

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki

**Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets bei Anwendung selbstätzender
Haftvermittler nach Lichthärtung mit einer konventionellen Halogenlampe
sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe zu jeweils zwei verschiedenen
Polymerisationszeiten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Timea Lamper

aus
Szeged

2008

Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. I. Rudzki

Mitberichterstatter: Prof. Dr. W. Plitz
Prof. Dr. M. Zimmermann

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. E. Paschos

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 20.02.2008

INHALTSVERZEICHNIS

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Festsitzende Behandlungstechnik	3
2.2	Brackets	4
2.3	Komposite	6
2.4	Schmelzhaftung	7
2.4.1	Konventionelle Säure-Ätz-Technik	8
2.4.2	Selbstätzende Haftvermittler	9
2.4.3	Studien zur Haftfestigkeit selbstkonditionierender Haftvermittler	11
2.5	Aushärtung der Komposite	13
2.6	Bedingungen zur In-vitro-Testung der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets	19
2.7	Debonding	20
2.7.1	Anforderungen an ein Bracketadhäsivsystem	20
2.7.2	Haftfestigkeitswerte von Bracketadhäsivsystemen	21
2.7.3	Versuchsaufbau zur Ermittlung von Scher-Abschäl-Festigkeiten	21
3	Fragestellung	23
4	Material und Methode	24
4.1	Material	24
4.1.1	Zähne	24
4.1.2	Brackets	24
4.1.3	Komposite	25
4.1.4	Lichtpolymerisationsgeräte	28

4.2	Methode	29
4.2.1	Versuchsdesign	29
4.2.2	Vorbereitung der Zähne	29
4.2.3	Behandlung der Schmelzoberflächen	30
4.2.4	Bekleben der Zähne	32
4.2.5	Lichthärtung	32
4.2.6	Vorbehandlung der Versuchsproben	33
4.2.7	Herstellung der Prüfkörper	33
4.2.8	Abscherversuch	35
4.2.9	Lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchflächen nach Bracketentfernung	36
5	Ergebnisse	38
5.1	Scher-Abschäl-Festigkeiten der untersuchten Haftvermittler nach Lichthärtung mit der konventionellen Halogenlampe	40
5.2	Scher-Abschäl-Festigkeiten der untersuchten Haftvermittler nach Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe	43
5.3	Vergleich der Polymerisationsgeräte bezüglich der erzielbaren Scher-Abschäl-Werte bei den verschiedenen Belichtungs- zeiten	46
5.4	Lichtmikroskopische Auswertung der Zahnoberflächen nach Bracketentfernung	49
5.5	Weibull-Diagramme	54
5.5.1	Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung	54
5.5.2	Transbond™ Plus	54
5.5.3	Clearfil™ SE Bond	55
5.5.4	Ideal® 1	55
5.5.5	iBond™	56
5.6	Allgemeines lineares Modell	56

6	Diskussion	58
6.1	Diskussion von Material und Methode	58
6.1.1	Auswahl und Lagerung der Zähne	58
6.1.2	Beklebung der Zähne	59
6.1.3	Simulation klinischer Bedingungen	60
6.1.4	Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung	62
6.2	Diskussion der Ergebnisse	63
6.2.1	Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung versus Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus; Bruchverhalten von Transbond™ XT	63
6.2.2	Zwei-Schritt-Haftvermittler (Clearfil™ SE Bond) versus Ein-Schritt-Haftvermittler (Transbond™ Plus) Bruchverhalten von Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus	65
6.2.3	Ideal® 1 versus iBond™ Bruchverhalten dieser beiden Einkomponenten-Haftvermittler	66
6.2.4	Hochleistungs-LED-Lampe versus konventionelle Halogenlampe	68
6.3	Schlussfolgerung	69
7	Zusammenfassung	72
8	Verzeichnis der Abkürzungen	75
9	Literaturverzeichnis	76
10	Danksagung	86
11	Lebenslauf	87

1 Einleitung

Seit der Vorstellung der Schmelzkonditionierung 1955 durch *Buonocore* [18]. ist es möglich, einen ausreichenden Haftverbund zwischen Komposit und Zahnschmelz zu erzielen. 1965 führte *Newman* [87] diese Technik in der Kieferorthopädie ein und eröffnete damit die Möglichkeit der Klebung von Brackets direkt auf dem Schmelz. Durch intensive Weiterentwicklung der adhäsiven Materialien wurde die routinemäßige Anwendung von geklebten, anstatt der bisher ausschließlich auf Bänder geschweißten Attachments möglich.

Die Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Zahnoberfläche ist ein wichtiger Parameter im Verlauf der kieferorthopädischen Behandlung und von maßgeblicher Bedeutung für den Behandlungserfolg. Dabei wird auf der einen Seite auf eine große Verbundfestigkeit Wert gelegt, auf der anderen Seite sollen die Brackets ohne Schmelzausrisse beim Debonding entfernt werden können. Auch ist ein möglichst geringer Verbleib an Restadhäsiv wünschenswert, um den Aufwand an Politur zu verringern und dadurch eine Schmelzschädigung durch die rotierenden Instrumente beim Säubern der Schmelzoberfläche zu vermeiden.

Zu den Zielsetzungen von Studien zu kieferorthopädischen Materialien gehören die Erhöhung des Patientenkomforts sowie die Vereinfachung und Verkürzung der Behandlungsabläufe. Bei der Entwicklung von selbstkonditionierenden Haftvermittlern wird der Versuch unternommen, durch Zusammenfassung der Arbeitsschritte - Säureätzung (Auftragen der Phosphorsäure, Absprühen, Trocknung) sowie Aufbringen eines Haftvermittlers - neben der vereinfachten Handhabung sowie Zeitersparnis ein hohes Maß an Schutz vor Verarbeitungsfehlern verbunden mit der hygienischen Bereitstellung stets gleichbleibender Komponentenmischverhältnisse, zu erreichen.

Neben diesem materialtechnischen Fortschritt fand auch eine Weiterentwicklung an Polymerisationslampen im Sinne von anderen Technologien sowie höheren Lichtintensitäten statt. Bisher wurden hauptsächlich Halogenlampen zur Lichthärtung eingesetzt. Nun sind auch Plasmalichtgeräte, Laser und LED-Lampen auf dem Markt. Die zuletzt eingeführten LED-Lichthärtegeräte scheinen dabei eine ernsthafte Konkurrenz für die als Goldstandard geltenden Halogenlampen darzustellen. Ihre Vorzüge liegen in den positiven klinischen Anwendungseigenschaften, wie

Langlebigkeit des Leuchtmittels und damit Zuverlässigkeit, minimale Wärmeentwicklung sowie geringer Stromverbrauch durch einen hohen Wirkungsgrad und somit erstmals Realisierung von Akkugeräten. Eine neue Generation von LED-Lampen mit einer erhöhten Lichtintensität von 1000 mW/cm^2 verspricht zudem Komposite in der Hälfte der von Halogengeräten benötigten Zeit auszuhärten. Da der Polymerisationsgrad mit dem Produkt aus dem Logarithmus der Lichtintensität und der Aushärtungszeit korreliert [90, 112], sollte innerhalb bestimmter Grenzen eine Erhöhung der Lichtintensität zu kürzeren Bestrahlungszeiten bei gleich bleibendem Polymerisationsgrad führen.

Ziel der vorliegenden Studie war es somit, die Effektivität einer Hochleistungs-LED-Lampe bei verschiedenen Polymerisationszeiten zu untersuchen und mit der eines konventionellen Halogengerätes zu vergleichen. Dies erfolgte durch Ermittlung der Scher-Abschäl-Festigkeiten von mit verschiedenen Haftvermittlern befestigten Brackets. Dabei sollte auch überprüft werden, ob durch den Einsatz selbstätzender Haftvermittlern bei Reduktion von Zeitaufwand und Arbeitsschritten eine klinisch akzeptable Haftfestigkeit der Brackets erzielbar ist, wobei auch ein Vergleich der Scher-Abschäl-Festigkeiten der verschiedenen selbstätzenden Haftvermittler untereinander sowie mit der konventionellen Vorgehensweise erfolgte.

Um fundierte Aussagen bei unterschiedlichen Materialien sowie Polymerisationsmodi treffen zu können, bedarf es standardisierter Testverfahren mit einer möglichst geringen Anzahl an variablen Parametern. Dementsprechend wurde in der vorliegenden Untersuchung großer Wert gelegt auf eine möglichst weitgehende Standardisierung sowohl bei der Verarbeitung der Materialien, als auch bei der Lagerung der Proben und dem eigentlichen Scher-Abschäl-Versuch.

2 Literaturübersicht

2.1 Festsitzende Behandlungstechnik

Das zunehmende Interesse an der Korrektur von Gebiss- und Stellungsanomalien, um ein ästhetisches und kaufunktionelles Optimum der Zahnstellung zu erreichen, erfordert immer häufiger aufwendigere und umfangreichere Behandlungen. Im Gegensatz zu abnehmbaren Geräten ist es mit der festsitzenden Behandlungstechnik möglich, Zähne körperlich zu bewegen. Dadurch eröffnet sich die Möglichkeit auch schwierige Bewegungen durchzuführen, z.B. das Schließen von Lücken oder das Aufrichten und Einordnen retinierter Zähne.

Bei der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen werden als Übertragungselemente sogenannte Brackets bzw. Attachments verwendet, die mittels Drahtbögen miteinander verbunden werden. Durch gezielte Ausübung von kontinuierlichen Kräften auf die Zähne lassen sich somit kontrollierte Zahnbewegungen durchführen [25].

Entwicklung der Bracketadhäsivtechnik

Ursprünglich war es üblich, Bänder auf die Zähne zu zementieren, die mit Brackets auf ihrer Vestibulärseite versehen waren. Heute ist es möglich, Brackets direkt auf den speziell vorbehandelten Zahn zu kleben [24].

Die Entwicklung dieser sog. Bracketadhäsivtechnik geht auf *Buonocore* [18] zurück, der in seiner Untersuchung 1955 feststellte, dass die Säurevorbehandlung des Schmelzes die Haftkraft von Acrylaten zur Schmelzoberfläche deutlich steigert. *Newman* [87] führte diese Säure-Ätz-Technik 1965 in der Kieferorthopädie ein und eröffnete damit die Möglichkeit der direkten Klebung von Brackets auf Zahnschmelz. 1977 wurde die erste ausführliche In-vivo-Studie veröffentlicht, die eine große Zahl von abgeschlossenen Patientenfällen umfasste [136]. 1979 wandten bereits 93 % der amerikanischen Kieferorthopäden die adhäsive Bracketbefestigung an [47]. Das Bekleben von Zähnen stellt nunmehr ein seit über 40 Jahren erprobtes, zuverlässiges adhäsives Verfahren mit hoher Erfolgsquote dar und hat die Bebänderung im Front- und im Prämolarenbereich weitgehend verdrängt. Im Molarenbereich finden Bänder weiterhin ihre Anwendung. Die zusätzliche Applikation

von orthodontischen Kräften auf diesen Zähnen führt häufig zum Bracketverlust [24, 25, 67].

Vorteile der Bracketadhäsivtechnik

Im Vergleich zur konventionellen Bandtechnik bietet die Einführung der Bracketadhäsivtechnik für den Behandler und den Patienten viele Vorzüge [22, 24, 30, 106]:

- Das Separieren der Zähne (1-2 Tage vor der Bebänderung) entfällt.
- Restlücken nach Bandentfernung werden vermieden.
- Der zeitliche und materielle Aufwand ist aufgrund der einfacheren Applikation geringer.
- Approximale Röntgenkontrolle, klinische Karieskontrolle und eine Füllungstherapie sind durchführbar.
- Lockere Brackets sind leicht zu erkennen und einfacher als Bänder auszutauschen.
- Die Ästhetik ist verbessert (zahnfarbene Kunststoff- und Keramikbrackets).
- Gingivairritationen sind erheblich geringer (Bänder liegen oft subgingival).
- Die Adhäsivtechnik eröffnet zusätzliche Indikationsgebiete:
 - Ø Das Einordnen retinierter Zähne kann ohne die schwierige Umschlingung des Zahns erfolgen.
 - Ø Gelockerte Zähne können geschient werden.
 - Ø Um die kieferorthopädisch korrigierte Zahnstellung zu sichern, können semipermanente Retainer adhäsiv angebracht werden.

2.2 Brackets

Brackets 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. Ist nur ein Flügel vorhanden spricht man von einem Single-Bracket, trägt ein Bracket dagegen zwei Flügel, so handelt es sich um ein

Twin-Bracket. An den Brackets können zusätzliche Hilfsteile - wie Haken (hooks) - angebracht sein [76].

Für die Bracketadhäsivtechnik stehen Brackets aus Metall, Kunststoff oder Keramik zur Verfügung.

Metallbrackets

Metallbrackets werden zumeist aus Stahllegierungen hergestellt. 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 die feinmaschige Netzunterlage als Retentionselement bewährt hat [28]. Die Lage und Stärke der einzelnen Drähte im Geflecht auf der Bracketunterseite und die Größe der dazwischenliegenden Freiräume sind für den Gesamtverbund bedeutsam [108]. Eine Steigerung der Verbundfestigkeitswerte ist durch Silicoatverfahren [29] und Titanplasmabeschichtung [31] der Bracketbasen möglich. Beide Verfahren sind jedoch aufwendig und konnten sich nicht durchsetzen [25]. Durch Sandstrahlen von neuen Bracketbasen, von losgelösten Brackets oder nach dem Recycling kann eine Steigerung der Haftfestigkeit um ca. 30 % erreicht werden [28, 83, 88]. Nachteilig ist jedoch die - durch die Verletzung der Passivierungsschicht bedingte - Förderung von Korrosionsvorgängen (Spaltkorrosion, Säuren der mikrobiellen Plaque) mit dem Risiko der Verfärbung von Adhäsiv und Schmelzoberfläche. Bracketkorrosion kann aber auch infolge von herstellungsbedingten Oberflächen- oder Gefügedefekten der Metallbrackets im aggressiven Mundhöhlenmilieu auftreten und zur Freisetzung von Nickelionen führen, weswegen einige Hersteller zu nickelfreien Stählen und Titanmaterial übergehen [25].

Metallbrackets sind heute der Standard bei festsitzenden Behandlungen. Sie besitzen eine gute Haltbarkeit und erleichtern durch geringe Friktion ein Gleiten zwischen Bogen und Bracket [76]. Für eine präzise kontrollierte Zahnbewegung bleiben sie bislang unübertroffen [25].

Dem Nachteil der ungünstigen Ästhetik der Metallbrackets wurden durch die Entwicklung von Kunststoff- und Keramikbrackets Alternativen entgegengestellt [76].

2.3 Komposite

Neben der Einführung der Schmelzätzung ermöglichte erst die Entwicklung geeigneter Adhäsive eine reversible Bracketfixierung am Zahnschmelz. Aufgrund ihrer werkstoffkundlichen Vorteile haben sich die Diacrylate als Befestigungskomposite durchgesetzt [25]. Das bekannteste unter den verschiedenen Diacrylatmodifikationen ist das erstmals von *Bowen* [14] angegebene Bisphenol-A-Diglycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA), ein Reaktionsprodukt aus einem Epoxidharz und einem Methacrylat. Die herausragenden Eigenschaften der Diacrylate sind ihre hohe Abrasionsbeständigkeit, geringe Wasseraufnahme sowie geringe Polymerisationsschrumpfung [25].

Komposit ist definiert als ein Material, welches sich aus zwei oder mehreren Materialien zusammensetzt [40]. Konventionelle Komposite bestehen aus einer organischen Matrix und anorganischen Füllkörpern, deren Verbund durch eine Silanschicht geschaffen wird [80].

Organische Matrix

Die Hauptbestandteile der organischen Matrix sind hochvisköse Monomere auf der Basis von multifunktionellen Methacrylaten, wie zum Beispiel Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat, sog. Bowen-Kunststoff) oder UDMA (Urethandimethacrylat). Diese sind nach der vereinfachten Grundformel MA-R-MA aufgebaut: R steht dabei für das Molekülskelett und MA für die reaktiven Methacrylsäureester-Reste. Das zentrale Molekül R ist ausschlaggebend für die mechanischen Eigenschaften des Komposits, wie Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad und Viskosität. Die ungesättigten Kohlenstoff-Doppelbindungen der Monomere bewirken bei der Polymerisation die dreidimensionale Vernetzung zu Polymerketten [14, 54]. Zur besseren Verarbeitbarkeit werden der viskösen Matrix Verdünnermonomere (Co-Monomere) wie TEGDMA (Triethylen-Glycol-Dimethacrylat) und EGDMA (Ethylen-Glycol-Dimethacrylat) zugesetzt [40], die jedoch eine besonders hohe Schrumpfung aufweisen [56] und den höchsten Anteil an Restmonomeren darstellen [120].

Weitere Bestandteile sind die für die Polymerisationsreaktion erforderlichen Initiatoren. Durch Aktivierung (chemisch oder physikalisch) zerfallen sie in energiereiche Moleküle (Radikale), welche die Polymerisation des Kunststoffes

bewirken. Bei chemisch härtenden Adhäsiven wird als Initiator meist Benzylperoxid eingesetzt, welches durch einen Akzelerator (tertiäres Amin) beim Anmischen aktiviert wird. Lichthärtende Adhäsive enthalten zumeist Kampherchinon in Kombination mit organischen Aminen [79].

Eine Vorpolymerisation wird durch Stabilisatoren verhindert, die vorzeitig mit entstehenden Radikalen in der Monomerpaste reagieren. Sie sind meist sterische Phenole, wie z.B. Hydrochinonmonomethylether [54].

Disperse Phase

Um die mechanischen und physikalischen Eigenschaften zu verbessern, werden der Kunststoffmatrix anorganische Füller (Quarz, Keramik, Siliziumdioxid) zugesetzt. Neben einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme sowie des Wärmeausdehnungskoeffizienten wird eine Verbesserung der Druck- und Zugfestigkeit, des Elastizitätsmoduls und der Verschleißfestigkeit ermöglicht [40, 54].

Verbundphase

Organische Siliziumverbindungen, sogenannte Silane, stellen den Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllstoffen her. Sie lagern sich als Zwischenschicht den Füllpartikeln auf und dienen der chemischen Verankerung der Füllstoffe in der Matrix, indem sie mit beiden Komponenten eine Verbindung eingehen [103]. Als Silanisierungsmittel dient in der Regel 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxysilan. Eine feste Verbindung zwischen Füller und Matrix ist die Voraussetzung für bessere mechanische Werte, wie Verschleißfestigkeit des Komposits sowie Resistenz gegen mechanische und chemische Einflüsse [40].

2.4 Schmelzhaftung

Die unbehandelte Schmelzoberfläche stellt sich mikroskopisch als glatte und strukturarme Oberfläche dar [25]. Sie ist von einem organischen Film aus

Speichelbestandteilen überzogen, welche die Haftung eines Füllungs- oder Klebematerials zusätzlich erschwert [45, 53]. Um eine optimale chemische und mikromechanische Verankerung zu erzeugen, bedarf es deshalb einer Vorbehandlung der Schmelzoberfläche.

2.4.1 Konventionelle Säure-Ätz-Technik

Bei der konventionellen Säure-Ätz-Technik wird durch Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mit Säure und die anschließende Anwendung eines niedrigviskösen Haftvermittlers ein ausreichender Verbund zwischen Zahnschmelz und Kompositmaterial erzielt [54].

Phosphorsäureätzung

1955 stellte als erster *Buonocore* [18] die Säure-Ätz-Technik vor. Er fand, dass Akrylatklebezemente auf Zahnschmelz eine klinisch ausreichende Haftfestigkeit erreichten, sofern der Schmelz zuvor für 30 Sekunden mit 85 %iger Phosphorsäure behandelt wurde.

Diese sogenannte Schmelzkonditionierung findet heute durch Ätzung der Schmelzoberfläche mittels 30 bis 40 %iger Phosphorsäure statt [42, 57]. Neben der Auflösung organischer Auflagerungen kommt es zur selektiven Auflösung der Schmelzprismen, wodurch ein raues retentives Mikrorelief mit Eröffnung von inter- und intraprismatrischen Spalträumen entsteht [25]. Aufgrund der erheblichen Oberflächenvergrößerung sowie der gesteigerten Benetzbarkeit und Kapillarität des Schmelzes werden ideale Voraussetzungen für den adhäsiven Verbund geschaffen [25].

Es lassen sich drei verschiedene Ätztypen differenzieren: Bei Typ I werden die Prismenkerne aufgelöst, bei Typ II die Prismenperipherie und bei Typ III sind keine klaren Prismenstrukturen zu erkennen [63]. Die Art der Prismenauflösung lässt sich jedoch klinisch gesehen nicht beeinflussen. Letztendlich hängt die Ätzwirkung von der chemischen Zusammensetzung, dem Fluoridgehalt, dem prismatischen oder

aprisatischen Charakter des Schmelzes sowie dem Zahntypus (bleibender Zahn oder Milchzahn) ab [57].

Haftvermittler

Der gewünschte Verbund mit dem Schmelz und dem später applizierten Kunststoffmaterial wird durch das Auftragen eines Schmelzbondings erzielt. Als Bonding bezeichnet man ein un- oder wenig gefülltes, mäßig niedrigvisköses, hydrophobes Gemisch von zum Teil eher großmolekularen Diacrylaten wie beispielsweise Bis-GMA, TEGDMA oder UDMA [54]. Die bessere Fließeigenschaft ermöglicht dem Haftvermittler die Diffusion in die Mikroporositäten der vorbehandelten Schmelzoberfläche [116]. Nach der Polymerisation entsteht ein primär mikromechanischer Verbund mit dem Zahnschmelz. Die Haftfestigkeit wird vor allem durch geometrische Effekte (mikroretentive Unterschnitte) der Kunststoffzotten hervorgerufen. Neben diesem geometrisch-mechanischen Effekt trägt das Aufschrumpfen des Kunststoffes auf die zottenartigen Prismenzentren (rheologischer Effekt) zur Verbundfestigkeit bei [27, 54].

Konventionelle Säure-Ätz-Technik in der Bracketadhäsivtechnik

In der Kieferorthopädie gilt die konventionelle Bracketadhäsivtechnik in Verbindung mit der Schmelzätzung als Standardverfahren [26]. In zahlreichen In-vitro-Studien konnte nachgewiesen werden, dass die mittlere Verbundfestigkeit bei 8 bis 13 MPa liegt und für den klinischen Einsatz geeignet ist [7, 12, 15, 21, 50, 95, 101, 133]. Dabei ist ein unterer Richtwert von 6 bis 8 MPa nach *Reynolds und von Fraunhofer* [108] ausreichend, um eine erfolgreiche Therapie zu gewährleisten.

2.4.2 Selbstätzende Haftvermittler

Die Bracketadhäsivtechnik unterlag seit der Einführung der Säure-Ätz-Technik einer steten Weiterentwicklung. Neben der Konzentrationsverminderung und Reduzierung der Einwirkzeit von Phosphorsäure [48, 113, 117, 126] wurden die sogenannten

selbstkonditionierenden Primer als Alternative zur konventionellen Phosphorsäureätzung entwickelt. Durch ihre Einführung wurde die Adhäsivtechnik vereinfacht, da die Konditionierung und das „Priming“ in einem Schritt möglich wurde. In der restaurativen Zahnheilkunde werden sie seit einiger Zeit erfolgreich eingesetzt [39, 98, 114, 129]. Da das Auftragen und Absprühen der Phosphorsäure sowie die Trocknung der Zahnoberfläche entfallen, wird ein hohes Maß an Schutz vor Verarbeitungsfehlern erreicht und der Arbeitsablauf für den Behandler sowohl vereinfacht als auch verkürzt [1, 2, 12, 50]. Selbstkonditionierende Primer enthalten neben den gebräuchlichen hydrophilen Monomeren wie HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat) auch saure Komponenten, wie modifizierte Polyacrylsäure, Maleinsäure oder die Phosphorsäureester Phenyl-P (2-Methacryloyloxy-Ethyl-Phenyl-Hydrogenphosphat) bzw. MDP (10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat) [44].

Bei den selbstätzenden Haftvermittlern werden Zwei-Schritt-Systeme von Ein-Schritt-Systemen, den sogenannten All-in-one-Präparaten unterschieden:

Zwei-Schritt-Systeme

Hierbei wird zunächst ein selbstkonditionierender Primer auf die Zahnoberfläche appliziert und im Luftstrom getrocknet, bevor im zweiten Schritt das Bonding aufgetragen und lichtgehärtet wird (z.B. Clearfil™ SE Bond, AdheSE®).

Ein-Schritt-Systeme

Diese Haftvermittler erfüllen neben der Funktion des Bondings gleichzeitig auch die des Ätzmittels und des Primers. Einige All-in-one-Präparate werden aus zwei Lösungen angemischt, von denen eine die Monomere und die andere hauptsächlich Wasser enthält (z.B. Transbond™ Plus, Prompt™ L-Pop™). Diese Darreichungsform ist erforderlich, wenn die selbstkonditionierenden Monomere im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil sind. Ausreichend hydrolysebeständige Monomermischungen sind in gebrauchsfertigen Lösungen für die Einmalapplikation erhältlich (z.B. iBond™, AQ-Bond, Ideal® 1). Die selbstätzende Flüssigkeit wird auf die Schmelzoberfläche appliziert und nach einer Einwirkzeit von 5 bis 30 s (je nach

Präparat) verblasen. Eine separate Lichthärtung ist bei einigen Fabrikaten erforderlich [13].

Als Resultat der Schmelzkonditionierung kann zwar klinisch keine kreidig opake Schmelzoberfläche wie nach Phosphorsäureätzung nachgewiesen werden [43], jedoch zeigt sich nach Applikation des selbstätzenden Haftvermittlers mikroskopisch eine angeraute Schmelzoberfläche [43, 44, 49, 96, 98].

2.4.3 Studien zur Haftfestigkeit selbstkonditionierender Haftvermittler

In der restaurativen Zahnheilkunde wurden zahlreiche Untersuchungen hinsichtlich der Haftfestigkeit selbstätzender Haftvermittler zur Schmelzoberfläche durchgeführt:

- *Perdigao* et al. [98] stellten in ihrer Untersuchung fest, dass selbstätzende Primer ähnliche Haftwerte auf Schmelz erzielten wie 37 %ige Phosphorsäure.
- In einer Studie von *Frankenberger* et al. [42] wurden neun verschiedene Haftvermittler-Systeme untersucht, darunter das selbstätzende Einfaschenpräparat iBond™. Bezüglich der Schmelzhaftung erzielten die mit Phosphorsäure konditionierten Schmelzproben signifikant höhere Werte als die Self-Etch-Systeme. Dabei lag iBond™ signifikant unter den anderen selbstätzenden Präparaten.
- Die mit dem Zwei-Schritt-System Clearfil™ SE Bond und dem Ein-Schritt-System Prompt™ L-Pop™ erzielten Haftfestigkeitswerte unterschieden sich nicht signifikant voneinander und von der herkömmlichen Säure-Ätz-Technik [60].
- Dagegen wies Clearfil™ SE Bond in einer Untersuchung von *Abo* et al. [1] höhere Haftwerte auf als das All-in-one-Präparat AD Bond.

Hierbei ist allerdings anzumerken, dass in einigen Untersuchungen die Schmelzoberfläche angeraut wurde, womit ein direkter Vergleich mit Studien aus dem Fachbereich der Kieferorthopädie nicht möglich ist.

Auch im Rahmen der Bracketadhäsivtechnik sind eine Reihe von Veröffentlichungen zu finden:

- *Grubisa* et al. [50] untersuchten die Scherfestigkeit von Metallbrackets bei Verwendung des selbstätzenden Haftvermittlers Transbond™ Plus sowie des mit der konventionellen Säure-Ätz-Technik anzuwendenden Transbond™ XT Primer. Als Adhäsiv kam Transbond™ XT Adhesive zur Anwendung. Sie stellten signifikant geringere Scherfestigkeitswerte für den selbstätzenden Primer fest.
- Auch in der Studie von *Aljubouri* et al. [2] erzielte Transbond™ Plus im Vergleich zu Transbond™ XT geringere Haftwerte, wobei der selbstätzende Primer eine um fast ein Viertel geringere Haftfestigkeit aufwies.
- *Bishara* et al. [7] fanden bei dem Einflaschenpräparat Clearfil™ Liner Bond 2 in Kombination mit dem Adhäsiv Transbond™ XT signifikant geringere Scherfestigkeiten als bei der herkömmlichen Säure-Ätz-Technik (Transbond™ XT Primer und Adhäsiv). Die erreichten Werte genügten dabei nicht den klinischen Anforderungen.
- Der selbstätzende Primer Prompt™ L-Pop™ dagegen zeigte in einer weiteren Untersuchung von *Bishara* et al. [12] im Vergleich zur herkömmlichen Säure-Ätz-Technik zwar eine signifikant geringere Haftfestigkeit, jedoch lag diese im Bereich klinisch akzeptabler Werte für orthodontisches Bonding.
- In einer Untersuchung von *Yamada* et al. [133] wurden die Zahnoberflächen zum einen mit dem selbstätzenden Megabond (Primer aus Clearfil™ SE Bond) behandelt, zum anderen mit einer Phosphorsäurelösung. Darauf folgte in beiden Fällen die Applikation von Kurasper™ F Bond und die Beschichtung der Metallbracketbasen mit dem Adhäsiv Kurasper™ F Paste. Beim Scherversuch erzielte Megabond signifikant geringere Werte.

Demgegenüber stehen einige Untersuchungen, bei denen bezüglich der Scherfestigkeit kein signifikanter Unterschied zwischen der herkömmlichen Säure-Ätz-Technik und der Konditionierung mit selbstätzenden Primern festzustellen war bzw. in denen die selbstätzenden Haftvermittler sogar höhere Haftfestigkeitswerte erreichten:

- *Korbmacher* et al. [74] fanden hinsichtlich der Haftfestigkeitswerte keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Schmelzkonditionierungsverfahren mit dem All-in-one-Präparat Prompt™ L-Pop™ bzw. Transbond™ XT Primer.
- Auch *Fritz* et al. [43] kamen zu der Schlussfolgerung, dass mit selbststützenden Primern ähnlich gute Haftfestigkeiten erreicht werden, wie nach Anwendung herkömmlicher Systeme mit Phosphorsäurekonditionierung. Sie verwendeten unter anderem Clearfil™ SE Bond in Kombination mit Kurasper™ F Paste.
- *Trites* et al. [125] untersuchten die Scherfestigkeit von Metallbrackets bei Verwendung des selbststützenden Primers Transbond™ Plus sowie des mit der konventionellen Säure-Ätz-Technik anzuwendenden Transbond™ XT Primer. Als Adhäsiv kam Transbond™ XT Adhesive zur Anwendung. Nach einer 24 stündigen Lagerung im Wasserbad konnten sie keinen signifikanten Unterschied zwischen diesen beiden Haftvermittlern aufzeigen.
- *Buyukyilmaz* et al. [21] untersuchten Clearfil™ SE Bond, Etch&Prime® 3.0 und Transbond™ Plus auf ihre Haftfestigkeit. Transbond™ Plus erzielte signifikant höhere Werte als Etch&Prime® 3.0, Clearfil™ SE Bond und die konventionelle Technik mit Transbond™ XT. Die Scherfestigkeit von Clearfil™ SE Bond war mit der konventionellen Phosphorsäureätzung vergleichbar.
- Auch in einer Untersuchung von *Rajagopal* et al. [101] erzielte das selbststützende Transbond™ Plus höhere Haftwerte als der mit konventioneller Ätzung anzuwendende Transbond™ XT.

2.5 Aushärtung der Komposite

Die Aushärtung der Komposite resultiert aus der Bildung langkettiger Polymere aus Monomeren. Die Polymerisation wird durch Anregung eines Initiatormoleküls eingeleitet. Über Radikalbildung kommt es zur Entstehung reaktiver Methacrylatmonomere, die dann im Sinne einer Kettenreaktion zu Polymeren vernetzt werden. Dabei werden die C=C Doppelbindungen umgesetzt.

Der Polymerisationsgrad oder die Konversion stellt den Prozentsatz aller Doppelbindungen dar, die bei der Aushärtung in einfache Bindungen umgesetzt

werden [79]. Eine unvollständige Polymerisation beeinflusst die mechanischen Eigenschaften des Komposits. Reduzierte Mikrohärtigkeit, Verschleißfestigkeit, Elastizitätsmodul, Druckfestigkeit sowie Farbstabilität sind die Folgen einer niedrigen Konversionsrate [79]. Ebenso weisen nicht ausreichend polymerisierte Komposite einen erhöhten Restmonomergehalt auf [134], welcher in der Mundhöhle durch Diffusion freigesetzt und toxische Reaktionen hervorrufen kann [79].

Der Polymerisationsvorgang kann auf zwei verschiedene Arten gestartet werden: Man unterscheidet die chemische Härtung von der Lichthärtung [63, 80]:

Chemisch härtende Materialien werden in Paste-Paste-Form angeboten. Die Katalysatorpaste enthält den Initiator (Benzoylperoxid), der beim Vermischen mit dem Akzelerator (tertiäres Amin) der Basispaste reagiert und zur Bildung freier Radikale führt, die den Polymerisationsvorgang auslösen [135].

Die lichtpolymerisierenden Kunststoffe dagegen enthalten einen strahlungsempfindlichen Initiator. Meist handelt es sich dabei um das Diketon Kampherchinon mit einem Absorptionsmaximum bei 468 nm [35]. Die zur Polymerisation benötigte Reaktion wird durch Bestrahlen des Materials mit einem Photopolymerisationsgerät ausgelöst. Das Photoinitiatormolekül absorbiert dabei die aufgebrachte Energie in Form von sichtbarem, blauem Licht der Wellenlänge 380 bis 520 nm und reagiert sodann mit einem Reduktionsagens (tertiäres Amin). Ein angeregter Komplex entsteht, der in eine inaktive Komponente und ein Radikal zerfällt. Das Radikal reagiert wiederum mit den Doppelbindungen der Monomere und initiiert somit die Kettenreaktion der Monomere, die schließlich zur Aushärtung des Kunststoffes führt [122, 128]. Die Durchhärtungstiefe lichthärtender Komposite ist neben materialbedingten Faktoren weitgehend abhängig von der Wellenlänge des Lichtes, der Bestrahlungsintensität und der Einwirkdauer [77, 104].

Heute werden die lichthärtenden Materialien im Gegensatz zu den Autopolymerisaten bevorzugt [124]. Die Vorteile der Lichthärtung liegen einerseits in der steuerbaren Verarbeitungszeit sowie in der leichteren Überschussentfernung [102] und in den besseren physikalisch-chemischen Eigenschaften [80]. Zudem entfällt im Vergleich zu den chemisch härtenden Kompositen das Anmischen. Dadurch werden Dosierungsfehler und das Einmischen von Luft in das Kompositmaterial vermieden [135].

Lichtpolymerisation

Grundsätzlich gilt, dass jedes Lichtquant (Photon), das von einem Lichthärtegerät auf einer ganz bestimmten Wellenlänge emittiert wird, gleich effektiv ist. Die Wellenlängenverteilung und die Anzahl dieser Photonen, die auf eine spezifische Oberfläche einwirken (Strahlenflussdichte [mW/cm^2]) sind Schlüsselfaktoren [89].

Die heutigen Lichtpolymerisationsgeräte emittieren je nach Fabrikat Licht mit Wellenlängen zwischen 380 und 520 nm, wobei die effektivsten Wellenlängen im Bereich von 450 und 490 nm liegen. Kurzwelliges, deutlich energiereicheres Licht im Bereich von 400 bis 450 nm spielt auch eine Rolle, weil es noch in der Lage ist, die Polymerisation anzuregen. Jedoch trägt es sehr wenig zur Aushärtung bei und ist aufgrund seiner Gefahren für Patient und Anwender unerwünscht. Langwelliges Licht (Wellenlängen über 520 nm) wird von den Photoinitiatormolekülen nicht absorbiert und trägt lediglich zur Erwärmung bei [79, 135]. Diese Wärmebelastung addiert sich zu der durch die exotherme Polymerisationsreaktion bedingten Erwärmung des Komposits [135].

Bisher wurden hauptsächlich Halogenlampen zur Lichthärtung eingesetzt. Aber seit 1997 wird auch Laserlicht zum Aushärten von Kunststoffmaterialien angeboten. 1998 wurde die Plasmalampe - auch Xenonkurzbogenlampe genannt – eingeführt und seit 2001 sind sogenannte Diodenlampen (LEDs - Light Emitting Diodes) auf dem Markt [71].

Halogenlampen

Bei Halogenlampen wird Licht durch den Fluss von elektrischem Strom durch einen dünnen Wolframfaden erzeugt, der sich in einem mit Halogenen gefüllten Quarzglasleuchtkörper befindet. Da der Wolframdraht einen elektrischen Widerstand darstellt, erhitzt er sich durch die angelegte Spannung sehr stark und gibt elektromagnetische Strahlung in Form von sichtbarem weißem Licht ab.

Um Licht im blauen Wellenlängenbereich (380 bis 520 nm) zu erhalten, müssen aus diesem breiten, kontinuierlichen Emissionsspektrum mittels spezieller Filter die unerwünschten Spektralbereiche zurückgehalten werden [81]. Demnach geht der größte Teil der Strahlungsleistung verloren. 98 % der Energie wird nicht in Licht, sondern in Wärme umgewandelt [79]. Somit besteht die Notwendigkeit für aufwendige Kühlsysteme zur Verlängerung der Lebensdauer der Lampe einerseits,

andererseits zur Vermeidung irreversibler Thermoschäden an vitalen Zähnen [52]. Ein weiterer Nachteil von Halogenlampen liegt darin, dass Lampe, Reflektor und Filter Verschleiß unterliegen und somit zu einem Leistungsabfall und einer Reduktion der Lichtintensität führen können [6].

Jedoch sind Halogenlampen aufgrund ihres breiten Spektrums für alle Komposite geeignet. Daneben sind sie relativ günstig in der Anschaffung und gelten somit nach wie vor als der „Goldstandard“ [97].

LED-Lampen

Das Prinzip dieser zur jüngsten Generation gehörenden Polymerisationslampen beruht auf Halbleiterverbindungen (Strahlung durch die Elektronenbewegung von Quarzen), die den Strom direkt in Licht umwandeln [131].

Im Gegensatz zu Halogeneinheiten bei denen mittels Filtern gewährleistet wird, dass nur blaues Licht austritt, erzeugt bei LEDs der Kristall direkt das nötige Licht. Daraus resultiert neben einer effektiveren Lichtenergieausbeute auch ein geringerer Temperaturanstieg [73]. Bei gleicher Intensität ist die Wärmeentwicklung um bis zu 15 % geringer als bei Halogenlampen. Eine Kühlung ist somit nicht nötig [97]. Diese Lampen sind dadurch leiser und da sie geschlossen sind, auch wesentlich hygienischer: Die Desinfektion ist erleichtert [131] und es können keine Aerosolbestandteile und Keime durch den Lüfter im Raum verteilt werden [57].

Aufgrund der geringeren Wärmeentwicklung und der günstigen „Energieverwertung“ (der Energieverbrauch ist um den Faktor 14 geringer als bei herkömmlichen Halogenlampen) bestand auch erstmals die Möglichkeit akkubetriebene Polymerisationslampen herzustellen und somit für die klinische Anwendung handlicher zu gestalten [97]: Die Geräte sind kabellos, relativ klein und leicht [131].

Die hohe Lebensdauer und die über die Lebensdauer der Lampe unverändert konstante Lichtintensität [131] gelten als weitere bedeutende Vorteile der LED-Lampen gegenüber den herkömmlichen Halogengeräten.

Der wesentliche Unterschied liegt jedoch im Frequenzspektrum des emittierten Lichtes. Während Halogenlampen ihre Energie am Lichtaustrittsfenster über einen weiten Wellenlängenbereich emittieren, zeichnen sich LED-Lampen durch ein schmales Emissionsspektrum aus [64, 85, 121]. Ein Bereich zwischen 440 und 490 nm wird abgedeckt. Dies ist der wichtigste Spektralbereich für Kampherchinon

(maximale Absorption: 468 nm), den am häufigsten verwendeten Photoinitiator [89, 121]. Jedoch sind nicht alle Komposite in gleichem Maße für die LED-Härtung geeignet. Insbesondere Materialien mit Photoinitiatoren, die bei kürzeren Wellenlängen als 440 nm absorbieren, wie z.B. Lucerin [97], weisen nach einer LED-Härtung schlechtere mechanische Eigenschaften auf und werden in Bezug auf die Tiefenhärtung bzw. in Bezug auf die Vollständigkeit unterschiedlich ausgehärtet. Jüngste Entwicklungen bei LEDs gehen jedoch dahin, das gesamte Lichtspektrum von 410 bis 490 nm abzudecken, sodass nicht nur Kampherchinon, sondern auch fast alle anderen bei Kompositen üblichen Photoinitiatoren aktiviert werden können [97].

In der Literatur gibt es verschiedene Untersuchungen bezüglich der mechanischen Eigenschaften sowie der Scherfestigkeit der mit LED-Lampen belichteten Komposite:

mechanische Eigenschaften

- Mills et al. [85] erzielten mit einem LED-Polymerisationsgerät, dessen Intensität nur 64 % der Intensität der Halogenlampe betrug, bei gleicher Belichtungszeit signifikant höhere Werte für die Polymerisationstiefen.
- Hinsichtlich der Druckfestigkeit ließen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen einem LED-Polymerisationsgerät mit einer Lichtintensität von 350 mW/cm² und einer handelsüblichen Halogenlampe mit 755 mW/cm² feststellen [64].
- Auch die Konversionsrate von mit LED-Lampen bestrahlten Kompositproben war mit der von Halogenlampen vergleichbar [119].

Scherfestigkeit

- Die Scherfestigkeit von Metallbrackets nach Lichthärtung mit einer Halogen- und einer LED-Lampe wurde von *Dunn und Taloumis* [32] untersucht. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den zwei Polymerisationsgeräten, trotz der um fast sieben mal höheren Lichtintensität der Halogenlampe.
- In einer Untersuchung von *Üsümez et al.* [127] wurden mit Transbond™ XT Adhesive geklebte Metallbrackets jeweils 10, 20 und 40 s mit einer LED-Lampe (400mW/cm²) belichtet. In der Kontrollgruppe kam eine Halogenlampe

(550 mW/cm²) mit einer Bestrahlungszeit von 40 s zur Anwendung. Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Scherfestigkeiten zwischen der Halogenlampe und der 20- sowie 40-sekündigen LED-Aushärtung. Eine Polymerisationsdauer von 10 s resultierte jedoch in signifikant geringeren Scherhaftwerten.

Diese Untersuchungen verdeutlichen, dass konventionelle LEDs unabhängig von ihrer geringeren Intensität - bis zu 400 mW/cm² [131] - Komposite bei gleicher Belichtungszeit genauso gut, zum Teil auch besser aushärten können als Halogenlampen [32, 64, 85, 127]. Der effektivste Spektralbereich für Kampherchinon liegt nach *Nomoto* [89] zwischen 450 und 490 nm. Konventionelle Halogengeräte emittieren einen großen Teil der Photonen außerhalb dieses optimalen Bereiches. Diese Photonen können nicht oder nur mit einer geringeren Wahrscheinlichkeit von Kampherchinon absorbiert werden. Bei LEDs hingegen weisen 95 % der Photonen Wellenlängen zwischen 440 und 500 nm auf [127]. Somit kann das Polymerisationslicht von Kampherchinon effizienter genutzt werden, woraus sich die größere Polymerisationstiefe und Monomerkonversion von LEDs im Vergleich zu Halogenlampen bei gleicher Lichtintensität erklärt [131].

Seit kurzem kam eine neue Generation von LED-Lampen auf den Markt. Mit einer Lichtintensität von ca. 1000 mW/cm² sollen diese Hochleistungsenergielampen Komposite in der Hälfte der von den Halogenlampen benötigten Zeit aushärten [84]. Im Rahmen der restaurativen Zahnheilkunde sowie der Kieferorthopädie gibt es bereits Untersuchungen zu der Leistung dieser neuen Geräte:

mechanische Eigenschaften

- *Wiggins* et al. [131] stellten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Polymerisationstiefe und Haftfestigkeit zwischen Kompositproben fest, die mit einer konventionellen Halogenlampe für 20 s bzw. mit einem Hochleistungs-LED-Gerät für 10 s bestrahlt wurden.
- *Price* et al. [100] untersuchten 10 verschiedene Komposite auf ihre Härte nach Belichtung mit einer Halogenlampe hoher und mittlerer Intensität sowie einer Hochintensitäts-LED-Lampe. Sie stellten fest, dass die mit der LED-Lampe polymerisierten Kompositproben in der Hälfte der vom Hersteller empfohlenen

Belichtungszeit die gleiche Härte aufwiesen, wie die mit der Halogenlampe gehärteten Proben im Hochintensitätsmodus in 100 % der empfohlenen Belichtungszeit.

- Nach *Nomura* et al. [91] ist die mit einem Hochleistungs-LED-Gerät erreichte Knoophärte höher als die, die mit konventionellen Halogenlampen erreicht wird. Die mit LEDs ausgehärteten Komposite wiesen einen höheren Polymerisationsgrad und stabilere dreidimensionale Strukturen auf.

Scherfestigkeit von Brackets

- *Bishara* et al. [6] stellten bezüglich der Scherfestigkeit von APCTM II-Metall-Brackets bei konventioneller Säure-Ätz-Technik nach Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe (UltraLumeTM 2) keine signifikanten Unterschiede zur konventionellen Halogenlampe (OrtholuxTM XT) fest. Die Belichtungszeit betrug bei beiden Geräten jeweils 20 s.
- *Swanson* et al. [123] verglichen in ihrer Untersuchung drei verschiedene LED-Lampen – zwei konventionelle (GC e-lightTM, EliparTM FreeLight) sowie ein Hochleistungsgerät (UltraLumeTM 2) – untereinander und mit der Halogenlampe OrtholuxTM XT. Die mit dem selbstätzenden Haftvermittler TransbondTM Plus behandelten Schmelzoberflächen wurden mit APCTM II-Brackets beklebt und für jeweils 10, 20 und 40 s bestrahlt. Signifikant geringere Scherfestigkeiten ergaben sich mit GC e-lightTM bei einer Belichtungszeit von 10 und 40 s. Die Hochenergielampe erzielte dagegen signifikant höhere Werte bei einer Polymerisationsdauer von 40 s.

2.6 Bedingungen zur In-vitro-Testung der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets

Während des klinischen Gebrauchs sind kieferorthopädische Befestigungsmaterialien neben mechanischen (Kaudruck) und chemischen (Speisen, Stoffwechselprodukte der Mikroorganismen) Belastungen auch immer thermischen Wechsell (heiße und kalte Speisen) ausgeliefert. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansionskoeffizienten von Zahn, Komposit und Bracket kommt es

dabei zum Aufbau innerer Zugspannungen und somit zu Belastungen des Verbundes zwischen diesen.

Um dem in der Mundhöhle herrschenden Temperaturstress möglichst nahe zu kommen, werden die Versuchsproben in zahlreichen Studien vor der Haftfestigkeitsprüfung einem Thermocycling unterzogen [1, 5, 26, 42, 50, 62, 125]. Darunter versteht man die thermische Belastung von Probekörpern mit abwechselnd kalter und heißer Flüssigkeit (meist 5°C und 55°C), wobei 100 bis mehrere 1000 Zyklen durchlaufen werden. Die so entstehenden Temperatursprünge beanspruchen die Verbindung Schmelz-Kleber-Bracket aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten sehr stark, was zu einer Schwächung des gesamten Gefüges führt. Die Prüfkörper werden somit einer künstlichen Alterung ausgesetzt, um die Langzeitfestigkeit der Klebungen zu testen [5, 8, 17, 20, 37].

2.7 Debonding

2.7.1 Anforderungen an ein Bracketadhäsivsystem

Die Bracketentfernung nach Behandlungsabschluss kann mechanisch mit Zangen, thermisch bzw. mit Laser oder mit Ultraschall erfolgen.

Anders als in der konservierenden Zahnheilkunde, wo eine Kompositfüllung möglichst lange halten soll, wird von einem zu orthodontischen Zwecken verwendeten Adhäsiv nach Abschluss der Behandlung eine zahnschonende Entfernbare gefordert. Die Haftkraft eines Bracketadhäsivsystems soll dabei groß genug sein, um den während der Behandlung auftretenden Kräften zu widerstehen. Andererseits soll ein leichtes Entfernen der Apparatur möglich sein, ohne dass iatrogene Schäden wie Schmelzsprünge und Schmelzausrisse entstehen [99]. Zudem ist eine weitgehend glatte Bruchfläche an der Schmelzoberfläche wünschenswert, um den Aufwand der Restadhäsiventfernung und der Politur nach Bracketentfernung zu minimieren [105].

2.7.2 Haftfestigkeit von Bracketadhäsivsystemen

Während der kieferorthopädischen Behandlung treten an den Brackets festsitzender Apparaturen orthodontische Kräfte von 1 bis maximal 3 N/mm² auf [30, 69, 87]. Durch mastikatorische Einflüsse, vor allem im Seitenzahnbereich, entstehen kurzzeitig auch höhere Kräfte, die bei einer zufälligen Übertragung auf die Brackets zu Ablösungen und in ungünstigen Fällen zu Schmelzschäden führen können [24].

Zur Beurteilung einer retentiven Oberfläche im Zahnschmelz ist die Qualität des Verbundes zu einem Adhäsivsystem von entscheidender Bedeutung. Eine quantitative Aussage wird über Haftfestigkeitswerte erzielt. Diese lassen sich durch Abzugs- oder Scherversuche ermitteln.

Für die festsitzende orthodontische Behandlung werden Haftverbundwerte mit einem unteren Richtwert von 6 bis 8 MPa einschließlich mastikatorischer Kräfte angegeben, um eine erfolgreiche Therapie zu gewährleisten [78, 108, 130].

2.7.3 Versuchsaufbau zur Ermittlung von Scher-Abschäl-Festigkeiten

Auswahl der Versuchskörper

In den meisten Studien werden menschliche oder aufgrund ihrer ähnlichen Mikrostruktur bovine Zähne verwendet [93], wobei in der Literatur unterschiedliche Angaben über den Einsatz dieser zwei Zahntypen zu finden sind. Es gibt Studien, in denen kein Unterschied zwischen menschlichen und Rinderzähnen beschrieben wird [86]. In anderen Untersuchungen werden signifikant geringere Haftfestigkeitswerte bei Verwendung von Rinderzähnen [93] bzw. deutliche Unterschiede zwischen den zwei verschiedenen Zahntypen festgestellt [94, 107, 111]. Daher sollten in wissenschaftlichen Untersuchungen stets menschliche Zähne zur Anwendung kommen. Zudem sollte deren Auswahl aufgrund äußerer Einflüsse (Einwirkung von Fluorid, Karies, iatrogene Eingriffe) sowie Unterschiede in der Art (Molaren, Prämolaren, Inzisivi) standardisiert erfolgen [34].

Aufbewahrung der Versuchsproben zwischen Bekleben der Zähne und Debonding

Die Lagerungsdauer der beklebten Zähne bis Versuchsbeginn (Debonding) beeinflusst die Haftfestigkeitswerte. So konnten *Diedrich* [26] sowie *Khawassah* et al. [70] in ihren Untersuchungen feststellen, dass nach einer 30 minütigen Lagerung im Wasserbad von 37°C erst etwa 50 % der endgültigen Verbundfestigkeit zur Schmelzoberfläche erreicht ist. Der Anstieg der Verbundfestigkeit ist dabei vermutlich auf die noch nicht abgeschlossene Polymerisation nach 30 min zurückzuführen [70]. Auch *Bishara* et al. [11] erzielten in ihrer Studie nach einer Aufbewahrungszeit von 30 min deutlich geringere Haftwerte als nach 24 Stunden.

Da die kritische Phase in den ersten 24 Stunden nach der Probenherstellung bis zum vollständigen Abschluss der Polymerisationsschrumpfung liegt, ist es sinnvoll, die Messung nicht sofort nach Fertigstellung der Proben vorzunehmen.

Methode und Richtung der Kraftapplikation

Zur Untersuchung von Verbundfestigkeiten stehen mehrere Methoden zur Auswahl. Neben Scherversuchen kommen auch Zug- und Torsionstests zur Anwendung. In jedem dieser Verfahren erfolgt eine unterschiedliche Art der Krafteinwirkung. Demzufolge sind Ergebnisse verschiedener Untersuchungen nur bedingt miteinander vergleichbar.

In den meisten Studien erfolgte die Haftverbundprüfung mittels einer Schervorrichtung. Eine reine Scherkraft, bei dem der abzulösende Körper ausschließlich im rechten Winkel zum fixierten Material belastet wird, ist jedoch aufgrund der Wölbung der Zahnoberfläche nicht möglich. Deshalb ist es angebracht, den Terminus Scher-Abschäl-Kraft bzw. -festigkeit zu verwenden.

Üblich ist eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min, wobei die Kraftapplikation in okklusogingivaler Richtung rein axial auf die Grenzfläche Schmelz-Bracketbasis erfolgen sollte [34]. Diese Belastung kommt den Belastungen in vivo am nächsten und garantiert eine konstantere Kraftausübung [109, 130]. Wenn die Kraftapplikation wie in Studien von *Joseph und Rossouw* [66], *Willems* et al. [132], *Klocke und Kahl-Nieke* [72] weiter vom Zahn entfernt auf den Bracketflügeln bzw. in einer von 90° abweichenden Angulation erfolgt, bekommen Drehmomente Einfluss. Abhängig vom Ort und von der Richtung der Krafteinwirkung stellte *Katona* [68] sehr große Unterschiede in den gemessenen Scher-Abschäl-Werten fest.

3 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, Unterschiede in der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets bei Anwendung vier selbstkonditionierender Haftvermittler sowie eines herkömmlichen Haftvermittler-Systems (vorherige Säureätzung) zu erfassen, wobei die Lichthärtung mit einer konventionellen Halogenlampe sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe zu jeweils zwei verschiedenen Polymerisationszeiten erfolgte.

Dabei waren folgende Fragen zu klären:

- Sind die modernen selbstkonditionierenden Haftvermittler hinsichtlich der erzielbaren Scher-Abschäl-Festigkeiten der konventionellen Säure-Ätz-Technik vergleichbar?
- Gibt es bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeit Unterschiede zwischen Einkomponenten-, Zweikomponenten-Ein-Schritt- sowie Zweikomponenten-Zwei-Schritt-Haftvermittlern?
- Wie verhalten sich die mit den verschiedenen Haftvermittlern erreichbaren Scher-Abschäl-Werte in Abhängigkeit von Polymerisationsart und -dauer?
- Ist die Effektivität der Hochleistungs-LED-Lampe bezüglich der erzielbaren Scher-Abschäl-Werte bei Halbierung der Belichtungszeit mit der der konventionellen Halogenlampe vergleichbar?
- Wie verhalten sich die verschiedenen Haftvermittler hinsichtlich der Bruchstellenlokalisierung bzw. dem Restadhäsivverbleib?
- Welchen Einfluss nehmen Polymerisationsart sowie -zeit auf das Bruchverhalten der verschiedenen Haftvermittler?

4 Material und Methode

4.1 Material

4.1.1 Zähne

In der Vorbereitungsphase der vorliegenden Untersuchung wurden 500 extrahierte menschliche Molaren der zweiten Dentition gesammelt. Um eine bakterizide Wirkung zu erzielen, wurden sie sofort nach der Extraktion eine Woche lang in einer 0,5 %igen Chloramin-T-Lösung aufbewahrt, welche die Schmelzstruktur nicht nachhaltig verändern soll [33]. Für die restliche Zeit bis Versuchsbeginn erfolgte die Lagerung in destilliertem Wasser, welches einmal pro Woche neu angesetzt wurde. Die Lagerungsdauer der extrahierten Zähne bis Versuchsbeginn lag bei etwa 6 Wochen. Nach mechanischer Entfernung von Geweberesten, Zahnstein sowie anderen Verunreinigungen wurden die Zähne auf makroskopisch sichtbare Schmelzdefekte, Mineralisationsstörungen und Karies hin untersucht. Zähne mit veränderten Schmelzoberflächen oder Füllungen wurden von der Untersuchung ausgeschlossen.

4.1.2 Brackets

Zur Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit wurden Prämolaren-Stahlbrackets (Victory Series™, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) mit retentiver Netzbasis verwendet. Die Brackets sind mit einem 0.018-inch-Slot und Standard-Edgewise-Werten (0° Torque und 0° Tip) ausgerüstet. Die Fläche der Bracketbasis beträgt laut Hersteller 9,81 mm². Zur Überprüfung dieses Wertes wurden 10 Brackets mit einer digitalen Schieblehre vermessen und mit der Herstellerangabe verglichen.

Der verwendete Brackettyp kam sowohl unbeschichtet als auch mit einer Vorbeschichtung (sog. APC™ II-Brackets) zum Einsatz.

4.1.3 Komposite

Haftvermittler

Für die vorliegende Untersuchung wurden fünf verschiedene Haftvermittler ausgewählt. Dabei wurde die klassische Konditionierung mittels Säure-Ätz-Technik der Schmelzkonditionierung durch selbstätzende Primer gegenübergestellt.

Stellvertretend für die klassische Schmelzkonditionierung kam Transbond™ XT Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) nach einer 30 sekündigen Ätzung der Schmelzoberflächen mit 37 %iger Phosphorsäure (Unitek™ Etching Liquid, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) zur Anwendung. Dieses für die adhäsive Bracketbefestigung konzipierte Bonding wurde schon in zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen als Referenzmaterial herangezogen [2, 7, 50, 74, 125, 127].

In den Untersuchungsgruppen kamen folgende selbstkonditionierenden Haftvermittler zur Anwendung:

- Transbond™ Plus Self Etching Primer (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)
- Clearfil™ SE Bond (Kuraray, Okayama, Japan)
- iBond™ (Haraeus Kulzer, Hanau, Germany)
- Ideal® 1 Primer (GAC International, Bohemia, NY, USA)

Clearfil™ SE Bond ist ein Zwei-Schritt-System, bestehend aus dem selbstätzenden Primer und dem Bonding.

Bei Ideal® 1, iBond™ und Transbond™ Plus handelt es sich dagegen um Ein-Schritt-Systeme, sog. „All-In-One“-Produkte. Diese enthalten in einer Verpackung sowohl den selbstätzenden Primer als auch das Bonding. Während iBond™ und Ideal® 1 gebrauchsfertig in einer Lösung geliefert werden, müssen bei Transbond™ Plus beide Komponenten vor der Anwendung miteinander vermischt werden.

Bei Clearfil™ SE Bond sowie iBond™ handelt es sich im Gegensatz zu Transbond™ XT Primer, Transbond™ Plus und Ideal® 1 um Haftvermittler, die primär nicht für orthodontische Zwecke konzipiert worden sind.

Adhäsive

Drei verschiedene lichthärtende Adhäsive kamen zur Anwendung:

- Ideal® 1 Adhesive (GAC International, Bohemia, NY, USA)
- Kurasper™ F Paste (Kuraray, Okayama, Japan)
- APC™ II Adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)

Bei dem APC™ II Adhesive - „APC“ steht für „Adhesive Precoated Bracket“ - handelt es sich um ein Adhäsiv, welches bereits auf die Metallbracketbasen (Victory Series™, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) aufgetragen ist.

Kombinationen Haftvermittler-Adhäsiv

Transbond™ XT Primer, Transbond™ Plus sowie iBond™ kamen mit den vorbeschichteten APC™ II-Brackets zur Anwendung. Dabei entsprach die Kombination von Transbond™ XT Primer bzw. Transbond™ Plus mit den vorbeschichteten APC™ II-Brackets den vom Hersteller aufeinander abgestimmten Systemen.

Ideal® 1 Primer wurde mit seinem zugehörigen gleichnamigen Adhäsiv Ideal® 1 Adhesive angewendet.

Clearfil™ SE Bond kam in Kombination mit Kurasper™ F Paste zur Anwendung.

Sowohl die verwendeten Haftvermittler als auch die Adhäsive sind lichthärtend und enthalten als Photoinitiator Kampherchinon.

Alle Produkte wurden im Rahmen der Versuchsreihen laut Herstellervorschrift eingesetzt.

Die zu untersuchenden Haftvermittler sind mit Angabe der Hersteller, der Inhaltsstoffe und der entsprechenden Adhäsive in Tabelle 1 aufgeführt; die Inhaltsstoffe und Hersteller der Adhäsive sind aus Tabelle 2 ersichtlich.

Haftvermittler	Hersteller	Inhaltsstoffe		Adhäsiv
Transbond™ XT Primer	3M Unitek	Ätzflüssigkeit (Unitek™ Etching Liquid): ·37 %ige Phosphorsäure	Primer: ·Wasser ·methacrylierte Phosphorsäureester ·Phosphine oxid ·Stabilisatoren ·Flouridkomplex ·Parabene	APC™ II
Transbond™ Plus	3M Unitek	·Wasser ·Phosphorsäuremethacrylatester ·Phosphinoxide ·Stabilisatoren ·Flouridkomplex ·Parabene		APC™ II
Clearfil™SE Bond	Kuraray	Primer: ·10-MDP ·HEMA ·Hydrophiles Dimethacrylat ·dl-Camphorachinon ·N,N-Diethanol-p-Toluidin ·Wasser	Bonding: ·10-MDP ·Bis-GMA ·HEMA ·Hydrophiles Dimethacrylat ·dl-Camphorachinon ·N,N-Diethanol-p-Toluidin ·Kolloides Siliziumoxyd	Kurasper™ F Paste
Ideal® 1 Primer	GAC International	·Wasser ·Ethylalkohol ·HEMA ·4-Methacryloxyethyltrimelliticsäure ·Polymerisationsakzeleratoren		Ideal® 1 Adhesive
iBond™	Heraeus Kulzer	·UDMA ·4-MET ·Glutaraldehyd ·Aceton ·Wasser ·Photoinitiator ·Stabilisator		APC™ II

Tab. 1. Verwendete Haftvermittler

Adhäsiv	Hersteller	Inhaltsstoffe
APC™ II Adhesive	3M Unitek	·Bis-GMA ·Bis-EMA ·Siliziumquarzfüller ·Kampherchinon ·Füllstoffgehalt: 77 %
Ideal® 1	GAC International	·Bariumaluminoborsilikatglas ·Urethodiacrylatoligomer ·Triethylenglycodimethacrylat ·Polymerisationsakzeleratoren ·Photoinitiatoren ·Füllstoffgehalt: 64,5 %
Kurasper™ F Paste	Kuraray	·Bis-GMA ·TEGDMA ·HEMA ·NaF ·MF-MMA-copolymer ·Fluorine ·Silica filler

Tab. 2. Verwendete Adhäsive

4.1.4 Lichtpolymerisationsgeräte

Als Polymerisationsgeräte kamen ein konventionelles Halogenlichthärtegerät und eine Hochleistungs-LED-Lampe zum Einsatz:

- ORTHOLUX™ XT Visible Curing Light (3M Unitek, Monrovia, CA, USA):
Das Ortholux™ XT Polymerisationsgerät ist eine konventionelle Halogenlampe mit einer Intensität von 400 mW/cm². Der abgedeckte Wellenlängenbereich erstreckt sich von 400 bis 500 nm. Laut Hersteller erfordern Metallbrackets eine Belichtungszeit von insgesamt 20 s (jeweils 10 s von mesial und distal).
- ORTHOLUX™ LED Curing Light (3M Unitek, Monrovia, CA, USA):
Diese Hochleistungs-LED-Lampe basiert auf einer blauen Leuchtdiode mit einem Emissionsspektrum von 430 bis 480 nm und einer Intensität von 1000 mW/cm². Laut Hersteller erlaubt dieses Gerät kieferorthopädisches Bonding von Metallbrackets in der Hälfte der üblichen Belichtungszeit (jeweils 5 s von mesial und distal) im Vergleich zu konventionellen Halogenlampen.

Beide Lampen wurden speziell für die Polymerisation von kieferorthopädischen Bondingwerkstoffen entwickelt. In Tabelle 3 sind die Art, Intensität und das Emissionsspektrum der Lampen sowie die Hersteller und die Belichtungsdauer zusammengefasst.

Lampe	Hersteller	Art der Lichthärtung	Intensität [mW/cm ²]	Wellenlänge [nm]	Belichtungszeit [s]
Ortholux™ XT	3M Unitek	Halogenhärtung	400	400-500	10 bzw. 20 jeweils von mesial und distal
Ortholux™ LED	3M Unitek	LED-Härtung	1000	430-480	5 bzw. 10 jeweils von mesial und distal

Tab. 3: Polymerisationslampen

4.2 Methode

4.2.1 Versuchsdesign

Jedes der fünf Adhäsivsysteme wurde mit der Halogenlampe für jeweils 20 und 40 s und der Hochleistungs-LED-Lampe für jeweils 10 und 20 s getestet. Dadurch ergaben sich 20 Versuchsgruppen. Da von jeder Kombinationsmöglichkeit 25 Proben hergestellt wurden, kam man auf insgesamt 500 Zähne (s. Tabelle 4).

Die Zähne wurden mit den Brackets beklebt und entsprechend ISO 11405 (test type 2) nach einer 24-stündigen Lagerung in einem 37°C warmen Wasserbad einem Thermocycling (1000 Zyklen) unterzogen. Bei der nachfolgenden Prüfkörperherstellung wurden die Zähne in einen Metallring eingebettet, um eine Fixierung und die richtige Ausrichtung in der Abschermaschine zu ermöglichen. Die Ermittlung der Haftfestigkeitswerte erfolgte im Scher-Abschäl-Test mit einer elektronisch gesteuerten Scherprüfmaschine bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min. Nach dem Debonding wurden die Schmelzoberflächen unter dem Lichtmikroskop auf die verbliebene Klebermenge sowie auf erkennbare Schmelzdefekte hin untersucht.

Haftvermittler	Adhäsiv	Halogen (Ortholux XT)		LED (Ortholux LED)	
		20 s	40 s	10 s	20 s
Transbond™ XT Primer	APC™ II	25	25	25	25
Transbond™ Plus	APC™ II	25	25	25	25
Ideal® 1 Primer	Ideal® 1 Adhesive	25	25	25	25
Clearfil™ SE Bond	Kurasper™ F Paste	25	25	25	25
iBond™	APC™ II	25	25	25	25

Tab. 4: Übersicht über die durchgeführten Versuchsreihen und die Anzahl der Proben

4.2.2 Vorbereitung der Zähne

Zunächst erfolgte das Abtrennen von ca. 2/3 der Wurzeln mittels einer wassergekühlten Diamantsäge (Buehler Isomet® Low Speed Saw). Dieser Schritt war für die später folgende Prüfkörperherstellung erforderlich. Die vestibulären Schmelzflächen wurden mit einem Prophylaxebürstchen und einer fluoridfreien Polierpaste Zircate® Prophy Paste (Dentsply, Caulk, Milford, DE) bei langsamer

Umdrehungszahl (7000 U/min) für 20 s gereinigt. Dann wurden die Zahnoberflächen mit einem scharfen Wasserstrahl abgespült und mit dem Luftbläser getrocknet. Die vorbereitenden Maßnahmen waren für alle Zähne gleich.

4.2.3 Behandlung der Schmelzoberflächen

Konventionelle Säure-Ätz-Technik

Unitek™ Etching Liquid (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), eine 37 %ige Phosphorsäurelösung, wurde mittels eines Pinselchens auf den getrockneten Zahn aufgetragen. Die Einwirkzeit betrug 30 s. Danach wurde das Ätzmittel an einer zahnärztlichen Behandlungseinheit 15 s lang mit einem ölfreien Wasserluftgemisch abgesprüht und anschließend der Zahn mit ölfreier Luft getrocknet. Das retentive Muster wurde visuell kontrolliert.

Die Applikation von Transbond™ XT Primer auf den Zahn erfolgte in einer dünnen und gleichmäßigen Schicht.

Selbstätzende Haftvermittler

Vorgehensweise bei Anwendung von:

- **Ideal® 1 Primer**

Die Schmelzoberfläche wurde sorgfältig getrocknet und der Primer auf den Schmelz appliziert. Nach einer Einwirkzeit von 20 s wurde der Haftvermittler mit einem Luftstrom für 5 s verblasen, bis keine Flüssigkeitsbewegungen mehr zu sehen waren.

- **iBond™**

Nach konventioneller Trocknung wurde iBond™ in reichlicher Menge auf die Schmelzoberfläche auftragen. Es folgten nacheinander zwei weitere Schichten, wobei der Applikatortip jedes Mal mit frischem Material getränkt wurde. Während der Einwirkzeit von 30 s wurde der Haftvermittler leicht einmassiert, um laut Hersteller die Demineralisation und die Diffusionsvorgänge zu fördern. Nach

vorsichtigem Verteilen des Haftvermittlers in einem sanften, ölfreien Luftstrom, bis keine Flüssigkeitsbewegungen mehr zu sehen waren, wurde das Trocknen für einige Sekunden fortgesetzt. Die Oberfläche musste sichtbar glänzend sein. Abschließend erfolgte eine Lichthärtung für 20 s mit dem jeweils zu testenden Polymerisationsgerät.

- **Transbond™ Plus Self Etching Primer**

Zunächst wurde überschüssiges Wasser mittels Druckluft entfernt, die Zahnoberfläche jedoch nicht getrocknet. Transbond™ Plus wurde aktiviert, indem der Inhalt des äußeren schwarzen Reservoirs durch Druck von Daumen und Zeigefinger in das weiße mittlere Reservoir befördert und von dort nach Umknicken der Grenze zwischen schwarzem und weißem Reservoir vermischt und weiter in Richtung Einmalapplikator in den violetten kleinsten kuppelartig ausgeformten Bereich der Verpackung gedrückt wurde. Nach Benetzung des Einmalapplikators durch dessen mehrmalige Rotation im violetten Bereich wurde nun die Zahnoberfläche mit Hilfe des Applikators eingerieben. Dabei erfolgte 5 s lang ein leichter Druck auf den Zahn. Die Adhäsivschicht wurde anschließend im Druckluftstrom 5 s lang zu einem dünnen leicht glänzenden, gleichmäßigen Film verblasen.

- **Clearfil™ SE Bond**

Die zwei Komponenten des Zwei-Schritt-Haftvermittlersystems Clearfil™ SE Bond wurden in jeweils einem Schritt auf den Schmelz appliziert. Der Primer wurde mittels Einmalapplikator in ausreichender Menge aufgetragen, 20 s einmassiert und sorgfältig mit einem sanften Luftstrom getrocknet. Anschließend erfolgte mittels eines weiteren Einmalapplikators die Applikation des Bondings. Dieses wurde mit Druckluft verteilt und 10 s mit dem jeweils zu untersuchenden Lichthärtegerät polymerisiert.

4.2.4 Bekleben der Zähne

Transbond™ Plus, Transbond™ XT Primer sowie iBond™ kamen mit den vorbeschichteten APC™ II-Brackets zum Einsatz.

Bei Clearfil™ SE Bond und Ideal® 1 Primer dagegen war das Beschicken der Bracketbasis mit den Adhäsiven Kurasper™ F Paste bzw. Ideal® 1 Adhesive erforderlich.

Um eine möglichst annähernd gleiche Schichtdicke zu gewährleisten, wurde einerseits die Adhäsivmenge, andererseits der Druck bei der Bracketapplikation standardisiert. Das Gewicht des auf einem APC™ II-Bracket befindlichen Kompositmaterials wurde ermittelt. Für jede Klebung wurde eine diesem Gewicht (12 mg) entsprechende Menge des jeweiligen Adhäsivs abgewogen und mittels eines Heidemann-Spatels auf die Bracketbasis appliziert. Die zu beklebende Stelle der Zahnoberfläche wurde so ausgewählt, dass dessen Krümmung in etwa mit der Krümmung des verwendeten Brackets übereinstimmte, um einen möglichst gleichmäßigen Klebespalt zu erhalten. In der korrekten Position wurde das Bracket mit einer definierten Kraft von 3 N mittels Correx-Federwaage für 3 s zentral belastet. Die Überschüsse wurden sofort mit dem Heidemann-Spatel entfernt, sodass die Fläche der adhäsiven Verbindung stets der Größe der Bracketbasis entsprach. Es wurde darauf geachtet, dass die Überschussentfernung ohne Veränderung der Bracketposition erfolgte, da eine Verschiebung eine Störung der Polymerisation und verminderte Haftwerte bedeuten kann [118].

4.2.5 Lichthärtung

Die Aushärtung erfolgte bei jedem Haftvermittler-System zum einen mit der Ortholux™ XT-Halogenlampe, zum anderen mit der Ortholux™ LED-Lampe. Die Lichtintensität der Polymerisationsgeräte (Halogenlampe 400 mW/cm², LED-Lampe 1000 mW/cm²) wurde für jede Versuchsreihe mit dem Handradiometer Demetron Model 100 (Demetron Research Corp., Danbury CT, USA) überprüft. Die Polymerisationszeiten betragen bei Anwendung der Halogenlampe 20 bzw. 40 s (jeweils 10 bzw. 20 s von mesial und distal), bei Anwendung der LED-Lampe 10 bzw.

20 s (jeweils 5 bzw. 10 s von mesial und distal). Dabei entsprach die jeweils kürzere Aushärtungszeit den Forderungen der Hersteller. Die Belichtung erfolgte konstant aus einem Abstand von 3 mm in einem Winkel von 45° zur Schmelzoberfläche.

4.2.6 Vorbehandlung der Versuchsproben

Im Anschluss an die Beklebung einer Versuchsreihe wurden die gekennzeichneten Zähne entsprechend ISO 11405 (testing of adhesion to tooth structure, test type 2) für 24 Stunden einem 37°C warmen Wasserbad zugeführt sowie einem Thermocycling unterzogen.

Die verwendete Thermocycling-Apparatur (Willytec, München) bestand aus einer Kombination von zwei mit deionisiertem Wasser gefüllten Tauchbädern von jeweils 5°C und 55°C. Die Wassertemperatur wurde durch einen Thermostaten stets konstant gehalten. Die Proben wurden in einem Metallkorbchen mittels eines Schwenkarms zwischen diesen zwei Bädern automatisch hin und her bewegt. Die Verweildauer in den unterschiedlich temperierten Wasserbädern wurde elektronisch gesteuert und betrug in der vorliegenden Untersuchung jeweils 30 s. Für das Wechseln in das jeweils andere Wasserbad benötigte der Schwenkarm 5 s als Transferzeit. Somit konnten für die Tauchzeit in den Kalt- und Warmwasserbädern zuzüglich der Transferdauer 65 s für einen kompletten Zyklus veranschlagt werden. Es wurden 1000 Temperaturzyklen für alle Gruppen angesetzt. Diese Parameter entsprechen der ISO-Norm 11405 (test type 2).

4.2.7 Herstellung der Prüfkörper

Nach 24-stündiger Aufbewahrung der Prüfkörper im Wasserbad und 1000 durchlaufenen Zyklen im Thermocycling wurden die Proben wiederum in ein 37°C warmes Wasserbad gelegt, um sie vor Austrocknung zu schützen und sie dann zum Einbetten der Reihe nach aus dem Bad entnehmen zu können.

Um eine Fixierung in der Schervorrichtung zu ermöglichen, mussten die Zähne nach dem Thermocycling in eine standardisierte vorgefertigte Metallhülse mit einem äußeren Durchmesser von 19,0 mm, einer Dicke von 1,4 mm sowie einer Höhe von 20,0 mm eingebettet werden. Sie mussten derart in dem Metallring zu liegen kommen, dass die Bracketbasis parallel zum oberen Rand der Metallhülse und damit letztendlich in der Prüfmaschine parallel zur abscherenden Kraft ausgerichtet war. Dazu wurde das Bracket mit Hilfe eines einligierten Stahldrahtes sowie eines speziell für diese Aufgabenstellung angefertigten Gipsschlüssels parallel in einem konstanten Abstand zur Oberkante des zylindrischen Metallringes positioniert. Die Form wurde mit Technovit® 4004 (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) gefüllt, einem Kaltpolymerisat von hoher Druck-, Zug- und Biegefestigkeit, bis der Zahn ausreichend fixiert war. Es wurde darauf geachtet, dass die Bukkalflächen freiblieben und dass der Einbettkunststoff die Zähne so dicht umschloss, dass sie durch die nachfolgenden Maßnahmen nicht aus diesem Lager herausgerissen werden konnten. Auch war zu beachten, dass die beklebte Schmelzoberfläche in der Aufsicht gesehen möglichst zentrisch in der von der Metallhülse gebildeten Kreisfläche zu liegen kam, damit der Abscherstempel die gesamte Oberseite der Bracketbasis belasten konnte.

Bei dem oben im Text erwähnten Draht handelt es sich um einen rechteckigen ca. 8 cm langen Segmentbogen aus Stahl (0.018" x 0.022") (3M Unitek, Monrovia, CA, USA), welcher im Bracketschlitz fixiert wurde. Dieser gewährleistete einerseits beim Einbettvorgang eine parallele Ausrichtung des Brackets zur Oberkante des Metallringes. Andererseits konnte mit seiner Hilfe der Prüfkörper in der Prüfmaschine so positioniert werden, dass das Bracket eine rein axiale Belastung vom Abscherstempel erfuhr. Des Weiteren sollten durch das Ausfüllen des Bracketschlitzes mit dem Stahldraht beim Abschervorgang Deformationen am Bracket vermieden werden.

Die Lagerung der eingebetteten Zähne bis zum Zeitpunkt der Abscherung erfolgte für jeweils den gleichen Zeitraum in einem 37°C warmen Wasserbad.

4.2.8 Abscherversuch

Die Scher-Abschäl-Versuche wurden an einer computergesteuerten Universalprüfmaschine (Quick-Test MCE 2000 ST) durchgeführt. Die Prüfkörper wurden in dessen Halterung eingesetzt und so in der Horizontalebene verschoben, dass der Abscherstempel in okklusogingivaler Richtung auf die Grenzfläche Zahn-Bracketbasis traf. Dabei wurde auf die parallele Ausrichtung des im Bracket einligierten Drahtes zum Abscherkolben geachtet. Diese Ausrichtung und die zuvor beim Einbettvorgang erfolgte Parallelisierung des einligierten Drahtes zur Oberkante des Metallringes ermöglichten eine rein axiale Kraftapplikation auf das Bracket. Zudem sind nur durch die stets gleiche Ausrichtung der Bracketbasen zur Abschervorrichtung reproduzierbare Ergebnisse erreichbar. Die Bewegung des Scherkolbens in Richtung Bracket erfolgte mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min. Dieser Wert liegt im Rahmen der empfohlenen Standardbelastung von 0,75 +/- 0,30 mm/min nach ISO 11405/2003. Sobald der Kontakt mit dem Bracket erreicht war, wurde dies von der Prüfmaschine registriert und es wurde eine Vorlast von 1 N auf das Bracket ausgeübt. Beim nachfolgenden Vorschub des Stempels kam es zu einer kontinuierlich größer werdenden Kraft. Sobald diese abfiel, beendete die Prüfmaschine den Versuch automatisch. Die Einstellungen an der Prüfmaschine sind aus Tabelle 5 ersichtlich. Makroskopisch sichtbare Schmelzausrisse wurden notiert. Die abgescherten Brackets und Proben wurden nummeriert und aufbewahrt, um anschließend die Lokalisation der Bruchflächen zu ermitteln.

Zur Ermittlung der Verbund- bzw. Scherfestigkeit wurde folgende Formel angewandt:

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \frac{\text{Prüflast bei Lösung des Verbundes} = F_{\max} [\text{N}]}{\text{Verbundfläche [mm}^2\text{]}}$$

Vorlast	1 N
Geschwindigkeit	0,5 mm/min
maximale Last	500 N
maximaler Weg	10 mm

Tab. 5: Einstellungen der Universalprüfmaschine

4.2.9 Lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchflächen nach Bracketentfernung

Für die Praxis ist es bedeutsam, wie viel Adhäsiv nach dem Debonding zeitaufwendig entfernt werden muss. Bei der Beurteilung der adhäsiven Eigenschaften ist es auch von Interesse, an welcher Stelle der Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund zerstört wird. Meist ist dies an der Trennfläche Schmelz-Adhäsiv oder Adhäsiv-Bracket der Fall. Aber auch kohäsive Brüche im Adhäsiv können auftreten.

Deshalb wurden nach dem Debonding jeweils die Schmelzoberflächen sowie zur Kontrolle die Bracketbasen mit einer im Auflichtmikroskop integrierten Kamera unter 10 facher Vergrößerung fotografiert. Um die mit Kleber bedeckten Schmelzanteile genau bestimmen zu können, wurden die digitalen Bilder im Programm Photoshop® 8.0 mit Hilfe eines voreingestellten Rasters betrachtet. Die jeweils auf der Schmelzoberfläche zurückgebliebenen Adhäsivreste wurden in Prozent zur gesamten Klebefläche ermittelt. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des Adhesive Remnant Index (ARI) nach *Artun&Bergland* [4]. Dieser dient der Beurteilung der Menge des auf der Schmelzoberfläche verbleibenden Adhäsivs.

Vier Grade werden unterschieden (s. Tab. 6).

ARI	Grad 0	Kein Adhäsiv verbleibt auf dem Zahn
	Grad 1	Weniger als 50 % des Adhäsivs verbleiben auf dem Zahn.
	Grad 2	Mehr als 50 % des Adhäsivs verbleiben auf dem Zahn.
	Grad 3	Das gesamte Adhäsiv verbleibt auf dem Zahn.

Tab. 6. Definition der ARI-Grade

Zusätzlich wurde der modifizierte Adhesive Remnant Index (ARI mod) herangezogen, bei dem das Auftreten von Schmelzausrissen berücksichtigt wird (s. Tab. 7).

ARI mod	Grad 0	Kein Adhäsiv verbleibt auf dem Zahn
	Grad 1	Weniger als 50 % des Adhäsivs verbleiben auf dem Zahn.
	Grad 2	Mehr als 50 % des Adhäsivs verbleiben auf dem Zahn.
	Grad 3	Das gesamte Adhäsiv verbleibt auf dem Zahn.
	Grad 4	Schmelzläsion

Tab. 7. Definition der ARI mod-Grade

5 Ergebnisse

Die erhobenen Messdaten wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel 2003 (Microsoft Corporation, Redmond, WA) erfasst und mit der Statistiksoftware SPSS® 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet.

Es wurden die Mittelwerte (Mean) und Standardabweichungen (SD) der einzelnen Versuchsreihen (jeweils 25 Proben) ermittelt und mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Testes auf Normalverteilung untersucht.

Bei Vorliegen einer Normalverteilung ($p > 0,05$) wurde der parametrische Test für unabhängige Stichproben (t-Test nach Student) herangezogen, um eventuell vorhandene signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsreihen zu ermitteln. Lag keine Normalverteilung vor (Kolmogorov-Smirnov-Test: $p < 0,05$), wurde als nichtparametrisches Äquivalent für die vorliegenden unabhängigen Stichproben der Mann-Whitney-U-Test angewandt.

Zur Analyse der Varianzen zweier oder mehrerer zusammengehöriger Gruppen auf Homogenität kam der Levene-Test zur Anwendung. Homogenität bestand bei $p > 0,1$; keine Homogenität bei $p < 0,1$.

Es folgte die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA (**A**nalysis **O**f **V**ariance) zur Prüfung möglicher Abhängigkeiten zwischen den Versuchsreihen sowie der post hoc Tukey-Test.

Bei einer Wahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ lagen signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Versuchsreihen vor. Bei einer Wahrscheinlichkeit von $p > 0,05$ bestand keine Signifikanz.

Zur Verifizierung des ANOVA-Ergebnisses bei nicht vorliegender Homogenität (Levene-Test: $p < 0,1$) wurde der Kruskal-Wallis-Test angewandt ($p < 0,05 \rightarrow$ signifikante Werte; $p > 0,05 \rightarrow$ nicht signifikante Werte).

Die einzelnen Versuchsreihen (fünf Haftvermittler, zwei Lichthärtegeräte mit jeweils zwei verschiedenen Polymerisationszeiten) wurden den Gruppen 1 bis 20 zugeordnet und aufgrund der besseren Übersicht in Tabelle 7 zusammengefasst.

Alle nachfolgenden Gruppenbeschreibungen beziehen sich auf diese Tabelle.

Gruppe	Material		Lampe	Zeit [s]
	Haftvermittler	Adhäsiv		
1	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	APC™ II Adhesive	Halogen	20
2	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	APC™ II Adhesive	Halogen	40
3	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	APC™ II Adhesive	LED	10
4	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	APC™ II Adhesive	LED	20
5	Transbond™ Plus	APC™ II Adhesive	Halogen	20
6	Transbond™ Plus	APC™ II Adhesive	Halogen	40
7	Transbond™ Plus	APC™ II Adhesive	LED	10
8	Transbond™ Plus	APC™ II Adhesive	LED	20
9	Clearfil™ SE Bond	Kurasper™ F Paste	Halogen	20
10	Clearfil™ SE Bond	Kurasper™ F Paste	Halogen	40
11	Clearfil™ SE Bond	Kurasper™ F Paste	LED	10
12	Clearfil™ SE Bond	Kurasper™ F Paste	LED	20
13	Ideal® 1	Ideal® 1 Adhesive	Halogen	20
14	Ideal® 1	Ideal® 1 Adhesive	Halogen	40
15	Ideal® 1	Ideal® 1 Adhesive	LED	10
16	Ideal® 1	Ideal® 1 Adhesive	LED	20
17	iBond™	APC™ II Adhesive	Halogen	20
18	iBond™	APC™ II Adhesive	Halogen	40
19	iBond™	APC™ II Adhesive	LED	10
20	iBond™	APC™ II Adhesive	LED	20

Tab. 7. Definition der einzelnen Untersuchungsgruppen

5.1 Scher-Abschäl-Festigkeiten der untersuchten Haftvermittler nach Lichthärtung mit der konventionellen Halogenlampe

Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 20 sekundiger Lichthärtung mit der konventionellen Halogenlampe

Gruppe		1	5	9	13	17
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
Haftwerte [MPa]	Mean	13,08 ^B	9,58 ^A	13,04 ^B	7,38 ^A	6,93 ^A
	SD	3,64	4,40	3,70	2,26	2,79
Levene-Test				0,002		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 8. Übersichtstabelle für die Halogenlichthärtung bei einer Polymerisationsdauer von 20 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktorischen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Gruppe	5	13	5	17
Haftvermittler	Transbond™ Plus	Ideal® 1	Transbond™ Plus	iBond™
Mean [MPa]	9,58	7,38	9,58	6,93
SD	4,40	2,26	4,40	2,79
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,005		0,035	
Mann-Whitney-U-Test	0,027		0,020	

Tab. 9. Lichthärtung mit der Halogenlampe bei einer Belichtungszeit von 20 s. Teststatistik

Bei einer Belichtungszeit von 20 s mit der konventionellen Halogenlampe lagen die Mittelwerte der Scher-Abschäl-Festigkeiten der selbststehenden Haftvermittler zwischen 6,93 (iBond™) und 13,04 MPa (Clearfil™ SE Bond) (s. Tab. 8). Die Scher-Abschäl-Festigkeit der vergleichenden Kontrollgruppe, bei welcher eine konventionelle Säure-Ätz-Technik erfolgte (Transbond™ XT) betrug 13,08 MPa und stellte somit den höchsten Wert unter den untersuchten Gruppen dar (s. Tab. 8).

Die statistische Analyse ergab für die konventionelle Vorgehensweise (Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung) signifikant höhere Haftwerte ($p = 0,0001$, s. Tab. 8) als für Transbond™ Plus, Ideal® 1 sowie iBond™. Lediglich Clearfil™ SE Bond erreichte annähernd so hohe Festigkeiten und zeigte signifikante Unterschiede ($p = 0,0001$, s. Tab. 8) zu den restlichen selbststehenden Haftvermittlern

(Transbond™ Plus, Ideal® 1 sowie iBond™). Die mit Transbond™ Plus erzielten Scher-Abschäl-Festigkeiten waren signifikant höher als die von Ideal® 1 (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,027$, s. Tab. 9) und iBond™ (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,020$, s. Tab. 9).

Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 40 sekundiger Lichthärtung mit der konventionellen Halogenlampe

Gruppe		2	6	10	14	18
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
Haftwerte [MPa]	Mean	15,86 ^B	14,83 ^B	16,89 ^B	6,79 ^A	7,77 ^A
	SD	3,81	4,21	2,85	1,55	4,16
Levene-Test				0,003		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 10. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der Halogenlampe bei einer Polymerisationsdauer von 40 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Gruppe	6	10
Haftvermittler	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond
Mean [MPa]	14,83	16,89
SD	4,21	2,85
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,77	
t-Test	0,048	

Tab. 11. Lichthärtung mit der Halogenlampe bei einer Belichtungszeit von 40 s. Teststatistik

Bei Anwendung der Halogenlampe mit einer Polymerisationszeit von 40 s ergaben sich für die selbstätzenden Haftvermittler mittlere Scher-Abschäl-Werte von 6,79 (Ideal® 1) bis 16,89 MPa (Clearfil™ SE Bond) (s. Tab. 10). Transbond™ XT erreichte eine Scher-Abschäl-Festigkeit von 15,86 MPa (s. Tab. 10).

Die statistische Auswertung ergab bei Anwendung von Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond signifikant höhere Scher-Abschäl-Festigkeiten ($p = 0,0001$, s. Tab. 10) als bei Ideal® 1 und iBond™. Die Haftwerte von Transbond™ XT und Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ XT und

Transbond™ Plus zeigten keine signifikanten Unterschiede. Jedoch war für Clearfil™ SE Bond ein signifikant höherer mittlerer Scher-Abschäl-Wert (um 2,03 MPa) als für Transbond™ Plus zu verzeichnen (t-Test, $p = 0,048$, s. Tab. 11).

Vergleich der Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 20 bzw. 40 sekundiger Belichtung mit der konventionellen Halogenlampe

Gruppe	1	2	5	6	9	10	13	14	17	18
Haftvermittler	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik		Transbond™ Plus		Clearfil™ SE Bond		Ideal® 1		iBond™	
Zeit	20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
Mean [MPa]	13,08	15,86	9,58	14,83	13,04	16,89	7,38	6,79	6,93	7,77
SD	3,64	3,81	4,40	4,21	3,70	2,85	2,26	1,55	2,79	4,16
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,076		0,002		0,0001		0,909		0,710	
t-Test	0,011						0,283		0,408	
Mann-Whitney-U-Test			0,0001		0,0001					

Tab. 12. Lichthärtung mit der Halogenlampe. Teststatistik.

Bei Anwendung der Halogenlampe mit der doppelten Belichtungszeit (40 s) erzielten Transbond™ XT (t-Test, $p = 0,011$), Transbond™ Plus (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,0001$) sowie Clearfil™ SE Bond (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,0001$) signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte im Vergleich zur 20 sekundigen Lichthärtung (s. Tab. 12).

5.2 Scher-Abschäl-Festigkeiten der untersuchten Haftvermittler nach Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe

Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 10 sekundiger Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe

Gruppe		3	7	11	15	19
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
Haftwerte [MPa]	Mean	14,82 ^B	12,97 ^B	14,87 ^B	6,34 ^A	8,65 ^A
	SD	4,28	2,73	4,58	0,99	3,29
Levene-Test				0,001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 13. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe bei einer Polymerisationsdauer von 10 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Gruppe	7	11	15	19
Haftvermittler	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
Mean [MPa]	12,97	14,87	6,34	8,65
SD	2,73	4,58	0,99	3,29
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,036		0,006	
Mann-Whitney-U-Test	0,013		0,017	

Tab. 14. Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe bei einer Belichtungszeit von 10 s. Teststatistik

Bei einer Belichtungszeit von 10 s mit der Hochleistungs-LED-Lampe lagen die Mittelwerte der Scher-Abschäl-Festigkeiten der selbststän- digen Haftvermittler zwischen 6,34 (Ideal® 1) und 14,87 MPa (Clearfil™ SE Bond) (s. Tab. 13). Der Scherhaftwert der vergleichenden Kontrollgruppe (Säure-Ätz-Technik + Transbond™ XT) betrug 14,82 MPa (s. Tab. 13).

Signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte ($p = 0,0001$, s. Tab. 13) wiesen Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond im Vergleich zu Ideal® 1 und iBond™ auf. Clearfil™ SE Bond zeigte zudem signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte als Transbond™ Plus (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,013$, s. Tab. 14). Zwischen den mittleren Haftwerten von Transbond™ XT und Clearfil™ SE Bond

sowie Transbond™ XT und Transbond™ Plus bestand keine Signifikanz (s. Tab. 13). iBond™ erzielte signifikant höhere Werte als Ideal® 1 (t-Test, $p = 0,017$, s. Tab. 14).

Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 20 sekundiger Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe

Gruppe		4	8	12	16	20
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
Haftwerte [MPa]	Mean	14,08 ^C	15,51 ^C	15,49 ^C	6,53 ^A	10,90 ^B
	SD	4,52	4,70	3,35	1,89	3,14
Levene-Test				0,001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 15. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe bei einer Polymerisationsdauer von 20 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Bei Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe für 20 s ergaben sich für die selbstätzenden Haftvermittler mittlere Scher-Abschäl-Werte zwischen 6,53 (Ideal® 1) und 15,51 MPa (Transbond™ Plus) (s. Tab. 15). Transbond™ XT erreichte einen Wert von 14,08 MPa (s. Tab. 15).

Hinsichtlich der mittleren Scher-Abschäl-Werte bestand zwischen Transbond™ XT, Transbond™ Plus und Clearfil™ SE Bond keine Signifikanz; jedoch erzielten diese Haftvermittler signifikant höhere Werte ($p = 0,0001$, s. Tab. 15) als Ideal® 1 und iBond™. Gegenüber Ideal® 1 zeigte iBond™ die signifikant höheren Werte ($p = 0,0001$, s. Tab. 15).

Vergleich der Scher-Abschäl-Festigkeiten nach 10 bzw. 20 sekundiger Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe

Gruppe	3	4	7	8	11	12	15	16	19	20
Haftvermittler	Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik		Transbond™ Plus		Clearfil™ SE Bond		Ideal® 1		iBond™	
Zeit	10	20	10	20	10	20	10	20	10	20
Mean [MPa]	14,82	14,08	12,97	15,51	14,87	15,49	6,34	6,53	8,65	10,90
SD	4,28	4,52	2,73	4,70	4,58	3,35	0,99	1,89	3,29	3,14
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,705		0,155		0,712		0,154		0,035	
t-Test	0,557		0,025		0,591		0,663			
Mann-Whitney-U-Test									0,012	

Tab. 16. Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe. Teststatistik.

Bei der Anwendung der LED-Lampe mit der doppelten Belichtungszeit (20 s) erzielten Transbond™ Plus (t-Test, $p = 0,025$) sowie iBond™ (Mann-Whitney-U-Test, $p = 0,012$) signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte im Vergleich zur 10 sekundigen Lichthärtung (s. Tab. 16). Bei den anderen Haftvermittlern konnte kein signifikanter Unterschied bei Verdopplung der Polymerisationszeit mit der LED-Lampe erfasst werden.

5.3 Vergleich der Polymerisationsgeräte bezüglich der erzielbaren Scher-Abschäl-Werte bei den verschiedenen Belichtungszeiten

Gruppe		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik				Transbond™ Plus				Clearfil™ SE Bond				Ideal® 1				iBond™			
Lampe		Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED
Zeit		20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20
Haftwerte [MPa]	Mean	13,08 CDE	15,86 EF	14,82 EF	14,08 DEF	9,58 ABC	14,83 EF	12,97 CDE	15,51 EF	13,04 CDE	16,89 F	14,87 EF	15,49 EF	7,38 AB	6,79 A	6,34 A	6,53 A	6,93 A	7,77 AB	8,65 AB	10,90 BCD
	SD	3,64	3,81	4,28	4,52	4,40	4,21	2,73	4,70	3,70	2,85	4,58	3,35	2,26	1,55	0,99	1,89	2,79	4,16	3,29	3,14
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
Kruskal-Wallis-Test		0,0001																			
Weibull-Analyse	σ_0	14,6	17,3	16,7	18,5	11,0	16,6	14,0	17,1	14,5	18,1	17,5	16,8	8,1	7,8	6,8	7,9	7,9	8,8	9,7	12,0
	m	3,6	5,1	3,3	1,4	2,0	3,5	5,5	4,0	3,6	6,8	2,3	5,4	4,5	3,5	7,4	2,1	2,5	2,1	3,2	4,1

Tab. 17. Übersichtstabelle der erhobenen Parameter. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA), des Kruskal-Wallis-Testes und der Weibull-Analyse. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Der niedrigste Weibull Modulus von $m=1,4$ wurde für Transbond™ XT nach der doppelten Belichtungszeit (20 s) mit der LED-Lampe ermittelt. Den höchsten Modulwert wies Ideal® 1 bei der 10 sekundigen Polymerisation mit der LED-Lampe auf ($m=7,4$). Bezüglich der charakteristischen Scher-Abschäl-Festigkeit konnte der höchste Wert für Transbond™ XT bei der 20 sekundigen Belichtung mit der LED-Lampe ($\sigma_0=18,5$) und der niedrigste Wert für Ideal® 1 bei der 10 sekundigen Polymerisation mit der LED-Lampe ($\sigma_0=6,8$) festgestellt werden

*20 sekundige Belichtungszeit mit der konventionellen Halogenlampe versus
10 sekundige Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe*

Die kürzere Belichtungszeit von 10 s mit der Hochleistungs-LED-Lampe führte bei allen untersuchten Gruppen, außer Ideal® 1 (6,34 MPa bei 10 sekundiger Polymerisation mit der LED-Lampe versus 7,38 bei 20 sekundiger Belichtung mit der Halogenlampe), zu höheren Scher-Abschäl-Werten als die 20 sekundige Polymerisationsdauer mit der Halogenlampe. Es ließ sich jedoch kein signifikanter Unterschied feststellen (s. Tab. 17).

*40 sekundige Belichtungszeit mit der konventionellen Halogenlampe versus
10 sekundige Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe*

Bei der kürzeren Belichtungszeit von 10 s mit der Hochleistungs-LED-Lampe wiesen alle Gruppen, außer iBond™ (8,65 MPa bei 10 sekundiger Polymerisation mit der LED-Lampe versus 7,77 MPa bei 40 sekundiger Belichtung mit der Halogenlampe), niedrigere Scher-Abschäl-Festigkeiten auf als bei der längeren Polymerisationsdauer von 40 s mit der Halogenlampe. Allerdings konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede gesichert werden (s. Tab. 17).

*20 sekundige Belichtungszeit mit der konventionellen Halogenlampe versus
20 sekundige Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe*

Bei der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der LED-Lampe erzielten Transbond™ XT, Transbond™ Plus, Clearfil™ SE Bond, iBond™ sowie höhere Scher-Abschäl-Festigkeiten als bei der entsprechenden Polymerisationsdauer mit der Halogenlampe, wobei bei den beiden erstgenannten Haftvermittlern der Unterschied signifikant ausfiel (s. Tab. 17).

*40 sekundige Belichtungszeit mit der konventionellen Halogenlampe versus
20 sekundige Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe*

Beim Vergleich der Scher-Abschäl-Festigkeiten nach den doppelten Polymerisationszeiten mit der LED- (20 s) bzw. der Halogenlampe (40 s) konnte bei

keinem der verwendeten Haftvermittler ein signifikanter Unterschied ermittelt werden. Die Werte für Transbond™ XT, Clearfil™ SE Bond sowie Ideal® 1 fielen bei der Lichthärtung mit der Halogenlampe höher aus. Transbond™ Plus und iBond™ erreichten dagegen nach der Polymerisation mit der LED-Lampe höhere Verbundfestigkeiten (s. Tab. 17)

Signifikante Unterschiede zwischen den angewendeten Haftvermittlern beim Vergleich verschiedener Polymerisationsmodi

Bei Betrachtung aller 16 Kombinationsmöglichkeiten von Polymerisationslampe und Belichtungszeit erzielten das nach vorheriger Säure-Ätz-Technik angewandte Transbond™ XT sowie Clearfil™ SE Bond jeweils signifikant höhere Werte als Ideal® 1. Bei Transbond™ Plus ergab sich der gleiche Sachverhalt mit Ausnahme der 20 sekundigen Anwendung der Halogenlampe. Hier fiel lediglich der Vergleich zum gleichen Polymerisationsmodus bei iBond™ signifikant aus (s. Tab. 17).

Zudem wiesen Transbond™ XT, Clearfil™ SE Bond und Transbond™ Plus bei jedem Polymerisationsmodus jeweils signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte auf als alle Versuchsgruppen mit iBond™ mit Ausnahme folgender Belichtungsmodi:

Nach Anwendung dieser drei Haftvermittler bestand bei der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe kein signifikanter Unterschied zu iBond™ bei der ebenso langen Polymerisationsdauer mit der LED-Lampe. Bei Transbond™ Plus bestand ferner kein signifikanter Unterschied zu der 40 sekundigen Lichthärtung mit der Halogenlampe sowie zur 10 sekundigen Belichtungszeit mit der LED-Lampe.

Auch war bei Transbond™ Plus nach der 10 sekundigen Polymerisationsdauer mit der LED-Lampe kein signifikanter Unterschied zu iBond™ bei der 20 sekundigen Belichtungszeit mit dem LED-Gerät feststellbar (s. Tab. 17).

Bei Transbond™ XT konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der LED-Lampe und dem entsprechenden Polymerisationsmodus bei iBond™ festgestellt werden.

Beim Vergleich der verschiedenen Polymerisationsmodi waren noch einige wenige Signifikanzen zwischen den getesteten Haftvermittlern festzustellen (s. Tab. 17), welche jedoch aufgrund ihrer geringen Relevanz nicht aufgeführt werden sollen.

5.4 Lichtmikroskopische Auswertung der Zahnoberflächen nach Bracketentfernung

Gruppe		ARI mod					ARI			
		0	1	2	3	4	0	1	2	3
1	n	0	11	9	0	5	5	11	9	0
	%	0	44	36	0	20	20	44	36	0
2	n	2	10	8	0	5	7	10	8	0
	%	8	40	32	0	20	28	40	32	0
3	n	1	9	7	1	7	8	9	7	1
	%	4	36	28	4	28	32	36	28	4
4	n	1	11	4	1	8	9	11	4	1
	%	4	44	16	4	32	36	44	16	4
5	n	1	6	12	1	5	6	6	12	1
	%	4	24	48	4	20	24	24	48	4
6	n	2	6	9	0	8	10	6	9	0
	%	8	24	36	0	32	40	24	36	0
7	n	3	6	8	2	6	9	6	8	2
	%	12	24	32	8	24	36	24	32	8
8	n	0	3	7	1	14	14	3	7	1
	%	0	12	28	4	56	56	12	28	4
9	n	1	13	7	0	4	5	13	7	0
	%	4	52	28	0	16	20	52	28	0
10	n	0	6	10	0	9	9	6	10	0
	%	0	24	40	0	36	36	24	40	0
11	n	0	9	11	0	5	5	9	11	0
	%	0	36	44	0	20	20	36	44	0
12	n	1	10	6	0	8	9	10	6	0
	%	4	40	24	0	32	36	40	24	0
13	n	0	0	25	0	0	0	0	25	0
	%	0	0	100	0	0	0	0	100	0
14	n	0	0	20	5	0	0	0	20	5
	%	0	0	80	20	0	0	0	80	20
15	n	0	3	21	1	0	0	3	21	1
	%	0	12	84	4	0	0	12	84	4
16	n	2	0	23	0	0	2	0	23	0
	%	8	0	92	0	0	8	0	92	0
17	n	14	9	1	0	1	15	9	1	0
	%	56	36	4	0	4	60	36	4	0
18	n	15	8	1	0	1	15	8	2	0
	%	60	32	4	0	4	60	32	8	0
19	n	9	12	2	1	1	10	12	2	1
	%	36	48	8	4	4	40	48	8	4
20	n	7	12	3	1	2	9	12	3	1
	%	28	48	12	4	8	36	48	12	4

Tab. 18. Adhesive Remnant Index (ARI) und modifizierter Adhesive Remnant Index (ARI mod).

Einteilung ARI mod:

0 = 0 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 1 = < 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 2 = > 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 3 = 100 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 4 = Schmelzläsion

Einteilung ARI:

0 = 0 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 1 = < 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 2 = > 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn
 3 = 100 % Adhäsivreste auf dem Zahn

Gruppe		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Haftvermittler		Transbond™ XT + Säure-Ätz-Technik				Transbond™ Plus				Clearfil™ SE Bond				Ideal® 1				iBond™			
Lampe		Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED	Ha	Ha	LED	LED
Zeit		20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20	20	40	10	20
ARI mod	Mean	1,96 BCDE	1,84 BCD	2,16 CDE	2,16 CDE	2,12 CDE	2,24 CDE	2,08 CDE	3,04 E	1,72 BCD	2,48 DE	2,04 CDE	2,16 CDE	2,00 BCDE	2,20 CDE	1,92 BCD	1,84 BCD	0,60 A	0,56 A	0,92 AB	1,16 ABC
	SD	1,14	1,25	1,31	1,41	1,13	1,36	1,35	1,17	1,14	1,23	1,10	1,38	10 ⁻⁴	0,41	0,40	0,55	0,91	0,92	1,00	1,14
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
Kruskal-Wallis-Test		0,0001																			
ARI	Mean	1,16 ABCDE	1,04 ABC	1,04 ABC	0,88 ABC	1,32 CDEF	0,96 ABC	1,12 ABCD	0,80 ABC	1,08 ABCD	1,04 ABC	1,24 BCDEF	0,88 ABC	2,00 FG	2,20 G	1,92 EFG	1,84 DEFG	0,44 A	0,48 AB	0,76 ABC	0,84 ABC
	SD	0,75	0,79	0,89	0,83	0,90	0,89	1,01	1,00	0,70	0,89	0,78	0,78	10 ⁻⁴	0,41	0,40	0,55	0,58	0,65	0,78	0,80
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
Kruskal-Wallis-Test		0,0001																			

Tab. 19. Übersichtstabelle der erhobenen Parameter. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA), des Kruskal-Wallis-Testes und der Weibull-Analyse. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Hinsichtlich des Restadhäsivverbleibes auf der Zahnoberfläche bzw. der Schmelzausrisse (ARI bzw. ARI mod) konnten für keinen der getesteten Haftvermittler (Transbond™ XT, Transbond™ Plus, Clearfil™SE Bond, Ideal® 1 sowie iBond™) signifikante Unterschiede

zwischen der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe	und der 10 sekundigen Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe
zwischen der 40 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe	
zwischen der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe	und der 20 sekundigen Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe
zwischen der 40 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe	

festgestellt werden (s. Tab. 19).

Gruppe		1	5	9	13	17
Haftvermittler		Trans-bond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
ARI	Mean	1,16 ^B	1,32 ^B	1,08 ^B	2,00^C	0,44 ^A
	SD	0,75	0,90	0,70	0,0001	0,583
Levene-Test				0,0001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 20. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der Halogenlampe bei einer Polymerisationsdauer von 20 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Gruppe		3	7	11	15	19
Haftvermittler		Trans-bond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
ARI mod	Mean	2,16 ^B	2,08 ^B	2,04 ^B	1,92 ^B	0,92^A
	SD	1,31	1,35	1,10	0,40	1,00
Levene-Test				0,0001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		
ARI	Mean	1,04 ^A	1,12 ^A	1,24 ^A	1,92^B	0,76 ^A
	SD	0,89	1,01	0,78	0,40	0,78
Levene-Test				0,0001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 21. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der LED-Lampe bei einer Polymerisationsdauer von 10 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

Gruppe		4	8	12	16	20
Haftvermittler		Trans-bond™ XT + Säure-Ätz-Technik	Transbond™ Plus	Clearfil™ SE Bond	Ideal® 1	iBond™
ARI mod	Mean	2,16 ^{BC}	3,04 ^C	2,16 ^{BC}	1,84 ^{AB}	1,16^A
	SD	1,41	1,17	1,38	0,55	1,14
Levene-Test				0,0001		
ANOVA				0,0001		
Kruskal-Wallis-Test				0,0001		

Tab. 22. Übersichtstabelle für die Lichthärtung mit der LED-Lampe bei einer Polymerisationsdauer von 20 s. Deskriptive Statistik sowie Resultate der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) und des Kruskal-Wallis-Testes. Homogene Untergruppen wurden mit dem gleichen Buchstaben gekennzeichnet.

iBond™ wies bei allen vier Belichtungsmodi (Gruppen 17 bis 20) hinsichtlich ARI mod die signifikant niedrigsten Werte im Vergleich zu den restlichen Versuchsreihen auf ($p = 0,0001$, s. Tab. 19, 20, 21, 22). Dabei war der höchste Prozentsatz an ARI-Grad 0 (keine Adhäsivreste auf der Zahnoberfläche) zu verzeichnen (Gruppe 17 → 56 %, Gruppe 18 → 60 %, Gruppe 19 → 36 %, Gruppe 20 → 28 %, s. Tab. 18).

Ideal® 1 hingegen zeigte bei allen Belichtungsmodi (Gruppen 13 bis 16) die signifikant höchsten ARI-Werte ($p = 0,0001$, s. Tab. 19, 20, 21). Bei der doppelten Belichtungszeit mit der Halogenlampe (40 s) zeigte dieser Haftvermittler mit 20 % den höchsten Prozentsatz an ARI- bzw. ARI mod-Grad 3 (gesamtes Adhäsiv verbleibt auf der Schmelzoberfläche) (s. Tab. 18). Auch wies Ideal® 1 bei allen Belichtungsmodi hinsichtlich ARI bzw. ARI mod die höchste Anzahl an Grad 2 auf: Bei der 20 sekundigen Belichtungszeit mit der Halogenlampe verblieb sogar bei allen Proben ein Adhäsivrückstand von über 50 % auf dem Zahn (s. Tab. 18). Zudem war bei keinem der Belichtungsmodi ein Schmelzausriss zu verzeichnen (s. Tab. 18).

Gruppe	7	8	9	10	13	14
Haftvermittler	Transbond™ Plus		Clearfil™ SE Bond		Ideal® 1	
Lampe	LED	LED	Ha	Ha	Ha	Ha
Zeit	10	20	20	40	20	40
Mean	2,08	3,04	1,72	2,48	2,00	2,20
SD	1,35	1,17	1,14	1,23	0,0001	0,41
Kolmogorov-Smirnov-Test	0,062		0,048		0,050	
t-Test	0,010				0,022	
Mann-Whitney-U-Test			0,020			

Tab. 23. ARI modifiziert. Vergleich der Belichtungszeiten jeweils einer Polymerisationslampe. Teststatistik

Bei Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe erzielte Transbond® Plus bei der Belichtungszeit von 20 s (3,04) signifikant höhere ARI mod-Werte als bei der 10 sekundigen Polymerisationsdauer (2,08) (t-Test, $p = 0,010$, s. Tab. 23). Dabei war die starke Zunahme an Schmelzläsionen auffällig (von 24 auf 56 %, s. Tab. 18).

Clearfil™ SE Bond wies unter Anwendung der Halogenlampe bei der doppelten Belichtungszeit (40 s) signifikant höhere ARI mod-Werte (Mann-Whitney-U-Test,

p = 0,020, s. Tab. 23) als bei der 20 sekundigen Polymerisationsdauer auf. Dabei waren mehr als doppelt so viele Schmelzausrisse zu vermerken (Zunahme von 16 auf 36 %, s. Tab. 18). Auch nahm der Prozentsatz von ARI mod-Grad 2 (> 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn) von 28 auf 40 % zu (s. Tab 18).

Auch Ideal® 1 erreichte bei der 40 sekundigen Polymerisation mit der Halogenlampe signifikant höhere ARI mod-Werte (t-Test, p = 0,022, s. Tab. 23) als bei der 20 sekundigen Belichtungsdauer. Während bei der 20 sekundigen Polymerisation alle Proben über 50 % Adhäsivreste auf dem Zahn aufwiesen, ergab sich dieser Sachverhalt bei der doppelten Belichtungszeit (40 s) lediglich in 80 % der Fälle. In den restlichen 20 % ließ sich die gesamte Adhäsivmenge auf der Zahnoberfläche verzeichnen (s. Tab. 18).

Die meisten Schmelzausrisse wies Transbond™ Plus bei der doppelten Belichtungszeit (20 s) mit der LED-Lampe auf (14 Schmelzausrisse, s. Tab. 18).

5.5 Weibull-Diagramme

Die Streuung der Scher-Abschäl-Werte wird durch den Weibull-Modulwert $[m]$ beschrieben. Die charakteristische Haftfestigkeit $[\sigma_0]$ entspricht einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 63,2 %. Hohe σ_0 - und m -Werte werden bevorzugt.

5.5.1 Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung

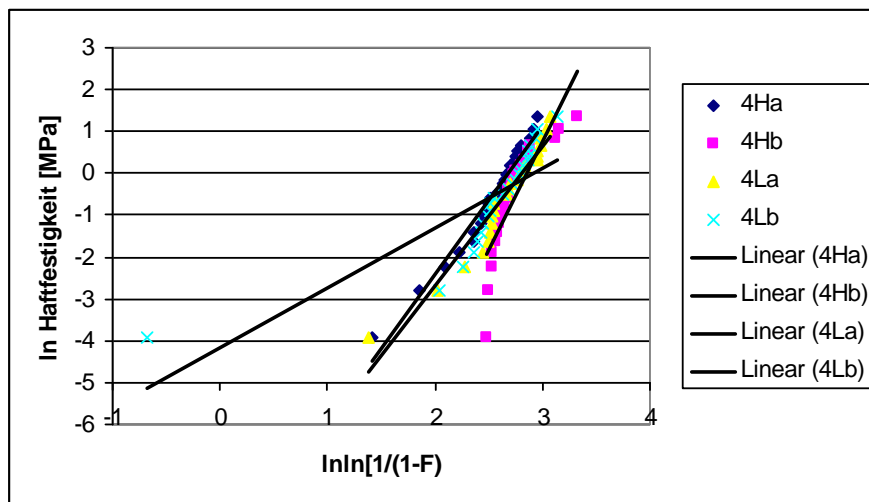


Diagramm 1. Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für Transbond™ XT

5.5.2 Transbond™ Plus

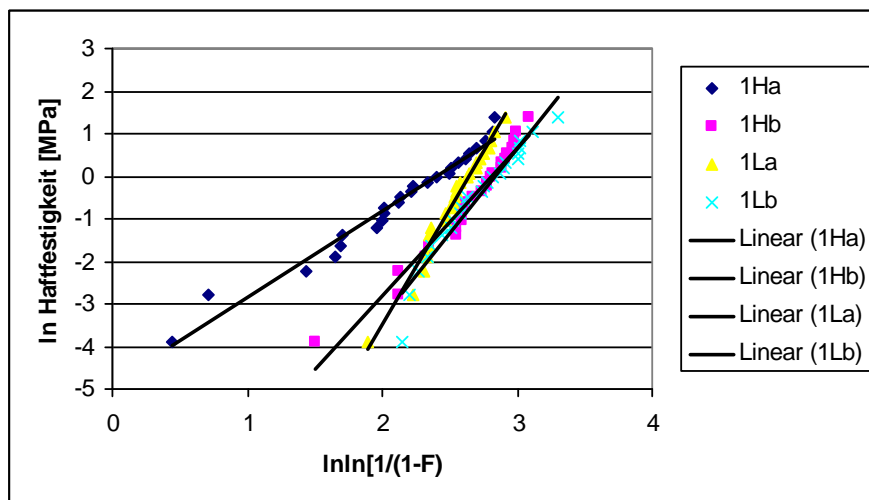


Diagramm 2. Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für Transbond™ Plus

5.5.3 Clearfil™ SE Bond

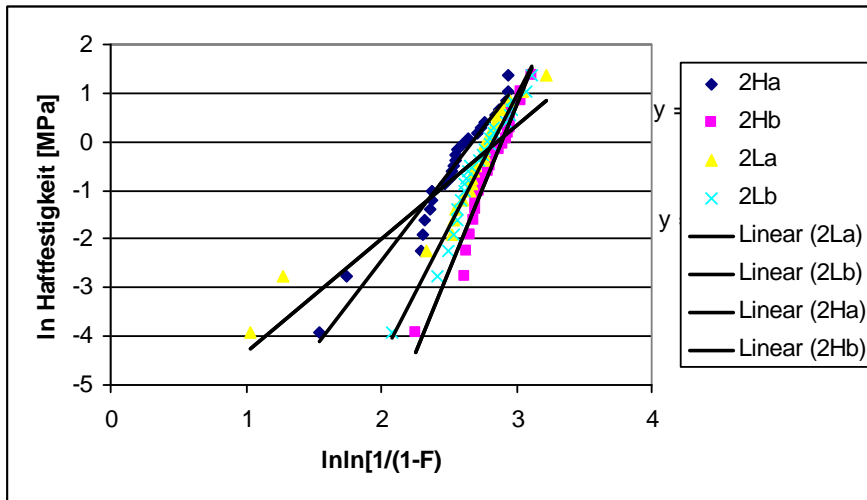


Diagramm 3. Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für Clearfil™ SE Bond

5.5.4 Ideal® 1

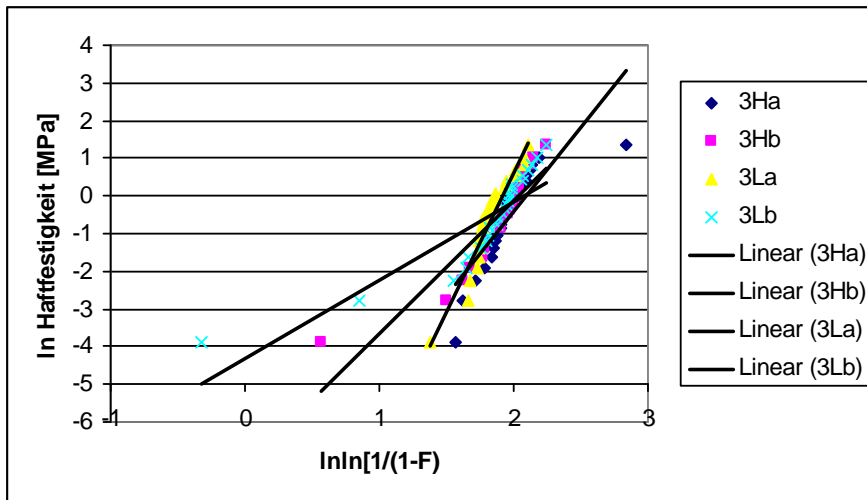


Diagramm 4. Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für Ideal® 1

5.5.5 iBond™

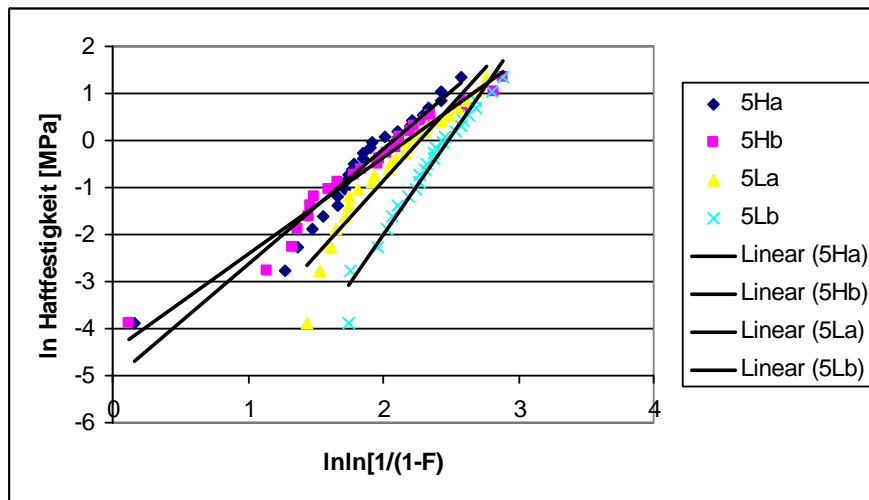


Diagramm 5. Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für iBond™

5.6 Allgemeines lineares Modell

Quelle	Abhängige Variable	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Korrigiertes Modell	Haftwerte	6609.138(a)	19	347.849	28.410	.000
	ARI Score	179.000(b)	19	9.421	8.058	.000
Konstanter Term	Haftwerte	67467.201	1	67467.201	5510.343	.000
	ARI Score	1729.800	1	1729.800	1479.515	.000
Haftvermittler	Haftwerte	5550.869	4	1387.717	113.341	.000
	ARI Score	146.600	4	36.650	31.347	.000
Lampe	Haftwerte	80.204	1	80.204	6.551	.011
	ARI Score	3.872	1	3.872	3.312	.069
Zeit	Haftwerte	360.602	1	360.602	29.452	.000
	ARI Score	5.832	1	5.832	4.988	.026
Haftvermittler * Lampe	Haftwerte	182.162	4	45.540	3.719	.005
	ARI Score	7.928	4	1.982	1.695	.150
Haftvermittler * Zeit	Haftwerte	229.938	4	57.485	4.695	.001
	ARI Score	6.728	4	1.682	1.439	.220
Lampe * Zeit	Haftwerte	66.046	1	66.046	5.394	.021
	ARI Score	.128	1	.128	.109	.741
Haftvermittler * Lampe * Zeit	Haftwerte	139.317	4	34.829	2.845	.024
	ARI Score	7.912	4	1.978	1.692	.151
Fehler	Haftwerte	5876.995	480	12.244		
	ARI Score	561.200	480	1.169		
Gesamt	Haftwerte	79953.334	500			
	ARI Score	2470.000	500			
Korrigierte Gesamtvariation	Haftwerte	12486.133	499			
	ARI Score	740.200	499			

Tab. 24. Tests der Zwischensubjekteffekte
a R-Quadrat = .529 (korrigiertes R-Quadrat = .511)

b R-Quadrat = .242 (korrigiertes R-Quadrat = .212)

Das allgemeine lineare Modell zeigt, dass der gewählte Haftvermittler einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Haft- sowie ARI mod-Werte hat ($p=0,0001$).

Dagegen übte die Lampenart (Halogen- bzw. LED-Lampe) lediglich hinsichtlich der Haftwerte einen signifikanten Einfluss aus ($p=0,011$).

Beim Faktor Zeit (kürzere bzw. längere Polymerisationszeit) konnte sowohl bezüglich der Haftwerte als auch der ARI mod-Werte ein signifikanter Einfluss festgestellt werden (Haftwerte: $p=0,0001$, ARI mod-Werte: $p=0,026$).

Die Interaktion von Haftvermittler und Lampe beeinflusste signifikant die Haftwerte ($p=0,005$), jedoch nicht die ARI mod-Werte ($p=0,150$).

Dies galt auch für die Interaktion von Haftvermittler und Zeit (Haftwerte: $p=0,001$, ARI mod-Werte: $p=0,220$) sowie für die Interaktion von Lampe und Zeit (Haftwerte: $p=0,021$, ARI mod-Werte: $p=0,741$).

Bei der Interaktion aller drei Variablen (Haftvermittler, Lampe und Zeit) ließ sich ein signifikanter Einfluss auf die Haftwerte ($p=0,024$), jedoch nicht auf die ARI mod-Werte ($p=0,151$) feststellen.

6 Diskussion

6.1 Diskussion von Material und Methode

6.1.1 Auswahl und Lagerung der Zähne

Die Auswahl des Prüfkörpers stellt einen potentiellen Einflussfaktor auf die in vitro gemessenen Haftwerte dar. Neben humanoiden werden häufig bovine Zähne verwendet. In der Literatur sind unterschiedliche Angaben über den Einsatz humanoider bzw. Rinderzähne zu finden. Es gibt Studien, in denen kein Unterschied zwischen menschlichen und Rinderzähnen beschrieben wird [86]. In anderen Untersuchungen werden höhere Haftwerte bei Verwendung humanoider Zähne [93] bzw. deutliche Unterschiede zwischen den zwei verschiedenen Zahntypen festgestellt [94, 107, 111].

In Anlehnung an die Empfehlungen der International Organization of Standardization für Haft- und Scherhaftuntersuchungen (ISO 11405/2003) wurden in dieser In-vitro-Studie ausschließlich (karies- und füllungsfreie) humanoide Molaren der zweiten Dentition verwendet. Dabei wurden Zähne mit Füllungen sowie makroskopisch sichtbaren Schmelzdefekten oder Karies bzw. Mineralisationsstörungen von der Untersuchung ausgeschlossen.

Kritisch anzumerken ist jedoch vornehmlich bei Verwendung humanoider Zähne die zum Teil große interindividuelle Varianz des Testmediums. Um die intraindividuellen Unterschiede zu relativieren, wurden nur die Bukkalflächen der Molaren für die Versuchsreihen herangezogen.

Bei In-vitro-Studien besteht bereits in der Vorbereitungsphase die Möglichkeit von Ergebnisverfälschungen. Da es nicht möglich ist, jeden extrahierten Zahn sofort zur Probe zu verarbeiten und eine bakterizide Vorbehandlung notwendig ist, kommen verschiedene Lösungen zur Aufbewahrung und Desinfektion zur Anwendung. Formalin, Thymol und Chloramin sind die am häufigsten verwendeten desinfizierenden Lösungen [137]. In dieser Untersuchung kam Chloramin-T in einer 0,5 % igen Lösung zum Einsatz. Die Entscheidung für dieses Lagermedium erfolgte in Anlehnung an vorangegangene, internationale Studien [16, 55, 65, 82, 92].

Chloramin-T senkt das Übertragungsrisiko infektiöser Krankheiten, jedoch ohne dabei die Schmelzstruktur zu verändern [33, 51]. Die Lagerungsdauer in der Chloramin-T-Lösung betrug sieben Tage. Bis zum Versuchsbeginn (sechs Wochen) erfolgte die weitere Aufbewahrung der Zähne in destilliertem Wasser, um eine Interaktion von Desinfektionsmittel und Komposit bei der Beklebung zu vermeiden sowie eine Austrocknung der Zähne bis zum Versuchsbeginn zu verhindern. Zudem sind die Einflüsse des deionisierten Wassers denen des Speichels ähnlicher zu bewerten und somit den klinischen Gegebenheiten näher [46].

6.1.2 Beklebung der Zähne

Adhäsivschichtdicke

Um einen möglichst gleichmäßigen Klebespalt zu erhalten, wurde das Bracket auf eine zur Bracketbasis kongruenten Stelle der Zahnoberfläche geklebt.

Der Druck mit dem das Aufsetzen des Brackets auf die Zahnoberfläche erfolgte, wurde in der vorliegenden Arbeit standardisiert. Das Bracket wurde in der korrekten Position mittels einer Correx-Federwaage zentral für 3 s mit einer definierten Kraft von 3 N belastet. Durch Standardisierung der Kleberschichtstärke soll ein stets gleicher Abstand der Bracketbasis von der Prüfkörperoberfläche erreicht werden, da hierdurch im Idealfall die Scher-Abschäl-Kraft an einem gleich langen Hebel ansetzt. Zudem nehmen bei erhöhten Adhäsivschichtstärken die Polymerisationsschrumpfung sowie Inhomogenitäten im Material zu, welche zu verringerten Verbundfestigkeiten führen können [3, 19, 36, 38]. Eine zu geringe Schichtdicke wiederum gewährleistet keinen optimalen Lichtzutritt, um auch Adhäsivanteile innerhalb der retentiven Netzbasis auszuhärten [115]. In den Versuchsreihen, in denen keine vorbeschichteten Brackets zum Einsatz kamen, wurde stets 12 mg Adhäsiv abgewogen, da sich exakt diese Menge an den vorbeschichteten APC™ II-Brackets befindet.

Das an den Rändern der Brackets austretende überschüssige Material wurde vorsichtig mit dem Heidemann-Spatel entfernt, um nach der Polymerisation eine definierte Klebefläche zu erhalten. Überschüsse vergrößern nach der Polymerisation

die Verbundfläche und erhöhen somit die Haftfestigkeitswerte. Zudem ist eine vollständige Entfernung der Adhäsivüberschüsse sinnvoll und wichtig, um eine Plaqueakkumulation und damit verbundene Entkalkungen und parodontale Probleme zu vermeiden.

Für jeden Versuch wurde ein neuer Zahn verwendet. Es erfolgten keine Mehrfachbeklebungen bzw. -konditionierungen.

Lichthärtung

Das Emissionsspektrum der beiden in der vorliegenden Studie verwendeten Lichthärtegeräte war auf das spektrale Absorptionsverhalten der in den Kompositen enthaltenen Photoinitiatoren (Kampherchinon) abgestimmt.

Die Lichtintensität der Polymerisationsgeräte wurde jeweils vor Gebrauch mit einem Handradiometer (Curing Radiometer, Demetron, Danbury CT, USA) überprüft.

Mit zunehmendem Abstand des Lichtleiters vom Klebespalt wie auch am Rand des Beleuchtungsfeldes ist ein deutlicher Intensitätsabfall des Polymerisationsgerätes zu erwarten [79]. Um eine ausreichende Lichtintensität zu gewährleisten und gleiche Voraussetzungen für die verschiedenen Lampen zu schaffen, erfolgte die Polymerisation standardisiert in einem Winkel von 45° und in einem definierten Abstand von 3 mm zur Schmelzoberfläche.

Dabei wurde darauf geachtet, dass die Lichtaustrittsöffnung immer frei von Haftvermittler und Komposit war, um eine Verringerung der Lichtleistung zu vermeiden [54].

Jedoch bleibt bei der Polymerisation zu bedenken, dass die Gefahr einer falschen Positionierung des Lichtleiters mit der Verkürzung der Belichtungszeiten wächst.

6.1.3 Simulation klinischer Bedingungen

Die Lagerungsdauer der beklebten Zähne beeinflusst die Haftfestigkeit. Da sich die kritische Phase auf die ersten 24 Stunden nach Herstellung der Proben erstreckt [11, 26, 70], ist es sinnvoll, die Messung nicht sofort nach dem Bekleben vorzunehmen. In Anlehnung an internationale Studien und nach ISO 11405 (testing of adhesion to

tooth structure, test type 2) erfolgte eine 24 stündige Lagerung der Prüfkörper in einem 37°C warmen Wasserbad. Es sollte dabei eine potentielle Restpolymerisationsfähigkeit ausgeschlossen sowie eine Hydratation des Komposits ermöglicht werden [66].

Da der Langzeiterfolg einer Bracketklebung für eine erfolgreiche orthodontische Behandlung letztendlich der entscheidende Parameter ist, wurden im Anschluss an die Lagerung im Wasserbad alle Versuchsgruppen einer künstlichen Alterung ausgesetzt. Dabei wurden die beklebten Zähne durch einen zeitschaltgesteuerten Dreharm in 1000 Zyklen abwechselnd in zwei auf 55°C und 5°C temperierten Wasserbädern jeweils 30 s thermisch belastet.

Im Gegensatz zur alleinigen Wasserlagerung sind Temperaturwechselbelastungen eine wissenschaftlich anerkannte Alterungsmethode [20, 23, 110]. Dabei soll das Einwirken von heißen und kalten Lebensmitteln auf die beklebten Zähne simuliert werden. Aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahn, Adhäsiv und Bracket kommt es durch thermische Expansion sowie Kontraktion zum Aufbau innerer Zugspannungen, wodurch der Verbund qualitative Einbußen erleiden kann [37].

Jedoch sind die nach solch einer Vorbehandlung ermittelten Ergebnisse nicht ohne weiteres auf den klinischen Anwendungsbereich übertragbar. Es ist nicht möglich, die komplexen Bewegungsabläufe während des Kauvorgangs nachzuvollziehen, bei dem es zu einem ständigen Wechsel der Belastungsstärke und Krafrichtung auf den Schmelz-Komposit-Verbund kommt. Auch sind die Brackets während des klinischen Gebrauchs chemischen Einflüssen (Speisen, Stoffwechselprodukte der Mikroorganismen) ausgesetzt. Im Labor lassen sich diese Belastungen nur unvollkommen und mit hohem apparativem Aufwand nachahmen. Bei klinischen Studien ergeben sich wiederum erhebliche Schwierigkeiten in der praktischen Durchführung. Die Verfahrensweise erfordert einen erheblichen Zeitaufwand und Standardisierung sowie Reproduzierbarkeit sind nicht immer in ausreichendem Umfang gegeben. Schließlich erfordern klinische Untersuchungen auch einen sehr hohen finanziellen Aufwand [75].

Somit stellen Laborversuche dennoch eine sinnvolle Lösung dar, um zumindest einen Vergleich zwischen den angebotenen Haftvermittlersystemen bzw. der Effektivität der Polymerisationslampen zu ziehen.

6.1.4 Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung

Nach erfolgtem Thermocycling wurden die mit den Brackets beklebten Zähne auf reproduzierbare Weise in eine Metallhülse mit Kaltpolymerisat eingebettet, um nachfolgend eine standardisierte dreidimensionale Ausrichtung der Prüfkörper in der Abschermaschine zu gewährleisten. Mit Hilfe des im Bracketschlitz fixierten Stahldrahtes sowie eines Gipsschlüssels wurde das Bracket parallel sowie in einem definierten Abstand zur Oberkante des Metallringes eingebettet. Zudem erfolgte beim Einspannen des Prüfkörpers in die Abschermaschine eine Parallelisierung des einligierten Drahtes zur Schneide des Abscherkolbens, womit eine rein axiale Kraftapplikation in okklusogingivaler Richtung auf das an dem Prüfkörper befestigte Attachment erfolgen konnte. In der Horizontalebene wurde der Prüfkörper so fixiert, dass der Abscherstempel an der Grenzfläche Zahn-Bracketbasis ansetzte. Diese Belastung kommt den Belastungen in vivo am nächsten und garantiert eine konstantere Kraftausübung [109, 130]. Durch das Auffüllen des Bracketschlitzes mit dem Stahldraht sollten zudem Deformationen am Bracket vermieden werden.

Die Versuche erfolgten an der Schervorrichtung einer computergesteuerten Universalprüfmaschine (Quick-Test-MCE 2000 ST) nach den Standardisierungsvorschriften von Fox et al. [41]. Auch die Einstellungen am Gerät (Vorlast=1 N, maximaler Weg=500 N, maximale Last=500 N) entsprachen den Empfehlungen in der Literatur. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug nach ISO 11405/2003 (0,75 +/- 0,3 mm/min) 0,5 mm/min.

Die ermittelten Scher-Abschäl-Kräfte wurden in Newton registriert. Um einen Vergleich mit vorangegangenen Studien zu ermöglichen, wurde die gemessene Kraft durch die Fläche der Bracketbasis [mm²] dividiert. Die daraus resultierende Größe gibt die mittlere Belastungsfähigkeit [MPa] der adhäsiven Verbindung an.

Nach Abscheren der Brackets wurden die Schmelzoberflächen sowie zur Kontrolle die Bracketbasen unter dem Lichtmikroskop bei 10 facher Vergrößerung fotografiert und nachfolgend mittels eines voreingestellten Rasters im Programm Photoshop® 8.0 auf den Bruchflächenverlauf hin untersucht. Dabei sollte eine objektive Beurteilung der Adhäsivreste durch das Raster ermöglicht sowie durch die

Vergrößerung auch kleinste Adhäsivreste auf der Zahnoberfläche sichtbar gemacht werden. Das Bruchverhalten wurde mittels des Adhesive Remnant Index (ARI) nach *Artun&Bergland* [4] sowie zur Berücksichtigung von Schmelzausrissen mit Hilfe des modifizierten Adhesive Remnant Index (ARI mod) bestimmt.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die konventionelle Vorgehensweise (Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung) sowie die beiden selbstätzenden Zweikomponenten-Haftvermittler Clearfil™ SE Bond (Zwei-Schritt-Präparat) und Transbond™ Plus (Ein-Schritt-Präparat) wiesen bei allen vier Belichtungsmodi signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte auf als die beiden Einkomponenten-Haftvermittler iBond™ und Ideal® 1 bei den entsprechenden Polymerisationszeiten.

Ferner erzielten Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond bei Betrachtung aller restlichen Kombinationsmöglichkeiten (jeweils 12) von Polymerisationslampe und Belichtungszeit (mit Ausnahme einiger weniger Vergleiche, s. Abschnitt 5.3.5) jeweils signifikant höhere Werte als Ideal® 1 und iBond™.

6.2.1 Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung versus Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus; Bruchverhalten von Transbond™ XT

Beim Vergleich der konventionellen Vorgehensweise mit dem Zwei-Schritt-Haftvermittler Clearfil™ SE Bond konnten keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Scher-Abschäl-Festigkeiten ermittelt werden. Dies entspricht den Ergebnissen von *Ibarra et al.* [60], *Fritz et al.* [43] und *Buyukyilmaz et al.* [21]. In ihren Untersuchungen konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen Clearfil™ SE Bond und herkömmlichen Systemen mit Phosphorsäurekonditionierung festgestellt werden. *Yamada et al.* [133] erzielte dagegen signifikant geringere Werte

für Clearfil™ SE Bond. Jedoch kam in seiner Studie lediglich die erste Komponente dieses Haftvermittler-Systems (Megabond) zur Anwendung, womit kein direkter Vergleich gezogen werden kann.

Im Vergleich zu Transbond™ Plus erreichte Transbond™ XT lediglich bei der 20 sekundigen Polymerisation mit der Halogenlampe signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte ($p=0,0001$). Bei den anderen drei Polymerisationsmodi bestand kein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Haftvermittlern. Auch *Trites et al.* [125] konnten mit einem der vorliegenden Studie ähnlichen Versuchsaufbau bei einer Polymerisationszeit von 40 s mit der Halogenlampe keine signifikanten Unterschiede zwischen diesen Haftvermittlern aufzeigen. Dagegen stellten *Grubisa et al.* [50] signifikant geringere Scher-Abschäl-Werte bei einer Belichtungszeit von 30 s mit dem Halogenlichtgerät für Transbond™ Plus im Vergleich zu Transbond™ XT fest. Die Versuchskörper durchliefen jedoch lediglich 750 Zyklen im Thermocycling ohne vorherige 24 stündige Lagerung in einem Wasserbad. Auch wurde der Kraftansatz nicht näher beschrieben und die Vorschubgeschwindigkeit betrug 2,5 mm/min. Ebenso erzielten *Aljubouri et al.* [2] geringere Haftwerte für Transbond™ Plus im Vergleich zu Transbond™ XT, wobei der selbstätzende Haftvermittler eine um fast ein Viertel geringere Haftfestigkeit aufwies. Jedoch sind auch hier die Ergebnisse aufgrund des stark differierenden Versuchsaufbaus nicht mit denen der vorliegenden Untersuchung vergleichbar.

Bei Transbond™ XT konnte keine Korrelation zwischen den Scher-Abschäl-Festigkeiten und dem Bruchverhalten bzw. dem Auftreten von Schmelzausrissen gefunden werden. Hinsichtlich des Restadhäsivverbleibes ist anzumerken, dass dieser nach dem Debonding meist unter 50 % betrug.

Die Diskussion des Bruchverhaltens von Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus erfolgt im nachfolgenden Abschnitt.

6.2.2 Zwei-Schritt-Haftvermittler (Clearfil™ SE Bond) versus Ein-Schritt-Haftvermittler (Transbond™ Plus)

Bruchverhalten von Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus

Beim Vergleich der beiden Zweikomponenten-Haftvermittler (Clearfil™ SE Bond und Transbond™ Plus) konnten bei der Lichthärtung mit der Halogenlampe (20 und 40 s) sowie bei der 10 sekundigen Polymerisation mit der LED-Lampe signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte für den Zwei-Schritt-Haftvermittler Clearfil™ SE Bond ermittelt werden. Lediglich bei Anwendung der LED-Lampe für 20 s war kein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Haftvermittlern feststellbar. Bei diesem Belichtungsmodus konnte bei der Analyse des Bruchverhaltens festgestellt werden, dass Transbond™ Plus auch signifikant höhere ARI mod-Werte ($p=0,010$) als bei der 10 sekundigen Polymerisationsdauer mit dem LED-Gerät erzielte. Dabei war die starke Zunahme an Schmelzausrissen von 24 auf 56 % auffallend.

In den Versuchsreihen mit Transbond™ Plus (vier Belichtungsmodi) traten zudem insgesamt die meisten Schmelzausrisse auf. Auch bei der Verdopplung der Belichtungszeit mit der Halogenlampe nahm die Anzahl an Schmelzausrissen stark zu. Diese Zunahmen korrelieren mit den Ergebnissen der Scherfestigkeitsprüfung: Transbond™ Plus erzielte sowohl bei Anwendung der Halogen- ($p=0,0001$) als auch der LED-Lampe ($p=0,025$) bei Verdopplung der Belichtungszeiten signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte. Der Restadhäsivverbleib belief sich meist auf über 50 %.

Auch bei Clearfil™ SE Bond lässt sich die starke Zunahme an Schmelzausrissen bei Verdopplung der Polymerisationszeiten sowohl bei Anwendung der Halogen- (von 16 auf 36 %) als auch der LED-Lampe (von 20 auf 32 %) nachweisen, wobei signifikant höhere ARI mod-Werte ($p=0,020$) bei Verdopplung der Polymerisationszeit mit der Halogenlampe aufgezeigt werden konnten. Dies korreliert mit den entsprechenden Scher-Abschäl-Festigkeiten: Bei Verdopplung der Belichtungszeiten konnten bei Clearfil™ SE Bond höhere Werte für die jeweils längeren Polymerisationszeiten ermittelt werden, wobei die Zunahme bei Anwendung der Halogenlampe signifikant ausfiel ($p=0,0001$). Der Bruch erfolgte nahezu ausnahmslos kohäsiv (kein ARI mod-Grad 3 sowie maximal eine Prüfkörper pro Versuchsreihe mit ARI mod-Grad 0).

6.2.3 Ideal® 1 versus iBond™

Bruchverhalten dieser beiden Einkomponenten-Haftvermittler

Zwischen den beiden All-in-one-Haftvermittlern iBond™ und Ideal® 1 konnte bei Anwendung der Halogenlampe (20 sowie 40 s) kein signifikanter Unterschied bezüglich der Scher-Abschäl-Werte festgestellt werden. Bei der Lichthärtung mit der Hochleistungs-LED-Lampe erzielte iBond™ hingegen die signifikant höheren Werte (10 s → $p=0,017$; 20 s → $p=0,0001$).

Hinsichtlich ARI mod wies iBond™ bei allen vier Belichtungsmodi (Gruppen 17 bis 20) die signifikant niedrigsten Werte ($p=0,0001$) im Vergleich zu den restlichen Versuchsreihen auf. Dabei war der höchste Prozentsatz an ARI-Grad 0 (keine Adhäsivreste auf der Zahnoberfläche) unter den getesteten Haftvermittlern zu verzeichnen (Gruppe 17 → 56 %, Gruppe 18 → 60 %, Gruppe 19 → 36 %, Gruppe 20 → 28 %). Hierbei ist die starke Abnahme des Auftretens des Grades 0 (kein Adhäsiv auf der Schmelzoberfläche) nach Lichthärtung mit der LED-Lampe auffällig. Diese Beobachtung korreliert mit den korrespondierenden Scher-Abschäl-Werten (die Polymerisation mit dem LED-Gerät führte stets zu höheren Werten als die Lichthärtung mit der Halogenlampe), wobei die Zunahme an Haftfestigkeit beim Vergleich der Versuchsreihe 20 (20 sekundige Lichthärtung mit der LED-Lampe) mit der Versuchsreihe 17 (20 sekundige Lichthärtung mit der Halogenlampe) signifikant ausfiel ($p=0,010$).

Im Hinblick auf die Restadhäsiventfernung sind die Ergebnisse von iBond™ aufgrund des hohen Prozentsatzes an ARI-Grad 0 vorteilhaft. Auch bei Betrachtung der Schmelzausrisse schnitt iBond™ (ein bis zwei Schmelzausrisse pro Versuchsreihe) sehr gut ab. Hinsichtlich der Scher-Abschäl-Werte erzielte dieser Haftvermittler jedoch signifikant geringere Werte als Transbond™ XT, Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus. Lediglich im Vergleich zu Ideal® 1 konnte iBond™, wie oben erwähnt, bei der Polymerisation mit der Hochleistungs-LED-Lampe signifikant höhere Werte erreichen. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen *Frankenberger et al.* [42]. Sie stellten nachsignifikant geringere Haftwerte für iBond™ als für die mit Phosphorsäure konditionierten Schmelzproben sowie auch signifikant geringere Werte als für die anderen acht in ihrer Studie getesteten selbststützenden Haftvermittler fest.

Der geringe Restadhäsivverbleib sowie das relativ seltene Auftreten von Schmelzausrissen bei Anwendung von iBond™ lassen auf eine höhere

Verbundfestigkeit des Komposits zur Bracketbasis als zur Schmelzoberfläche schließen. Bezüglich dieser geringen Verbundfestigkeit zum Schmelz sind hierbei die Hinweise des Herstellers zur Anwendung von iBond™ anzuführen: Eine separate Konditionierung (Ätzung) von Schmelz sei laut Gebrauchsanweisung nicht erforderlich. Die Haftfestigkeit werde jedoch durch zusätzliche Anwendung eines Ätzgels vor dem Auftragen von iBond™ nicht negativ beeinflusst. Anschließend heißt es allerdings, dass bei unbeschiffenem Schmelz der Ätzvorgang nicht effektiv sei. Somit ist anzunehmen, dass durch vorherige konventionelle Konditionierung der Schmelzoberfläche höhere Verbundfestigkeiten erreichbar sind. Jedoch kann nach solch einer Vorbehandlung nicht mehr von einem selbstätzenden All-in-one-Haftvermittler gesprochen werden.

Im Gegensatz zu iBond™ zeigte Ideal® 1 bei allen Belichtungsmodi (Gruppen 13 bis 16) die signifikant höchsten ARI-Werte ($p=0,0001$), womit es den größten Restadhäsivverbleib unter den getesteten Haftvermittlern aufwies. In 80 bis 100 % der Fälle verblieb über 50 % des Adhäsivs auf der Schmelzoberfläche. Jedoch war auch bei keinem der Belichtungsmodi ein Schmelzausriss zu verzeichnen.

Dies lässt bei Ideal® 1 im Gegensatz zu iBond™ auf eine höhere Verbundfestigkeit zum Schmelz als zum Bracket schließen. Hinsichtlich der Scher-Abschäl-Festigkeiten erreichte dieser Haftvermittler allerdings auch die signifikant niedrigsten Werte. Lediglich bei der Polymerisation mit der Halogenlampe ließ sich kein signifikanter Unterschied zu iBond™ feststellen. Ideal® 1 wurde mit dem gleichnamigen Adhäsiv (Ideal® 1 Adhesive) angewandt, bei welchem bei der Verarbeitung eine geringere Viskosität im Vergleich zu den anderen in dieser Studie angewandten Adhäsiven (APC™ II Adhesive sowie Kurasper™ F Paste) auffiel. Eine mögliche Ursache könnte somit im Füllstoffgehalt des Adhäsivs liegen [7, 8]. Dieser betrug bei APC™ II Adhesive 77 % und bei Kurasper™ F Paste 80 %. Bei Ideal® 1 Adhesive lag der Füllkörperanteil lediglich bei 64,5 %. Einen Zusammenhang zwischen Haftfestigkeit und Füllstoffgehalt erkannte *Diedrich* [26] schon früher. Er nahm an, dass mit Zunahme des Füllstoffgehaltes die Schrumpfung während der Polymerisation geringer sei und dadurch weniger Spannungen im Adhäsiv auftreten. Ein weiterer Grund im Zusammenhang mit dem Füllstoffgehalt könnte in der geringeren resultierenden Kleberschichtstärke des Adhäsivs Ideal® 1 liegen. Aufgrund seines niedrigeren Anteils an Füllkörpern wurde das Adhäsiv nach der

3 sekundigen Belastung des Brackets mit der definierten Kraft von 3 N in seiner Schichtstärke stärker ausgedünnt als dies bei dem APC™ II-Adhäsiv bzw. Kurasper™ F Paste der Fall war. Demgemäß ist anzunehmen, dass durch die nachfolgende Belichtung keine ausreichende Polymerisation in den vom Licht abgeschirmten Zonen stattfand und somit die geringere Verbundfestigkeit resultierte. In der Literatur gibt es wenige Studien, in denen die Haftfestigkeit von Ideal® 1 untersucht wird. *Bishara et al.* [10] fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den Haftvermittlern Transbond™ Plus und Ideal® 1. Jedoch wurden die Prüfkörper in ihrer Untersuchung keiner künstlichen Alterung unterzogen. Das Debonding erfolgte eine halbe Stunde nach Applikation der Brackets mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5mm/min. Auch *House et al.* [59] konnten in ihrer In-vitro-Studie keinen signifikanten Unterschied zwischen der konventionellen Konditionierung und diesem selbstätzenden Haftvermittler aufzeigen. Jedoch kam in ihrer Kontrollgruppe der Haftvermittler Transbond™ XT Primer nicht zur Anwendung. Nach erfolgter Säure-Ätz-Technik wurden die Brackets lediglich mit dem Adhäsiv Transbond™ XT appliziert. In ihrer vorangegangenen In-vivo-Untersuchung stellten *House et al.* [58] fest, dass signifikant mehr Bracketverluste nach Anwendung von Ideal® 1 auftraten und folgerten, dass dieser Haftvermittler den kieferorthopädischen Anforderungen nicht genügt. Bezüglich des Restadhäsivverbleibes stellten sie in ihrer ersten Untersuchung fest, dass der Bruch bei Ideal® 1 im Gegensatz zur konventionellen Vorgehensweise meist an der Adhäsiv-Bracket-Grenze erfolgt. Dies entspricht auch den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung.

6.2.4 Hochleistungs-LED-Lampe versus konventionelle Halogenlampe

Beim Vergleich Halogen- zu Hochleistungs-LED-Lampe konnten bei Kombination der jeweils zwei verschiedenen Belichtungszeiten (Halogenlampe: 20 bzw. 40 s; LED-Lampe: 10 bzw. 20 s) bei keinem der untersuchten Haftvermittler signifikante Unterschiede bezüglich der erzielbaren Scher-Abschäl-Festigkeiten aufgezeigt werden. Demzufolge ist es mit der LED-Lampe bei einer Polymerisationsdauer von lediglich 10 s möglich, Haftfestigkeiten zu erzielen, welche mit denen nach einer 20 und sogar 40 sekundigen Lichthärtung mit der konventionellen Halogenlampe

vergleichbar sind. Die 20 sekundige Lichthärtung mit dem LED-Lichthärtegerät führte bei Transbond™ Plus sowie iBond™ sogar zu signifikant höheren Scher-Abschäl-Festigkeiten ($p=0,0001$) als die entsprechende Polymerisationsdauer mit der Halogenlampe.

Die Effektivität konventioneller LED-Lampen wie auch Hochleistungs-LED-Geräte hinsichtlich der erzielbaren mechanischen Eigenschaften der mit diesen Lampen gehärteten Kompositproben (Polymerisationstiefe, Druckfestigkeit, Konversionsrate) konnte in zahlreichen Studien nachgewiesen werden [64, 85, 91, 100, 119, 131]. Bezüglich der nach Lichthärtung mit Hochleistungs-LED-Lampen erzielbaren Scher-Abschäl-Festigkeiten sind in der Literatur nur wenige Studien zu finden:

Swanson et al. [123] untersuchten die Scherfestigkeit von Transbond™ Plus nach Lichthärtung mit einer Halogen- sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Polymerisationsgeräten nach einer Belichtungszeit von 10 sowie 20 s aufzeigen. In einer Untersuchung von *Bishara* et al. [6] war bei einer Belichtungszeit von 20 s kein signifikanter Unterschied bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeiten nach Polymerisation mit einer Halogen- sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe zu ermitteln. Die in diesen Studien erzielten Ergebnisse entsprechen denen der vorliegenden Untersuchung.

6.3 Schlussfolgerung

Mit der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass mit Clearfil™ SE Bond (Zweikomponenten-Zwei-Schritt-System) sowie Transbond™ Plus (Zweikomponenten-Ein-Schritt-System) ähnlich gute Verbundfestigkeiten erreicht werden, wie nach Anwendung herkömmlicher Systeme mit Phosphorsäurekonditionierung (37 %ige Phosphorsäure sowie Transbond™ XT), wobei Clearfil™ SE Bond bei drei von vier Polymerisationsmodi signifikant höhere Werte als Transbond™ Plus erzielte.

Die beiden Einkomponenten-Haftvermittler Ideal® 1 und iBond™ erzielten signifikant niedrigere Scher-Abschäl-Festigkeiten als die beiden Zweikomponenten-Haftvermittler sowie die konventionelle Vorgehensweise.

Die klinische Mindestanforderung von 6 bis 8 MPa Haftverbundfestigkeit [72] übertrafen das nach konventioneller Konditionierung angewandte Transbond™ XT sowie die beiden Zweikomponenten-Haftvermittler Transbond™ Plus und Clearfil™ SE Bond nach allen Polymerisationsmodi deutlich. Dagegen bewegen sich die beiden Einkomponenten-Haftvermittler Ideal® 1 (bei allen vier Polymerisationsmodi) sowie iBond™ (bei der Lichthärtung mit der Halogenlampe) im unteren Grenzbereich der in der Literatur geforderten Werte. Da in vivo jedoch aufgrund mechanischer sowie chemischer Einflüsse niedrigere Werte erwartet werden können, ist es zweifelhaft, ob diese Haftvermittler den kieferorthopädischen Anforderungen gerecht werden können. Dies müsste in klinischen Studien untersucht werden.

Bezüglich des Polymerisationsmodus ist festzustellen, dass nach Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe im Vergleich zur Halogenlampe vergleichbare oder höhere Scher-Abschäl-Festigkeiten erzielbar sind.

Die Halbierung der Belichtungszeit auf 10 s mit der Hochleistungs-LED-Lampe führte bei Transbond™ Plus sowie iBond™ zu signifikant geringeren Scher-Abschäl-Werten. Bei Lichthärtung mit der Halogenlampe bewirkte die Halbierung der Polymerisationszeit bei Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit. Lediglich bei den Einkomponenten-Haftvermittlern Ideal® 1 und iBond™, die allgemein sehr niedrige Scher-Abschäl-Werte aufwiesen, konnte keine Verminderung der Haftfestigkeit bei Halbierung der Polymerisationszeit festgestellt werden.

Die ARI-Werte wurden durch die Lampenart nicht beeinflusst. Die Belichtungsdauer übte jedoch einen signifikanten Einfluss auf das Bruchverhalten aus. Bei Verdopplung der Polymerisationszeit war ein Anstieg der ARI mod-Werte zu verzeichnen, welcher meist in der Zunahme an Schmelzausrissen begründet war .

iBond™ wies hinsichtlich ARI mod die signifikant niedrigsten Werte auf, Ideal® 1 hingegen zeigte den signifikant höchsten Restadhäsivverbleib. Bei beiden Haftvermittlern war eine sehr geringe Schmelzausrissrate zu verzeichnen.

Nach Anwendung von Transbond™ XT betrug der Restadhäsivverbleib meist unter 50 %. Bei Transbond™ Plus belief sich dieser meist auf über 50 %, wobei bei diesem

Haftvermittler auch insgesamt die höchste Anzahl an Schmelzausrissen zu verzeichnen war. Clearfil™ SE Bond wies fast ausnahmslos kohäsive Brüche auf.

7 Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie wurde die für orthodontische Maßnahmen erforderliche Haftung von Metallbrackets an Zahnschmelz unter Belastung von Scher-Abschäl-Kräften untersucht.

Es kamen fünf verschiedene Haftvermittler zur Anwendung: Das nach herkömmlicher Säure-Ätz-Technik anzuwendende Transbond™ XT sowie vier selbstätzende Haftvermittler (die beiden Zweikomponenten-Haftvermittler Clearfil™ SE Bond (Zwei-Schritt-System) und Transbond™ Plus (Ein-Schritt-System) sowie die beiden Einkomponenten-Haftvermittler Ideal® 1 und iBond™). Die Polymerisation erfolgte jeweils mit zwei verschiedenen Lichthärtegeräten (eine konventionelle Halogenlampe sowie ein Hochleistungs-LED-Gerät) zu jeweils zwei verschiedenen Zeiten (20 bzw. 40 s mit der Halogenlampe sowie 10 bzw. 20 s mit der LED-Lampe).

Ziel dieser In-vitro-Studie war es festzustellen, ob durch den Einsatz selbstätzender Haftvermittler bei Reduktion von Zeitaufwand und Arbeitsschritten Scher-Abschäl-Festigkeiten erzielbar sind, welche denen nach konventioneller Konditionierung der Schmelzoberfläche vergleichbar sind. Es erfolgte auch ein Vergleich der Scher-Abschäl-Festigkeiten der selbstkonditionierenden Haftvermittler untereinander. Ferner galt es zu klären, ob sich Hochleistungs-LED-Lampe und Halogenlampe bei Untersuchung jeweils verschiedener Polymerisationszeiten in Bezug auf die erzielbaren Scher-Abschäl-Werte adhäsiv befestigter Brackets unterscheiden bzw. ob nach Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe in der Hälfte der bei konventionellen Halogenlampen üblichen Belichtungszeit vergleichbare Scher-Abschäl-Festigkeiten erzielbar sind.

Für die Untersuchung kamen die Bukkalflächen 500 menschlicher Molaren zum Einsatz. Diese wurden in 20 Testreihen (fünf verschiedene Haftvermittler sowie vier Polymerisationsmodi) zu je 25 Stück (n=25) zusammengefasst. Die Auswahl und Lagerung der Zähne erfolgte entsprechend den Vorgaben der internationalen Organisation für Normung (ISO 11405/2003). Nach Applikation der Brackets (Victory Series™ sowie der gleiche Brackettyp mit Vorbeschichtung) mit exakt abgemessenen 12 mg Adhäsiv erfolgte eine 3 sekündige Belastung von 3 N mittels einer Federwaage und die entsprechende Lichthärtung. Anschließend wurden die

beklebten Zähne für 24 Stunden einem Wasserbad von 37°C zugeführt sowie einem Thermocycling von 1000 Zyklen (55°C und 5°C) unterzogen.

Die Durchführung der Scher-Abschäl-Versuche erfolgte an einer computergesteuerten Universalprüfmaschine (Quick-Test MCE 2000 ST) bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min nach ISO 11405/2003, wobei die Kraft rein axial an der Grenzfläche Zahn-Bracketbasis in okklusogingivaler Richtung einwirkte. Nach dem Debracketing wurde das Bruchverhalten nach 10 facher Vergrößerung mittels des Adhesive Remnant Index (ARI) nach *Artun&Bergland* [4] sowie zur Berücksichtigung von Schmelzausrissen mittels des modifizierten Adhesive Remnant Index (ARI mod) ausgewertet.

Die statistische Auswertung (einfaktorielle ANOVA, post hoc Tukey-Test) ergab, dass mit der konventionellen Vorgehensweise (Transbond™ XT nach vorheriger Säureätzung) sowie den beiden Zweikomponenten-Haftvermittlern Clearfil™ SE Bond (Zwei-Schritt-System) und Transbond™ Plus (Ein-Schritt-System) signifikant höhere Scher-Abschäl-Werte erzielbar sind als nach Anwendung der beiden Einkomponenten-Haftvermittler Ideal® 1 und iBond™. Mit Clearfil™ SE Bond sowie Transbond™ Plus waren ähnlich gute Scher-Abschäl-Festigkeiten zu verzeichnen wie mit dem konventionellen Verfahren, wobei Clearfil™ SE Bond bei drei von vier Polymerisationsmodi signifikant höhere Werte als Transbond™ Plus erzielte. Beim Vergleich der beiden Einkomponenten-Haftvermittler waren für iBond™ nach Polymerisation mit der LED-Lampe die signifikant höheren Werte zu verzeichnen.

Die klinische Mindestanforderung von 6 bis 8 MPa Haftverbundfestigkeit [72] übertrafen Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond nach allen Polymerisationsmodi deutlich. Dagegen bewegen sich die beiden Einkomponenten-Haftvermittler Ideal® 1 (bei allen vier Polymerisationsmodi) und iBond™ (bei der Lichthärtung mit der Halogenlampe) im unteren Grenzbereich der in der Literatur geforderten Werte.

Bei Anwendung der Hochleistungs-LED-Lampe konnten im Vergleich zur Halogenlampe vergleichbare oder höhere Scher-Abschäl-Festigkeiten erzielt werden. Die Halbierung der Belichtungszeit auf 10 s mit der Hochleistungs-LED-Lampe führte bei Transbond™ Plus sowie iBond™ zu signifikant geringeren Scher-Abschäl-

Werten. Bei Lichthärtung mit der Halogenlampe bewirkte die Halbierung der Polymerisationszeit bei Transbond™ XT, Transbond™ Plus sowie Clearfil™ SE Bond eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit. Lediglich bei den Einkomponenten-Haftvermittlern Ideal® 1 und iBond™, die allgemein sehr niedrige Scher-Abschäl-Werte aufwiesen, konnte keine Verminderung der Haftfestigkeit bei Halbierung der Polymerisationszeit festgestellt werden.

Die ARI-Werte wurden durch die Lampenart nicht beeinflusst. Die Belichtungsdauer übte dagegen einen signifikanten Einfluss auf das Bruchverhalten aus. Bei Verdopplung der Polymerisationszeit war ein Anstieg der ARI mod-Werte zu verzeichnen, welcher meist in der Zunahme an Schmelzausrissen begründet war. iBond™ wies hinsichtlich ARI mod die signifikant niedrigsten Werte auf, Ideal® 1 hingegen zeigte den signifikant höchsten Restadhäsivverbleib. Bei beiden Haftvermittlern war eine sehr geringe Schmelzausrissrate zu verzeichnen.

Die beiden Zweikomponenten-Haftvermittler Transbond™ Plus und Clearfil™ SE Bond bewirkten einen ähnlichen Bruchmodus wie der nach vorheriger Säureätzung angewandte Haftvermittler Transbond™ XT.

8 Verzeichnis der Abkürzungen

Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of Variance
APC	Adhesive Precoated
ARI	Adhesive Remnant Index
ARI mod	modifizierter Adhesive Remnant Index
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
EGDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
et al.	et altera
Gew.-%	Gewichtsprozent
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
LED	Light Emitting Diode
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
m	Weibull-Modulwert
min.	Minute
MPa	Megapascal
mm	Millimeter
mW	Milliwatt
nm	Nanometer
Phenyl-P	2-Methacryloyloxy-Ethyl-Phenyl-Hydrogenphosphat
σ_0	charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit
s	Sekunde
S.	Seite
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
z.B.	zum Beispiel

9 Literaturverzeichnis

1. Abo T, Uno S, Sano H. Comparison of bonding efficacy of an all-in-one adhesive with a self-etching primer system. *Eur J Oral Sci* 2004; (112): 286-292.
2. Aljubouri Y D, Millett D T, Gilmour W H. Laboratory evaluation of a self-etching primer for orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 2003; (25): 411-415.
3. Alexandre P, Young J, Sandrik J L, Bowman D. Bond strength of three orthodontic adhesives. *Am J Orthod* 1981; (79): 653-60.
4. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; (85): 333-340.
5. Bishara S E, Ajlouni R, Laffoon J F. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003a; (123): 21-4.
6. Bishara S E, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2003b; (73): 431-435.
7. Bishara S E, Gordan V V, VonWald L, Jakobsen J R. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; (115): 24-28.
8. Bishara S E, Gordan V V, VonWald L, Olsen M E. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *J Orthod Dentofacial Orthop* 1998a; (114): 243-247.
9. Bishara S E, Olsen M E, Damon P, Jakobsen J R. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998b; (114):80-7.
10. Bishara S E, Oonsombat C, Ajlouni R. Comparison of the shear bond strength of 2 self-etch primer/adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; (125): 348-50.
11. Bishara S E, Vonwald L, Olsen M E, Laffoon J F. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; (116): 616-620.
12. Bishara S E, VonWald L, Laffoon J F, Warren J J. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; (119): 621-624.
13. Blunck U. Marktübersicht Adhäsivsysteme. *ZAHN PRAX* 2003;610-622.

14. Bowen R L, Marjenhoff W A. Dental composites/glass ionomers: the materials. *Adv Dent Res* 1992; (6): 44-49.
15. Bradburn G, Pender N. An in vitro study of the bond strength of two light-cured composites used in the direct bonding of orthodontic brackets to molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992; (102): 418-426.
16. Browning W D, Myers M L, Nix L B. Constancy of bond strength in 5 single-bottle dentin bonding systems. *Quintessence Int* 2001; (32): 249-253.
17. Bullard R H, Leinfelder K F, Russell C M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J Am Dent Assoc* 1988; (116): 871-874.
18. Buonocore M G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; (34): 849-853.
19. Buonocore M G. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. *J Am Dent Assoc* 1963; (67): 382-91.
20. Buonocore M G. Retrospections on bonding. *Dent Clin North Am* 1981; (25): 241-55.
21. Buyukyilmaz T, Usumez S, Karaman A I. Effect of self-etching primers on bond strength--are they reliable? *Angle Orthod* 2003; (73): 64-70.
22. Cook P A, Youngson C C. 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.
23. Crim G A, Swartz M L, Phillips R W. Comparison of four thermocycling techniques. *J Prosthet Dent* 1985; (53):50-3.
24. Diedrich P. *Bracket-Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde*. Carl Hanser Verlag, München, Wien, 1983.
25. Diedrich P. *Bracket-Adhäsivtechnik*. In: Diedrich,P: *Praxis der Zahnheilkunde*, Bd.2, 4.Aufl. Urban&Fischer Verlag, München, 2000.
26. Diedrich P. Die Verbundfestigkeit verschiedener orthodontischer Adhäsive zum konditionierten Schmelz und zur Bracketbasis. *Fortschr Kieferorthop* 1981a; (42): 305-320.
27. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod* 1981b; (79): 500-522.
28. Diedrich P, Dickmeiss B. Physical comparison and scanning electron microscopy study of the adhesion of various metal brackets. *Fortschr Kieferorthop* 1983; (44): 298-310.
29. Diedrich P, Hannemann M, Weissenberg J. The present status of bracket bonding technics. *Dtsch Zahnarztl Z* 1986; (41): 231-233.

30. Diedrich P, Pohl N, Schwarze C W. Die Haftfähigkeit von Klebebrackets unter Zug- und Scherkräften. *Fortschr Kieferorthop* 1979; (40): 408-415.
31. Droese V, Diedrich P. The tensile bonding strength of metal plasma-coated bracket bases. *Fortschr Kieferorthop* 1992; (53): 142-152.
32. Dunn W J, Taloumis L J. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; (122): 236-241.
33. Egan F R, Alexander S A, Cartwright G E. Bond strength of rebonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; (109): 64-70.
34. Eliades T, Brantley W A. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod* 2000;(22):13-23.
35. Ernst C P, Meyer G R, Muller J, Stender E, Ahlers M O, Willershausern B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *J Adhes Dent* 2004; (6): 141-150.
36. Evans L B, Powers J M. Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *Am J Orthod* 1985; (87): 508-12.
37. Feilzer A J, De Gee A J, Davidson C L. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res* 1990; (69): 36-39.
38. Fenske C, Sadat-Khonsari R, Bauss O, Seedorf H, Kirsch I, Kahl-Nieke B, Jude H D. In vitro study on the fatigue limit of single-lap joints. *J Orofac Orthop* 2003; (64): 275-83.
39. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Davidson C L. Effect of two etching times on the sealing ability of Clearfil Liner Bond 2 in Class V restorations. *Am J Dent* 1997; (10): 66-70.
40. Fortin D, Vargas M A. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* 2000; (131 Suppl): 26S-30S.
41. Fox N A, McCabe J F, Buckley J G. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod* 1994; (21): 33-43.
42. Frankenberger R, Strobel W O, Taschner M, Krämer N, Petschelt A. Total Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 2004; (130): 188-196.
43. Fritz U B, Diedrich P, Finger W J. Self-etching primers--an alternative to the conventional acid etch technique? *J Orofac Orthop* 2001; (62): 238-245.
44. Fritz U B, Finger W J. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. *Am J Dent* 1999; (12): 277-282.

45. Galan D, Lynch E. Principles of enamel etching. *J Ir Dent Assoc* 1993; (39): 104-111.
46. Goodis H E, Marshall G W, Jr., White J M. The effects of storage after extraction of the teeth on human dentine permeability in vitro. *Arch Oral Biol* 1991; (36): 561-566.
47. Gorelick L. Bonding/the state of the art. A national survey. *J Clin Orthod* 1979; (13): 39-53.
48. Gottlieb E W, Retief D H, Jamison H C. An optimal concentration of phosphoric acid as an etching agent. Part I: Tensile bond strength studies. *J Prosthet Dent* 1982; (48): 48-51.
49. Graf I, Jacobi B E. Bond strength of various fluoride-releasing orthodontic bonding systems. Experimental study. *J Orofac Orthop* 2000; (61): 191-198.
50. Grubisa H S, Heo G, Raboud D, Glover K E, Major P W. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; (126): 213-219.
51. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993; (9): 191-197.
52. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999; (15): 275-281.
53. Hannig M, Joiner A. The structure, function and properties of the acquired pellicle. *Monogr Oral Sci* 2006; (19): 29-64.
54. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung, 3.Aufl. Urban&Fischer München-Jena, 2003.
55. Hermsen R J, Vrijhoef M M. Loss of enamel due to etching with phosphoric or maleic acid. *Dent Mater* 1993; (9): 332-336.
56. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998; (48): 3-16.
57. Hickel R, Kunzelmann K H, Lambrechts P, Perdigao J, Vanherle G, Van Meerbeek B, Frankenberger R, De Munck J. Die Adhäsivtechnologie. 3M ESPE, 2001.
58. House K, Ireland A J, Sherriff M. An investigation into the use of a single component self-etching primer adhesive system for orthodontic bonding: a randomized controlled clinical trial. *J Orthod* 2006a; (33): 38-44.
59. House K, Ireland A J, Sherriff M. An in-vitro investigation into the use of a single component self-etching primer adhesive system for orthodontic bonding: a pilot study. *J Orthod* 2006b; (33): 116-24.

60. Ibarra G, Vargas M A, Armstrong S R, Cobbb D S. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2002; (4): 115-124.
61. ISO/Technical committee 106/SC1/WG11. Dental materials: Guidance on testing of adhesion to tooth structure. Committee draft: ISO/TC106/SC 1 N 236, resolution 6, Trieste 1991.
62. James J W, Miller B H, English J D, Tadlock L P, Buschang P H. Effects of high-speed curing devices on shear bond strength and microleakage of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; (123): 555-61.
63. Janda R. Conditioning tooth hard substances with acids and complex structures. I. Dental enamel. *Phillip J Restaur Zahnmed* 1988; (5): 210-220.
64. Jandt K D, Mills R W, Blackwell G B, Ashworth S H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; (16): 41-47.
65. Jorgensen K D, Itoh K, Munksgaard E C, Asmussen E. Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 1985; (93): 276-279.
66. Joseph V P, Rossouw E. The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; (97): 121-5.
67. Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie, 2.Aufl. Urban&Fischer München-Jena, 2001.
68. Katona T R. The effects of load location and misalignment on shear/peel testing of direct bonded orthodontic brackets--a finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; (106): 395-402.
69. Keizer S, ten Cate J M, Arends J. Direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1976; (69): 318-327.
70. Khowassah M A, Bishara S E, Francis T C, Henderson W. Effect of temperature and humidity on the adhesive strength of orthodontic direct bonding materials. *J Dent Res* 1975; (54): 146-151.
71. Kimmel K. Die Lichtpolymerisation. *Zahnärztl Mitt* 2002; (89): 17.
72. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater* 2005; (21): 391-6.
73. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Ristic M. Degree of conversion and temperature rise during polymerization of composite resin samples with blue diodes. *J Oral Rehabil* 2001; (28): 586-591.

74. Korbmacher H, Klocke A, Huck L, Kahl-Nieke B. Enamel conditioning for orthodontic bonding with a single-step bonding agent. *J Orofac Orthop* 2002; (63): 463-471.
75. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; (100): 1445-9.
76. Kujat D. Festsitzende Apparaturen - Brackets, Qual der Wahl. *ZAHN PRAX* 2004;730-731.
77. Kullmann W. [Emission spectra and surface hardness patterns of 35 different photopolymerization devices]. *ZWR* 1987; (96): 320, 322-320, 330.
78. Lopez J I. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *Am J Orthod* 1980; (77): 669-678.
79. Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. [Light polymerization. The principles and practical tips for its correct use]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1992; (102): 574-588.
80. Lutz F, Phillips R W, Roulet J F, Imfeld T. Composites--classification and assessment. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 1983; (93): 914-929.
81. Meyer G R, Ernst C P, Willershausen B. Decrease in power output of new light-emitting diode (LED) curing devices with increasing distance to filling surface. *J Adhes Dent* 2002; (4): 197-204.
82. Millett D T, Doubleday B, Alatsaris M, Love J, Wood D, Luther F, Devine D. Chlorhexidine-modified glass ionomer for band cementation? An in vitro study. *J Orthod* 2005; (32): 36-42.
83. Millett D, McCabe J F, Gordon P H. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *Br J Orthod* 1993; (20): 117-122.
84. Mills R W, Uhl A, Blackwell GB, Jandt K D. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; (23): 2955-2963.
85. Mills R W, Jandt K D, Ashworth S H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; (186): 388-391.
86. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 1983; (62): 1076-1081.
87. Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod* 1965; (51): 901-912.

88. Newman G V, Newman R A, Sun B I, Ha J L, Ozsoylu S A. Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; (108): 237-241.
89. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J* 1997; (16): 60-73.
90. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J* 1994; (13):198-205.
91. Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M. Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). *J Biomed Mater Res* 2002; (63): 209-213.
92. Oesterle L J, Messersmith M L, Devine S M, Ness C F. Light and setting times of visible-light-cured orthodontic adhesives. *J Clin Orthod* 1995; (29): 31-36.
93. Oesterle L J, Shellhart W C, Belanger G K. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; (114): 514-519.
94. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *Int Dent J* 1993; (43): 492-498.
95. Owens S E, Jr., Miller B H. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 2000; (70): 352-356.
96. Pashley D H, Tay F R. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001; (17): 430-444.
97. Payer M, Arnetzl G, Bratschko R O. Unterschiedliche Möglichkeiten zur Lichthärtung von Compositen. *Stomatologie* 2003;a1-a5.
98. Perdigao J, Lopes L, Lambrechts P, Leitao J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997; (10): 141-146.
99. Pickett K L, Sadowsky P L, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod* 2001; (71): 141-148.
100. Price R B, Felix C A, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials* 2005; (26): 2631-2641.
101. Rajagopal R, Padmanabhan S, Gnanamani J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of conventional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. *Angle Orthod* 2004; (74): 264-268.
102. Read M J. The bonding of orthodontic attachments using a visible light cured adhesive. *Br J Orthod* 1984; (11): 16-20.
103. Rehberg H J. Composite filling materials. *Zahnarztl Mitt* 1973; (63): 159-164.

104. Reinhardt K J. Effect of the light source on the marginal adaptation of composite fillings. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991; (46): 132-134.
105. Retief D H. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974; (1): 265-284.
106. Retief D H, Sadowsky P L. Clinical experience with the acid-etch technique in orthodontics. *Am J Orthod* 1975; (68): 645-654.
107. Retief D H, Mandras R S, Russell C M, Denys F R. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 1990; (3): 253-258.
108. Reynolds I R, 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.
109. Rix D, Foley T F, Banting D, Mamandras A. A comparison of fluoride release by resin-modified GIC and polyacid-modified composite resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; (120): 398-405.
110. Roulet J F. A materials scientist's view: assessment of wear and marginal integrity. *Quintessence Int* 1987; (18): 543-52
111. Rueggeberg F A. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. *Dent Mater* 1991; (7): 2-10.
112. Rueggeberg F A, Caughman W F, Curtis J W Jr, Davis H C. A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. *Int J Prosthodont* 1994; (7):159-66.
113. Sadowsky P L, Retief D H, Cox P R, Hernandez-Orsini R, Rape W G, Bradley E L. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; (98): 417-421.
114. Sano H, Yoshikawa T, Pereira P N, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley D H. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res* 1999; (78): 906-911.
115. Schiffer A, Jost-Brinkmann P G, Miethke R R. The tensile strength of bracket adhesives depending on the adhesive layer thickness--an in-vitro study. *Fortschr Kieferorthop* 1992; (53): 297-303.
116. Schmidlin P R, Zehnder M, Pasqualetti T, Imfeld T, Besek M J. Penetration of a bonding agent into De- and remineralized enamel in vitro. *J Adhes Dent* 2004; (6): 111-115.
117. Shinchi M J, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater* 2000; (16): 324-329.

118. Silverman E, Cohen M, Demke R S, Silverman M. A new light-cured glass ionomer cement that bonds brackets to teeth without etching in the presence of saliva. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; (108): 231-236.
119. Soh M S, Yap A U, Yu T, Shen Z X. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent* 2004; (29): 571-577.
120. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. [Study on the residual monomer contents of different light curing hybrid composite resins]. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991; (46): 471-475.
121. Stahl F, Ashworth S H, Jandt K D, Mills R W. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; (21): 1379-1385.
122. Stansbury J W. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000; (12): 300-308.
123. Swanson T, Dunn W J, Childers D E, Taloumis L J. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; (125): 337-341.
124. Thormann J, Lutz F. [The type testing of light-polymerization equipment, II: the 1998 status]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1999; (109): 1299-1323.
125. Trites B, Foley T F, 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.
126. Uno S, Finger W J. Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding. *Am J Dent* 1995; (8): 165-169.
127. Usumez S, Buyukyilmaz T, Karaman A I. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2004; (74): 259-263.
128. Visible light-cured composites and activating units. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1985; (110): 100-102.
129. Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley D H. Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994; (73): 1212-1220.
130. Wentzler A, Sander C, Sander F. Untersuchung des Einflusses der Oberflächenbeschaffenheit kieferorthopädischer Bänder und Befestigungszemente auf die Haftfestigkeit. *Inf Orthod Kieferorthop* 2004; (36): 253-259.
131. Wiggins K M, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra S B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc* 2004; (135): 1471-1479.

132. Willems G, Carels CE, Verbeke G. In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives. *J Dent* 1997; (25): 263-70.
133. Yamada R, Hayakawa T, Kasai K. Effect of using self-etching primer for bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2002; (72): 558-564.
134. Yap A U, Soh M S, Han T T, Siow K S. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent* 2004; (29): 410-415.
135. Yearn J A. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 1985; (35): 218-225.
136. Zachrisson B J. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod* 1977; (71): 173-189.
137. Zheng T L, Huang C, Zhang Z X, Wang S, Zhang G. [Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2005; (14): 147-150.

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Frau Prof. Dr. Ingrid Rudzki, Direktorin der Poliklinik für Kieferorthopädie der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die freundliche Überlassung des Dissertationsthemas bedanken.

Besonders herzlich danke ich Frau Dr. Ekaterini Paschos für ihre immer vorhandene Hilfsbereitschaft, Motivation und die tatkräftige Unterstützung.

Nicht zuletzt danke ich meinen lieben Eltern, die mir meinen bisherigen Ausbildungs- und Lebensweg ermöglicht haben und mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Timea Lamper
Geburtsdatum: 14. Juni 1979
Geburtsort: Szeged
Eltern: Dr. Josef Lamper, Arzt
Dr. Judith Lamper, Ärztin
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1986 – 1990 Grundsule, Pocking
1990 – 1995 Wilhelm-Diess-Gymnasium, Pocking
1995 – 1997 Friedrich-Wilhelm-Gymnasium, Trier
1997 – 1999 Luitpold-Gymnasium, München
Juni 1999 Allgemeine Hochschulreife

Studium

Oktober 1999 - März 2000 Studium der Physik an der Ludwig-Maximilians- Universität München
März 2000 – Januar 2006 Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München
06.03.2006 Erwerb der Approbation

Beruf

seit 01.05.2006 Wissenschaftliche Mitarbeiterin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München
(Direktor: Prof. Dr. Dr. h. c. W. Gernet)