adhäsive gibt, wurden die jeweiligen Versuchsgruppen einander gegenübergestellt. Der Kolmo-

gorow-Smirnow-Anpassungstest hat gezeigt, dass eine Normalverteilung der Daten in allen Gruppen der Adhäsiv-Bracket-Kombinationen vorlag.

Die Varianzanalyse des Verbundes Transbond™ XT-Brackets ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Haftfestigkeitswerten von Transbond™ XT mit Discovery® im Vergleich zur Haftfestigkeit auf den anderen drei Brackets. Der Verbund Discovery®-Transbond™ XT lag hier mit einem Mittelwert der Scherhaftfestigkeit von 23,5 N/mm² über Euro Midi Classic mit 12,1 N/mm², Carriere mit 15,6 N/mm² und Midi Low Friction mit 18,3 N/mm² (Tabelle 10) in dem Verbund mit dem gleichen Adhäsiv.

	Mittelwert	EMC	Carriere	MLF	Discovery®
EMC	12,1	---	---	---	---
Carriere	15,6	n.s.	---	---	---
MLF	18,3	s.	n.s.	---	---
Discovery®	23,5	s.	s.	s.	---

Tabelle 10: Verbund Transbond™ XT-Brackets. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen den Bracketssystemen innerhalb eines Adhäsivs.

Die Varianzanalyse für die Verbundkombination von Light Bond mit den vier Brackets ergab das in Tabelle 11 zusammengefasste Ergebnis. Euro Midi Classic hatte signifikant niedrigere Haftfestigkeitswerte im Vergleich mit den anderen Brackets.

	Mittelwert	EMC	Carriere	MLF	Discovery®
EMC	13,2	---	---	---	---
Carriere	23,0	s.	---	---	---
MLF	23,6	s.	n.s.	---	---
Discovery®	26,6	s.	n.s.	s.	---

Tabelle 11: Verbund Light Bond™-Brackets. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen den Brackets innerhalb eines Adhäsivs.

Bei der Kombination von Phase II® mit den vier Brackets zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten von Euro Midi Classic, Midi Low Friction, Carriere, und Discovery®. Den höchsten Mittelwert erreichte hier Phase II® mit Discovery® (20,7 N/mm²) gefolgt von Carriere (18,0 N/mm², Tabelle 12). Die Brackets Euro Midi Classic und Midi Low Friction haben trotz größerer Basisflächen niedrigere Haftfestigkeitswerte erreicht.

	Mittelwert	EMC	MLF	Carriere	Discovery®
EMC	10,8	---	---	---	---
MLF	13,9	n.s.	---	---	---
Carriere	18,0	s.	s.	---	---
Discovery®	20,7	s.	s.	n.s.	---

Tabelle 12: Verbund Phase II®-Brackets. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikante ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikante ($p > 0,05$) Unterschiede zwischen den Brackets innerhalb eines Adhäsivs.

4.4 Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket

Von jeder der Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen wurden zehn Proben untersucht, ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt (Abbildung 22) und die Scherhaftfestigkeit (N/mm^2 , Tabelle 13) nach der Formel aus Kapitel 4.1 berechnet, wobei allerdings die Basisflächen der Brackets in die Berechnung eingingen. Da sich die Brackets hinsichtlich der Größe der Basisfläche unterschieden, wurde die Bruchkraft bezüglich der Bracket-Basisfläche normalisiert.

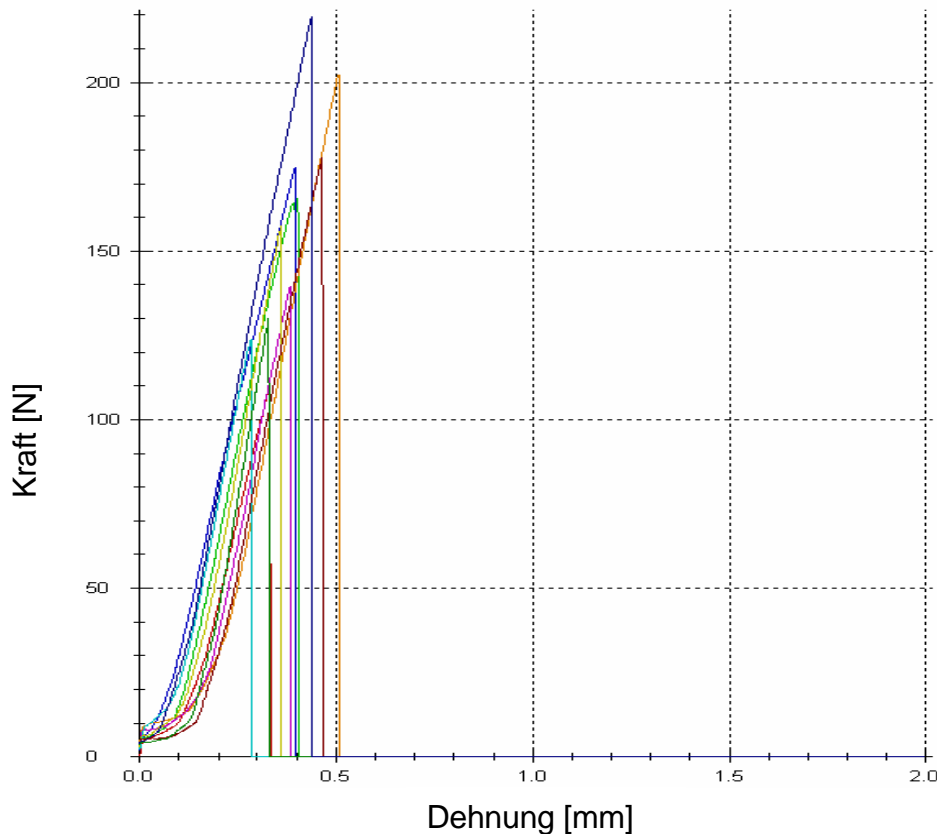


Abbildung 22: Über das Prüfsystem erfolgte graphische Darstellung der Messwerte am Beispiel der Kombination Zahn-Light Bond- Discovery[®]. Der Weg, den das Abscherblatt zurücklegte (x-Achse), wurde gegen die auf der Basisfläche des Brackets (mm^2) auftretende Kraft (N) aufgetragen (y-Achse).

Die maximale Scherkraft wurde in dem Moment erreicht, als der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt und um mindestens 30 % abfällt (siehe Kapitel 4.1.). Die errechneten Werte wurden im Prüfprotokoll aufgelistet (Tabelle 13).

Nr. Probe	Querschnittsfläche Adhäsivprüfkörper (mm ²)	Kraft (N)	Scherhaftfestigkeit (N/mm ²)
1	12,12	110	9,1
2	12,12	166	13,7
3	12,12	175	14,4
4	12,12	202	16,7
5	12,12	140	11,5
6	12,12	124	10,2
7	12,12	157	13,0
8	12,12	178	14,7
9	12,12	130	10,7
10	12,12	220	18,1

Tabelle 13: Prüfprotokoll am Beispiel des Verbundes Zahn-Light Bond™-Discovery®, das automatisch von der Universalprüfmaschine erstellt wurde.

Die auf die Basisfläche umgerechneten Werte für alle Kombinationen sind in Tabelle 14 aufgelistet.

Scherhaftfestigkeit (N/mm ²)										
Zahn-Adhäsiv-Discovery®										
Transbond™ XT	11,7	12,7	12,9	13,0	16,1	17,1	18,7	20,6	20,8	21,9
Light Bond™	9,1	10,2	10,7	11,5	13,0	13,7	14,4	14,7	16,7	18,1
Phase II®	8,8	12,0	14,8	14,9	15,8	16,0	16,8	17,4	21,3	22,4
Zahn-Adhäsiv-MLF										
Transbond™ XT	7,4	8,0	10,1	11,2	12,0	13,9	14,3	18,0	18,4	19,4
Light Bond™	11,2	11,4	12,3	13,3	13,7	18,8	20,3	22,4	23,6	24,2
Phase II®	5,1	6,3	9,7	10,7	11,4	12,6	13,4	13,7	17,9	25,6
Zahn-Adhäsiv-EMC										
Transbond™ XT	10,9	11,9	13,9	15,3	16,5	16,8	18,1	18,4	19,2	19,9
Light Bond™	11,4	11,5	11,7	12,6	13,7	14,1	19,4	20,9	23,1	24,3
Phase II®	8,3	9,8	10,3	11,4	11,7	12,0	12,0	14,5	16,3	17,1
Zahn-Adhäsiv-Carriere										
Transbond™ XT	13,5	14,6	14,7	15,0	15,8	16,1	18,3	19,1	22,2	22,5
Light Bond™	9,8	10,0	13,0	16,0	17,5	17,9	18,5	20,1	20,9	27,2
Phase II®	10,9	12,2	14,6	14,8	15,0	15,3	15,5	16,6	17,0	17,7

Tabelle 14: Die ermittelten Werte für die Scherhaftfestigkeit des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket unter Berücksichtigung der Basisfläche des jeweiligen Brackets.

4.5. Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket

Von jedem Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbund wurden zehn Proben gemessen und Median, Mittelwert, Standardabweichung sowie minimal und maximal ermittelte Werte bestimmt und in Tabelle 15 zusammengefasst. Im Folgenden wird mit Hilfe von Säulendiagrammen ein Vergleich zwischen den verschiedenen Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbunden innerhalb eines Adhäsivs dargestellt (Abbildung 23).

Zahn-Adhäsiv	Bracket	Mittelwert (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	Standardabw.	Max. (N/mm ²)	Min. (N/mm ²)
Transbond™ XT	Discovery®	16,5	16,6	3,8	21,9	11,7
	MLF	13,3	12,9	4,3	19,4	7,4
	EMC	16,1	16,7	3,7	19,9	10,9
	Carriere	17,2	15,9	3,2	22,5	13,5
Light Bond™	Discovery®	13,2	13,3	2,9	18,1	9,1
	MLF	17,1	16,3	5,3	24,2	11,2
	EMC	16,3	13,9	5,1	24,3	11,4
	Carriere	17,1	17,7	5,3	27,2	9,8
Phase II®	Discovery®	16,0	15,9	4,2	22,4	8,8
	MLF	12,7	12,0	5,3	25,6	5,1
	EMC	12,3	11,9	2,8	17,1	8,3
	Carriere	14,9	15,3	2,1	17,7	10,9

Tabelle 15: Deskriptive Statistik zu den Scherhaftfestigkeitswerten des Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbundes.

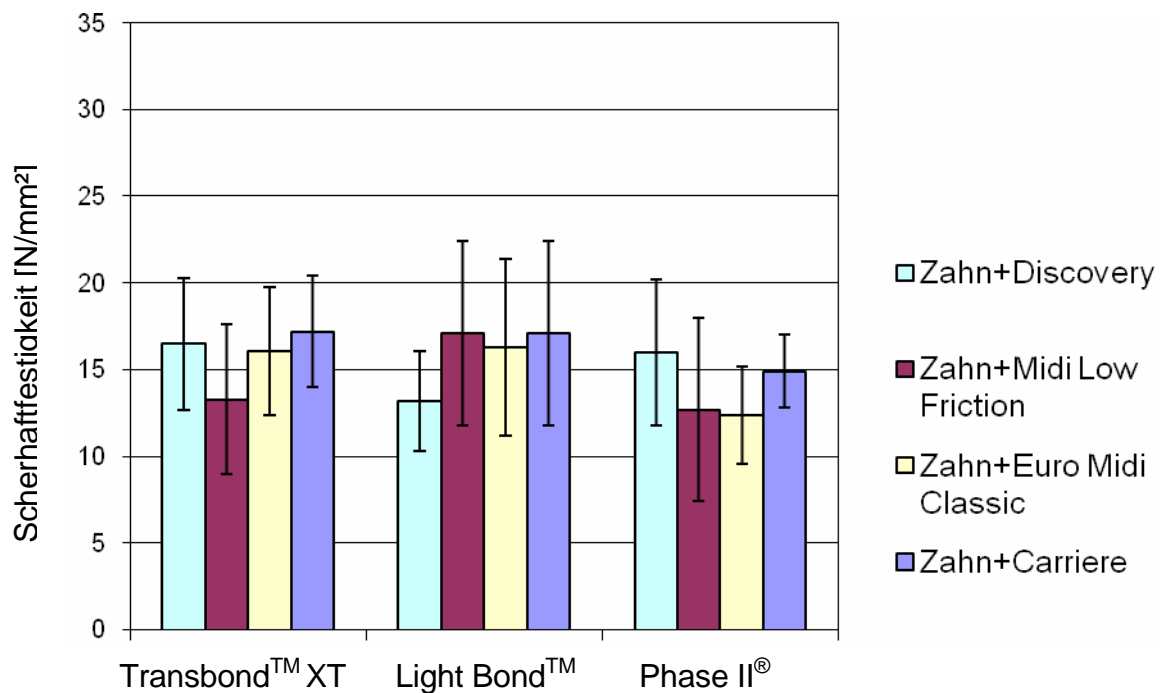


Abbildung 23: Gegenüberstellung der Mittelwerte und Standardabweichung der Scherhaftfestigkeitswerte der vier geprüften Bracketssysteme innerhalb eines Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbundes.

Innerhalb der Kombinationen Bracket mit Transbond™ XT zeigten die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte (Mittelwert) die Verbunde mit Carriere (17,2 N/mm²) gefolgt von Discovery® (16,5 N/mm²) und Euro Midi Classic (16,1 N/mm²). Carriere hat ähnliche Mittelwerte auch mit Light Bond™ erreicht (17,1 N/mm²), hingegen Discovery® den niedrigsten Mittelwert der Scherhaftfestigkeit (13,2 N/mm²) hat. Innerhalb des Verbundes Zahn mit Phase II® hat Discovery® die höchsten Mittelwerte erreicht und die niedrigste Scherhaftfestigkeiten (Mittelwert) Euro Midi Classic (12,3 N/mm²) und Midi Low Friction (12,7 N/mm²).

Die Häufigkeitsverteilung der Scherhaftfestigkeitswerte der geprüften Kombinationen wurde in den Tabellen 16 bis 19 zusammengefasst und in Form von Notch-Boxen dargestellt (Abbildungen 24 bis 27).

Zahn-Adhäsiv-Discovery®	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	11,8	12,9	16,6	20,6	21,9
Light Bond™	9,1	10,7	13,4	14,7	18,1
Phase II®	8,8	14,8	15,9	17,4	22,4

Tabelle 16: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Discovery®, die in Abbildung 24 graphisch dargestellt ist.

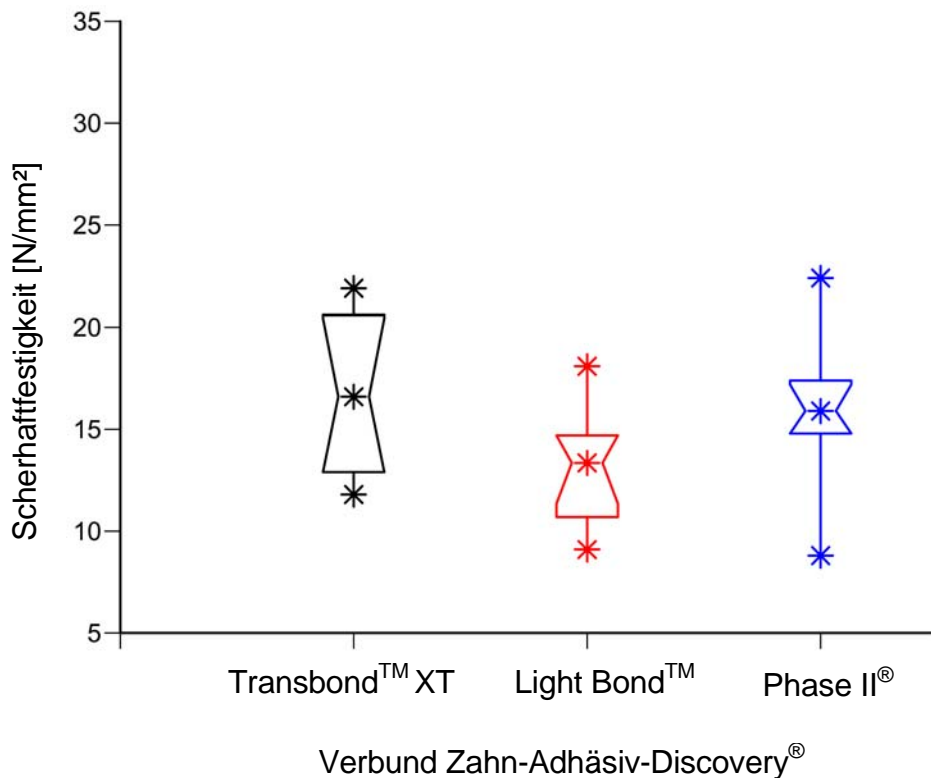


Abbildung 24: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Discovery®. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Das Diagramm in Abbildung 24 zeigt, dass bei dem Verbund Zahn-Transbond™ XT-Discovery® die Verteilung der Haftwerte zwischen Minimum und Maximum optimal war und die Spannweite betrug 10,1 N/mm². Bei der Verbund mit Phase II® wurde eine größere Streuungsbreite der Haftwerte beobachtet und die Spannweite ergab einen höheren Wert von 13,6 N/mm².

Bei dem Verbund Zahn-Phase II® Midi Low Friction (Tabelle 17, Abbildung 25) waren die gleichen Ergebnisse zu sehen. Die Spannweite zwischen den Extremwerten betrug 20,5 N/mm² und war damit die höchste Streuungsbreite von allen Kombinationen. Die Verteilungen der Werte bei der Kombination mit Transbond™ XT und Light Bond™ waren homogen.

Verbund Zahn-Adhäsiv- Midi Low Friction	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	7,4	10,1	13,0	18,0	19,4
Light Bond™	11,2	12,3	16,3	22,4	24,2
Phase II®	5,1	9,7	12,0	13,7	25,6

Tabelle 17: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Midi Low Friction, die in Abbildung 25 graphisch dargestellt ist.

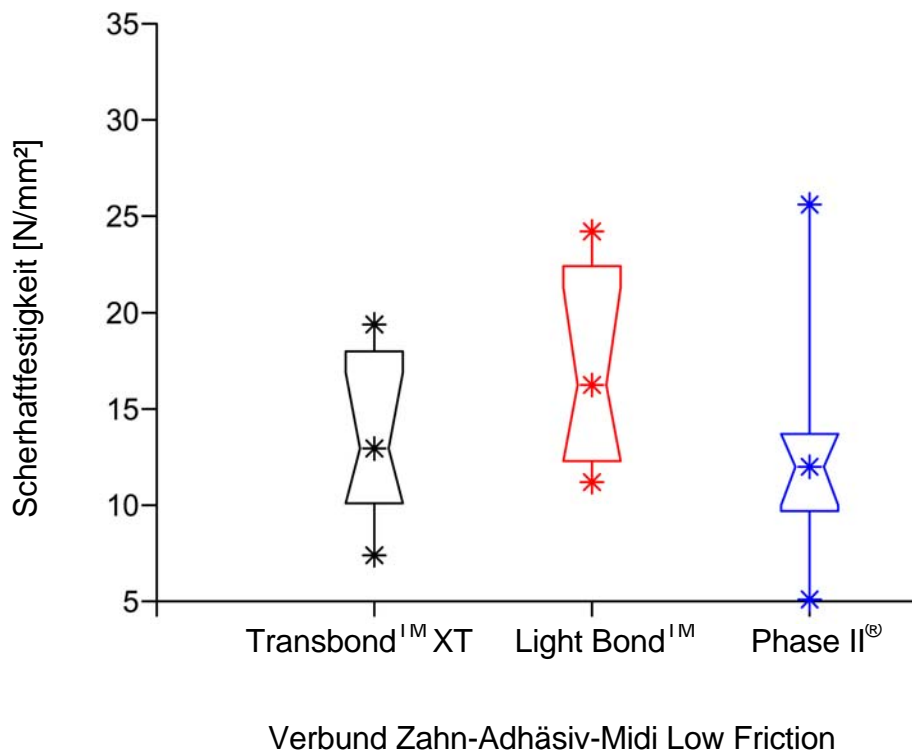


Abbildung 25: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Midi Low Friction. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Bei dem Verbund Zahn-Adhäsiv-Euro Midi Classic zeigten die Verteilungen der Haftfestigkeitswerte ein homogenes Bild, jedoch generell niedrigere Werte im Vergleich zu den vorherigen Verbundkombinationen (Tabelle 18 und Abbildung 26).

Verbund Zahn-Adhäsiv- Euro Midi Classic	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	10,9	13,9	16,7	18,4	19,9
Light Bond™	11,3	11,6	13,2	19,4	23,1
Phase II®	8,3	10,3	11,9	14,5	17,1

Tabelle 18: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Euro Midi Classic, die in Abbildung 26 graphisch dargestellt ist.

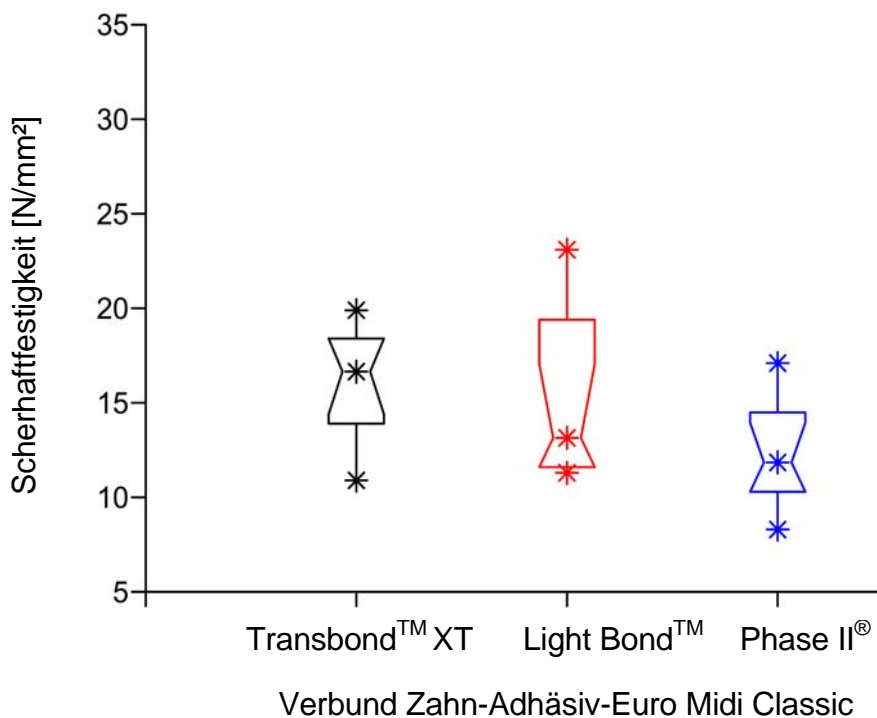


Abbildung 26: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Euro Midi Classic. Dargestellt sind jeweils Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Carriere ist in Abbildung 25 graphisch dargestellt.

Verbund Zahn- Adhäsiv-Carriere	Minimum (N/mm ²)	25 %-Perzentil (N/mm ²)	Median (N/mm ²)	75 %-Perzentil (N/mm ²)	Maximum (N/mm ²)
Transbond™ XT	13,5	14,7	16,0	19,1	22,5
Light Bond™	9,8	13,0	17,7	20,1	27,2
Phase II®	10,9	14,6	15,2	16,6	17,7

Tabelle 19: Die Verteilung der Scherhaftfestigkeitswerte innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Carriere, die in Abbildung 27 graphisch dargestellt ist.

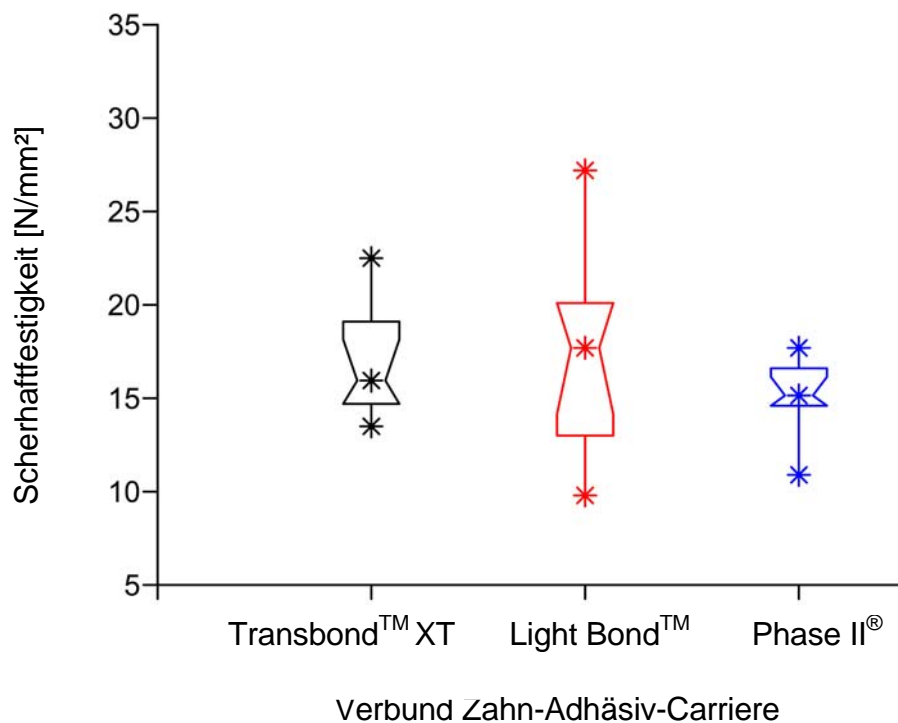


Abbildung 27: Notch-Box zur Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse) innerhalb des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Carriere. Dargestellt sind Minimum, Maximum und Median, sowie 25 %- und 75 %-Perzentil unter Variation der Adhäsive (X-Achse).

Die Differenzen zwischen den Extremwerten sind bei den Kombinationen mit Transbond™ XT und Phase II® die kleinsten, jedoch sind die Werte in Kombination mit Phase II® generell niedriger als bei der anderen Kombinationen.

4.6 Statistische Auswertung des Gesamtverbundes Zahn-Bracket-Adhäsiv

Der Kolmogorow-Smirnow-Anpassungstest hat gezeigt, dass eine Normalverteilung der Daten (Mittelwert der Scherhaftfestigkeit (N/mm²)) aller Kombinationen von Zahn-Adhäsiv-Bracket vorlag. Die Varianzanalyse des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket, in verschiedenen Kombinationen, ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen der Haftfestigkeit von Discovery[®] in Verbindung mit allen Adhäsiven auf dem Zahn im Vergleich zur Haftung der drei anderen Bracketssysteme.

Aus Tabelle 20 ist erkennbar, dass in Kombination mit Transbond[™] XT alle Brackets keine signifikanten Unterschiede bei der Scherhaftfestigkeit aufwiesen. Die Tabellen 21 und 22 zeigen, dass die verschiedenen Verbundkombinationen keine signifikanten Unterschiede haben.

	Mittelwert	MLF	EMC	Discovery [®]	Carriere
Zahn-MLF	13,3	---	---	---	---
Zahn-EMC	16,1	n.s.	---	---	---
Zahn-Discovery [®]	14,9	n.s.	n.s.	---	---
Zahn-Carriere	16,1	n.s.	n.s.	n.s.	---

Tabelle 20: Gesamtverbund Zahn-Transbond[™] XT-Bracket. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikant ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikant ($p > 0,05$). Unterschiede zwischen den Bracketssystemen innerhalb eines Adhäsivs.

	Mittelwert	Discovery [®]	EMC	MLF	Carriere
Zahn- Discovery [®]	13,2	---	---	---	---
Zahn-EMC	13,2	n.s.	---	---	---
Zahn-MLF	14,9	n.s.	n.s.	---	---
Zahn-Carriere	16,1	n.s.	n.s.	n.s.	---

Tabelle 21: Gesamtverbund Zahn-Light BondTM-Bracket. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikant ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikant ($p > 0,05$). Unterschiede zwischen den Bracketssystemen innerhalb eines Adhäsivs.

	Mittelwert	EMC	MLF	Carriere	Discovery [®]
Zahn-EMC	12,4	---	---	---	---
Zahn-MLF	12,7	n.s.	---	---	---
Zahn- Carriere	14,9	n.s.	n.s.	---	---
Zahn- Discovery [®]	16,0	n.s.	n.s.	n.s.	---

Tabelle 22: Gesamtverbund Zahn-Phase II[®]-Bracket. Varianzanalyse mit Bonferroni-Test der Mittelwerte der Scherhaftfestigkeit (N/mm²). Verwendete Abkürzungen: s: signifikant ($p < 0,05$) bzw ns: nicht signifikante ($p > 0,05$). Unterschiede zwischen den Bracketssystemen innerhalb eines Adhäsivs.

4.7 Auswertung der Ergebnisse der Bruchstellenanalyse

Die Bruchfläche wurde unter einem Mikroskop bei zehnfacher Vergrößerung untersucht und bewertet, wie in der Tabelle 23 am Beispiel des Verbundes Zahn-Euro Midi Classic-Light Bond™ zu sehen ist.

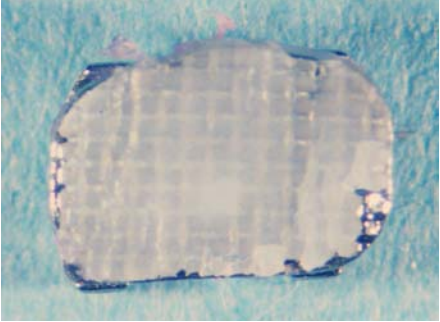
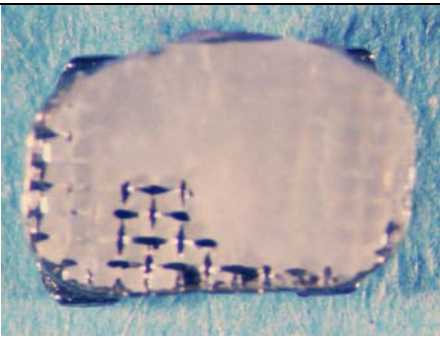
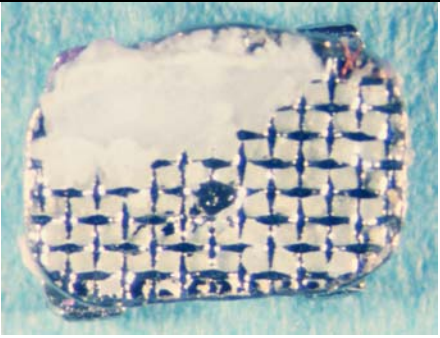
	<p>ARI Grad von 0</p> <p>100 % des Adhäsivs ist an der Bracketbasis verblieben bzw. 0 % Adhäsiv am Zahn</p>
	<p>ARI Grad von 1</p> <p>Mehr als 50 % des Adhäsivs ist an der Bracketbasis verblieben</p>
	<p>ARI Grad von 2</p> <p>Weniger als 50 % des Adhäsivs ist an der Bracketbasis verblieben</p>
<p>Nicht vorgekommen</p>	<p>ARI Grad von 3</p> <p>0 % des Adhäsivs ist an der Bracketbasis verblieben</p>

Tabelle 23: Ermittlung der ARI-Werte am Beispiel des Verbundes Zahn-Euro Midi Classic-Light Bond™. Abgeschertes Bracket mit Restadhäsivverbleib auf der Bracketoberfläche.

Die Abbildungen 28 bis 30 veranschaulichen den Restadhäsivverbleib auf dem Zahn bzw. auf dem Bracket, ausgedrückt in ARI-Graden von null bis drei, nach Haftverbundversagen durch Scherkraftapplikation. Das Diagramm in Abbildung 28 zeigt, dass beim Verbund Bracket-Transbond™ XT 67,5 % der Prüfkörper einen ARI-Grad 0 zeigten, das heißt das 100 % des Adhäsivs nach dem Abscher-versuch an der Bracketbasis geblieben sind. 20 % der Proben hatten einen ARI-Grad 1, 17,5 % ARI-Grad 2 und nur 7,5 % einen ARI-Grad 3.

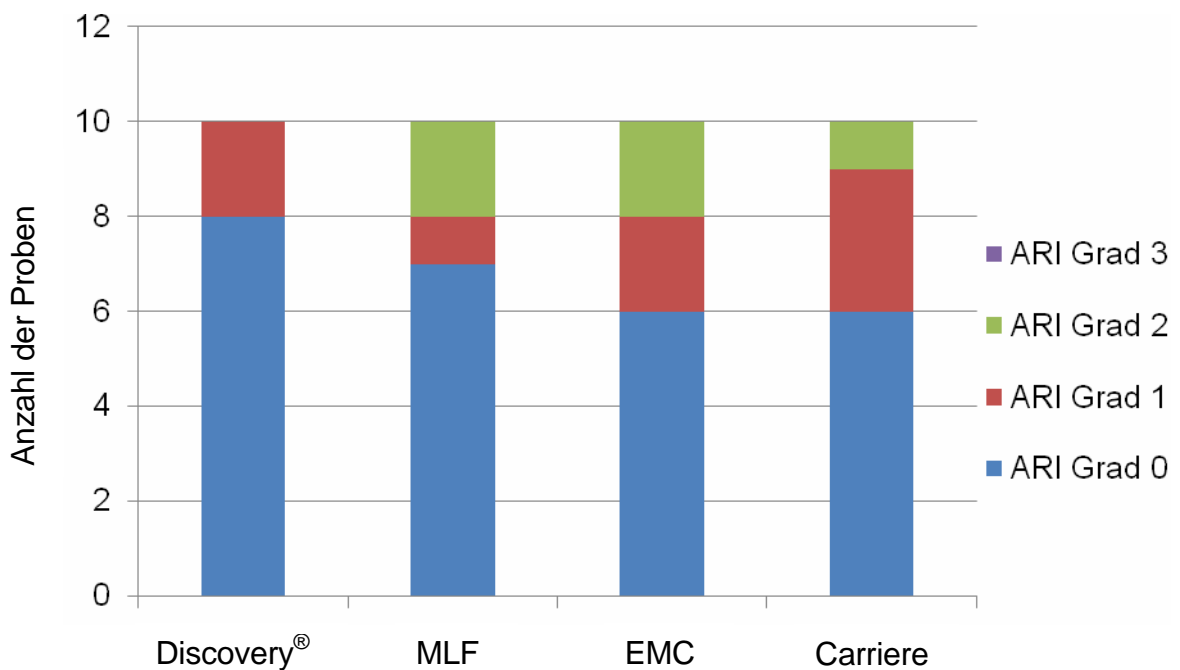


Abbildung 28: ARI-Werte des Verbundes Bracket-Adhäsiv. Hier wurde Transbond™ XT als Adhäsiv benutzt.

Das Diagramm in Abbildung 29 gibt die Ergebnisse des Verbundes Bracket-Light Bond™ wieder. 70 % der Prüfkörper zeigten einen ARI-Grad 0, also ist das Adhäsiv nach dem Abscherversuch zu 100 % an der Bracketbasis geblieben. 20 % der Proben hatten einen ARI-Grad 1, 17,5 % ARI-Grad 2 und nur 7,5 % einen ARI-Grad 3 gezeigt. Die Werte waren fast identisch mit dem vorigen Verbund.

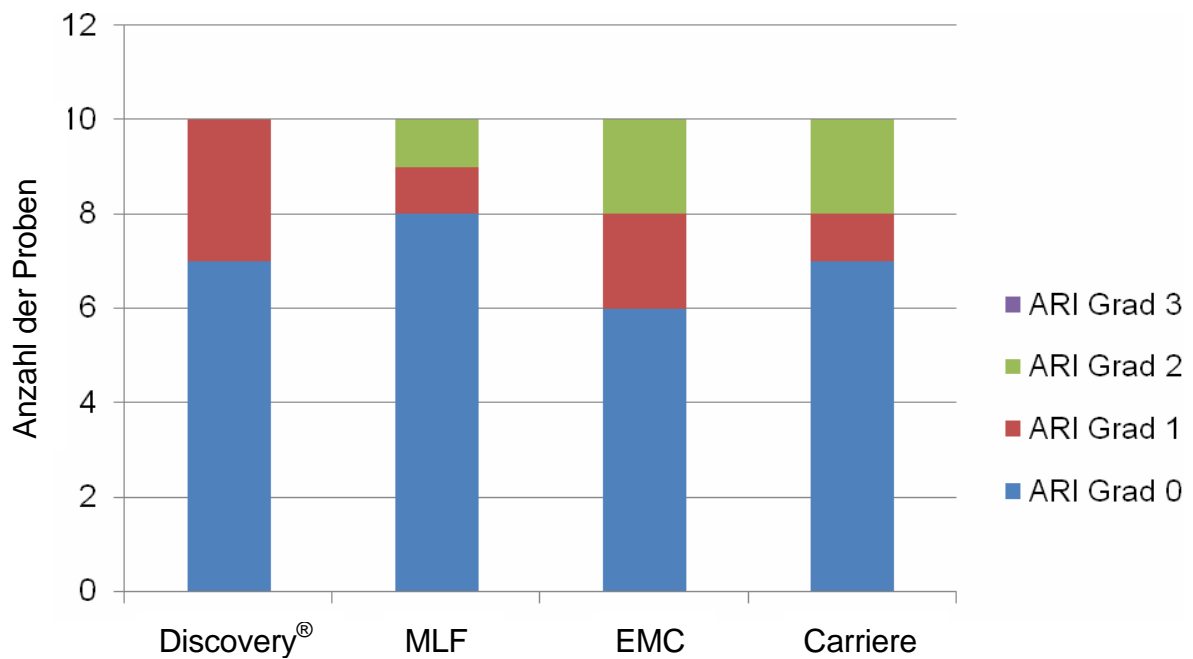


Abbildung 29: ARI-Werte des Verbundes Bracket-Adhäsiv. Hier wurde Light Bond™ als Adhäsiv benutzt.

Die Ergebnisse der ARI-Werte des Verbundes Bracket-Phase II® lagen zu 60 % beim ARI-Grad 0, zu 25 % beim ARI-Grad 1, zu 22,5 % beim ARI-Grad 2 und zu 7,5 % beim ARI-Grad 3, vergleichbar mit den ARI-Werten vom vorigen Bracket-Adhäsiv-Verbund (Abbildung 30).

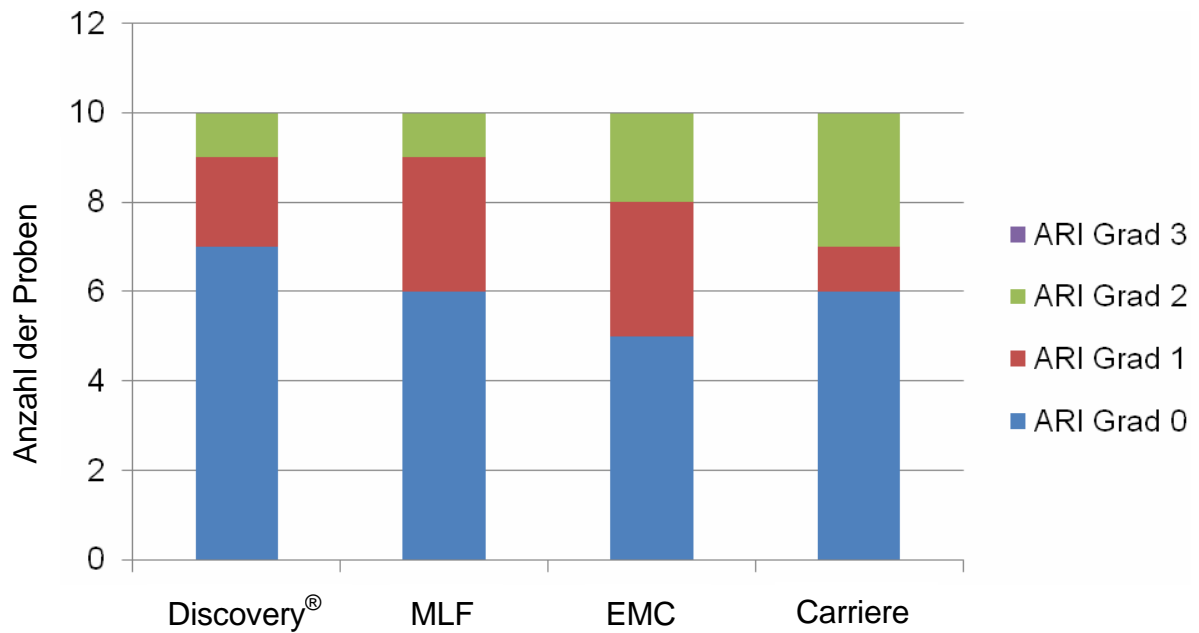


Abbildung 30: ARI-Werte des Verbundes Bracket-Adhäsiv. Hier wurde Phase II® als Adhäsiv benutzt.

Die Diagramme in Abbildungen 31 bis 33 zeigen die Verteilung der ARI-Grade beim Gesamtverbund Zahn-Adhäsiv-Bracket in Kombinationen mit Transbond™ XT, Light Bond™ und Phase II®. Die Anteile der ARI-Grade 1 und 2 sind größer im Vergleich zu den vorherigen Bracket-Adhäsiv-Kombinationen.

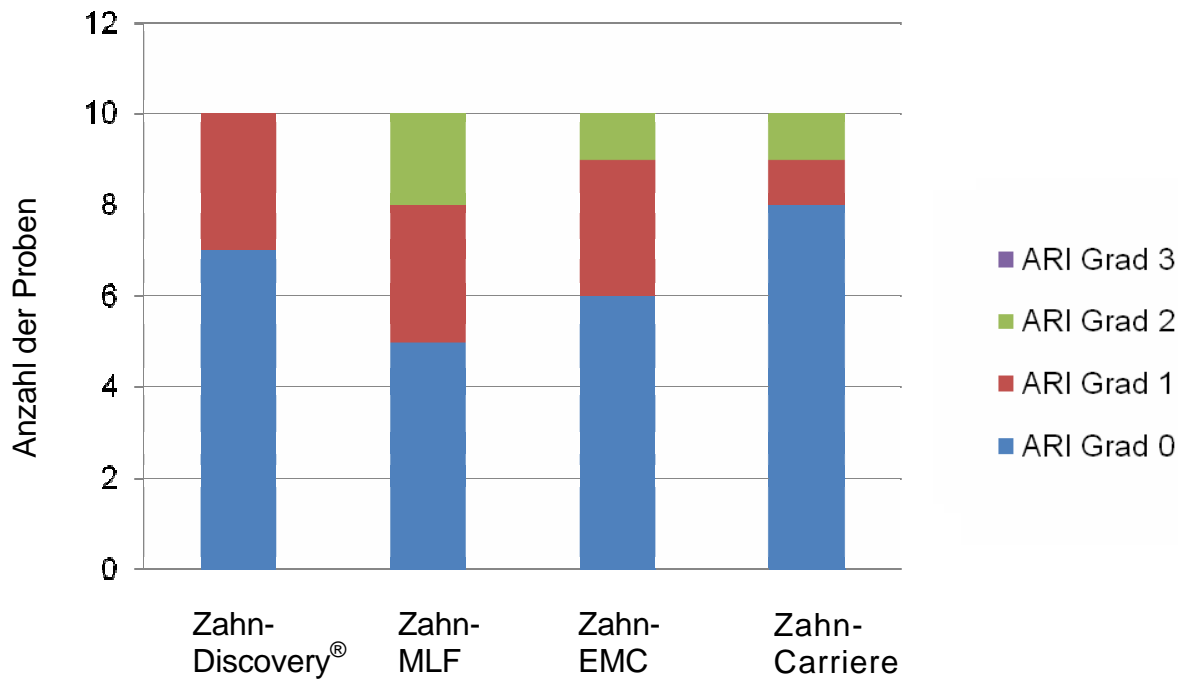


Abbildung 31: ARI-Werte des Gesamtverbundes Zahn-Transbond™ XT-Bracket. 65 % der Zahn-Bracket- Transbond™ XT hatten einen ARI-Grad 0 und nur 10 % ARI-Grad 2. ARI-Grad 3 kam nicht vor. Das bedeutet, dass kaum Restadhäsiv auf den Zahn blieb.

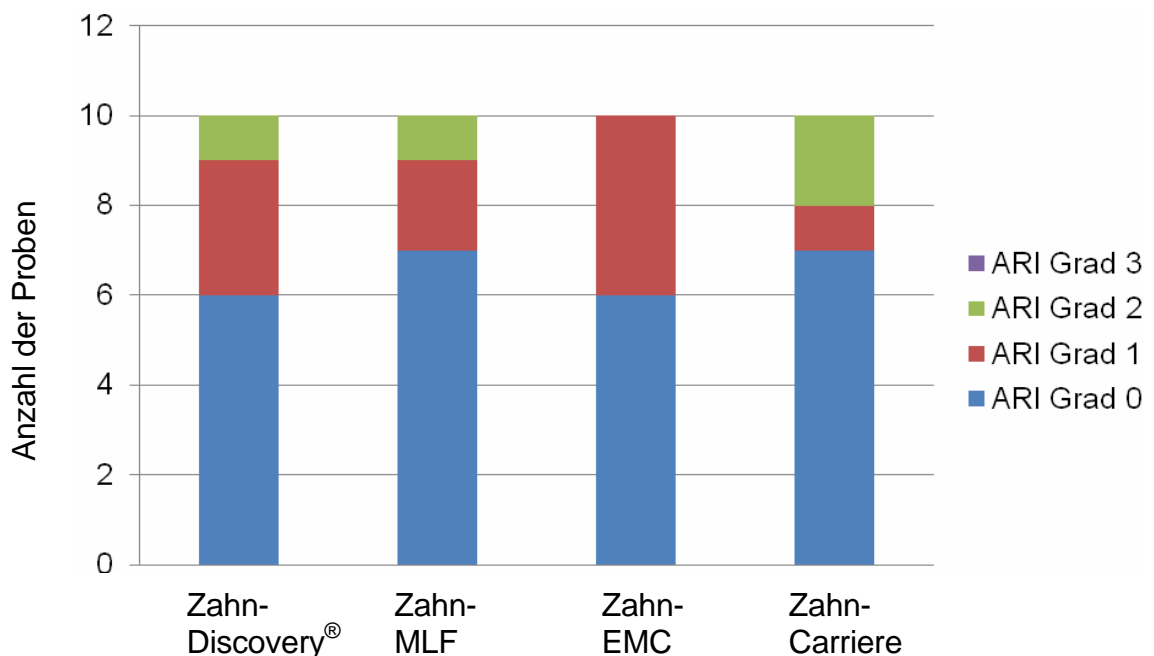


Abbildung 32: ARI-Werte des Gesamtverbund Zahn-Light Bond™-Bracket. Die beste Ergebnisse hatten MLF und Carriere erreicht.

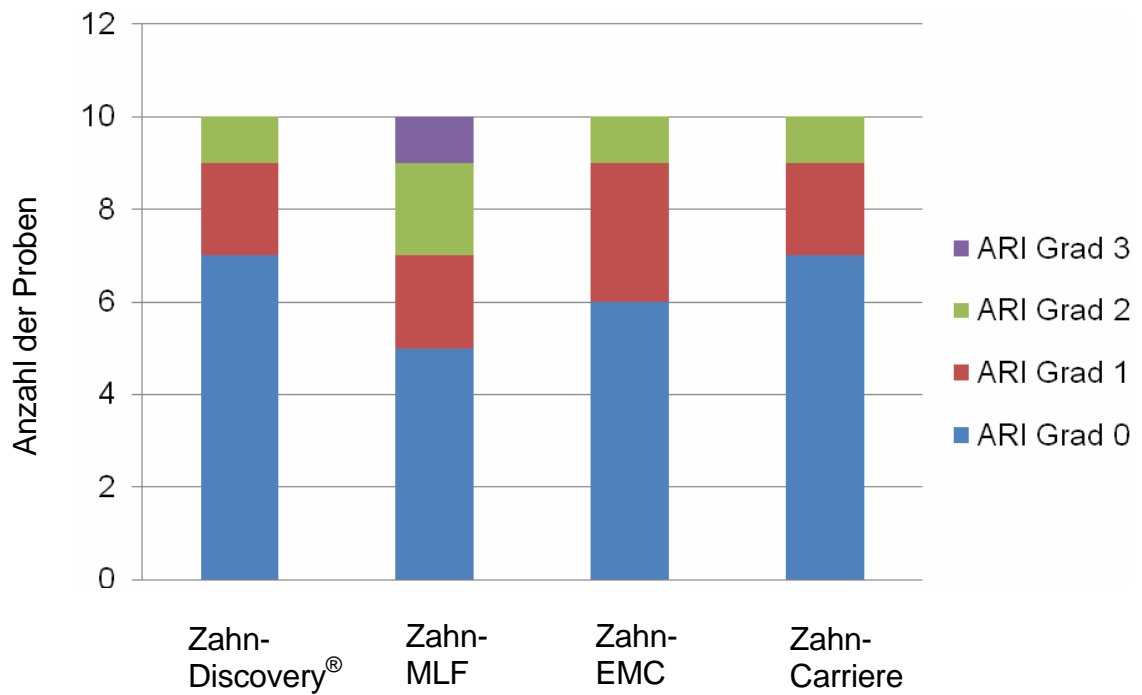


Abbildung 33: ARI-Grade der Kombination Zahn-Phase II®-Bracket-Adhäsiv. 62 % der Kombinationen zeigten einen ARI-Grad 0. Die besten Ergebnisse hatten die Kombinationen mit Discovery® und Carriere.

5 Diskussion

In-vitro-Testverfahren der Haftfestigkeit des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket sind in der zahnärztlichen Werkstoffkunde von außerordentlicher Bedeutung und ermöglichen durch aussagekräftige Bewertung die Wahl der idealen Verbund-Kombination. Denn die unbeabsichtigte Bracketablösung während der kieferorthopädische Behandlung stellt eine unerwünschte Komplikation dar, da die Haftwerte eines wiederbefestigten Brackets oft unter denen der initialen Befestigung liegen, wodurch die Gefahr eines erneuten Verlustes steigt [Choo et al., 2001; Bishara et al., 2002]. Daher ist man bestrebt, möglichst zuverlässige und stabile Verbindungen zwischen Schmelz und Bracket zu erzielen.

5.1 Diskussion der Methode

In der vorliegenden Studie wurden in-vitro-Abscherversuche an zwölf Bracket-Adhäsiv- und zwölf Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen nach den Prüfvorschriften in DIN 13990 durchgeführt. Die Prüfparameter, die die in-vitro-Tests beeinflussen sind, Zahnmaterial, Adhäsivart, Materialeigenschaft der Bracketbasis, Lagerung der Prüfkörper und die Abschergeschwindigkeit der Prüfmaschine. Diese Vielzahl der Parameter erschwerte den Vergleich der erzielten Werte in früheren Arbeiten untereinander [Eliades und Bourauel, 2005]. *Fox, et al.* schrieb schon in 1994 in ihrer Veröffentlichung über die Notwendigkeit der Standardisierung der Prüfverfahren. Grundlage ihrer Beurteilung waren 66 Artikel, die über Scherhaftfestigkeitsprüfungen der verschiedenen Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbunde berichteten. Nach ihrer Empfehlung sollten in-vitro-Tests auf menschlichen Prämolaren durchgeführt werden, die nicht länger als 6 Monate in destilliertem Wasser gelagert wurden. Die Prüfkörper sollten vor der Durchführung der Prüfung 24 Stunden in 37°C warmen Wasser aufbewahrt werden und die Abscherung mit einer Geschwindigkeit von 0,1 mm/Minute erfolgen. Die Prüfungen von *Fox, et al.* haben gezeigt, dass sich die Ergebnisse unter den beschriebenen Konditionen anglichen und vergleichbar wurden.

Cal-Neto und Miguel [2004] analysierten 127 Artikel betreffend in-vitro-Studien der Scherhaftfestigkeitsprüfungen in zwei internationalen kieferorthopädischen Zeitschriften. 68 % der Artikel haben humane Zähne und 19 % der Untersuchungen haben als Substrat Rinderzähne verwendet. Aufgrund der Problematik humane Zähne in hinreichender Qualität mit erforderlicher Klebefläche und in ausreichender Stückzahl zu beschaffen, wurde die Haftfestigkeitsprüfung an Rinderzähnen durchgeführt [DIN 13990-1 und 13990-2, 2009]. Diese Substitution ist angemessen, da in der Literatur mehrfach belegt wurde, dass die Ergebnisse der Versuche mit Rinderzähnen keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu denen mit humanen Zähnen aufweisen.

Die Testzähne wurden nach der Extraktion und Reinigung für mindestens eine Woche in 0,5 %-iger Chloramin T-Lösung, danach in destilliertem Wasser bis zur Einbettung aufbewahrt. Nach der Beklebung der Zahnoberfläche wurden diese für 24 ± 2 Stunden in Wasser bei 37°C gelagert. Nach Analyse von *Cal-Neto und Miguel* [2004] wurden in 43 % der Untersuchungen destilliertes Wasser als Lagerungsmedium verwendet. Auch *Farret et al.* [2010] haben den Einfluss von Lagerungsmedium und Abschergeschwindigkeit auf die Haftfestigkeit des Verbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket studiert. Dafür haben sie 105 Rinderzähne (Inzisivi) ausgewählt und einen Teil der Zähne in Thymol 0,1 % vor dem Bonding gelagert und einen weiteren Teil in destilliertem Wasser. Die verwendeten Abschergeschwindigkeiten betragen 0,5 mm/min, 1,0 mm/min und 2,0 mm/min. Die Ergebnisse zeigten, dass weder das Lagerungsmedium noch die Abschergeschwindigkeit bedeutende Auswirkungen auf die Ergebnisse hatten.

Auf das gleiche Ergebnis kamen auch *Lindemuth und Hagge* [2000]. Sie haben den Einfluss der Abschergeschwindigkeit auf die Scherhaftfestigkeit der Adhäsive geprüft. Aus ihren Ergebnissen ergibt sich, dass eine Erhöhung der Abschergeschwindigkeit von 1 mm/min auf 5 oder 10 mm/min zwar die Scherhaftfestigkeitswerte reduziert, jedoch nicht signifikant. In der vorgelegten Studie wurde mit einer Abschergeschwindigkeit von 1 mm/min gearbeitet, was der DIN 13990 entspricht. Die Abschergeschwindigkeit während des Versuchs blieb konstant, daher konnte keine Aussage bezüglich des Einflusses vom diesem Parameter auf die Haftwerten der verschiedenen Adhäsive gemacht werden.

Laut DIN 13990 ist über die Durchführung der Verbundprüfung ein Prüfbericht zu erstellen. Der Prüfbericht muss die folgenden Angaben enthalten:

- a) vollständige Identifikation des geprüften Adhäsivs, einschließlich Name, Hersteller, Artikelnummer, Losnummer, Darreichungsform (z. B. Dose, Paste, Spritze);
- b) vollständige Identifikation des geprüften Befestigungselementes (z. B. Bracket), einschließlich Name, Hersteller, Artikelnummer, Losnummer;
- c) Lagerungsbedingungen der extrahierten Zähne;
- d) Zahnart (human, bovin);
- e) Identifikation der geprüften Zähne;
- f) Identifikation der geprüften Zahnflächen (z. B. approximal, bukkal);
- g) Polymerisationsbedingungen vor der Prüfung. Bei lighthärtenden Adhäsiven vollständige Identifikation der Polymerisationslampe und der spezifischen Ausstrahlung;
- h) Werkstoff für die Einbettung der Zähne;
- i) Anzahl der geprüften Proben;
- j) Messergebnisse der Prüfung;
- k) gegebenenfalls Abweichungen von der in diesem Teil von DIN 13990 beschriebenen Prüfung;
- l) Hinweis auf diese Norm.
- m) Prüfdatum.
- n) Datum und Unterschrift des Prüfers.

Mit protokollierten Ergebnissen ist es möglich eine schnelle Entscheidung zur Auswahl der klinisch verwendbaren Bracket-Adhäsiv-Kombination zu treffen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Transbond™ XT kann als Standardprodukt der Kieferorthopädie angesehen werden. Es war Bestandteil zahlreicher vergleichender Untersuchungen der Haftfestigkeit [Bishara et al., 2007; Iijima et al., 2008; Amm et al., 2008; Vicente et al., 2008]. In der vorliegenden Studie wurden für die Transbond™ XT-Haftwerte des Verbundes Bracket-Adhäsiv Mittelwerte zwischen 12,1 N/mm² und 23,5 N/mm²

und für den Gesamtverbund zwischen 13,3 N/mm² und 17,2 N/mm² ermittelt. Diese Werte lagen über den in vergleichbaren Studien gefundenen [Velo et al. 2002]. Dem gegenüber steht eine Studie von *Fritz et al.* [2001], in der ebenfalls Kombinationen mit TransbondTM XT untersucht wurden. Die Ergebnisse zeigten hohe Haftwerte, im Mittel 23,8 N/mm², welche den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung ähnlich und mit ihnen vergleichbar sind.

Die Werte der Scherhaftfestigkeit von Light BondTM in Zahn-Light BondTM-Bracket (Gesamtverbund) Kombinationen waren in der gleichen Größenordnung (von 13,2 bis 26,6 N/mm²) wie bei den Verbundkombinationen mit TransbondTM XT (von 12,1 bis 23,5 N/mm²). Die Prüfung der Scherhaftfestigkeit des Verbundes Bracket-Light BondTM zeigte um 20 % höhere Mittelwerte als der Verbund Bracket-TransbondTM XT. Zu einem entsprechenden Ergebnis kamen Öztürk et al. [2008]. Sie haben in vitro-Scherversuche mit 200 extrahierten human Zähnen (Inzisivi und Molaren) in Kombination mit TransbondTM XT und Light BondTM betrachtet, um die Wirkung des Zahntyps zu prüfen. Die Abscherversuche wurden mit einer Abschergeschwindigkeit von 1 mm/min durchgeführt und die Ergebnisse statistisch ausgewertet. Light BondTM weist dabei eine höhere Scherhaftfestigkeit auf als TransbondTM XT, was ebenfalls den Ergebnissen dieser Studie entspricht. Die Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung für Kombinationen mit Phase II[®] lagen generell unterhalb der Werte der oben genannten Adhäsive, jedoch wiesen sie keinen signifikanten Unterschied auf.

Über den Einfluss der Materialeigenschaften der Bracketbasen auf die Haftwerte der Adhäsive, wurde schon geschrieben [Sorel et al., 2002]. Sie haben Brackets mit laserbehandelter (Discovery[®], Dentaurum) und mit Netzfolie beschichteter (Minitrim, Dentaurum) Basis auf die Haftfestigkeit miteinander verglichen. Sie haben festgestellt, dass die laserbehandelter Bracketbasis zweimal so große Haftfestigkeitswerte ergab wie die klassische, mit Netzfolie beschichtete Bracketbasis. Unsere Ergebnisse haben auch gezeigt, dass Euro Midi Classic, eine mit Netzfolie beschichteter Basis, bei dem Verbund Bracket-Adhäsiv generell niedrigere Haftwerte (von 10,8 N/mm² bis 13,2 N/mm²) erreicht hat. Im Verbund Zahn-Adhäsiv-Bracket waren die Haftwerte größer, von 12,3 N/mm² bis 16,3

N/mm² Werte, die jedoch keinen signifikanten Unterschied zu den anderen beiden Kombinationen zeigten.

5.3 Diskussion der Bruchstelle

Die Bestimmung des ARI-Grades war eine Ergänzung zur Scherhaftfestigkeitsprüfung, um festzustellen, ob die hohen Messwerte zu Schmelzdefekten führen könnten. Vielfach wird beschrieben, dass die Schwachstelle des Klebeverbundes Schmelz-Adhäsiv-Bracket häufig am Übergang Bracket-Adhäsiv liegt und deshalb die bevorzugte Bruchstelle bei Scherversuchen ist [Diedrich et al., 1979; Regan und van Noort, 1989; Eberhard et al., 1994; Bishara et al., 1999]. Andere Studien wiesen jedoch eine weniger einheitliche Verteilung auf [Gwinnett und Gorelick, 1977; Artun und Bergland, 1984; Bennett et al., 1984; Knoll et al., 1986; Tang et al., 2000] oder zeigten keinen Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Bruchmodus [Graf et al., 2000]. In der vorliegenden Studie erfolgte die Auswertung des ARI-Grades anhand von Fotografien. Die Aufnahmen wurden mit Hilfe eines, an ein Mikroskop mit zehnfacher Vergrößerung angeschlossenen Fotoapparates gemacht, um auch geringe Adhäsivreste oder Schmelzrisse erkennen zu können. Die Bilder wurden mit dem Programm Nemetschek CAD für Architekten verarbeitet, die Adhäsivreste als Flächen ausgemessen und beurteilt. Nach O'Brien et al. [1988] ist die abschließende Beurteilung des ARI-Grades recht subjektiv und vergleichende Studien sind schwierig [Bishara et al., 1999]. Andere Autoren [Bishara et al., 2001; Rix et al., 2001; Trites et al., 2004] haben anhand der Bruchstellenanalyse keine signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen Verbundkombinationen gefunden.

Die Ergebnisse der hier beschriebenen Untersuchung zeigen, dass es in keinem Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbund zu Schmelzrisse kam. Am häufigsten war der ARI-Grad 0 vertreten, bei dem sehr wenig oder überhaupt kein Adhäsiv am Zahn verblieb und so die Entfernung des Adhäsivs schneller und mit geringerem Risiko der Schmelzschädigung erfolgen kann. Die Ergebnisse des Verbundes Bracket-TransbondTM XT zeigten, dass 68 % der Prüfkörper, bei dem Verbund Bracket-Light BondTM sogar 70 % der Proben eine ARI-Grad 0 erreicht haben. Die

Prüfkörper der Kombinationen Bracket-Phase II[®] zeigten zu 60 % einen ARI-Grad 0, ein Ergebnis, das keinem signifikantem Unterschied zu den anderen beiden Adhäsive bedeutet. Bei den Untersuchungen des Gesamtverbunds kam der ARI-Grad 2 häufiger vor. Im Vergleich mit den Ergebnissen der Bracket-Adhäsiv-Kombinationen lässt sich feststellen, dass der Bruch bei Scherversuchen am Übergang Bracket-Adhäsiv auftritt und damit einen hohen Adhäsivrest am Zahnschmelz zu erwarten wäre. Aber die war nicht der Fall. Nur 10 % der Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen hatten einen ARI-Grad 2 nach der Scherprüfung und ARI-Grad 3 kam nur bei dem Verbund mit Phase II[®] vor.

5.4 Fehlerquellen

Zu einer potenziellen Fehlerquelle zählen die Zähne, die von verschiedenen Rindern stammen und deshalb unterschiedliche Schmelzqualitäten zur Verfügung stellen. Auch die Lagerungszeit der Zähne beeinflusst die Haftwerte insofern, als dass nach längerer Lagerung höhere Werte auftreten könnten. Laut der International Organisation for Standardization [2001] und DIN 13990 [2009] ist ein Lagerzeitraum von bis zu sechs Monaten für die Haftkraftmessungen unbedenklich, da vorher kaum degenerative Prozesse an der Zahnhartsubstanz stattfinden.

Während des Abscherversuches empfiehlt es sich, den Kraftangriffspunkt möglichst nah an den Schmelz zu legen, um unerwünschte Krafteinflüsse, wie Drehmomente, zu vermeiden. Setzt der Kraftangriff direkt an der Schmelz-Adhäsiv-Grenze an, kommt dieses dem mechanischen Vorgang beim Debonding mittels Zange nahe.

Erfolgt hingegen die Scherkraftapplikation wie in Studien von *Joseph und Rousouw* (1990), *Willems et al.* (1997) und *Korbmacher et al.* (2006) weiter vom Zahn entfernt auf den Bracketflügeln bzw. in einer von 90° abweichenden Angulation, erlangen Drehmomente Einfluss. Dies kann zu anderen Ergebnissen führen, wie beispielsweise in der Abbildung 34 dargestellt.

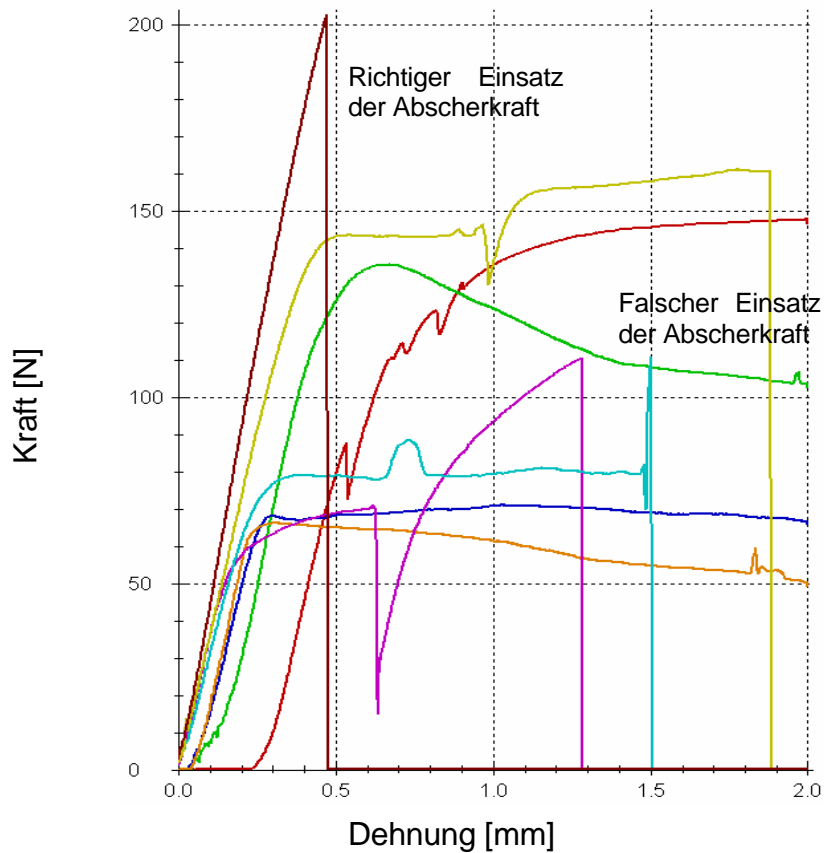


Abbildung 34: Ablauf des Abscherdiagramms, wenn das Abscherblatt nicht richtig an der Basis des Brackets angelegt worden ist, hier am Beispiel der Kombination Zahn-Transbond™ XT-Discovery®.

Eine weitere Fehlerquelle ist die Vorbereitung des Phase II® beim Bekleben der Zähne, da das Mischen von zwei Pasten mit zwei zusätzlichen Flüssigkeiten und das Einbringen des vorbereiteten Adhäsivs auf die Zähne, im Vergleich zu lichthärtenden Adhäsiven, zeitaufwendig ist. Dadurch wird eine frühzeitige Aushärtung des Adhäsivs nicht kontrollierbar.

5.5 Klinische Bedeutung

Die vorliegende Studie zeigt, dass die Prüfvorschrift DIN 13990 ein schnelles und einfaches System für die Bewertung der verschiedenen Bracket-Adhäsiv-

Kombinationen zur Auswahl der klinisch verwendbaren Verbundmöglichkeiten darstellt. Auch die statistische Auswertung der Ergebnisse ist weitestgehend unkompliziert, da die Prüfprotokolle über das computergesteuerte System zusammengestellt werden.

Jedoch ist nach Pickett et al. (2001) bei der Übertragung der in vitro gewonnenen Ergebnisse in den klinischen Zusammenhang darauf zu achten, dass aufgrund der Tragedauer in der Mundhöhle sowie Säure- und Speichelangriff eher geringere Haftwerte zu erwarten sind.

Zusammenfassend lässt sich anhand der in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnisse der Scherhaftfestigkeitsprüfung festhalten, dass alle drei Adhäsive, Transbond™ XT, Light Bond™ und Phase II® für die Befestigung von Stahlbrackets klinisch verwendet werden können. Die höchsten Haftfestigkeiten wurden bei der Kombination Discovery® mit Light Bond™ (26,6 N/mm²), Midi Low Friction mit Light Bond™ (23,6 N/mm²) und Discovery® mit Transbond™ XT erzielt.

5.6 Schlussfolgerung

Durch die Normen DIN 13990-1 und DIN 13990-2 wurde erstmalig ein einheitliches, reproduzierbares und einfaches Prüfverfahren für die Verbundprüfung von Befestigungselement, Adhäsiv und Zahnschmelz beschrieben. Die Prüfung der Scherhaftfestigkeit mit einer computergesteuerten Universalprüfmaschine erlaubt eine Untersuchung, die einheitlich und schnell ausgewertet werden kann. Die in dieser Studie gemäß DIN 13990 getesteten Materialkombinationen ergaben ein für den Einsatz in der Praxis zufriedenstellendes Ergebnis.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser in-vitro-Studie war die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit von Metallbracket-Adhäsiv- und Zahn-Adhäsiv-Metallbracket-Kombinationen nach den Prüfvorschriften DIN 13990 mit der Relevanz für den klinischen Einsatz. Grenzen und Möglichkeiten der Aussagekraft der Untersuchungsergebnisse bei Aufteilung der Verbundsituation in Bracket-Adhäsiv einerseits sowie Zahn-Adhäsiv-Bracket andererseits sollten aufgezeigt werden mit dem Ziel der Evaluierung der praktischen Umsetzung der DIN-Norm 13990.

An insgesamt 120 Rinderzähnen und 12 Bracket-Adhäsiv Kombinationen wurden unter standardisierten Bedingungen Scherversuche mit den drei Adhäsiven, Transbond™ XT, Light Bond™ und Phase II® und vier Brackets, Discovery®, Midi Low Friction, Euro Midi Classic und Carriere durchgeführt. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet und Gruppenunterschiede mit der Varianzanalyse (ANOVA) auf Signifikanz überprüft. Die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte zeigten die Verbunde Discovery® (23,5 N/mm²) und Midi Low Friction (23,6 N/mm²) mit Light Bond™. Innerhalb der Gesamtverbunden die höchste Scherhaftfestigkeitswerte zeigten die Kombinationen mit Carriere (von 14,9 N/mm² bis 17,2 N/mm²) gefolgt von Discovery® (von 13,2 N/mm² bis 16,5 N/mm²). Die Varianzanalyse hat gezeigt, dass die verschiedene Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen keine signifikante Unterschiede haben.

Die ARI-Werte des Verbundes Bracket-Adhäsiv zeigten vergleichbare Ergebnisse mit denen des Gesamtverbundes Zahn-Adhäsiv-Bracket. 66 % der Zahn-Adhäsiv-Bracket-Kombinationen hatten einen ARI-Grad 0. Das bedeutet, dass kaum Restadhäsiv auf den Zahn blieb und damit ein leichtes, zahnschmelzschoenendes Debonding möglich ist.

Die Aufteilung des Haftverbundes in getrennte Prüfungen zeigte große Vorteile für die Beurteilung der Scherhaftfestigkeit eines Bracket-Adhäsiv- und Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbundes, um davon eine klinische Prognose ableiten zu können.

Mit der DIN 13990 ist es möglich, eine schnelle Entscheidung zur Auswahl der klinisch verwendbaren Bracket-Adhäsiv-Kombinationen zu treffen.

7 Literaturverzeichnis

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

Amm EW, Hardan LS, BouSerhal JP, Glase B, Ludwig B. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and pre-conditioned human enamel. *J Orofac Orthop* 2008; 69: 383-392

Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pre-treatment. *Am J Orthod* 1984; 85: 330-340

Backhaus K, Erichson B, Plinke W, Weiber R. *Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung.* Berlin, Springer-Verlag. 8 Auflage, 1996

Benett CG, Shen C, Waldron JH. The effects of debonding on the enamel surface. *J Clin Orthod* 1984; 18: 330-334

Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 145-153

Bishara SE, Gordan VV, von Wald L, Jakobsen JR. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 115: 24-28

Bishara SE, Vonwald L, Laffon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 621-624

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon J, Warren J. Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002; 72: 464-467

Bishara SE, Ajlouni R, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Warren J. Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets. *World J Orthod* 2007; 8: 8-12

Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *Am J Dent As* 1962; 64: 378-387

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesive of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853

Cal-Neto JP, Miguel JAM. Uma analisa dos testes in vitro de forca de adesao em Ortodontia. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial* 2004; 9: 44-51

Choo SC, Ireland AJ, Sherriff M. An invitro investigation into the use of resin-modified glass-polyalkenoate cements as orthodontic bonding agents. *Eur J Orthod* 2001; 23: 243-252

Cook PA, Youngson CC. An in vitro study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1988; 15: 247-253

Cozza P, Martucci L, De Toffol L, Peyco SI. Shear bond strength of metal brackets on enamel. *Angle Orthod* 2006; 76: 851-856

Crow V. Ex vivo shear bond strength of fiberglass reinforced esthetic brackets. *Br J Orthod* 1995; 22: 225-233

De Pulido L, Powers J. Bond strength of orthodontic direct-bonding cement-plastic bracketsystem in vitro. Am J Orthod 1983; 83: 124-130

Diedrich P. Die Bracketadhäsivtechnik- eine physikalische rasterelektronenoptische und klinische Untersuchung. Habilitationsschrift, Universität zu Köln 1979

Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. Am J Orthod 1981; 79: 500-522

Diedrich P, Hannemann M, Weissenberg J. The present status of bracket bonding technics. Dtsch Zahnärztl Z 1986; 41: 231-233

Diedrich P. Praxis der Zahnheilkunde. München: Urban&Fischer Verlag, 2000:

DIN 13990-1 Zahnheilkunde-Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente-Teil 1: Verbund der Grenzflächen Adhäsiv-Befestigungselement und Adhäsiv-Zahnschmelz. 2009

DIN 13990-2 Zahnheilkunde-Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente-Teil 2: Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz. 2009

Droese V, Diedrich P. The tensile bonding strength of metal plasma-coated bracket bases. Fortschr Kieferorthop 1992; 53: 142-152

Eberhard H, Hirschfelder U, Nkenke E, Boulouchou O, Martus P. In-vitro Untersuchung über die Haftfestigkeit und den Bruchverlauf von lichthärtenden, Fluoridabgebenden Befestigungsmaterialien bei Metallbrackets. Fortschr Kieferorthop 1994; 55: 304-310

Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005; 127: 403-412

Farret MM, Goncalves TS, de Lima EMS, de Menezes LM, Oshima HMS, Kochenborger R, Freitas MPM. The influence of the methodological variables on the shear bond strength 2010; 15: 80-88

Fox NA, McCabe, JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in Orthodontics. *Br J Orthod* 1994; 21: 33-43

Fritz U, Diedrich P, Finger WJ. Self-etching primers-an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 2001; 62: 238-245

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

Gorelick L. Bonding. The state of the art, A national survey. *J Clin Orthodont* 1979; 13: 39-53

Graf I, Jacobi BE. Bond strength of various fluoride-releasing orthodontic bonding systems. *J Orofac Orthop/ Fortschr Kieferorthop* 2000; 61: 191-198

Gwinnett AJ, Gorelick L. Microscopic evaluation of enamel after debonding. *Am J Orthod* 1977; 71: 651-665

Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dent Mater J* 2008; 27: 392-399

International Organisation for Standardization Office. ISO/TS 11405. Dental materials-Testing of adhesion to tooth structure. Geneva, 2001

Joseph VP, Rossouw PE. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 97: 121-125

Knoll M, Gwinnett AJ, Wolff MS. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am J Orthod* 1986; 89: 476-479

Korbmacher H, Huck L, Adam T, Kahl-Nieke B. Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Eur J of Orthod* 2006; 28: 457-461

Larmour CI, McCabe JF, Gordon PH. An ex vitro investigation into the effects of chemical solvents on the debond behaviour of ceramic orthodontic brackets. *Br J Orthod* 1998; 25: 35-39

Lindemuth S, Hagge M. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. *Mil Med* 2000; 165: 742-746

Magill WE. Management and best means of preserving the deciduous teeth. *D. Reg.* 1868; 22

Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod* 1965; 51: 901-912

Oysaed H, Ruyter JE. Water absorption and filler characteristics of composites for use in posterior teeth. *J Dent Res* 1986; 65: 1315-1318

O'Brien KD, Watts DC, Read MJF. Residual debris and bond strength is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 222-230

Öztürk B, Malkoc S, Koyutürk AE, Catalbas B, Özer F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod* 2008; 30: 407-412

Pickett KL, Sadowsky PL, Jakobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: Comparison with in vivo results. *Angle Orthod* 2001; 71: 141-148

Polat O, Karaman AL, Buyukilmaz T. In vitro evaluation of shear bond strength and in vivo analysis of bond survival of indirect bonding resins. *Angle Orthod* 2004; 74: 405-409

Regan D, van Noort R. Bond strengths of two integral bracket-base combinations: an in vitro comparison with foil mesh. *Eur J Orthod* 1989; 11: 144-153

Reynolds IR. Letter: Composite filling materials as adhesives in orthodontics. *Br Dent J* 1975; 138: 83

Reynolds IR, von Fraunhofer J A. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod* 1976; 3: 91-95

Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 36-42

Roulet JF. Degradation of dental polymers. Karger Verlag, Basel, 1986; 30-36

Ruyter IE, Gyrosi PP. An infrared spectroscopic Study of sealants. *Scand. J. Dent. Res.* 1976; 84, 396-400

Scholz RP. Indirect bonding revisited. *J Clin Orthod* 1983; 17: 529-536

Schopf P. Curriculum Kieferorthopädie Band I und II. Berlin. Quintessenz, 1994; 315-318

Sergl HG. Festsitzende Apparaturen in der Kieferorthopädie. Hanser Verlag 1990; 105-112

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

Silverman E, Cohen M, Demke RS, Silverman M. A new light cured glass ionomer cement that bond brackets to teeth without etching in resence of saliva. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995; 108: 231-236

Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122: 260-266

Tang ATH, Björkman L, Adamczak E, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. *Acta Odontol Scand* 2000; 58: 44-48

Trimpeneers LM, Verbeeck RM, Dermaut LR, Moors MG. Comparative shear bond strength of some orthodontic resins to enamel. *Eur J Orthod* 1996; 18: 89-95

Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching-primers over a 3-month storage period. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 709-716

Velo S, Carano A, Carano A. Self-etching vs. Traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. *Orthod Craniofac Res* 2002; 5: 166-169

Vicente A, Bravo LA. Influence of an etchant and a desensitizer containing benzalkonium chloride on shear bond strength of brackets. *J Adhes Dent* 2008; 10: 205-209

Viohl J. Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Heidelberg, Hüthig Verlag, 1988

Whitehill-Grayson J. Clinical application of direct orthodontic bonding systems. *Dent Clin North Am* 1981; 25: 347-355

Willems G, Carels CE, Verbeke G. In vitro peel/shear bond strength evaluation of orthodontic bracket base design. *J Dent* 1997; 25: 271-278

Zachrisson BA. A posttreatment evaluation of direct bonding in Orthodontics. *Am J Orthod* 1977; 71: 173-189

8 Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei Allen ganz herzlich bedanken, die mich bei meiner Promotion unterstützt und gefördert haben:

- Zunächst möchte ich Herrn Professor Dr. rer. nat. C. Bourauel sehr herzlich für die umfangreiche wissenschaftliche Betreuung und die stets fachliche Beratung bei dieser Untersuchung danken. Seine immer freundliche Unterstützung und Motivation bei auftretenden Problemen hat mir sehr geholfen.
-
- Herrn Dr. rer. nat. Keilig danke ich für seine Geduld, Hilfsbereitschaft und stetige Unterstützung.
- Frau Dr. rer. nat. Susanne Reimann danke ich sehr für die immer freundliche Hilfestellung und Unterstützung.
- Der Firma ODS GmbH aus Kisdorf, insbesondere Herrn Denecke danke ich sehr für die Überlassung der Materialien und für die Unterstützung mit vielen Informationen.
- Mein ganz besonderer Dank gilt meinem Mann und meiner Tochter, die mich sowohl bei meiner Promotion als auch bei meinem Studium in allen Belangen ermutigt und unterstützt haben.