

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

**Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit nach Verwendung
selbstkonditionierender Primer in Abhängigkeit von der Polymerisation
mit Halogen- bzw. Plasmalampe zu je zwei verschiedenen Polymerisationszeiten**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der medizinischen Fakultät der
Ludwigs-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Franziska Wilke
aus
Halle a.d. Saale
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. I. Rudzki-Janson
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. K. H. Kunzelmann Prof. Dr. D. Edelhoff
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. E. Paschos
Dekan:	Prof. Dr. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	26.04.2007

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	4
2.	Literaturübersicht	5
2.1.	Die Therapie mit festsitzenden Apparaturen	5
2.1.1.	Indikation zur Behandlung mit festsitzenden Apparaturen	5
2.1.2.	Vor- und Nachteile der Therapie mit festsitzenden Apparaturen	5
2.1.3.	Brackettypen	6
2.2.	Die Adhäsivtechnik	7
2.2.1.	Materialien	7
2.2.2.	Das Funktionsprinzip der Bracketadhäsivtechnik	9
2.2.3.	Selbststützende Primer	10
2.3.	Lichtpolymerisation von Kompositen	11
2.3.1.	Halogenlampen	12
2.3.2.	Plasmalampen	13
2.3.3.	LED Lampen	14
2.4.	Debonding	15
2.5.	Verbundfestigkeitsprüfung	16
2.6.	Problemstellung	17
3.	Material und Methode	18
3.1.	Herstellung der Prüfkörper	18
3.1.1.	Testzähne	18
3.1.2.	Thermocycling und Einbetten	18
3.1.3.	Brackets	19
3.1.4.	Primer und Befestigungskomposite	19
3.1.5.	Versuchsreihen	21
3.1.6.	Bracketapplikation	22
3.1.7.	Polymerisation	22
3.1.8.	Schmelzpolitur, Arbeitsabläufe beim Primern	22

3.2.	Experimenteller Ablauf	24
3.2.1.	Testeinrichtung	24
3.2.2.	Scher-Abschäl-Versuch	24
3.2.3.	Untersuchung der Bruchmodi	24
3.3.	Statistische Auswertung	25
4.	Ergebnisse	26
4.1.	Erläuterung der statistischen Parameter	26
4.2.	Erläuterung der statistischen Tests	26
4.3.	Ergebnisse für die Primersysteme 1-5	27
4.3.1.	Transbond™ Plus	27
4.3.2.	Clearfil SE BOND	28
4.3.3.	Ideal 1	28
4.3.4.	Konventionelle Säureätztechnik und Transbond™ XT Primer	29
4.3.5.	i Bond™	29
4.4.	Ergebnisse für den Vergleich bezüglich Zeit bei gleicher Lampe und gleichem Primer-Adhäsiv-System	30
4.4.1.	Halogenlampe	30
4.4.2.	Plasmalampe	31
4.4.	Ergebnisse für Halogen- und Plasmalampe getrennt	32
4.4.1.	Halogenlampe	32
4.4.2.	Plasmalampe	33
4.5.	Ergebnisse beim Vergleich aller Gruppen	35
4.6.	Kreuztabelle für ARI mod.	38
4.8.	Weibull-Diagramme	39
4.8.1	Transbond™ Plus	39
4.8.2.	Clearfil SE BOND	40
4.8.3.	Ideal 1	40
4.8.4.	Konventionelle Säureätztechnik und Transbond™ XT Primer	41
4.8.5.	i Bond™	41
4.9.	Allgemeines lineares Modell	42

5.	Diskussion	43
5.1.	Methodenkritik	43
5.2.	Diskussion der Ergebnisse	44
5.2.1.	Einfluss von Polymerisationslampe und –zeit auf Haftwerte und Bruchmodus	44
5.2.2.	Selbstätzende Primer als Alternative zu klassischer Säureätztechnik	46
5.2.3.	Schlussfolgerungen	50
6.	Zusammenfassung	51
7.	Summary	52
8.	Literaturverzeichnis	53
9.	Anhang	61
9.1.	Verwendete Materialien und Geräte	61
9.2.	Abkürzungsverzeichnis	61
10.	Danksagung	62
11.	Lebenslauf	63

1. Einleitung

Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen ermöglichen umfangreiche Zahnbewegungen und die Ausformung des Zahnbogens [94]. Seit Einführung der Bracketadhäsivtechnik vereinfachte sich die Handhabung der Bracketapplikation und es konnten einige der karies- und gingivitisprophylaktischen Nachteile bei Anwendung der zunächst üblichen Bebänderungstechnik vermieden werden [76,80].

Beim adhäsiven Verfahren, bei dem nach dem Prinzip der Säureätztechnik vorgegangen wird, wird durch Säure ein mikroretentives Muster im Schmelz geschaffen und mit Hilfe eines Haftvermittlers ein Verbund zwischen Schmelz und Komposit bewirkt, wodurch die Brackets an der Schmelzoberfläche befestigt werden [18]. Dieses techniksensitive Verfahren wurde mehrfach verfeinert, bis die Einführung selbstkonditionierender Primer eine entscheidende Zeitersparnis durch Vereinbarung der Arbeitsschritte Konditionierung und Priming in nur einem versprach [108]. Jedoch kam es in der Literatur zu sehr widersprüchlichen Ergebnissen bezüglich der mit diesem System erzielbaren Haftfestigkeiten. So ermittelten *Fritz et al. (2001)*, dass die selbstätzenden Primer ein geringeres Mikrorelief zur Folge hätten [39], womit zu erklären wäre, dass es bei einigen Studien zu einem verminderten adhäsiven Verbund mit geringeren Haftfestigkeiten kam [12,108]. Dagegen fanden andere Untersuchungen ähnliche Werte für die Scher-Abschäl-Festigkeiten der Brackets wie bei Anwendung der herkömmlichen Säureätztechnik [12,101].

Auch auf dem Markt der Polymerisationslampen, die für die photopolymerisierenden Komposite zur Aktivierung des Polymerisationsvorganges notwendig sind, kam es zu Neuerungen [98]. Zunächst war die Lichthärtung mit einer Halogenlampe das übliche Verfahren bis erneut zum Zwecke der Zeitersparnis die Plasmalampe eingeführt wurde. Sie versprach eine ausreichende Härtung mit nur 6 Sekunden Polymerisationszeit statt der notwendigen 40 Sekunden bei Anwendung der Halogenlampe [105]. Auch hier kam es zu unterschiedlichen Studienergebnissen bezüglich der notwendigen Polymerisationsdauer für diesen Lampentyp [45, 62, 67, 74].

Bisher gab es keine Studien, die mehrere selbstätzende Primer in Abhängigkeit von der Polymerisationsart und -dauer untersucht haben.

Ziel der vorliegenden Studie war es, vier selbstätzende Primer auf ihre Scher-Abschäl-Festigkeit im Vergleich zu einem Primer zu untersuchen, der nach konventioneller Säureätzung verarbeitet wurde. Dabei wurden als weitere Parameter zur Polymerisation entweder Halogen- oder Plasmalampen verwendet, um die Anwendbarkeit von Plasmalampen in der klinischen Kieferorthopädie zu überprüfen. Jedes Material wurde zudem sowohl mit der für die jeweilige Lampe empfohlenen Zeit als auch mit einer halbierten Härtungsdauer polymerisiert, um die Auswirkungen einer weiteren Belichtungszeitverkürzung auf die Haftwerte zu ermitteln.

2. Literaturübersicht

2.1. Die Therapie mit festsitzenden Apparaturen

Die Geschichte der festsitzenden Apparaturen in der Kieferorthopädie wurde 1868 durch *Magill* eingeleitet, der als erster orthodontische Bänder aus Platin, Gold, Neusilber oder Silber auf Zähne zementierte [31]. *Angle* arbeitete ab 1906 an ersten Multibandsystemen, bei denen körperliche Bewegungen von Zähnen das Ziel waren. 1913 wurden erstmals Brackets zur Führung der Bögen beschrieben [88].

2.1.1. Indikation zur Behandlung mit festsitzenden Apparaturen

Bei der kieferorthopädischen Behandlung gibt es zwei grundlegende Möglichkeiten der Therapie. Die Eingliederung von herausnehmbaren Geräten, d.h. aktive und passive Platten und funktionskieferorthopädische Geräte, sowie die Eingliederung von festsitzenden Apparaturen, bei der die Bracketversorgung im Vordergrund steht. Oftmals werden auch beide Therapieformen kombiniert.

Es gibt zahlreiche Indikationen zur Behandlung mit festsitzenden Geräten, da diese grundsätzlich für alle orthodontischen Bewegungen eingesetzt werden können. Die Indikationen sind körperliche Zahnbewegungen, zum Beispiel zum Schließen von Lücken, Intrusion und Extrusion von Zähnen und Rotation. Aber auch gezielte Wurzelbewegungen wie Torque, Translation, Verankerung der Seitenzähne in der Kortikalis und Aufrichtung von Zähnen in mesio-distaler Richtung sind mit festsitzenden Apparaturen durchführbar. Daraus ergibt sich die Möglichkeit, Zahnbögen auszuformen, umfangreiche Einzelzahnbewegungen vorzunehmen und einen dento-alveolären Okklusionsausgleich durchzuführen, wenn zum Beispiel keine Bissverlagerung mehr möglich ist. Hier wird der bevorzugte Einsatz der festsitzenden Apparatur im Erwachsenenalter deutlich. Auch als präprothetische oder prä/postchirurgische Maßnahme ist diese Form der kieferorthopädischen Behandlung von Bedeutung. Außerdem besteht die Möglichkeit der Kombination mit extraoralen Geräten [94].

2.1.2. Vor- und Nachteile der Therapie mit festsitzenden Apparaturen

Einige Vorteile der Bracketversorgung ergeben sich bereits aus oben genannten Indikationen. Da nur mit festsitzenden Geräten körperliche Zahnbewegungen durchgeführt werden können, haben sie einen sehr großen Einsatzbereich. Auch laufen die Zahnbewegungen kontrolliert ab und verkürzen die Behandlungszeit im Vergleich zur Therapie mit herausnehmbaren Behelfen. Dies kann auch daran liegen, dass die Mitarbeit des Patienten weniger essentiell ist, da die Apparatur nicht entnommen werden kann [26].

Hieraus ergibt sich jedoch ein bedeutender Nachteil der festsitzenden Apparatur. An Brackets, Bändern und Bögen, aber auch an verbliebenen Kunststoffüberschüssen oder unter gelockerten Bändern bildet sich vermehrt Plaque und Entmineralisierung oder Karies sind die Folge. Vermehrte Plaqueakkumulation bedingt häufig auch das Auftreten von Gingivitiden. Es sollten daher keine festsitzenden Apparaturen zum

Einsatz kommen, wenn keine ausreichende Mundhygiene sichergestellt werden kann [91].

Die Bracketadhäsivtechnik bringt neue Probleme mit sich. Da bei der Bracketbefestigung die Säureätztechnik genutzt wird, kommt es zu geringgradigen aber irreversiblen Schmelzverlusten. Die Bracketentfernung wiederum bringt die Gefahr von Schmelzsprüngen und Schmelzausrissen mit sich [30, 79].

Da bei der festsitzenden Therapie meist starke und kontinuierliche Kräfte wirken, ist generell das Risiko von Überlastungsschäden gegeben, die sich in Form von Wurzelresorptionen, Gingivarezessionen oder sogar in Vitalitätsverlust äußern können.

Weiterhin ist der benötigte Zeitaufwand am Stuhl bei der Eingliederung einer festsitzenden Apparatur als auch bei den zahlreichen erforderlichen Kontrollen recht groß. Für den Patienten sind zweifellos auch die ästhetischen Beeinträchtigungen von Bedeutung [88].

2.1.3. Brackettypen

Für die Bracketadhäsivtechnik können drei Brackettypen zur Anwendung kommen. Im Regelfall werden Metallbrackets aus rostfreiem Stahl verwendet, da diese in ihren Materialeigenschaften bisher unübertroffen sind. Sie sind durch relative Korrosionsbeständigkeit sehr biokompatibel und für alle Behandlungstechniken einsetzbar. Außerdem zeichnen sie sich durch einfache Handhabung für den Behandler und geringe Bruchhäufigkeit aus. Die metallische Farbe wird jedoch vor allem im Erwachsenenalter als störend empfunden.

Für ästhetisch anspruchsvollere Patienten stehen Kunststoffbrackets sowie Keramikbrackets zur Verfügung.

Kunststoffbrackets haben zahnfarbenes Aussehen, jedoch sind die eingeschränkte Haltbarkeit, Verfärbbarkeit und geringe Torquemöglichkeit von Nachteil. Wegen der chemischen Bindung zwischen Adhäsiv und Bracketbasis kommt es zu einem starken Halt, der bei der Bracketentfernung zu Schmelzausrissen führen kann.

Keramikbrackets haben aufgrund ihrer hohen Transluzenz zahnfarbenes Aussehen, sind chemisch inert, form- und farbbeständig und biokompatibel. Jedoch bringen die typischen Materialeigenschaften der Keramik Probleme wie Sprödigkeit und damit Bruchgefahr oder spontane Bracketabscherung mit sich. Die große Härte des Materials kann starke Abrasionen bewirken, weshalb Keramikbrackets bei Berührung der Oberkieferfront mit den Unterkieferzähnen, zum Beispiel beim tiefen Biss, nur im Oberkiefer befestigt werden können. Beim Debonding besteht bei Keramikbrackets aufgrund hoher chemischer Haftwerte und fehlender Verformbarkeit verstärkt die Gefahr von Schmelzschäden [84].

Weitere Varianten bei der Bracketauswahl gibt es seit 1992 [89]. 3M Unitek beschichtete Metall- und Keramikbrackets mit einem Kunststoff, der dem üblichen Bracketkomposit sehr ähnlich ist. Bei dem bereits aufgebrauchten Kunststoff handelt es sich ebenfalls um einen Bis-GMA-Kunststoff, der jedoch einen höheren Füllkörpergehalt besitzt. (Im Vergleich zu Transbond™ XT mit einem Füllkörpergehalt von 77% enthält der vorbeschichtete Kunststoff 80%.) Dies führt zu einer höheren Viskosität [14]. Als Vorteile bei der Verwendung solcher APC™ Brackets sind vom Hersteller die verkürzte Stuhlzeit und verbesserte Haftwerte bzw. geringere Verlustraten genannt (3M Unitek 1995). Auch die konstant gleich bleibende Menge, Konsistenz und Qualität des Komposits und damit eine Abnahme der Variablen bei der Befestigung von Brackets, Abfallreduzierung und geringere Gefahr der

Kontamination der Bracketbasis sind von Vorteil [25]. Jedoch zeigten Untersuchungen von *Sunna und Rock (1998)* und *Wong und Power (2003)*, dass es keine bedeutende Zeitreduzierung bei der Anwendung von vorbeschichteten Brackets gab [96, 107].

Über den Brackethalt der precoated Brackets im Vergleich zu uncoated Brackets gibt es verschiedene, sich widersprechende Studien, die zu keinem eindeutigen Ergebnis führen. Beim In-vitro-Vergleich des Halts von vorbeschichteten und unbeschichteten Brackets, die mit Heliosit (Vivadent) befestigt worden waren, ergab sich eine um die Hälfte bessere Festigkeit der vorbeschichteten Brackets [23]. Andere Ergebnisse erzielten *Bishara et al. (1997)* [14]. Es wurden bei Metallbrackets bedeutend schlechtere Haftwerte gemessen im Vergleich zu mit Transbond™ XT befestigten Brackets. Auch bei APC™ Brackets, die 20 Sekunden mit einer Halogenlampe gehärtet wurden, konnten nicht immer die in der Kieferorthopädie angestrebten 6 – 8 MPa Haftwerte [80] erreicht werden [86]. In einer klinischen Studie von *Wong und Power (2003)* wurden Patienten in jeweils zwei Quadranten mit precoated und uncoated Brackets versorgt [107]. Es zeigten sich in einer Zeitspanne von 6 Monaten nach Bracketfixation keine Unterschiede bei der Verlustrate, wie auch der Vergleich der Haftwerte von APC™ Keramikbrackets im Gegensatz zu mit Transbond™ XT befestigten Brackets keine Abweichungen zeigte [14].

2.2. Die Adhäsivtechnik

Mit der Einführung der Schmelzätztechnik im Jahr 1955 durch *Buonocore* erlangte die Adhäsivtechnik in vielen Bereichen der Zahnmedizin Bedeutung, zum Beispiel beim Legen von Kunststofffüllungen, dem adhäsiven Befestigen von Kronen und Inlays oder beim Aufbringen von Brackets. In der Kieferorthopädie löste das auch Säureätztechnik genannte Verfahren die Multibandversorgung ab [97].

Der Gebrauch von Kompositen zum direkten Kleben von Brackets wurde erstmals von *Newmann 1965* beschrieben. Die Technik der direkten Bracketfixation brachte Vorteile bezüglich der Karies- und Gingivitisprophylaxe, und es bestand nicht mehr die Gefahr von Entmineralisierungen unter gelockerten Bändern. Des Weiteren entfiel nun die Separation von eng stehenden Zähnen und Zeitersparnis aufgrund leichter Handhabung sowie verbesserte Ästhetik gegenüber der Bebänderungstechnik waren von Vorteil [76, 80]. Doch waren auch bei dieser Technik Nachteile festzustellen. Dazu gehören Schmelzabtrag durch Säureätzung und eventuell weiterer Schmelzverlust durch Schmelzausrisse beim Debonding bzw. bei der Entfernung von Kunststoffresten mit rotierenden Instrumenten [30, 79]. Außerdem kann es im Bereich der aufgebrauchten Bracketbasis zu Entkalkungen kommen [91].

2.2.1. Materialien

Die bei der Adhäsivtechnik notwendigen Materialien sind in erster Linie Kunststoffe, d.h. „hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden“ [49, S. 173]. Im Falle zahnärztlicher Kunststoffe handelt es sich um Kohlenstoff-Kohlenstoff Verbindungen. Der herkömmlich verwendete Kunststoff der Zahnmedizin, das Methylmethacrylat (MMA), welches durch Polymerisation zu

Polymethylmethacrylat (PMMA) umgewandelt wird, wurde erstmals von *Otto Röhm* in den 30er Jahren des 20. Jahrhunderts synthetisiert. Dieser herkömmliche Füllungskunststoff besteht aus einem flüssigen Monomer (MMA) und einem Pulver, dem PMMA [49, 103]. Den Komponenten sind verschiedene Zusätze beigemischt, die entscheidend die Verarbeitung und Merkmale wie Festigkeit, Abrieb, Elastizität, Farbe und Alterung beeinflussen. So findet sich im Pulver das Copolymer, welches die Verarbeitungseigenschaften verbessert und der Initiator, meist Benzoylperoxid, ein Molekül, welches durch Radikalbildung eine Polyreaktion auslösen kann. In der Flüssigkeit findet sich der Akzelerator, meist tertiäre Amine, der mit dem Initiator ein Redoxsystem bildet und damit die Polyreaktion beschleunigt. Der Stabilisator (Hydrochinon), der eine vorzeitige Polymerisation verhindert, ist ein weiterer Bestandteil der Flüssigkeit [47, 80].

Bowen führte 1962 ein großes Monomermolekül ein, das Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), welches unter dem Begriff Komposit die heutige Form des zahnärztlichen Kunststoffes darstellt und eine verminderte Polymerisationsschrumpfung, hohe Abrasionsfestigkeit und geringe Wasseraufnahme aufweist [58].

Die Zusammensetzung eines Komposites unterscheidet sich vom klassischen Füllungskunststoff nicht nur durch die oben genannte Verwendung von Dimethacrylaten als Monomer. Es sind organische oder anorganische Füllstoffe, zum Beispiel Gläser, Quarze oder Silikate beigemischt. Die Größe und Anzahl der Partikel beeinflussen die Materialeigenschaften, zum Beispiel Verringerung der Wasseraufnahme, der Polymerisationsschrumpfung und des thermischen Ausdehnungskoeffizienten und Verbesserung der Steifigkeit und des Abrasionswiderstandes. Zum Verbund von Füllstoffen und Kunststoff kommen Haftvermittler, zum Beispiel Silane, zum Einsatz [80].

Zudem enthält der Komposit ein Comonomer als Lösungsmittel, welches notwendig ist, um die hohe Viskosität des Bis-GMA herabzusetzen. Wie beim herkömmlichen PMMA Kunststoff werden auch beim Komposit Stabilisatoren, Akzeleratoren und Initiatoren verwendet. Die hohe Viskosität der Diacrylate bedingt die Verarbeitung des Materials als Paste, wobei je nach Aktivierungsart/Initiatorsystem zwischen Zweikomponenten- und Einkomponentensystemen unterschieden wird.

Ein lighthärtender Komposit wird immer zusammen mit einem aufeinander abgestimmten System verarbeitet, welches aus einem Schmelzätzmittel, einem Primer, gegebenenfalls dem Dentinbonding und einer Polymerisationslampe besteht. [47, 80].

Das Ätzmittel, auch Konditionierer genannt, ist meist 20-40%ige ortho-Phosphorsäure in gelartiger Konsistenz [40]. Das Adhäsivsystem zur Haftvermittlung besteht aus Primer und Bond. Dessen Bestandteile sind Mischungen aus hydrophilen Methacrylatmonomeren, meist HEMA (Hydroxyethylmethacrylat) oder Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und hochmolekularen Dimethacrylaten [38, 80]. Für den Verbund zwischen Komposit und Dentin muss das Dentinadhäsivsystem komplexer aufgebaut sein. „Durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material sind für den Verbund deutlich ungünstigere Voraussetzungen vorhanden“ [38, S.13].

2.2.2. Das Funktionsprinzip der Bracketadhäsivtechnik

Bevor der Ätzzvorgang begonnen wird, ist eine Reinigung der Schmelzoberfläche mit Schleifpaste vorzunehmen, um das Schmelzpellikel und Plaque zu entfernen, da diese ein Hindernis für die Adaptation darstellen. Verschiedene Studien ergaben zwar, dass die Bimssteinpolitur vor dem Ätzen keinerlei Einfluss auf die Bracketabscherraten hat, jedoch wird von Adhäsivherstellern die Politur der Schmelzoberfläche empfohlen [46].

Im Anschluss wird pro Zahn ca. 15–30 Sekunden geätzt und danach jeder Zahn mindestens 5 Sekunden durch Wasserspray von Säureresten und Kristalliten befreit, um eine engere Mikroverzahnung zu gewährleisten. Bei der Säureätzung werden Kalziumkristalle aus den Schmelzprismen gelöst, wobei ein irreversibler Schmelzabtrag von ca. 8.8 - 16.4 μm unvermeidbar ist [54]. Außerdem entstehen, abhängig von den strukturellen Varianten des Schmelzgefüges, Mikroporositäten und -fissuren, die durch Eröffnung von interprismatischen Spalträumen eine erhebliche Oberflächen- und damit Retentionsvergrößerung bewirken [18, 78].

Das entstehende Ätzmuster ist sehr variabel und nicht vorhersehbar. Es hat sich jedoch gezeigt, dass auf prismafreien Flächen, wie sie zum Beispiel bei Milchzähnen, frisch durchgebrochenen Zähnen und bei 70% der permanenten Zähne vorwiegend in der Zervikalregion zu finden sind, keine oder nur ungenügende retentive Mikroreliefs geschaffen werden können. Auch eine stark fluoridierte Schmelzoberfläche wird Einfluss auf die Ätzung haben, da Fluorid die Säureresistenz des Schmelzes erhöht [21, 81]. Daher müssen zur Reinigung Schleifpasten ohne Fluorid verwendet werden und gegebenenfalls längere Ätzzeiten eingehalten werden. Auch das Bleichen der Zähne mit Carbamidperoxid hat negativen Einfluss auf das entstehende Mikrorelief und muss deshalb vor Behandlungsbeginn unterbrochen werden [31].

Nach Reinigung und Ätzzvorgang sollte eine Kontamination mit Speichel und Schleimhaut oder erneuter Kontakt mit den Fingern vermieden werden, um die Mikroporositäten nicht durch Glykoproteine zu überdecken oder das Ätzrelief mechanisch zu verletzen [31, 42].

Das Aufbringen des dünnflüssigen Primers, der in die feinen Mikroporositäten optimal penetrieren kann und des Bondings als Verbindungsmediator kann abhängig vom Produkt in einem oder mehreren Schritten und mit oder ohne Lichthärtung erfolgen [38, 100]. Auf diese Weise wird durch Zottenbildung des Kunststoffes in die Mikroporositäten des angeätzten Schmelzes ein mikromechanischer Verbund geschaffen, dessen Festigkeit durch die Größe, Form und Tiefe der Retentionsfläche, durch Prismenorientierung, Schmelzschichtstärke, Säurelöslichkeit, Benetzbarkeit des Schmelzes und physikalische Eigenschaften des Werkstoffes bestimmt wird [65, 78]. Es wird eine Verbundfestigkeit von ca. 20-25 MPa zwischen Komposit und phosphorsäuregeätztem Schmelz erreicht [73].

Die Verbindung zwischen Metallbracketbasis und Kunststoff hat eine mechanische und eine physikalische Komponente. Der mechanische Metallbrackethalt wird durch Makroretentionen, wie unterschnitteverursachende Netze, Rillenfräsungen und Pyramidenbasen oder durch Mikroretentionen, wie grobe oder feine Sandstrahlung und photoätzte Vertiefungen bewirkt [52, 80]. Die physikalischen Haftwerte sind geringer und werden durch Dipol–Dipol-, Wasserstoffbrücken- und Dispersionsbindung verursacht [56].

2.2.3. Selbstätzende Primer

Seit kurzem sind selbstätzende Primer auf dem Markt, bei denen eine Trennung der klinischen Arbeitsschritte umgangen wird, da Konditionierung und Priming kombiniert werden und damit separates Ätzen und Abspülen der Säure entfallen. Daraus resultiert Zeitersparnis und erleichtertes Arbeiten, da das Risiko, Arbeitsschritte zu verwechseln oder die vorbereitete Zahnoberfläche zu kontaminieren, gering wird [101, 108]. Die selbstkonditionierenden Primer enthalten neben Methacrylaten modifizierte Polyacrylsäure, Maleinsäure oder Phosphorsäureester und liegen bei verschiedenen Produkten laut Herstellerangaben im sauren pH-Bereich von ca. 0,75–3 [20, 38, 39]. Mit den sauren Phosphatgruppen wird Kalzium aus dem Schmelz gelöst, woraufhin dieses die Phosphatgruppe durch Komplexbildung wieder neutralisiert und bei der Polymerisation mit in das Netzwerk einbezogen wird. Auf diese Weise findet eine gleichzeitige Ätzung und Monomerpenetration statt, mit gleicher Retentions- wie Benetzungstiefe [17, 24]. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen haben gezeigt, dass self-etching Primer ein moderates Ätzmuster ausbilden, welches schwächer ausgeprägt ist als nach Phosphorsäureätzung und mit dem nach Anwendung von 10-25%iger Polyacrylsäure vergleichbar ist. Optisch auffallend ist das Fehlen der kreidigen, opaken Oberfläche, wie sie sonst nach Säureätzung am Schmelz beobachtet werden kann [39]. Studien von *Hosein et al. (2004)* ergaben hinsichtlich des Schmelzätzvorganges einen bedeutend geringeren Schmelzverlust nach Anwendung eines selbstätzenden Primers von nur 0,03- 0,74 µm im Vergleich zu 1,11- 4,57 µm nach konventioneller Säureätzung [46]. Hieraus ergeben sich kritische Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von den neuen Primersystemen, obwohl die Stärke der Demineralisation nicht mit der Haftfestigkeit der Primer korreliert [53]. Nach einem Überblick von *Trites et al. (2004)* wurden in unterschiedlichen Studien Haftwerte von verschiedenen, auf dem Markt befindlichen selbstätzenden Primern zwischen 2.8 und 11.55 MPa festgestellt [5, 9, 11, 12, 15, 101, 102], wobei nach *Reynolds (1975)* 6-8 MPa für kieferorthopädische Attachments notwendig sind [80]. Im direkten Vergleich zur Phosphorsäureätzung erreichte *Fritz et al. (2001)* zum Beispiel ähnliche Haftwerte nach Anwendung von den selbstkonditionierenden Primern Clearfil Liner Bond 2V und Clearfil SE BOND [39]. *Yamada et al. (2002)* dagegen konnte mit Clearfil SE BOND in Kombination mit einem Komposit nur wesentlich geringere Haftwerte als nach Konditionierung mit Phosphorsäure feststellen [108].

Trites et al. (2004) wiederum registrierte mit einem selbstätzenden Primer Transbond™ Plus ähnliche Haftwerte wie bei der herkömmlich geätzten Kontrollgruppe (7.64 MPa), wohingegen ein anderes Produkt (First Step, Reliance Orthodontic Products) unter 5 MPa Verbundfestigkeit kam [101]. Auch *Bishara et al. (1999)* ermittelte die geringsten und unzureichende Haftwerte bei der Kombination von dem selbstätzenden Clearfil Liner Bond 2 mit dem Kunststoff Transbond™ XT, wohingegen eine frühere Studie dieser Autorengruppe zeigen konnte, dass die Kombination von diesem Primer mit einem hochgefüllten Komposit hohe Haftwerte aufwies [12]. Eine Erklärung hierfür wäre, dass manche selbstätzende Primer nur mit einigen Produkten kompatibel sind und nur dann ausreichende und vergleichbare Haftwerte erreichen, weshalb *Bishara et al. (1999)* auf den Bedarf an eigens für die Kieferorthopädie entwickelten Produktkombinationen mit selbstätzenden Primern hinwies [12]. Es wird deutlich, dass aus den bisherigen In-vitro-Abscherversuchen keine einheitlichen Aussagen bzgl. der Funktionalität der selbstkonditionierenden Primer getroffen werden können.

Bei der Untersuchung der Brucharten beim Abscheren der Brackets zeigen sich ähnlich widersprüchliche Ergebnisse. Einerseits wurde von Bruchlinien innerhalb des Komposits berichtet, bei denen wenig Kunststoff auf dem Zahn zurückbleibt [12, 46], andererseits registrierten *Fritz et al. (2001)* bei selbstätzenden Primern eine Rate von 60% an kohäsiven Frakturen im Schmelz [39]. Auch *Trites et al. (2004)* konnten den höchsten Anteil an Schmelzfrakturen nach Anwendung des „single-step“ Adhäsivs beobachten [101]. Dies stand im Widerspruch zu der Annahme, dass die meisten Schmelzfrakturen auch bei den höchsten Haftwerten auftreten. *Korbmacher et al. (2002)* wiederum konnten keine Schmelzrisse und -frakturen nach Anwendung des stark sauren, selbstkonditionierenden Prompt L-Pop nachweisen [53].

Allgemein wurde allerdings bislang in der Literatur der konventionellen Säureätzung eine größere Schmelzfrakturnrate zugeschrieben.

2.3. Lichtpolymerisation von Kompositen

Komposite sind üblicherweise als selbsthärtende Zweikomponentensysteme als Paste/Paste Produkte, als lighthärtende Einkomponentenmaterialien oder dualhärtend (licht- und chemischhärtend) zu verarbeiten. Zur Bracketfixation wurden ursprünglich die chemisch härtenden Komposite verwendet, die dann von UV-Lighthärtenden Systemen abgelöst wurden. 1980 wurden die heute üblichen lighthärtenden Systeme eingeführt, die weniger Sicherheitsrisiko darstellen, da es sich um sichtbares Licht handelt [89].

Dieses System ist gegenüber dem chemisch härtenden in sofern von Vorteil, als dass ein Mischen der Komponenten entfällt, der Aktivierungszeitpunkt frei gewählt werden kann und damit dem Behandler ausreichend Zeit zur Verfügung steht, das Bracket zu platzieren und Überschüsse zu entfernen [48, 62]. Des Weiteren zeigen lighthärtende Komposite außer den erleichterten Verarbeitungseigenschaften erhöhte Festigkeit, Farbstabilität und Lagerfähigkeit [49]. Ein Nachteil besteht im erhöhten Zeitbedarf durch das Belichten des Kunststoffes [48].

Die beiden Systeme unterscheiden sich durch ihren Initiator. Das chemisch härtende Material startet die Polymerisation, nachdem beide Komponenten vermischt wurden. Die meisten photopolymerisierenden Komposite enthalten als Photoinitiator Kampferchinon, das Licht im blauen Bereich des sichtbaren Lichtspektrums in einem Bereich zwischen 380–510 nm absorbiert. Es hat den effektivsten Wellenlängenbereich bei ca. 440–480 nm mit einem Maximum bei 468 nm [59, 98]. Das Kampferchinon wird von absorbierenden Photonen aktiviert, woraufhin freie Radikale gebildet werden und damit die Polymerisation startet. Verschiedene Arten von Licht aktivieren eine unterschiedliche Anzahl und Energie von Photonen, was wiederum Einfluss auf die Menge des aktivierten Initiators hat [1].

„Für eine ausreichende Polymerisation sind drei Faktoren besonders wichtig: eine ausreichende Lichtintensität, eine genügend lange Polymerisationszeit und die korrekte Wellenlänge.“ [62, S.231]. Die Polymerisationstiefe bestimmt verschiedene Materialeigenschaften, wie z. B. Oberflächenhärte [82], Wasserabsorption und Restmonomergehalt [72]. Eine gute Durchhärtung ist daher immer von Bedeutung, um die Gefahr von Allergien durch Restmonomer zu vermeiden, zumal selbst unter optimalen Bedingungen ein Anteil von ca. 15–35% an unpolymerisierten Methacrylaten zurückbleibt [85]. Außerdem gilt die Oberflächenhärte und damit Verbundfestigkeit als indirekter Indikator für den Polymerisationsgrad [55, 86].

Der Grad der Aushärtung ist direkt proportional zu Lichtintensität und Aushärtungszeit. Es ist deshalb eine hohe totale Lichtintensität anzustreben, die das Produkt aus Lichtintensität und Expositionsdauer ist [62].

In letzter Zeit wurden neben immer einfacheren Adhäsivsystemen auch neue Polymerisationslampen, wie zum Beispiel Plasma- und LED Lampen entwickelt, die sich aufgrund von anderen Technologien, kürzeren Aushärtungszeiten und höheren Lichtintensitäten neben den bisher allein verbreiteten Halogenlampen etabliert haben [105].

Unabhängig vom Lampensystem haben die Richtung des Lichteinfalls, Zusammensetzung und Schichtstärke des verwendeten Komposits und, als wichtigster Faktor, der Abstand der Lichtquelle zur Kunststoffoberfläche Einfluss auf die Lichtintensität. Daher ist auf einen möglichst geringen Abstand von Lichtleiterspitze und Kompositoberfläche zu achten [70]. Die Lichtintensität sinkt exponentiell mit dem Abstand, was bedeutet, dass 1 mm Luft zwischen Lichtleiter und Kunststoffoberfläche einen Intensitätsverlust von ca. 10% ausmacht [77].

Die maximale Lichtintensität tritt auf, wenn der Lichtstrahl senkrecht zur Kompositoberfläche gerichtet wird [70]. Ein Neigen von 40° reduziert die Lichtintensität bereits um 18% [106].

Es erwies sich außerdem eine Kompositschichtstärke von 1 mm *nach Neugebauer (2004)*, bzw. von 0,2 mm *nach Schiffer et al. (1992)* gegenüber einer minimalen Schichtstärke als günstiger, was durch die Hypothese erklärt werden könnte, dass eine minimale Schichtstärke einen erschwerten Lichtzutritt unter das Bracket bedeute [62, 87]. Bei einer höheren Schichtstärke ab 2 mm ist jedoch eine ausreichende Polymerisation nicht mehr gesichert, wie auch aus Herstellerangaben für die Inkrementschichttechnik bei Seitenzahnfüllungen bekannt ist [34, 50].

Auch die Helligkeit des Komposits beeinflusst die Polymerisation. Ein dunklerer Farbton zum Beispiel kann die Lichtintensität stark verringern. *Myers et al. (1994)* zeigte anhand von einem A1 und A4 Ton, dass Letzterer nur die Hälfte der Lichtintensität aufwies [61].

2.3.1. Halogenlampen

Auf dem Markt sind verschiedene Halogenlampen erhältlich, zum Beispiel Ortholux™ XT (3M Unitek) und Optilux 401 (Kerr Dental Products). Alle erzeugen Licht im sichtbaren Bereich durch das Erhitzen von Wolframfäden, wobei weniger als ein Prozent der Energie in Form von Licht abgegeben wird. Die restliche erzeugte Energie wird zum größten Teil als Wärme frei und bewirkt, dass die Lampe sehr heiß wird und deshalb ein Lüfter zur Kühlung mit im Gerät integriert ist [1]. Darin ist der Nachteil der Halogenlampen begründet: die stetige Produktion von Hitze bewirkt eine Alterung von Lampe und Filter, wobei nach und nach die Lichtintensität sinkt. Eine Halogenlampe hat daher eine begrenzte Funktionsdauer von 40–100 Stunden [7].

Um den Energieverlust gering zu halten, ein Blenden des Behandlers und Überhitzung zu vermeiden [45] und um den optimalen Wellenlängenbereich zu erreichen, wird ein Filter verwendet, durch den die Lichtintensität auf 10% gesteigert werden kann [70]. Das emittierte Lichtspektrum liegt zwischen 400 und 520 nm und deckt damit den Wellenlängenbereich des Kampferchinon mit ab [62]. Die Geräte sollten nach ISO/TS 10650 mindestens 300 mW/cm² in einem Wellenlängenbereich von 400–515 nm aufweisen [34]. Unter dieser Bedingung liegt die Polymerisationszeit bei 40 Sekunden. Nach Herstellerangaben für die Ortholux™ XT (3M Unitek) liegt die minimal benötigte Intensität zur Polymerisation von APC™

Brackets und Transbond™ Light Cure Adhesives (3M Unitek) bei 400 mW/cm². Bei Werten darunter kann keine ausreichende Polymerisation gewährleistet werden [2]. *Ernst (2003)* empfiehlt grundsätzlich eine höhere Lichtintensität, da durch iatrogene Einflüsse, wie zum Beispiel Verschmutzung des Lichtleiters oder größerem Abstand der Lichtleiterspitze zur Kompositoberfläche die Polymerisationsleistung abfallen könnte [34].

2.3.2. Plasmalampen

Seit 1998 sind Plasmalampen, auch Xenonkurzbogenlampen genannt, auf dem Markt [105], zum Beispiel Apollo 95E (Dental/Medical Diagnostic Systems) oder ORTHO Lite™ (3M Unitek).

Sie bestehen aus zwei Elektroden und einem mit Xenongas gefüllten Glaskörper. Wenn ein elektrischer Strom fließt, entsteht durch das ionisierte Gas stark erhitztes Plasma. Die freiwerdende Energie wird, wie bei der Halogenlampe, zum größten Teil als Wärme und zu weniger als einem Prozent als Licht frei. Wie bei der Halogenlampe wird auch ein Filter benötigt, der Licht aus dem blauen Bereich der Wellenlängen zwischen 450 und 500 nm herausfiltert. Das emittierte Lichtspektrum der Plasmalampe ist enger und stimmt beinahe mit dem von Kampferchinon überein [1, 67]. Die bedeutend höhere Lichtintensität von 1196 mW/cm² bei 470 nm, ist auf den Bereich, wo Kampferchinon sein Absorptionsmaximum hat, konzentriert. Die Polymerisationszeit verkürzt sich daher um bis zu 75%, nach Herstellerangaben auf 1–3 Sekunden [62].

Studien der konservierenden Zahnheilkunde geben eine zu starke Hitzeeinwirkung auf die Pulpa, fehlende Tiefenhärtung, zu starke Kontraktion und damit schlechte Randadaptation bei Polymerisation mit Plasmalampen zu bedenken [95].

Eine irreversible Schädigung der Pulpa findet bei einer Temperatur von 42,5°C statt, was bedeutet, dass eine Temperaturerhöhung von 5-6°C nach Hitzeeinwirkung durch Polymerisationslampen vermieden werden muss [67]. *Hanning und Bott (1999)* konnten bei einer Klasse II Restauration, bei der eine Restdentinstärke von 1 mm bestand, die gleiche Temperaturerhöhung von 6°C nach Härtung mit einer Halogen- sowie einer Plasmalampe feststellen [44]. In einer unveröffentlichten Studie von *Oesterle et al. (2001)* wiederum wurde eine unpräparierte Molarenkrone für 30 Sekunden mit einer Halogenlampe und für 6 Sekunden mit einer Xenonlampe belichtet. Dabei registrierte man sogar einen stärkeren Temperaturanstieg in der Pulpa nach Belichtung mit der Halogenlampe von 3,3°C im Gegensatz von nur 0,9°C nach Polymerisation durch die Plasmalampe [67]. Da in der Kieferorthopädie zwischen Pulpa und belichteter Zahnoberfläche noch Schmelz und Dentin als Isolatoren wirken, d. h. der Abstand größer ist, kann die Gefahr einer zu großen intrapulpalen Temperaturerhöhung vernachlässigt werden. Unterstützend sollte jedoch die Applikationszeit zwei mal 3 Sekunden, anstelle von einmalig 6 Sekunden gewählt und der Applikationsort variiert werden, um eine Gefahr für die Pulpa auszuschließen und eine bessere Verteilung der Lichtenergie unter den Brackets zu gewährleisten.

Das Problem der erhöhten Schrumpfung nach Härtung durch Plasmalampe ist in der Kieferorthopädie zu vernachlässigen, da nur eine sehr geringe Kompositenschicht zwischen Schmelz und Zahn besteht, der Kunststoffüberschuß am Rand Kontraktionen ausgleicht und das frei befestigte Bracket durch Kontraktion eher an die Zahnoberfläche gezogen wird [51, 67].

Bei der Lichthärtung mit einer Plasmalampe muss bedacht werden, dass das enge Emissionsspektrum der Lampe speziell auf den Absorptionsbereich des Kampferchinon passt, jedoch bei anderen Photoinitiatoren nur zu inkompletter Polymerisation führt, wie zum Beispiel bei Hybridkompositen [45].

Nach Herstellerangaben reicht es, mit Plasmalampen 1–3 Sekunden zu härten. Diese Aussage konnte von *Sfondrini et al. (2001)* bei Härtung von Glassionomerzementen und *Petteimerides et al. (2001)* bei Belichtung von Kompositen für eine in diesem Zeitrahmen liegende Zeit von 2 Sekunden bestätigt werden [74, 90]. In einer Versuchsreihe von *Oesterle et al. (2001)* konnten gleiche Haftwerte wie nach 40 sekündiger Belichtung mit einer konventionellen Plasmalampe jedoch erst nach 6–9 sekündiger Belichtung gemessen werden [67]. Ähnliche Ergebnisse sind auch bei *Hofmann et al. (2000)* zu finden, der erst nach Lichtexposition von 6 Sekunden mit einer Plasmalampe mechanische Eigenschaften erzielte, die denen nach 40 Sekunden Lichtexposition mit Halogenlampen glichen [45]. *Neugebauer et al. (2004)* wiederum erzielte mit einer Plasmalampe und 10 Sekunden Expositionsdauer die gleichen Verbundfestigkeiten wie nach 40 Sekunden mit einer Halogenlampe [62].

Der Polymerisationsgrad ist signifikant höher bei hoch energetischen Systemen, wie zum Beispiel Plasmalampen [16]. Im Widerspruch dazu war jedoch in einer Studie von *Munksgaard et al. (2000)* nach 3 sekündiger Polymerisationsdauer mit Plasmalampe der Restmonomergehalt noch vier mal höher als nach konventioneller Belichtung [60].

Auch bei der Ermittlung der ARI-Werte kam man auf sich widersprechende Ergebnisse. *Klocke et al. (2002)* zum Beispiel ermittelten die höchsten ARI Scores nach Polymerisation mit einer Plasmalampe für 2 Sekunden, d.h. die Schwachstelle der Verbindung war zwischen Bracketbasis und Adhäsiv [51]. *Oesterle et al. (2001)* dagegen stellten fest, dass der Lichttyp keinen Einfluss auf die Menge des am Zahn verbliebenen Kunststoffes hat [67].

2.3.3. LED Lampen

Eine weitere Methode der Lichthärtung kam im Jahr 2000 mit den LED Lampen (light emitting diode) auf den Markt [105]. Dieser Halbleiterkristall ist mit Elementen wie zum Beispiel Aluminium, Gallium, Indium, Phosphor etc. vermischt. Abhängig von diesem Element, welches zumeist Galliumnitrid ist, geben LEDs einfarbiges Licht eines bestimmten, genau abgegrenzten Spektralbereiches ab. Es reicht eine geringe Spannung von 1–4 V aus, die die Elektronen energetisch anregt und Energie in Form von Licht freisetzt. Das Emissionsmaximum einer LED Lampe ist 465 nm, 95% des Spektrums liegt zwischen 440 und 500 nm. Da sich dieser Bereich innerhalb des optimalen Spektrums für Kampferchinon als Initiator befindet, kann das emittierte blaue Licht effizient dafür genutzt werden, eine Polymerisation auszulösen, obwohl die Lichtintensität geringer ist als bei einer Halogenlampe. Der hohe Wirkungsgrad von 7% bedingt, dass nur wenig Energie in Form von Wärme abgegeben und kein Filter benötigt wird. Daraus ergeben sich die Vorteile der LED Lampe gegenüber einer herkömmlichen Halogenlampe: deutliche Geräuschreduktion, da kein Lüfter benötigt wird, bessere Hygienefähigkeit aufgrund fehlender Lüftungsschlitze und die Möglichkeit, kabellos zu arbeiten, da der geringe Energiebedarf durch Akkus gedeckt werden kann. Außerdem haben LED Lampen eine lange Lebenszeit von ca. 10.000 Stunden bei gleich bleibender Lichtintensität und sind schock- und vibrationsresistent. Eine so große Zeitersparnis wie bei einer Plasmalampe kann

jedoch nicht erreicht werden. Bei einer Polymerisationszeit von 20–40 Sekunden, je nach Gerät und Schichtstärke des Komposits, kann von einer genügenden Polymerisation ausgegangen werden [34].

Die Polymerisationstiefe, die durch LED Lampen erreicht wird, wird sogar höher oder ähnlich eingestuft im Vergleich zur Halogenlampe [1, 59, 66, 70]. Bei den Verbundfestigkeiten kam man auf widersprüchliche Ergebnisse. Einerseits waren die Haftwerte von Kompositen, die mit einer LED Lampe gehärtet wurden wesentlich geringer als die in einer mit Halogenlampe polymerisierten Vergleichsgruppe [66]. *Dunn and Taloumis (2002)* andererseits verglichen die Verbundfestigkeiten von Brackets, die entweder mit Halogen- oder LED Lampen gehärtet wurden und fanden heraus, dass beide Lichtsysteme zufrieden stellende und vergleichbare Werte ergaben [33]. Diese Ergebnisse konnten von *Bishara et al. (2003)* mit eigenen Studien bestätigt werden [10].

2.4. Debonding

Die Verwirklichung eines zuverlässigen Brackethalts durch starken adhäsiven Verbund steht im Widerspruch zur Bracketentfernung, welche nach ca. 1–2 Jahren möglichst ohne Schmelzschädigung erfolgen soll [29]. Bei Keramikbrackets mit rein mechanischer Retention und Metallbrackets kommt die mechanische Bracketentfernung mit speziellen Zangen zum Einsatz. *Caspersen (1977)* empfiehlt die Bracketentfernung mit einem Ligatureschneider, *Diedrich (1980)* das Ansetzen der Zange zwischen Kleber und Bracket, während *Oliver (1988)* zum schonenderen Entfernen das Zusammendrücken der Bracketflügel vorschlägt [22, 29, 69]. Bei Keramikbrackets mit chemischer und mechanischer Retention ist die Gefahr von Schmelzausrissen höher, weshalb verschiedene Verfahren wie Thermodebonding und Anwendung von Laser oder Ultraschall entwickelt worden sind. Die Gefahr einer kritischen Pulpatemperaturerhöhung wird diskutiert. Aufgrund hoher Kosten und geringer klinischer Erfahrung haben diese Verfahren bisher keine weite Verbreitung gefunden [84]. Nach dem Debonding werden verbliebene Kunststoffreste entfernt, der Schmelz wird geglättet und ggf. Schmelzausrisse eingeebnet. Dabei sollen möglichst neue Läsionen durch Instrumente vermieden werden [29]. Es hat sich als sinnvolle Instrumentenanwendung der Scaler, danach der grüne Gummipolierer und anschließend Bimssteinpulver erwiesen [29, 43].

Wie gut der Schmelz nach Bracketentfernung zu polieren ist, ist entscheidend vom Bruchmodus abhängig. Die Bruchstelle kann entweder zwischen Bracketbasis und Adhäsiv, im Adhäsiv, zwischen Adhäsiv und Schmelz oder im Schmelz verlaufen. Die Bruchlinie im Schmelz ist als am ungünstigsten einzustufen. Doch auch große Kunststoffreste können sehr zeitraubend sein und die Politur stark erschweren und damit das Risiko für Schmelzschädigungen erhöhen [27, 57, 109]. Der Bruchmodus wird beeinflusst durch die Bondingprozedur, Debondingtechnik, Bracketbasisdesign, Adhäsivtyp und Position des Zahnes im Zahnbogen [51]. Ein Ausriss innerhalb des Schmelzes bzw. im Adhäsiv kann als Zeichen für eine starke mikromechanische Retention und damit starker Ausbildung von Kunststoffzotten gewertet werden. Dagegen deutet die Bruchlinie zwischen Schmelz und Adhäsiv auf eine geringere Mikroverzahnung hin. Bei Metallbrackets ist die Bruchlinie üblicherweise zwischen Bracketbasis und Adhäsiv zu finden [27, 57]. Schmelzausrisse können eine Tiefe von bis zu 100 µm haben und treten bei Abzugbelastungen von ca. 9 – 11 N/mm² auf. Sie sind ein Zeichen dafür, dass die Kohäsionskräfte im Schmelz überschritten wurden. Unter Berücksichtigung des Schmelzverlustes nach Säureätzung,

Bracketentfernung und Schmelzpolitur können beim Debonding mit Schmelzausriss ca. 150–160 µm Schmelz verloren gehen, was 10% der Schmelzoberfläche entspricht [29]. *Diedrich (1979)* konnte durch energiedisperse Röntgenspektroskopie nach Abscherung von 105 Metall- und Plastikbrackets in 13,3% der Fälle Schmelzausrisse nachweisen [28]. Eine Studie von *Fitzpatrick und Way (1977)* zeigte einen durchschnittlichen Schmelzverlust von 55,6 µm [37]. Es wird klar, dass neben dem zuverlässigen Brackethalt auch ein zu starker adhäsiver Verbund vermieden werden muss, solange keine Alternativen für die Bracketentfernung wie zum Beispiel chemische Auflösung des Verbundes oder Sollbruchstellen zwischen Haftvermittler und Adhäsiv zur Verfügung stehen [29].

Fischer-Brandies et al. (1993) untersuchte Schmelzläsionen im Zusammenhang mit der Art der zur Bracketentfernung angewandten Kraft. Er stellte fest, dass die bei Schubbelastungen auftretenden Kräfte eher zu Schmelzschädigung führen als Zug- bzw. Druckspannungen. Daher sollten beim Debonding scherende Kräfte eher vermieden und Zug- und Druckbelastungen verstärkt werden [35]. Schon 1984 verglichen *Bennett et al.* verschiedene Kraftanwendungen beim Debonding. Es wurden Kräfte an die Bracketflügel, die Bracketbasis oder an die Adhäsivschicht angesetzt. Dabei stellte sich heraus, dass bei Kraftanwendung an die Bracketflügel von mesial und distal die geringste Belastung auf Schmelz und Adhäsiv wirkt, während die anderen Methoden zu höchsten Belastungszonen innerhalb des Schmelzes führen, was die Gefahr von Schmelzverletzungen erhöht [8].

Um die Lokalisation der Bracketablösung und damit die Güte des Verbundsystems einheitlich vergleichen zu können, wurden verschiedene Methoden entwickelt, Schmelzausrisse sowohl qualitativ wie quantitativ nachzuweisen. *Artun und Bergland (1984)* entwickelten den ARI (adhesive remnant index) score, der in Graden von 1 – 4 die Menge des am Zahn verbliebenen Kunststoffes einteilt. Eine modifizierte Form des ARI bezieht auch Schmelzausrisse durch eine eigene Gradeinteilung mit in den Index ein. Dieser Index ist jedoch sehr grob und subjektiven Einflüssen unterworfen [6]. Weitere Methoden der rein quantitativen Bestimmung von Schmelzläsionen sind die energiedisperse Röntgenmikroanalyse und die energiedisperse Röntgenspektroskopie, mit der *Diedrich (1979)* oben erwähnten Anteil an Schmelzausrissen von 13,3% ermittelte [22, 28]. *Ruppenthal et al. (1992)* stellten eine Untersuchungsmethode zur „elementanalytischen und quantitativ-morphometrischen Bestimmung von Kunststoffresten und Schmelzausrissen nach der Abnahme von Metallbrackets“ vor. Man kam bei einem Versuch mit 38 Brackets auf eine Schmelzausrissrate von 47% [83].

2.5. Verbundfestigkeitsprüfung

Bisher gibt es noch keine einheitliche Definition für den Begriff der Verbundfestigkeit. Die Intensität der Haftung lässt sich durch den Wert der Beanspruchung ausdrücken, dem die Verbindungsstelle bis zur Trennung ausgesetzt werden kann. Eine Aussage über die Kraft ist bei Scherversuchen dann zu machen, wenn die Kraft den abzulösenden Körper im rechten Winkel zum Zahn trifft [65]. Dafür kommen Universalprüfmaschinen, wie zum Beispiel der Firma Zwick zum Einsatz.

In der Kieferorthopädie wurden Haftwerte zwischen 6 und 8 MPa nach *Reynolds (1975)* und laut *Pickett et al. (2001)* in einer Bandbreite von 2,8 bis 10 MPa als geeignet für den klinischen Gebrauch angesehen [75, 80]. Höhere Werte sind nicht erstrebenswert, da ab 9,7 MPa die Gefahr von Schmelzschädigung stark ansteigt. Die minimal notwendige Kraft ist nicht bekannt, da sie von Faktoren wie

Adhäsivsystem, Bracketbasisdesign, Schmelzmorphologie, Applizier- und Behandlertechnik abhängt [41]. Beim Übertragen der In vitro gewonnenen Ergebnisse in den klinischen Zusammenhang ist darauf zu achten, dass durch Tragedauer in der Mundhöhle, Säure- und Speichelangriff und Kaubelastungen eher geringere Haftwerte zu erwarten sind [75].

2.6. Problemstellung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, Unterschiede der Haftfestigkeiten bei Anwendung von vier selbstätzenden Primern und einem herkömmlichen Primersystem (Säureätztechnik) in Kombination mit vorbeschichteten Brackets bzw. zwei anderen Adhäsiven zu erfassen, wobei jedes Produkt je von zwei unterschiedlichen Polymerisationsquellen und -zeiten polymerisiert wurde. Dabei kamen Halogen- und Plasmalampen mit ihrer jeweils vom Hersteller empfohlenen und einer weiteren Polymerisationszeit zum Einsatz. Es sollen im Vergleich Aussagen über die Fehlertoleranz der einzelnen Präparate gemacht werden. Der typischerweise in den einzelnen Gruppen auftretende Bruchmodus wird mit Hilfe des ARI bestimmt und soll die Menge des nach dem Debonding verbliebenen Anteils an Kunststoff auf dem Zahn beurteilen.

Folgende Fragen sollen dabei geklärt werden:

- Haben alle verwendeten selbstätzenden Primer im Vergleich zum herkömmlichen Primersystem vergleichbare und ausreichende oder sogar höhere Verbundfestigkeitswerte?
- Zeigen Plasmalampen gegenüber Halogenlampen Vorteile in Bezug auf die Scher-Abschäl-Festigkeit?
- Wie stark wirkt sich die Verkürzung der empfohlenen Polymerisationszeiten auf die Haftwerte aus?
- Welche Kombination aus Primersystem und Polymerisationszeit und -art hat die höchsten Haftwerte?
- Welche Primer und welche Polymerisationsquelle und -zeit bewirken den günstigsten Bruchmodus beziehungsweise den geringsten Anteil an Schmelzfrakturen?

3. Material und Methode

Es wird darauf hingewiesen, dass im Folgenden, wie es in der kieferorthopädischen Fachliteratur üblich ist und entgegen der Bedeutung in der konservierenden Zahnheilkunde, der Begriff Adhäsiv analog zu Komposit gebraucht wird.

3.1. Herstellung der Prüfkörper

3.1.1. Testzähne

Es wurden 500, vor kurzem aus parodontologischen oder kieferorthopädischen Gründen extrahierte menschliche Molaren des Ober- und Unterkiefers ohne kariöse Läsionen, Füllungen, Schmelzirregularitäten wie Hypoplasien, white spots oder Schmelzsprünge sowie ohne sichtbare Extraktionsschäden gesammelt. Die Testzähne lagerten bei Zimmertemperatur für eine Woche in bakteriostatischer Lösung (0.5% Chloramin-T-Trihydrat), danach in destilliertem Wasser, wobei die Lösung regelmäßig erneuert wurde, um eine Bakterienvermehrung zu vermeiden. Die maximale Aufbewahrungszeit der Zähne betrug sechs Wochen. Nach Entfernung von Geweberesten wurden die Wurzeln der Zähne mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe unter Wasserkühlung abgetrennt, um sie für den geringen Durchmesser der standardisierten Küvettenringe passend zu machen.

3.1.2. Thermocycling und Einbetten

Die Zähne wurden zu insgesamt 20 Gruppen à 25 Zähnen eingeteilt und unter verschiedenen Variablen mit Metallbrackets beklebt. Die Variablen waren fünf verschiedene Primer/Kompositkombinationen sowie zwei verschiedene Lampensysteme mit je zwei unterschiedlichen Polymerisationszeiten. Nach dem Bekleben erfolgte ein Thermocycling als künstlicher Alterungsprozess der Materialien, der den Temperaturschwankungen bei feuchtem Milieu in der Mundhöhle nachempfunden ist und damit die Wirkung des unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Schmelz, Adhäsiv und Bracket berücksichtigt. Dazu wurden entsprechend ISO 11405/Test type 2 (testing of adhesion to tooth structure) die Zähne für 24 Stunden in einem auf 37°C temperierten Bad mit destilliertem Wasser gelagert. Im Anschluss daran durchliefen sie 500 Zyklen in einer speziellen Thermocycling-Apparatur (Willytec, Dental Research Division). Je Zyklus wurden die Zähne dabei nach 30 Sekunden in einem Wasserbad von 55°C, elektronisch gesteuert für 30 Sekunden in ein Kältebad von 5°C bewegt, wobei eine Abtropfzeit von 5 Sekunden zwischengeschaltet war.

Um die Zähne in das Gerät für die Abscherversuche einspannen zu können, mussten sie vor Durchführung der Versuche mit kaltpolymerisierendem Kunststoff (Technovit 4004, Heraeus Kulzer) in einen standardisierten Metallring eingebettet werden. Dazu wurde der jeweilige Zahn so platziert, dass die Fläche mit dem Bracket frei und horizontal orientiert war. Damit eine parallele Ausrichtung der Bracketbasis zur Grundfläche der Prüfkörper und damit zur späteren Abscherrichtung gewährleistet war, wurden Standardstahldrähte (0,017 x 0,022, 3M Unitek) in die Bracketslots einlegiert und so lang belassen, dass sich diese beim Einbetten auf einen aus Gips

gefertigten Abstandshalter mit paralleler Oberfläche abstützen. Das Ausfüllen des Bracketschlitzes erfüllte auch den Zweck, Deformationen des Brackets bei Kraftanbringung zu verhindern.

3.1.3. Brackets

Es wurden 300 adhesive precoated Brackets und 200 konventionelle Brackets der Firma 3M Unitek mit einer Basisgröße von 9,81 mm² verwendet. Diese Größe wurde anhand von zehn Brackets mittels einer digitalen Schiebleere überprüft und konnte vom Hersteller bestätigt werden.

Vorbeschichtete Brackets:

Bei den verwendeten Brackets handelt es sich um Premolaren APCTM II Victory Twin Metallbrackets (0,022) aus dem Adhesive Coated Appliance System (3M Unitek) ohne Torque und Angulation. Sie sind mit einer Modifikation von TransbondTM XT Adhäsiv (3M Unitek) vorbeschichtet. Der Kunststoff der vorbeschichteten Brackets enthält die gleichen Inhaltsstoffe mit veränderten prozentualen Anteilen der einzelnen Komponenten.

Konventionelle Brackets:

Es kamen Metallbrackets (0,022) für Premolaren mit retentiver Netzbasis ohne Adhäsivvorbeschichtung zur Anwendung. Es handelt sich dabei um Universal Bicuspid Twin Brackets aus der Victory SeriesTM 2 (3M Unitek) mit 0° Torque und Angulation.

3.1.4. Primer und Befestigungskomposite

Es wurden vier selbstätzende Primer und ein herkömmliches Primersystem nach Ätzung mit Phosphorsäure angewendet. Bei drei Gruppen wurden APCTM Brackets verwendet, in zwei Gruppen kamen Befestigungskunststoffe in Kombination mit unbeschichteten Brackets zum Einsatz.

Primer:

1. TransbondTM Plus Self Etching Primer (3M Unitek), Kombinationsprodukt aus Ätzmittel und Primer zur kieferorthopädischen Behandlung, Einmalapplikatorsystem; Komponenten:

- Wasser
- Methacrylierte Phosphorsäureester
- Phosphinoxid
- Stabilisator
- Fluoridkomplex
- Parabene

2. Clearfil SE BOND (Kuraray), lichthärtendes Bondingsystem aus selbstätzendem Primer und Bondingagenten zur universellen Anwendung in der restaurativen, adhäsiven Zahnheilkunde, Twin Box System; Komponenten:

Primer:

- 10 Methacrylat-oxydecyl Dehydrogenphosphat (MDP)
- 2-Hydroxyethyl Methacrylat (HEMA)
- Hydrophiles Dimethacrylat
- dl- Kampferchinon
- N,N-Diethanol-p-Toluidin
- Wasser

Bond:

- MDP
- 2-Bis-Phenol A Diglycytat-Methacrylat (Bis-GMA)
- HEMA
- Hydrophiles Dimethacrylat
- dl-Kampferchinon
- N,N-Diethanol-p-Toluidin
- Kolloides Siliziumoxyd

3. Ideal® 1 Orthodontic Adhesive Kit, Primer (GAC), selbstätzender Primer, zur Anwendung bei kieferorthopädischer Behandlung, Primerkapseln; Komponenten:

- Wasser
- Ethylalkohol
- HEMA
- 4-Methacryloxyethyltrimelliticacid
- Akzeleratoren

4. Transbond™ XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer (3M Unitek), Primer für lichthärtenden Kleber für die kieferorthopädische Behandlung, im Fläschchen; Komponenten:

- Bis-GMA
- Triethylenglycol Dimethacrylat

vorherige Säureätzung erforderlich, verwendetes Produkt:
Etching Gel (3M Unitek), Ätzgel mit 37% Phosphorsäure

5. i bond™ Gluma® inside (Heraeus Kulzer), lichthärtendes, selbstkonditionierendes Einkomponenten-Adhäsiv zur universellen Verwendung in der adhäsiven, restaurativen Zahnheilkunde; Komponenten:

- UDMA
- 4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid (4-META)
- Glutaraldehyd
- Azeton
- Wasser
- Stabilisatoren
- Photoinitiatoren

Befestigungskomposite:

1. Kurasper™ F Light Cured Orthodontic Adhesive (Kuraray); lichthärtender, direkt bindender Bracketkomposit; Komponenten:

- Füller
- Bis-GMA
- TEGDMA

2. modifiziertes Transbond™ XT Light Cure Adhesive (3M Unitek), Vorbeschichtung auf APC™ II Adhesive Coated Appliance System Brackets, lichthärtender Bracketkomposit; Komponenten:

- Füller
- Bis-GMA
- Bisphenol A Bis(2-Hydroxyethylether) Dimethacrylate (Bis EMA)

3. Ideal ® 1 Orthodontic Adhesive Kit, Adhesive (GAC), lichthärtender Bracketkomposit; Komponenten:

- Barium aluminoborsilicate glass
- Urethan Diacrylat Oligomer
- TEGDMA
- Fumed Silica
- HEMA
- Polymerisationsakzeleratoren
- Photoinitiatoren

3.1.5. Versuchsreihen

Die Zähne wurden nach dem Zufallsprinzip ausgewählt und in Gruppen von je 25 Zähnen sortiert. In fünf Versuchsreihen wurden vier verschiedene selbstätzende Primer einem herkömmlichen Primer gegenübergestellt, sowie mit verschiedenen Polymerisationslampen und –zeiten gehärtet. Die Versuchsreihen 1-5 sind in Tabelle1 zusammengefasst.

		SÄT/SEP	Haftvermittler	Adhäsiv		Halogen		Plasma	
						20 s	40 s	3 s	6 s
Gruppe	1	Transbond Plus™	/	APC™ II	N	25	25	25	25
	2	Clearfil SE BOND	/	Kurasper™ F	N	25	25	25	25
	3	Ideal 1	/	Ideal 1	N	25	25	25	25
	4	37% Phosphorsäure	Transbond™ XT	APC™ II	N	25	25	25	25
	5	i bond™	/	APC™ II	N	25	25	25	25

Tabelle 1: Versuchsreihen 1-5 mit 5 verschiedenen Primer/Kompositkombinationen, jede Versuchsreihe besteht aus jeweils 4 Versuchsgruppen, jede Gruppe besteht aus 25 Proben

3.1.6. Bracketapplikation

Eine gleich bleibende Quantität an Komposit ist bei APC™ II Brackets gesichert. Um diese konstante Menge von 12 mg auch für die Applikation von nicht vorbeschichteten Brackets mit Kurasper™ F bzw. Ideal 1 sicherzustellen, wurde der Kunststoff jedes Mal mit einer Waage (Sartorius research R200D) abgewogen. Außerdem erfolgte zur Überprüfung eines gleichmäßigen Anpressdrucks die Applikation der Brackets mit Hilfe einer Federwaage (Correx), wobei ein Anpressdruck von 300 g für je 3 Sekunden aufgebracht wurde. Durch diese beiden Maßnahmen sollte eine gleichmäßige Adhäsivschichtstärke sichergestellt werden. Überschüsse wurden mit dem Heidemannspatel entfernt.

3.1.7. Polymerisation

Pro Versuchsreihe mit jeweils vier Versuchsgruppen wurde einmal 20 und einmal 40 Sekunden mit einer Halogenlampe (Ortholux™ XT, 3M Unitek) gehärtet. Zwei weitere Gruppen wurden einmal 3 und einmal 6 Sekunden mit einer Plasmalampe (ORTHO Lite™, 3M Unitek) polymerisiert. Auf diese Weise durchlief jede Produktkombination zwei Polymerisationszeiten mit zwei verschiedenen Polymerisationsarten. Dabei waren die 20 Sekunden bei der Halogenlampe und 6 Sekunden bei der Plasmalampe die vom Hersteller (3M Unitek) empfohlene Zeit. Um eine tiefe und gleichmäßige Durchhärtung zu gewährleisten, wurden die Zeiteinheiten halbiert und jeweils von distal und mesial appliziert. Dabei wurde auf einen Winkel von 45° geachtet und die Lichtleiterspitze konstant in einem Abstand von 3 mm von der Adhäsivoberfläche gehalten. Um eine minimale Lichtintensität von 400 mW/cm² sicherzustellen, wurde bei Verwendung der Halogenlampe ein Radiometer (Demetron Research Corp., Model 100) benutzt. Bei der ORTHO Lite™ ist ein Lichtmesser mit im Gerät integriert, der durch Farbumschlag auf ungenügende Lichtintensität hinweist.

3.1.8. Schmelzpolitur, Arbeitsabläufe beim Primern

Jede der zu beklebenden Zahnflächen wurde mit Zircate® Prophy Paste (fluoridfreie Polierpaste, Dentsply De Trey) und Bürstchen für je 15 Sekunden bei langsamer Geschwindigkeit gereinigt. Danach wurden die Zähne mit Wasser abgespült. Entsprechend den Versuchsreihen (Siehe Tabelle 1) wurden die Präparate streng nach Herstellerangaben verarbeitet.

Gruppe 1 (Transbond™ Plus Self Etching Primer):

Die gereinigte Zahnoberfläche war von überschüssigem Wasser befreit, wurde jedoch nicht getrocknet. Nachdem die Komponenten des Einmalapplikators miteinander vermischt wurden, und die Spitze des Pinsels für 5 Sekunden mit der Primerflüssigkeit benetzt wurde, erfolgte die Applikation auf den Zahn, wobei die Flüssigkeit pro Zahn 5 Sekunden eingerieben wurde. Danach folgte eine Wiederholung des Vorgangs für jeden Zahn, mit anschließendem Verblasen des Primers mit öl- und feuchtigkeitsfreier Luft, so dass ein dünner Film zurückblieb. Die

Bracketapplikation (APC II) und Lichtpolymerisation erfolgte wie oben beschrieben. Der Hersteller empfiehlt für die Verwendung von APC™ II Brackets die Polymerisation mit der Halogenlampe für eine Zeit von insgesamt 20 Sekunden oder mit der Plasmalampe für 6 Sekunden.

Gruppe 2 (Clearfil SE BOND):

Da es sich nicht um ein speziell kieferorthopädisches Produkt handelt, war der Arbeitsablauf an der Anleitung für die Versorgung von Zahnhalsdefekten orientiert. Obwohl bei unpräpariertem Schmelz oder Dentin eine zusätzliche Säureätzung für 10 Sekunden empfohlen wird, wurde darauf verzichtet, um die direkte Vergleichbarkeit der einzelnen selbstkonditionierenden Primer zu erhalten. Nachdem Primer und Bond auf dem Mischsteller vorbereitet wurden, erfolgte die Applikation des Primers für jeden Zahn mit einem Pinselchen für je 20 Sekunden. Nach dem Verblasen der Flüssigkeit mit feuchtigkeitsfreier Luft wurde die Bonding-Substanz aufgetragen und ebenso mit Luft verblasen. Darauf folgte eine Lichtpolymerisation von 10 Sekunden nach Herstellerangaben. Nach oben genanntem Muster wurde das Bracket nach Beschichtung mit der abgewogenen Menge Kurasper™ F aufgebracht und die Polymerisation mit Plasma- oder Halogenlampe durchgeführt.

Gruppe 3 (Ideal ® 1):

Der selbstätzenden Primer wurde auf die Applikatorspitze aufgetragen und die vollständig getrocknete Zahnoberfläche für 20 Sekunden durch kreisende Bewegungen mit der Flüssigkeit benetzt, bevor der Zahn durch starken Luftstrom (5 Sekunden je Zahn) gänzlich getrocknet und von Primerüberschüssen befreit wurde. In dieser Versuchsreihe kam ein nicht vorbeschichtetes Bracket in Kombination mit dem Kunststoff Ideal 1 zur Anwendung. Nachdem die Paste abgemessen war, erfolgte deren Aufbringung auf das Bracket mit einem Spatel. Das weitere Vorgehen ist wie oben beschrieben.

Gruppe 4 (Transbond™ XT Primer):

Da es sich in dieser Versuchsreihe nicht um einen selbstätzenden Primer handelte, wurde jeder gereinigte und getrocknete Zahn zuerst 15 Sekunden lang mit der gelförmigen Phosphorsäure behandelt. Diese wurde gewissenhaft mit reichlich Wasser abgespült und die Zähne mit Luft getrocknet. Darauf folgte die Applikation des Primers aus der Mischschale mit einem Pinsel. Im Folgenden wurden die APC™ II Brackets aufgebracht und mit Halogen- oder Plasmalampe polymerisiert.

Gruppe 5 (i bond™):

Nach konventioneller Trocknung der Zahnoberfläche wurde ein Pinsel mit i bond™ getränkt und dieses dreimal hintereinander reichlich auf die Zahnoberfläche aufgetragen. Nach 30 Sekunden Einwirkzeit wurde die Flüssigkeit sanft mit ölfreiem Luftstrom verteilt, so dass keine Flüssigkeitsbewegung mehr zu sehen war und erneut für einige Sekunden mit Luftstrom getrocknet. Ziel dabei war es, eine glänzende Oberfläche zu erhalten, ohne die aktiven Inhaltsbestandteile zu entfernen. Es folgte, wie vom Hersteller angegeben, eine Lichthärtung mit einem Halogenlichtgerät (Ortholux™ XT) für 20 Sekunden, bzw. in der Gruppe, die mit Plasmalampe zu härten ist, eine Polymerisation von 5 Sekunden mit der

Plasmalampe (ORTHO Lite). Danach wurde wie oben beschrieben das APC™ II Bracket appliziert und die Lichtpolymerisation durchgeführt.

3.2. Experimenteller Ablauf

3.2.1. Testeinrichtung

Um die Haftfestigkeitsprüfung vorzunehmen, wurde die Prüfmaschine quick Test MCE 2000ST (Prüfpartner GmbH) eingesetzt. Während der Vorlast bis hin zum Bruch wird das Verhalten der Probe in jeder Phase digital oder analog gemessen und dokumentiert. Über eine PC Verbindung können die Daten übernommen und weiterverarbeitet sowie der Prüfablauf gesteuert werden.

3.2.2. Scher-Abschäl-Versuch

Die Prüfkörper aus insgesamt 20 Versuchsgruppen der fünf Versuchsreihen wurden nacheinander so in das Testgerät eingespannt, dass die Bracketbasis parallel zum Scherkolben der Maschine verlief, um Variationen in der Richtung der einwirkenden Kraft zu vermeiden. Der Scherkolben übte eine okkluso-gingival gerichtete Kraft aus. Ziel war es, die Maximalkraft beim Bruch der Probe zu messen und daraus die Festigkeit in MPa ($1\text{MPa} = 1\text{N/mm}^2$) anzugeben. Die Versuche zur Messung der Scher-Abschäl-Haftung wurden mit folgenden Werten durchgeführt:

Vorlast: 1 N

Maximaler Weg: 10 mm

Maximale Last: 500 N

Geschwindigkeit beim Scher-Abschäl Versuch: 0.5 mm/min (nach ISO 11405: $0,75\pm 0,30$)

(Bei Durchgängen, bei denen der Versuch gestoppt wurde, ohne dass das Bracket abgeschält worden war, wurde ein neuer Versuch mit der gleichen Probe unter gleichen Bedingungen gestartet und dieses vermerkt.)

3.2.3. Untersuchung der Bruchmodi

Nach dem Debonding wurden die Schmelzflächen und Bracketbasen bei zehnfacher Vergrößerung unter dem Lichtmikroskop fotografisch dokumentiert. Dies diente dazu, den Bruchmodus mit Hilfe des Adhesive Remnant Index (ARI) zu bestimmen. Dieser gibt Auskunft über die Menge des am Zahn verbliebenen Kunststoffes und damit über den Verlauf der Bruchlinie. Der modifizierte Index teilt in 5 Grade ein:

0: 0% Kunststoff am Zahn

1: weniger als 50% Kunststoff am Zahn

2: mehr als 50% Kunststoff am Zahn

3: 100% Kunststoff am Zahn

4: Schmelzausriss

Der ARI in älterer Form berücksichtigt die Schmelzausrisse nicht gesondert, so dass es zu folgender Gradeinteilung kommt:

- 0: 0% Kunststoff am Zahn
- 1: weniger als 50% Kunststoff am Zahn
- 2: mehr als 50% Kunststoff am Zahn
- 3: 100% Kunststoff am Zahn

Mit Hilfe des Programms Photoshop 7.0 wurde ein Raster mit 25 mm Abstand eingestellt, der Prozentanteil des verbliebenen Kunststoffes abgezählt und damit der Index ermittelt.

3.3. Statistische Auswertung

Zur Analyse der Messergebnisse wurden diese mit Hilfe des Auswertungssystems SPSS® 14.0 verschiedener statistischer Tests unterzogen. Ziel der statistischen Auswertung ist die Abgrenzung signifikanter beobachteter Ereignisse von zufälligen Erscheinungen, um dadurch die Ergebnisse als gesichert ansehen zu können. Dabei werden die Irrtumswahrscheinlichkeiten in Prozent angegeben. Diese zeigen, mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Ergebnis rein zufällig eintritt oder einen statistisch gesicherten, d.h. signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse hat.

<u>Irrtumswahrscheinlichkeit</u>	<u>Signifikanz</u>	<u>Darstellung</u>
>5%	nicht signifikant	$p = > 0,05$
<5%	signifikant	$p = < 0,05$
<1%	deutlich signifikant	$p = < 0,01$
<0,1%	hoch signifikant	$p = < 0,001$

Die verschiedenen Tests untersuchten folgende Parameter: die Haftwerte, den ARI modifiziert und den ARI.

Dazu wurden gegenübergestellt: zwei Lampentypen bei zwei verschiedenen Härtingszeiten für jeweils eines der fünf Primersysteme, die Aushärtingszeiten bei gleichem Primer und gleicher Lampe, die Ergebnisse für alle fünf Primersysteme zu je zwei verschiedenen Härtingszeiten für beide Lampen getrennt und alle Gruppen untereinander.

4. Ergebnisse

4.1. Erläuterung der statistischen Parameter

Mittelwert:

Der Mittelwert beschreibt das arithmetische Mittel einer Versuchsgruppe. Er stellt den Schwerpunkt einer Verteilung dar.

Standardabweichung:

Die Standardabweichung beschreibt die mittlere Abweichung der Mittelwerte und ist damit auch ein Maß für die Streuung der Werte.

Varianz:

Die Varianz beschreibt das Streuungsausmaß einer Verteilung. Die Wurzel der Varianzformel ist die Standardabweichung.

Medianwert:

Der Medianwert ist als Punkt in der Mitte definiert mit 50% der Messpunkte darüber und 50% darunter.

Signifikanz:

Signifikanz beschreibt die Wahrscheinlichkeit eines Ereignisses, welches einen statistisch gesicherten Einfluss auf die Ergebnisse hat.

4.2. Erläuterung der statistischen Tests

Kolmogorov–Smirnov-Anpassungstest:

Test zur Überprüfung, ob zwei Wahrscheinlichkeitsverteilungen übereinstimmen.

T-Test:

parametrischer Test zum Vergleich der Mittelwerte zweier unabhängiger Stichproben aus der Normalverteilung. Der Test stellt die Signifikanz des Unterschiedes dieser Mittelwerte fest.

Levene-Test:

Test zur Überprüfung, ob die Varianzen zweier oder mehrerer Gruppen homogen sind.

Mann–Whitney–U-Test:

Test zum Vergleich zweier unabhängiger empirischer Stichproben als nicht parametrisches Äquivalent zum T-Test bei unabhängigen Stichproben.

Kruskal-Wallis-Test:

Erweiterung des Mann–Whitney–U-Tests auf mehr als zwei Stichproben zur Verifizierung des ANOVA Ergebnisses.

ANOVA:

prüft anhand der Varianz, ob mehrere Stichproben aus derselben Grundgesamtheit stammen können (Varianzanalyse).

4.3. Ergebnisse für die Primersysteme 1-5

4.3.1. Transbond™ Plus

Lampe		Halogen		Plasma	
Zeit (s)		20	40	3	6
Haftwerte	Mean	9,58 ^A	14,83 ^B	13,54 ^B	13,66 ^B
	SD	4,40	4,21	2,74	3,71
	Levene Test	0,056			
	ANOVA	0,0001			
	KW	0,0001			
ARI mod.	Mean	2,12 ^A	2,24 ^A	1,84 ^A	2,32 ^A
	SD	1,13	1,36	1,28	1,55
	Levene Test	0,095			
	ANOVA	0,606			
	KW	0,613			
ARI	Mean	1,32 ^A	0,96 ^A	1,04 ^A	0,72 ^A
	SD	0,90	0,89	0,84	0,89
	Levene Test	0,765			
	ANOVA	0,123			

Tabelle 2-1: Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte für den selbststätzenden Primer Transbond™ Plus

Beim Vergleich der zwei Lampen bei jeweils zwei verschiedenen Härtingszeiten besteht ein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Haftwerte ($p = 0,0001$). Dies konnte bei nicht vorliegender Homogenität durch den Kruskal–Wallis-Test bestätigt werden ($p = 0,0001$). Der höchste Haftwert findet sich für den selbststätzenden Primer Transbond™ Plus bei Härting mit der Halogenlampe für 40 Sekunden (Mean = 14,83 MPa, SD = 4,21). Die Ergebnisse für die Haftwerte bei Polymerisation mit Halogenlampe für 40 Sekunden als auch beide Härtingszeiten mit der Plasmalampe gehören der gleichen homogenen Untergruppe an (B). Der Wert bei Halogenhärting für 20 Sekunden gehört zu einer anderen homogenen Untergruppe (A). Der Haftwert fällt hier im Mittel auf 9,58 MPa ab bei einer Standardabweichung von 4,4. Für die ARI- und ARI mod.-Werte zeigt sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,123$ und $0,606$). Alle Werte gehören der gleichen homogenen Untergruppe an (A).

4.3.2. Clearfil SE BOND

Lampe		Halogen		Plasma	
Zeit (s)		20	40	3	6
Haftwerte	Mean	13,04 ^A	16,90 ^B	14,66 ^{AB}	16,99 ^B
	SD	3,70	2,85	3,70	3,95
	Levene Test	0,714			
	ANOVA	0,0001			
ARI mod.	Mean	1,72 ^A	2,48 ^A	2,36 ^A	2,44 ^A
	SD	1,14	1,23	1,32	1,39
	Levene Test	0,141			
	ANOVA	0,124			
ARI	Mean	1,08 ^A	1,04 ^A	0,92 ^A	0,84 ^A
	SD	0,70	0,89	0,81	0,85
	Levene Test	0,170			
	ANOVA	0,714			

Tabelle 2-2: Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte für den selbstätzenden Primer Clearfil SE

Für die Haftwerte besteht bei vorliegender Homogenität ein signifikanter Unterschied bei Gegenüberstellung der beiden Lampen und Härtung mit zwei verschiedenen Zeiten ($p = 0,0001$). Die höchsten Haftwerte wurden bei Polymerisation mit jeweils der längeren Zeit sowohl für die Plasma- als auch für die Halogenlampe erzielt, die der gleichen homogenen Untergruppe (B) angehören (Mean = 16,90 MPa, SD = 2,85 für Halogenlampe und Mean = 16,99 MPa, SD = 3,95 für Plasmalampe). Für die ARI- und ARI mod.-Werte konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden bei Angehörigkeit zur gleichen homogenen Untergruppe (A, $p = 0,714$ und $0,124$).

4.3.3. Ideal 1

Lampe		Halogen		Plasma	
Zeit (s)		20	40	3	6
Haftwerte	Mean	7,38 ^A	6,79 ^A	7,17 ^A	7,33 ^A
	SD	2,26	1,55	1,29	1,82
	Levene Test	0,719			
	ANOVA	0,634			
ARI mod.	Mean	2,00 ^{AB}	2,20 ^B	2,16 ^B	1,68 ^A
	SD	0,00	0,41	0,75	0,75
	Levene Test	0,0001			
	ANOVA	0,006			
	KW	0,001			
ARI	Mean	2,00 ^B	2,20 ^B	2,00 ^B	1,52 ^A
	SD	0,00	0,41	0,76	0,65
	Levene Test	0,0001			
	ANOVA	0,0001			
	KW	0,0001			

Tabelle 2-3: Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte für den selbstätzenden Primer Ideal 1

In der Versuchsgruppe 3 (Ideal 1) wurde kein signifikanter Unterschied für die Haftwerte ermittelt ($p = 0,634$). Die Gruppe ist homogen verteilt und alle Werte gehören der gleichen homogenen Untergruppe an (A). Dagegen zeigte sich sowohl für die ARI- als auch für die ARI mod.-Werte ein signifikanter Unterschied ($p = 0,0001$ und $0,006$), was durch den Kruskal–Wallis-Test bestätigt werden konnte ($p = 0,0001$).

und 0,001). Hier zeigen sich signifikant geringere ARI- bzw. ARI mod.-Werte von 1,52 bzw. 1,68 bei der Härtung mit Plasmalampe für 6 Sekunden.

4.3.4. Konventionelle Säureätztechnik und Transbond™ XT Primer

Lampe		Halogen		Plasma	
Zeit (s)		20	40	3	6
Haftwerte	Mean	13,08 ^A	15,86 ^A	13,65 ^A	15,32 ^A
	SD	3,63	3,81	4,21	5,49
	Levene Test	0,137			
	ANOVA	0,080			
ARI mod.	Mean	1,96 ^A	1,84 ^A	1,92 ^A	1,56 ^A
	SD	1,14	1,25	1,29	1,00
	Levene Test	0,538			
	ANOVA	0,623			
ARI	Mean	1,16 ^A	1,04 ^A	0,96 ^A	1,08 ^A
	SD	0,75	0,79	0,74	0,57
	Levene Test	0,203			
	ANOVA	0,797			

Tabelle 2-4: Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte bei Anwendung konventioneller Säureätztechnik und des Primers Transbond™ XT

Weder bezüglich der Scher-Abschälhaftung ($p = 0,080$) noch bezüglich der ARI- und ARI mod.-Werte ($p = 0,797$ und $0,623$) wurden signifikante Unterschiede beim Vergleich der zwei Lampen bei jeweils zwei Polymerisationszeiten festgestellt. Der Levene-Test zeigt die homogene Verteilung der Gruppen. Alle Ergebnisse gehören der gleichen homogenen Untergruppe an.

4.3.5. i bond™

Lampe		Halogen		Plasma	
Zeit (s)		20	40	3	6
Haftwerte	Mean	6,93 ^A	7,77 ^A	8,36 ^A	6,70 ^A
	SD	2,79	4,16	3,20	3,04
	Levene Test	0,347			
	ANOVA	0,275			
ARI mod.	Mean	0,60 ^A	0,56 ^A	0,60 ^A	0,52 ^A
	SD	0,91	0,92	0,91	1,12
	Levene Test	0,969			
	ANOVA	0,990			
ARI	Mean	0,44 ^A	0,48 ^A	0,44 ^A	0,20 ^A
	SD	0,58	0,65	0,58	0,41
	Levene Test	0,002			
	ANOVA	0,283			
	KW	0,321			

Tabelle 2-5: Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte für den selbststänzen Primer i Bond™

Für die Haft-, ARI- und ARI mod.-Werte wurde innerhalb der Testgruppe 5 kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen ermittelt ($p = 0,275$, $0,283$ und $0,990$). Nur die ARI-Werte sind nicht homogen verteilt. Hier konnte das ANOVA Ergebnis nicht durch den Kruskal–Wallis-Test bestätigt werden ($p = 0,321$). Alle Ergebnisse gehören der gleichen homogenen Untergruppe an (A).

4.4. Ergebnisse für den Vergleich bezüglich Zeit bei gleicher Lampe und gleichem Primer-Adhäsiv-System

4.4.1. Halogenlampe

Primer		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i bond™	
Zeit (s)		20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
Haftwerte	MW	9,58	14,83	13,04	16,90	7,38	6,79	13,08	15,86	6,93	7,77
	SD	4,40	4,21	3,70	2,85	2,26	1,55	3,64	3,81	2,79	4,16
	KS	0,002		0,0001		0,908		0,077		0,710	
	T-Test					0,283		0,011		0,408	
	MWU	0,0001		0,0001							
ARI mod.	MW	2,12	2,24	1,72	2,48	2,00	2,20	1,96	1,84	0,60	0,56
	SD	1,13	1,36	1,14	1,23	0,00	0,41	1,14	1,25	0,91	4,16
	KS	0,809		0,049		0,050		0,931		1,000	
	T-Test	0,736				0,022		0,724		0,878	
	MWU			0,020							
ARI	MW	1,32	0,96	1,08	1,04	2,00	2,20	1,16	1,04	0,44	0,48
	SD	0,90	0,89	0,70	0,89	0,00	0,00	0,75	0,79	0,58	0,65
	KS	0,562		0,473		0,050		0,874		1,000	
	T-Test	0,161		0,861		0,022		0,583		0,820	

Tabelle 3-1: Gegenüberstellung der Ergebnisse bei 20 bzw. 40 Sekunden Polymerisation mit der Halogenlampe für alle Primer

Haftwerte:

Mit dem Kolmogorov–Smirnov-Test konnte zunächst gezeigt werden, dass die Gruppen Transbond™ Plus und Clearfil SE BOND beim Vergleich der Polymerisationszeiten 20 und 40 Sekunden bei Härtung mit der Halogenlampe nicht normalverteilt waren. Der Mann–Whitney–U-Test ließ den signifikanten Unterschied beim Vergleich der Härtungszeiten bezogen auf die Haftwerte erkennen ($p = 0,0001$). Jeweils bei der längeren Polymerisationszeit mit der Halogenlampe von 40 Sekunden konnten signifikant höhere Haftwerte verzeichnet werden. (Gruppe 1: Mean = 14,83 MPa, SD = 4,21, Gruppe 2: Mean = 16,90 MPa, SD = 2,85).

Für Ideal 1, Transbond™ XT und i bond™ dagegen zeigte bei vorliegender Normalverteilung der T-Test nur für Transbond™ XT einen signifikanten Unterschied bezüglich der Haftwerte ($p = 0,011$). Bei 40 Sekunden mit der Halogenlampe wurde ein signifikant höherer Haftwert von im Mittel 15,86 MPa bei einer Standardabweichung von 3,81 gemessen.

ARI mod.-Werte:

Nur die Gruppe mit Clearfil SE BOND zeigte keine Normalverteilung. Durch den Mann-Whitney-U-Test konnte ein signifikanter Unterschied gezeigt werden ($p = 0,020$). Der ARI mod.-Wert war bei 40 Sekunden Härtung signifikant höher (Mean = 2,48). Der T-Test der anderen Gruppen stellte nur für die Gruppe Ideal 1 einen signifikanten Unterschied fest ($p = 0,022$). Auch hier ergab die längere Härtungsdauer den höheren ARI mod.-Wert (Mean = 2,20).

ARI-Werte:

Bei vorliegender Normalverteilung zeigte der T-Test erneut nur für Ideal 1 einen signifikanten Unterschied ($p = 0,022$, Mean = 2,20, SD = 0,00), wobei hier ebenfalls die höhere Polymerisationszeit zu einem höheren ARI-Wert führte.

4.4.2. Plasmalampe

Primer		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i bond™	
Zeit (s)		3	6	3	6	3	6	3	6	3	6
Haftwerte	MW	13,54	13,66	14,66	16,99	7,17	7,32	13,65	15,32	8,36	6,70
	SD	2,74	3,71	3,70	3,95	1,29	1,82	4,21	5,49	3,20	3,04
	KS	0,709		0,033		0,708		0,476		0,036	
	T-Test	0,903				0,732		0,234			
	MWU			0,017						0,034	
ARI mod.	MW	1,84	2,32	2,36	2,44	2,16	1,68	1,92	1,56	0,60	0,52
	SD	1,28	1,55	1,32	1,39	0,75	0,75	1,28	1,00	0,91	1,12
	KS	0,418		1,000		0,115		0,439		0,432	
	T-Test	0,238		0,835		0,028		0,276		0,783	
ARI	MW	1,04	0,72	0,92	0,84	2,00	1,52	0,96	1,08	0,44	0,20
	SD	0,84	0,89	0,81	0,85	0,76	0,65	0,74	0,57	0,58	0,41
	KS	0,232		0,937		0,113		0,404		0,217	
	T-Test	0,198		0,735		0,021		0,522		0,099	

Tabelle 3-2: Gegenüberstellung der Ergebnisse bei 3 bzw. 6 Sekunden Polymerisationsdauer mit der Plasmalampe für alle 5 verwendeten Primer

Haftwerte:

Für die Gruppen Transbond™ Plus, Ideal 1 und Transbond™ XT konnte eine Normalverteilung festgestellt werden. Der T-Test zeigte bei keiner der Gruppen einen signifikanten Unterschied bezüglich der kürzeren und längeren Polymerisationszeit ($p = 0,903$, $0,732$ und $0,234$).

Bei Clearfil SE BOND und i bond™ dagegen liegt keine Normalverteilung vor. Durch den Mann–Whitney–U-Test zeigte sich bei beiden Gruppen ein signifikanter Unterschied für die Haftwerte ($p = 0,017$ und $0,034$). In der Versuchsgruppe 2 (Clearfil SE BOND) kam es zu einem signifikant höheren Haftwert von 16,99 MPa (SD = 3,95) bei 6 Sekunden Härtung mit der Plasmalampe im Vergleich zu 14,66 MPa Haftwert bei 3 Sekunden (SD = 3,70). In der Versuchsgruppe 5 (i bond™) dagegen kam es zu gegenteiligem Ergebnis: Die 6 Sekunden Härtezeit mit der Plasmalampe (Mean = 6,70 MPa, SD = 3,04) ergaben signifikant kleinere Haftwerte als eine Polymerisationsdauer von 3 Sekunden (Mean = 8,36, SD = 3,20).

ARI mod.- und ARI-Werte:

Alle Ergebnisse sind normalverteilt. Der T-Test ergab nur für die Gruppe Ideal 1 einen signifikanten Unterschied, wobei höhere ARI- und ARI mod.-Werte bei der kürzeren Polymerisationszeit zu vermerken waren (Mean = 2,00 und 2,16, SD = 0,76 und 0,75).

4.5. Ergebnisse für Halogen- und Plasmalampe getrennt

4.5.1. Halogenlampe

Primer		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i bond™	
Lampe		Halogen									
Zeit (s)		20	40	20	40	20	40	20	40	20	40
Haftwerte	Mean	9,58 ^A	14,83 ^{BC}	13,04 ^B	16,90 ^C	7,38 ^A	6,80 ^A	13,08 ^B	15,86 ^{BC}	6,93 ^A	7,77 ^A
	SD	4,40	4,21	3,70	2,85	2,26	1,55	3,64	3,81	2,79	4,16
Levene-Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									
Weibull-Analyse	m	2,03	3,48	3,63	6,77	4,48	3,52	3,57	5,12	2,47	2,06
	σ_0	11,00	16,59	14,53	18,10	8,12	7,68	14,61	17,31	7,93	8,80
ARI mod.	Mean	2,12 ^B	2,24 ^B	1,72 ^B	2,48 ^B	2,00 ^B	2,20 ^B	1,96 ^B	1,84 ^B	0,60 ^A	0,56 ^A
	SD	1,13	1,36	1,13	1,23	0,00	0,41	1,14	1,25	0,91	0,92
Levene-Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									
ARI	Mean	1,32 ^C	0,96 ^{ABC}	1,08 ^{ABC}	1,04 ^{ABC}	2,00 ^D	2,20 ^D	1,16 ^C	1,04 ^{ABC}	0,44 ^A	0,48 ^{AB}
	SD	0,90	0,89	0,70	0,89	0,00	0,41	0,75	0,80	0,58	0,65
Levene – Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									

Tabelle 4-1: Ergebnisse für alle 5 verwendeten Primer bei Polymerisation mit der Halogenlampe

Beim Vergleich der Polymerisation aller Primer für je 20 und 40 Sekunden mit der gleichen Halogenlampe zeigt sich für die Haft-, ARI mod.- und ARI-Werte ein signifikanter Unterschied ($p = 0,0001$), was bei nicht vorliegender Homogenität durch den Kruskal-Wallis-Test bestätigt werden konnte.

Haftwerte:

Der signifikant höchste Haftwert (Untergruppe C) konnte für Clearfil SE BOND bei 40 Sekunden verzeichnet werden. Einer gemeinsamen homogenen Untergruppe gehören Transbond™ Plus (kürzere Polymerisationszeit), Ideal 1 und i bond™ (beide Zeiten) an. In dieser Untergruppe (A) finden sich geringe Haftwerte, mit dem niedrigsten von 6,80 MPa (SD = 1,55) für Versuchsgruppe 3 (Ideal 1) bei 40 Sekunden Polymerisation. Des Weiteren bilden Transbond™ Plus und Transbond™ XT bei jeweils 40 Sekunden Härtezeit eine homogene Untergruppe (BC) mit Haftwerten im Mittel von 14,83 MPa (SD = 4,21) für Gruppe 1 (Transbond™ Plus) und 15,86 MPa (SD = 3,81) für Gruppe 4 (Transbond™ XT).

Der geringste Weibull-Modulwert konnte bei Anwendung von Transbond™ Plus bei 20 Sekunden Lichthärtung verzeichnet werden ($m = 2,03$), der höchste für Clearfil SE BOND bei 40 - sekundiger Polymerisationszeit ($m = 6,77$). Die charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit zeigt deutliche Unterschiede innerhalb der untersuchten Gruppen. Der höchste Wert von $\sigma_0 = 18,10$ wurde für Clearfil SE BOND bei 40 Sekunden Belichtungsdauer ermittelt, wohingegen der geringste Wert für Versuchsgruppe 3 (Ideal 1) festgestellt werden konnte ($\sigma_0 = 7,68$).

ARI mod.:

Bis auf die Gruppe i bond™, die bei Härtung für 20 und 40 Sekunden der gleichen homogenen Untergruppe mit signifikant niedrigeren Werten für ARI mod. (Mean = 0,60 und 0,56) angehört, bilden alle anderen Gruppen eine homogene Untergruppe mit dem höchsten ARI mod.-Wert von 2,48 bei Clearfil SE BOND nach 40 Sekunden Härtung.

ARI:

Die größte gemeinsame Untergruppe bilden Transbond™ Plus, Transbond™ XT (je für 40 Sekunden gehärtet) sowie Clearfil SE BOND (bei Härtung für 20 und 40 Sekunden, homogene Untergruppe ABC).

Ideal 1 bildet eine weitere homogene Untergruppe (D) bei kürzerer und längerer Polymerisation mit der Halogenlampe und verzeichnet damit die höchsten ARI-Werte (Mean = 2,00 und 2,20). Auch Transbond™ Plus und Transbond™ XT gehören bei jeweils kürzerer Härtungsdauer einer homogenen Untergruppe (C) an, bei der sich ARI-Werte von 1,32 (Versuchsgruppe 1) und 1,16 (Versuchsgruppe 4) finden.

4.5.2. Plasmalampe

Es zeigte sich für alle untersuchten Parameter (Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte) ein signifikanter Unterschied bei der Gegenüberstellung aller Materialien bei jeweils kürzerer und längerer Polymerisationszeit mit der Plasmalampe ($p = 0,0001$). Durch den Kruskal–Wallis-Test konnte das ANOVA Ergebnis verifiziert werden.

Haftwerte:

Es wurde für Versuchsgruppe 2 mit dem selbstätzenden Primer Clearfil SE BOND und 6 Sekunden Lichthärtung der signifikant höchste Haftwert von 16,99 MPa (SD = 3,95) gemessen. Durch i bond™ und Ideal 1 wird bei jeweils beiden Polymerisationszeiten eine homogene Untergruppe (A) mit den geringsten Haftwerten gebildet. Ansteigende Haftwerte finden sich in einer weiteren homogenen Untergruppe (B) mit Transbond™ Plus (bei beiden Zeiten) und Transbond™ XT (kürzere Polymerisationszeit). In der homogenen Untergruppe BC, bestehend aus Clearfil SE BOND (kurze Härtungszeit) und Transbond™ XT (lange Härtungszeit) zeigen sich weiterhin steigende Werte für die Scherfestigkeit.

Der geringste Weibull-Modulwert zeigte sich für i bond™ nach 6 Sekunden Polymerisationszeit ($m = 2,65$), der höchste Wert wurde bei 3 Sekunden Härtungszeit für Ideal 1 beobachtet ($m = 6,35$). Für die charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit konnte der höchste Wert für Clearfil SE BOND für die längere Polymerisationsdauer mittels Plasmalampe ($\sigma_0 = 18,70$) und der geringste Wert für i Bond™ und die längere Belichtungsdauer von 6 Sekunden ermittelt werden ($\sigma_0 = 7,53$).

Primer		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i bond™	
Lampe		Plasma									
Zeit (s)		3	6	3	6	3	6	3	6	3	6
Haftwerte	Mean	13,54 ^B	13,66 ^B	14,66 ^{BC}	16,99 ^C	7,17 ^A	7,33 ^A	13,65 ^B	15,32 ^{BC}	8,36 ^A	6,70 ^A
	SD	2,74	3,71	3,70	3,95	1,29	1,82	4,21	5,49	3,20	3,04
Levene – Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									
Weibull-Analyse	m	6,03	4,41	4,08	4,40	6,35	4,66	2,68	3,46	2,87	2,65
	σ_0	14,59	14,98	16,24	18,70	7,71	8,02	15,75	17,02	9,41	7,53
ARI mod.	Mean	1,84 ^B	2,32 ^B	2,36 ^B	2,44 ^B	2,16 ^B	1,68 ^B	1,92 ^B	1,56 ^B	0,60 ^A	0,52 ^A
	SD	1,28	1,55	1,32	1,39	0,75	0,75	1,29	1,00	0,91	1,12
Levene – Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									
ARI	Mean	1,04 ^{BC}	0,72 ^{AB}	0,92 ^{BC}	0,84 ^{AB}	2,00 ^D	1,52 ^{CD}	0,96 ^{BC}	1,08 ^{BC}	0,44 ^{AB}	0,20 ^A
	SD	0,84	0,89	0,81	0,85	0,76	0,65	0,74	0,57	0,58	0,41
Levene – Test		0,0001									
ANOVA		0,0001									
KW		0,0001									

Tabelle 4-2: Ergebnisse für alle 5 verwendeten Primer bei Polymerisation mit der Plasmalampe

ARI mod.-Werte:

Wie schon für die Halogenlampe zeigt sich auch für die Plasmalampe außer für i bond™, welches eine Untergruppe mit den niedrigsten Werten für ARI mod. bildet (Mean = 0,60 und 0,52), eine einheitliche homogene Untergruppe für die verschiedenen Materialien bei jeweils 3- und 6- sekundiger Polymerisationsdauer.

ARI-Werte:

Der signifikant höchste ARI-Wert von 2,00 war bei Ideal 1 und 3 Sekunden Lichthärtung zu beobachten. Der geringste wurde in Versuchsgruppe 5 (i bond™) bei 6 Sekunden mit der Plasmalampe gefunden und betrug im Mittel 0,20.

4.6. Ergebnisse beim Vergleich aller Gruppen

Materialien		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i Bond™		Transbond™ Plus		Clearfil SE BOND		Ideal 1		Transbond™ XT		i Bond™	
Lampe		Halogen										Plasma									
Zeit (s)		20	40	20	40	20	40	20	40	20	40	3	6	3	6	3	6	3	6	3	6
Haftwerte	Mean	9,58 ^{AB}	14,83 ^{CD}	13,04 ^{BC}	16,90 ^D	7,38 ^A	6,80 ^A	13,08 ^{BC}	15,86 ^{CD}	6,93 ^A	7,77 ^A	13,54 ^{CD}	13,66 ^{CD}	14,66 ^{CD}	16,99 ^D	7,17 ^A	7,33 ^A	13,65 ^{CD}	15,32 ^{CD}	8,36 ^A	6,70 ^A
	SD	4,40	4,21	3,70	2,85	2,26	1,55	3,64	3,81	2,79	4,16	2,74	3,71	3,70	3,95	1,29	1,82	4,21	5,49	3,20	3,04
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
KW		0,0001																			
Weibull-Analyse	m	2,03	3,48	3,63	6,77	4,48	3,52	3,57	5,12	2,47	2,06	6,03	4,41	4,08	4,40	6,35	4,66	2,68	3,46	2,87	2,65
	σ_0	11,00	16,59	14,53	18,10	8,12	7,68	14,61	17,31	7,93	8,80	14,59	14,98	16,24	18,70	7,71	8,02	15,75	17,02	9,41	7,53
ARI mod.	Mean	2,12 ^C	2,24 ^C	1,72 ^C	2,48 ^C	2,00 ^C	2,20 ^C	1,96 ^C	1,84 ^C	0,60 ^{AB}	0,56 ^A	1,84 ^C	2,32 ^C	2,36 ^C	2,44 ^C	2,16 ^C	1,68 ^{BC}	1,92 ^C	1,56 ^{ABC}	0,60 ^{AB}	0,52 ^A
	SD	1,13	1,36	1,13	1,23	0,00	0,41	1,14	1,25	0,91	0,92	1,28	1,55	1,32	1,39	0,75	0,75	1,29	1,00	0,91	1,12
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
KW		0,0001																			
ARI	Mean	1,32 ^{CDE}	0,96 ^{BCD}	1,08 ^{BCD}	1,04 ^{BCD}	2,00 ^{EF}	2,20 ^F	1,16 ^{BCD}	1,04 ^{BCD}	0,44 ^{AB}	0,48 ^{AB}	1,04 ^{BCD}	0,72 ^{ABC}	0,92 ^{ABCD}	0,84 ^{ABCD}	2,00 ^{EF}	1,52 ^{DEF}	0,96 ^{BCD}	1,08 ^{BCD}	0,44 ^{AB}	0,20 ^A
	SD	0,90	0,89	0,70	0,89	0,00	0,41	0,75	0,80	0,58	0,65	0,84	0,89	0,81	0,85	0,76	0,65	0,74	0,57	0,58	0,41
Levene-Test		0,0001																			
ANOVA		0,0001																			
KW		0,0001																			

Tabelle 5: Ergebnisse beim Vergleich aller Gruppen

Beim Vergleich aller Gruppen, d.h. Gegenüberstellung aller Materialien bei jeweils kürzerer und längerer Polymerisationsdauer mit der Halogen- und der Plasmalampe zeigte sich für alle untersuchten Parameter (Haftwerte, ARI mod.- und ARI-Werte) ein signifikanter Unterschied bei inhomogener Verteilung und Bestätigung des ANOVA Ergebnisses durch den Kruskal–Wallis–Test ($p=0,0001$).

Haftwerte:

Der höchste Haftwert wurde für Clearfil SE BOND beobachtet, der bei Polymerisation für 6 Sekunden mit der Plasmalampe einen Mittelwert von 16,99 MPa erreichte. Auch den nächst höheren Haftwert von im Mittel 16,90 MPa erzielte Clearfil SE BOND bei 40 - sekundiger Polymerisation mit der Halogenlampe. Die beiden Ergebnisse gehören der gleichen homogenen Untergruppe an.

Die darauffolgend höchsten Haftwerte von Mean = 15,86 MPa und 15,32 MPa für Transbond™ XT Primer und konventionelle SÄT bei Härtung mit der Halogenlampe für 40 Sekunden (15,86 MPa) und der Plasmalampe für 6 Sekunden (15,32 MPa) wurden erneut bei längerer Polymerisation mit der entsprechenden Lampe erreicht. Zusammen mit Transbond™ XT nach Härtung für 3 Sekunden mit Plasmalampe, Transbond™ Plus (40 Sekunden gehärtet mit der Halogenlampe und 3 und 6 Sekunden mit der Plasmalampe) sowie Clearfil SE BOND (3 Sekunden mittels Plasmalampe polymerisiert) gehören sie einer weiteren homogenen Untergruppe an. Mit Ausnahme der Gruppe Ideal 1 bei Anwendung der Halogenlampe und der Gruppe i bond™ bei Verwendung der Plasmalampe konnte generell festgestellt werden, dass die längere Polymerisationsdauer mit der jeweiligen Lampe zu höheren Haftwerten führte.

Es kann keine einheitliche Aussage darüber gemacht werden, welche Lampe zu höheren Ergebnissen führt. Nur für die Gruppe Clearfil SE BOND trifft zu, dass sowohl für die kürzere als auch für die längere Polymerisationszeit mit der Plasmalampe höhere MPa-Werte beobachtet wurden als mit der Halogenlampe. Bei den anderen Materialien kann außer für Ideal 1 festgestellt werden, dass bei den jeweils kürzeren Polymerisationszeiten die Plasmalampe die höheren Ergebnisse erzielte, dagegen aber bei den längeren Härtungszeiten mit der Halogenlampe die höheren Haftwerte erreicht wurden.

Interessanterweise wurde bei Härtung mit der Plasmalampe für die längere Zeit von 6 Sekunden in der Gruppe 5 der geringste Haftwert von 6,70 MPa beobachtet. Des Weiteren wurden für die gesamte Gruppe i bond™ und Ideal 1, die einer homogenen Untergruppe angehören, relativ geringe Haftwerte zwischen 6,70 MPa und 8,36 MPa gemessen.

Der geringste Weibull–Modulwert aller untersuchten Gruppen wurde für Transbond™ Plus nach 20 Sekunden Polymerisationszeit mit der Halogenlampe ($m = 2,03$) ermittelt. Der insgesamt höchste Weibull–Modulwert ergab sich für Clearfil SE BOND bei 40 Sekunden Lichthärtung mit der Halogenlampe ($m = 6,77$). Die charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit zeigte große Unterschiede zwischen den Gruppen, mit dem insgesamt höchsten Wert für σ_0 von 18,70 für den selbststehenden Primer Clearfil SE BOND und dem geringsten von $\sigma_0 = 7,53$ für i Bond™, jeweils nach Polymerisation für 6 Sekunden mit einer Plasmalampe.

ARI mod.:

Auch bei den ARI mod.-Werten fiel die Gruppe Clearfil SE BOND auf, da hier die höchsten Werte von 2,48 nach 40- sekundiger Polymerisation mit der Halogenlampe und 2,44 nach 6 Sekunden mit der Plasmalampe gemessen wurden, was auf einen

hohen Verbleib von Kunststoff am Zahn hinweist, bzw. wie aus Tabelle 6 ersichtlich, eine höhere Rate an Schmelzausrissen bedeuten könnte.

Die niedrigsten Werte, d. h. geringster Verbleib von Kunststoff auf dem Zahn nach dem Debonding, zeigten sich in der Gruppe i bond™. Bei einer Härtungsdauer von 6 Sekunden mit der Plasmalampe wurde analog zum geringsten Haftwert der geringste ARI mod.-Wert von 0,52 ermittelt, bei 40 Sekunden mit der Halogenlampe ein Wert von 0,56. Sie bilden eine homogene Untergruppe. Bei der jeweils kürzeren Zeit mit Halogen- sowie Plasmalampe wurde für i bond™ ein Wert von 0,60 gemessen. Auch diese Ergebnisse gehören einer gemeinsamen Untergruppe an.

Alle Ergebnisse von Transbond™ Plus, Clearfil SE BOND, Ideal 1 und Transbond™ XT (von den beiden letztgenannten ausgenommen die 6 Sekunden- Polymerisation mit der Plasmalampe) gehören einer homogenen Untergruppe an, welche in einem hohen Bereich zwischen 1,72 und dem höchsten Wert von 2,48 liegen.

ARI.:

Hier kann für die Gruppe Ideal 1 für die längere Härtungsdauer mit der Halogenlampe der höchste ARI-Wert von 2,20 gemessen werden und auch für die jeweils kürzere Polymerisationsdauer mit Halogen- und Plasmalampe wurden hohe Werte von 2,00 beobachtet, was diese beiden letztgenannten eine homogene Untergruppe bilden lässt. Analog zu den ARI mod.-Werten ergaben sich für die Gruppe i bond™ die geringsten Werte. Bei 6 sekundiger Polymerisation mit der Plasmalampe wurde der niedrigste ARI-Wert von 0,20 verzeichnet. Bei 3 Sekunden mit der Plasmalampe sowie bei beiden Zeiten mit der Halogenlampe ergaben sich in dieser Gruppe (i bond™) Werte zwischen 0,44 und 0,48, welche eine weitere homogene Untergruppe bildet.

4.7 Kreuztabelle für ARI mod.

		Transbond™ Plus				Clearfil SE BOND				Ideal 1				
Lampe		H		P		H		P		H		P		
Zeit (s)		20	40	3	6	20	40	3	6	20	40	3	6	
Gesamt	N	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	25	
	%	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	
ARI mod.	0	N	1	2	3	4	1	0	0	1	0	0	0	1
		%	4	8	12	16	4	0	0	4	0	0	0	4
	1	N	6	6	8	4	13	6	9	7	0	0	3	8
		%	24	24	32	16	52	24	36	28	0	0	12	32
	2	N	12	9	9	7	7	10	7	7	25	20	17	15
		%	48	36	36	28	28	40	28	28	100	80	68	60
	3	N	1	0	0	0	0	0	0	0	0	5	3	0
		%	4	0	0	0	0	0	0	0	0	20	12	0
4	N	5	8	5	10	4	9	9	10	0	0	2	1	
	%	20	32	20	40	16	36	36	40	0	0	8	4	
		Transbond™ XT				i bond™								
Lampe		H		P		H		P						
Zeit (s)		20	40	3	6	20	40	3	6					
Gesamt	N	25	25	25	25	25	25	25	25					
	%	100	100	100	100	100	100	100	100					
ARI mod.	0	N	0	2	1	0	14	15	14	18				
		%	0	8	4	0	56	60	56	72				
	1	N	11	10	12	17	9	8	9	5				
		%	44	40	48	68	36	32	36	20				
	2	N	9	8	6	5	1	1	1	0				
		%	36	32	24	20	4	4	4	0				
	3	N	0	0	0	0	0	0	0	0				
		%	0	0	0	0	0	0	0	0				
4	N	5	5	6	3	1	1	1	2					
	%	20	20	24	12	4	4	4	8					

Tabelle 6: Anzahl bzw. prozentualer Anteil der Abscherung im Bruchmodus 0-4 für alle Primer

Einen hohen Anteil von ARI mod. 0, d.h. keinerlei Verbleib von Kunststoff am Zahn weist die gesamte Gruppe i bond™ auf, mit dem höchsten Wert von 72 Prozent, d.h. 18 Stück von 25 Proben bei Anwendung der Plasmalampe für 6 Sekunden. Dagegen findet sich in der gesamten Gruppe Clearfil SE BOND, Ideal 1 und Transbond™ XT kaum die ARI mod. Einteilung 0.

Für die Einteilung 3, d.h. 100 Prozent verbliebener Kunststoff am Zahn fällt auf, dass diese kaum vertreten ist. Nur in der Gruppe Ideal 1 bei Härtung mit der Halogenlampe für 40 Sekunden und mit der Plasmalampe für 3 Sekunden (20 und 13 Prozent) und Transbond™ Plus nach Polymerisation mit der Halogenlampe für 20 Sekunden (4 Prozent) ist die ARI mod. 3 Einteilung vertreten.

Die höchste Rate an Schmelzausrissen (ARI mod. 4), nämlich 40 Prozent, d.h. 10 Schmelzausrisse bei 25 Proben findet sich bei Clearfil SE BOND und Transbond™ Plus nach Härtung mit der Plasmalampe für 6 Sekunden. Eine hohe Rate von 9 Schmelzausrissen, d.h. 36 Prozent konnte auch für Clearfil SE BOND nach Polymerisation für 3 Sekunden mit der Plasma- und nach 40 Sekunden mit der Halogenlampe verzeichnet werden. In der Gruppe Ideal 1 kam es für beide Zeiten mit der Halogenlampe zu keinerlei Ausrissen.

Bei Härtung mit der Halogenlampe für 20 Sekunden ergibt sich bei Ideal 1 der auffallende Bruchmodus von 100 Prozent Abscherung mit Bruchmodus ARI mod. 2.

4.8. Weibull-Diagramme

Der Weibull-Modulwert (m) beschreibt die Streuung der Scher-Festigkeitswerte. Die charakteristische Haftfestigkeit (σ_0) entspricht einer Überlebenswahrscheinlichkeit von 63,2 %. Hohe σ_0 - und m -Werte werden bevorzugt.

4.8.1. Transbond™ Plus

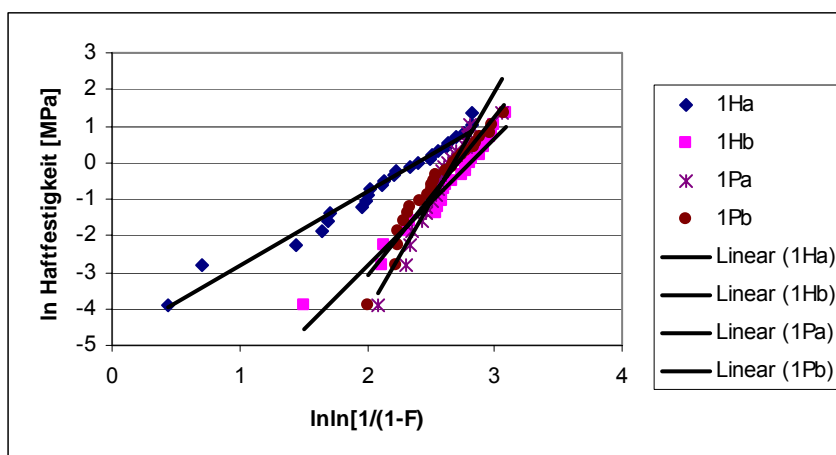


Diagramm 1: Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für den selbstätzenden Primer Transbond™ Plus

4.8.2. Clearfil SE BOND

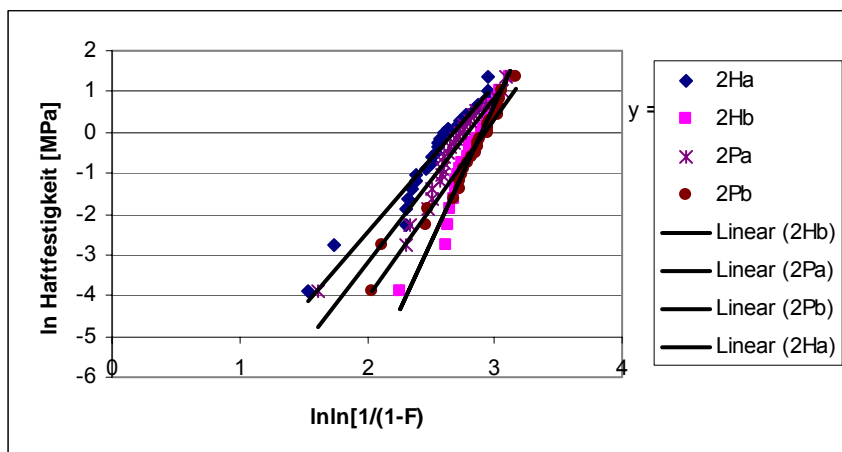


Diagramm 2: Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für den selbstätzenden Primer Clearfil SE BOND

4.8.3. Ideal 1

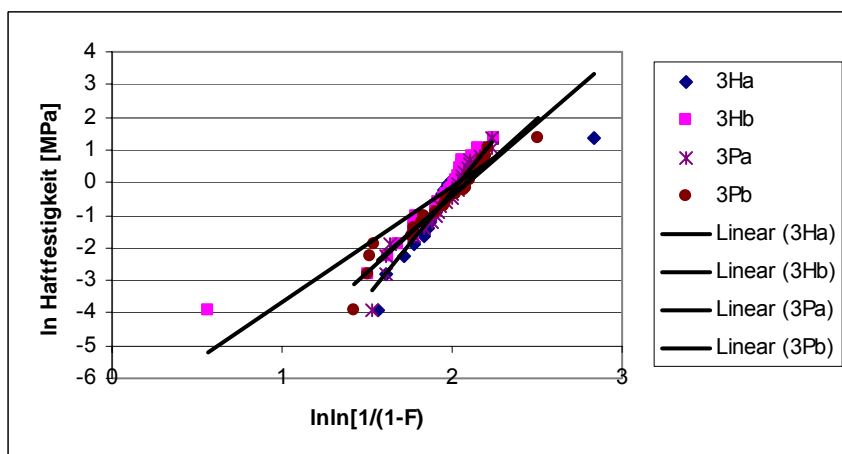


Diagramm 3: Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für den selbstätzenden Primer Ideal 1

4.8.4. Konventionelle Säureätzttechnik und Transbond™ XT Primer

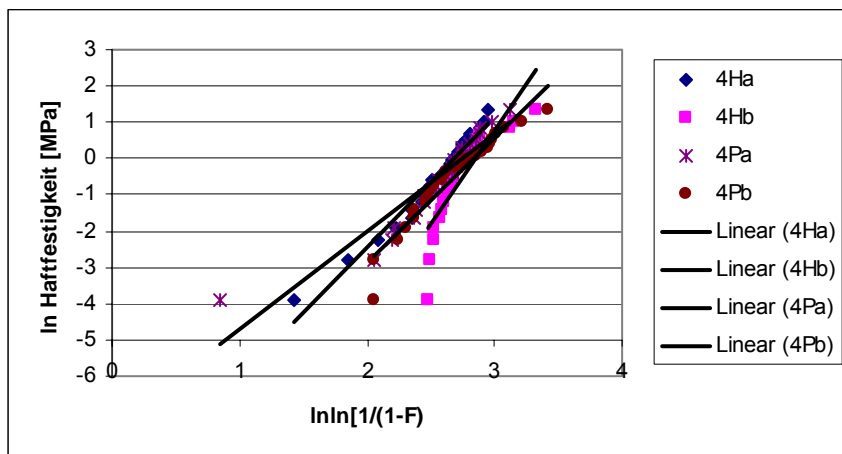


Diagramm 4: Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für die konventionelle Säureätzttechnik und den Primer Transbond™ XT

4.8.5. i Bond™

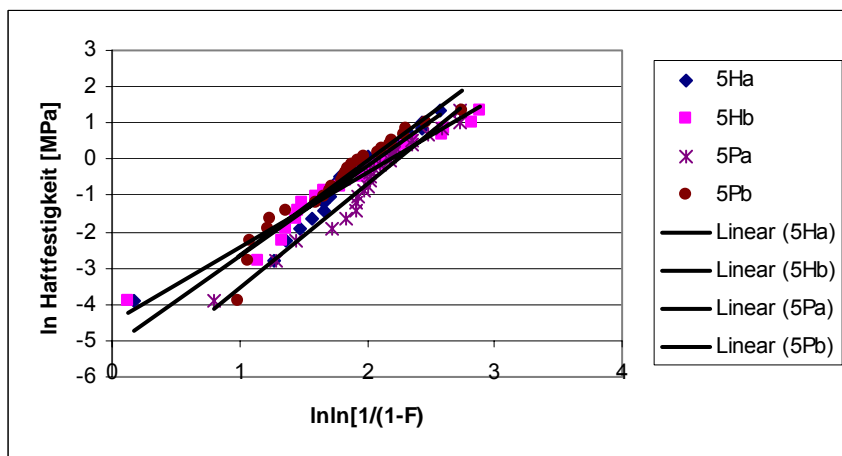


Diagramm 5: Grafische Darstellung der Weibull-Analyse für den selbstätzenden Primer i Bond™

4.7. Allgemeines lineares Modell

Quelle	Abhängige Variable	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Korrigiertes Modell	Haftwerte	6970.057(a)	19	366.845	30.315	.000
	ARI mod.	205.512(b)	19	10.816	8.940	.000
Konstanter Term	Haftwerte	65856.116	1	65856.116	5442.232	.000
	ARI mod.	1541.768	1	1541.768	1274.364	.000
Primer	Haftwerte	6124.390	4	1531.097	126.527	.000
	ARI mod.	185.912	4	46.478	38.417	.000
Lampe	Haftwerte	34.055	1	34.055	2.814	.094
	ARI mod.	.128	1	.128	.106	.745
Zeit	Haftwerte	271.391	1	271.391	22.427	.000
	ARI mod.	.392	1	.392	.324	.569
Primer * Lampe	Haftwerte	34.393	4	8.598	.711	.585
	ARI mod.	3.832	4	.958	.792	.531
Primer * Zeit	Haftwerte	276.489	4	69.122	5.712	.000
	ARI mod.	8.288	4	2.072	1.713	.146
Lampe * Zeit	Haftwerte	113.261	1	113.261	9.360	.002
	ARI mod.	2.048	1	2.048	1.693	.194
Primer * Lampe * Zeit	Haftwerte	116.078	4	29.019	2.398	.049
	ARI mod.	4.912	4	1.228	1.015	.399
Fehler	Haftwerte	5808.451	480	12.101		
	ARI mod.	580.720	480	1.210		
Gesamt	Haftwerte	78634.625	500			
	ARI mod.	2328.000	500			
Korrigierte Gesamtvariation	Haftwerte	12778.508	499			
	ARI mod.	786.232	499			

Tabelle 7: Tests der Zwischensubjekteffekte

Das allgemeine lineare Modell zeigt, dass das gewählte Primersystem einen signifikanten Einfluss auf die ermittelten Haftwerte sowie ARI mod.-Werte hat ($p = 0,000$). Dagegen hat die gewählte Lampenart, d.h. Halogen- oder Plasmalampe keinerlei Einfluss auf Haft- und ARI mod.-Werte ($p = 0,094$ und $0,745$). Der Faktor Zeit für sich allein genommen beeinflusst zwar die Haftwerte signifikant ($p = 0,000$), dagegen wurde für den ARI mod.-Wert kein signifikanter Einfluss durch die Wahl der kürzeren oder längeren Polymerisationszeit festgestellt ($p = 0,569$). Für die Interaktion von Primer und Lampe gilt, dass kein signifikanter Einfluss dieser beiden Variablen auf die ermittelten Haft- sowie ARI mod.-Werte zu erkennen ist ($p = 0,585$ und $0,531$). Dagegen sind die Interaktionen von Primer und Zeit sowie Lampe und Zeit bezogen auf die Haftwerte stark auffällig ($p = 0,000$ und $0,002$). Die ARI mod.-Werte dagegen blieben davon unbeeinflusst ($p = 0,146$ und $0,194$). Bei der Interaktion aller drei Variablen Primer, Lampe und Zeit lässt sich ein knapp signifikanter Einfluss auf die Haftwerte feststellen ($p = 0,049$). Die ARI mod.-Werte zeigen sich hier unauffällig ($p = 0,399$).

5. Diskussion

5.1. Methodenkritik

In bisherigen Studien, in denen selbstätzende Primer untersucht oder der klassischen Säureätzung gegenübergestellt wurden [12, 20, 39, 53, 101, 108], kam es zu sehr widersprüchlichen Ergebnissen in Bezug auf die Haftwerte und Bruchmodi. Um einen direkten Vergleich von selbstkonditionierenden Primern mit der bewährten Phosphorsäureätzung zu erhalten und die neuen Primersysteme auf ihre Anwendbarkeit in der Kieferorthopädie zu überprüfen, wurden in dieser Studie vier selbstätzende Primersysteme einem System mit konventioneller Säureätzung gegenübergestellt. Von allen verwendeten Materialien sind drei speziell für die Kieferorthopädie vorgesehene Produkte, nämlich die SEP Transbond™ Plus, Ideal 1 und das nach Phosphorsäureätzung verarbeitete Transbond™ XT, wobei die selbstätzenden Primer Clearfil SE BOND und i bond™ zur universellen Anwendung bestimmt sind. Es kam mit Ausnahme für die Gruppen Ideal 1 und Clearfil SE BOND das auf den APC™ II Brackets vorbeschichtete Adhäsiv (Transbond™ XT) zum Einsatz. Da bei Ideal 1 und Clearfil SE BOND ein vom Hersteller empfohlenes Adhäsiv mitgeliefert wird, wurde zur Vermeidung eventuell auftretender Inkompatibilität dieses verwendet.

Plasmalampen stellen eine Alternative zu Halogenlampen dar, die sich durch einen großen Zeitgewinn durch wesentlich kürzere Polymerisationsdauer auszeichnen. Doch es gibt wesentliche Unterschiede bei den durch Studien ermittelten Härtingszeiten, um die für die Kieferorthopädie geeigneten Haftwerte und Bruchmodi zu erhalten [45, 51, 62, 67, 74]. Deshalb erfolgte in dieser Studie für alle Versuchsgruppen sowohl eine Aushärtung mittels einer Halogen- als auch einer Plasmalampe, um einen direkten Vergleich der Haftwerte zu erhalten. Um zu ermitteln, wie sich die Verkürzung bzw. Verlängerung der Härtingszeiten auf die Scher-Abschäl-Festigkeit und Bruchmodi auswirkt, wurde für die Halogenlampe außer der üblichen Polymerisationsdauer von 40 Sekunden eine von 20 Sekunden gewählt. Mit der Plasmalampe wurde 3 und 6 Sekunden gehärtet, wobei 6 Sekunden die vom Hersteller empfohlene Zeit war.

Um eine Vergleichbarkeit dieser Studie mit anderen zu gewährleisten und eine Übertragbarkeit auf die klinische Situation sicher zu stellen, wurden standardisierte Testverfahren angewandt. Es wurden menschliche Zähne verwendet, wobei auch bei korrekter Lagerung und kritischem Aussortieren versehrter Zähne nicht ausgeschlossen werden kann, dass es minimale Unterschiede zwischen den verwendeten Zähnen gibt, aufgrund des unterschiedlichen Einflusses von Alter, Fluoridierung oder Morphologie [4, 93]. So sollen zum Beispiel Zähne jüngerer Patienten zu geringerer Scherfestigkeit führen [92].

Nach Empfehlung von *Fox et al (1994)* wurde eine Fallzahl zwischen 20 und 30 Stück (hier 25) gewählt [37]. Außerdem wurden die Zähne nach Applikation der Brackets einem Thermowechselbad ausgesetzt, welches den Temperaturschwankungen der Mundhöhle nachempfunden ist [13, 19] und zu geringeren Haftwerten führen kann [104].

Bei der Abscherung wurde eine Scher-Abschäl-Belastung auf die Brackets ausgeübt, wie von *Tavas and Watts (1979)* empfohlen, um der klinischen Situation näher zu kommen [99].

5.2. Diskussion der Ergebnisse

5.2.1. Einfluss von Polymerisationslampe und -zeit auf Haftwerte und Bruchmodus

Die Einführung von Plasmalampen als Alternative zur bisher üblichen Halogenlampe brachte die Diskussion auf, ob der starke Zeitgewinn durch erheblich verkürzte Polymerisationszeiten als Konsequenz für den klinischen Gebrauch geringere Haftwerte und höhere Verlustraten mit sich ziehe.

In vorliegender Studie sollten nun die zwei Lampen gegeneinander verglichen werden und außerdem untersucht werden, wie stark sich jeweils die Verkürzung der vom Hersteller empfohlenen Polymerisationszeit von 40 auf 20 Sekunden bei der Halogenlampe und von 6 auf 3 Sekunden bei der Plasmalampe auf die Haftwerte und Bruchmodi auswirkt.

Beim Vergleich aller Gruppen konnte ermittelt werden, dass keines der hier getesteten Polymerisationsverfahren, das heißt weder Plasmalampe noch Halogenlampe auch bei verkürzten Polymerisationszeiten von 3 bzw. 20 Sekunden bei keinem Material zu ungenügenden Haftwerten unter 6 MPa führte.

Beim Vergleich mit der Literatur ergab die Gegenüberstellung von Plasma- und Halogenlampe ebenfalls in den meisten Fällen ausreichende Haftwerte. *Wendl et al. (2003)* zum Beispiel konnten bei 4 und 6 Sekunden mit der Plasmalampe ausreichende Haftwerte ermitteln. Die Härtung für 2 mal 1 Sekunde wiederum erbrachte zu geringe Werte [105]. Dagegen zeigten *Klocke et al. (2002)*, dass nach 2 Sekunden mit der Plasmalampe die Haftfestigkeiten im Vergleich zu 6 Sekunden mit der Plasma- und 20 Sekunden mit der Halogenlampe zwar abnehmen, jedoch noch in einem für die Kieferorthopädie ausreichenden Bereich liegen [51]. *James et al. (2003)* wiederum stellten fest, dass Plasmalampenhärtung für 5 Sekunden vergleichbare oder mit einem bestimmten Kunststoff sogar höhere Haftwerte bringt als die Halogenlampe [48]. Auch *Neugebauer et al. (2004)* fanden keinen statistisch signifikanten Unterschied beim Vergleich von 10 Sekunden mit der Plasmalampe gegen 40 Sekunden mit der Halogenlampe [62]. *Sfondrini et al. (2002)* fanden heraus, dass Halogen- und Plasmalampopolymerisation ausreichende Haftwerte bringt, jedoch die Halogenlampe weiterhin zu höheren Haftwerten führt [89].

Vorliegende Untersuchung ergab, dass nicht einheitlich gesagt werden kann, dass eine Lampe oder Polymerisationszeit bei allen untersuchten Primern zu höheren Haftwerten geführt hätte. Auch brachte die Anwendung einer anderen Lampe nicht generell einen signifikanten Unterschied für Haftwert bzw. Bruchmodus mit sich. Vielmehr hat jedes Primersystem ein individuelles Optimum gezeigt.

Das allgemeine lineare Modell zeigt, dass die Zeit einen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte hat. Beim direkten Vergleich der beiden Polymerisationszeiten ergab sich für die Halogenlampe bei den selbstätzenden Primersystemen Transbond™ Plus und Clearfil SE BOND und für Transbond™ XT, welches mit Phosphorsäureätzung arbeitet, ein signifikanter Unterschied. Es stellte sich heraus, dass eine Halbierung der Härtungsdauer auch eine signifikante Abnahme der Haftungswerte mit sich brachte. Für Ideal 1 und i bond™ dagegen ist kein signifikanter Unterschied festgestellt worden. In der Gruppe i bond™ kam es zu einer leichten Abnahme der Haftwerte, wohingegen es in der Gruppe Ideal 1 sogar zu einer Zunahme der Werte kam bei Halbierung der Polymerisationszeit. Dabei ist allerdings zu beachten, dass für die beiden letztgenannten SEP die geringsten Scher-Abschäl-Festigkeiten überhaupt verzeichnet wurden.

Für die Plasmalampe zeigte sich für Clearfil SE BOND eine Signifikanz mit der höheren Abscherfestigkeit bei der längeren Härtungsdauer sowie für i bond™, welches jedoch gegensätzlich dazu den signifikant höheren Wert bei der kürzeren Polymerisationsdauer von nur 3 Sekunden hatte.

Generell war festzustellen, dass wie bei *Oesterle et al. (2001)* für beide Lampen die längere Polymerisationszeit in den meisten Fällen auch die höheren Haftwerte ergab [67]. Zwei Ausnahmen stellen dabei Ideal 1 dar, welches bei Halogenhärtung für 40 Sekunden geringere Haftwerte zeigte, sowie i bond™, dass bei Plasmalampenhärtung für 3 Sekunden signifikant höhere Haftfestigkeit aufwies. Diese Auffälligkeiten werden hier jedoch erneut durch die in diesen beiden Gruppen auftretenden auffallend geringen Haftwerte relativiert.

Abgesehen von der Polymerisationszeit ist auch von Interesse, ob ein Lampentyp jeweils zu besseren Ergebnissen führt. Beim Vergleich der zwei Lampen zu jeweils zwei verschiedenen Polymerisationszeiten konnten innerhalb der Gruppe für den mit konventioneller Säureätztechnik verarbeiteten Primer Transbond™ XT sowie für die SEP i bond™ und Ideal 1 keine signifikanten Unterschiede verzeichnet werden. Hier nimmt der Lampentyp demnach keinen Einfluss auf die Haftwerte. Oben beschriebener Zeitvergleich macht jedoch deutlich, dass für den nach Säureätztechnik verarbeiteten Primer Transbond™ XT die kürzere Härtungsdauer mit der Halogenlampe signifikant geringere Haftfestigkeiten erbrachte, wohingegen die Verkürzung der Härtungsdauer der Plasmalampe keine signifikante Veränderung des Haftwertes bewirkte. Für Ideal 1 dagegen gilt, dass weder die veränderte Polymerisationszeit noch eine andere Lampe zu einer signifikanten Änderung der Haftwerte führt. Versuchsgruppe 5 (i bond™) wiederum zeigt, dass zwar der Lampentyp für die Höhe der Haftwerte keine entscheidende Rolle spielt, jedoch erstaunlicherweise die kurze Polymerisationsdauer von 3 Sekunden mit der Plasmalampe den höchsten Haftwert für i bond™ erzielte, was an den wie schon vorher beschriebenen geringen Haftwerten liegen kann. Versuchsgruppe 1 (Transbond™ Plus) dagegen hatte einen signifikant geringeren Haftwert bei Halogenhärtung für 20 Sekunden (Mean = 9,58 MPa), wohingegen die Werte mit dieser Lampe für 40 Sekunden und beide Werte nach Plasmalampopolymerisation vergleichbar waren. Clearfil SE BOND verzeichnete seine höchsten, und auch die höchsten in allen Versuchen gemessenen Haftwerte bei Plasmahärtung für 6 Sekunden (Mean = 16,99 MPa) bzw. Halogenhärtung für 40 Sekunden (Mean = 16,90 MPa). Hier besteht, wie oben beschrieben, ein signifikanter Unterschied bei Polymerisationszeitverkürzung, jedoch hat erneut der Lampentyp keinen entscheidenden Einfluss auf die Höhe der Haftwerte, was auch durch die Tests der Zwischensubjekteffekte bestätigt wird.

Da in der Kieferorthopädie der Wunsch nach einem zuverlässigen Brackethalt und damit hohen Haftwerten dem Problem des nach einem gewissen Zeitraum notwendigen Debondings entgegenstehen, ist stets die Untersuchung des Bruchmodus für die Einordnung in den klinischen Nutzen notwendig. Ideal wäre eine Bruchlinie zwischen Schmelz und Adhäsiv, so dass ein weiteres Bearbeiten mit rotierenden Instrumenten auf ein Minimum und damit die Gefahr einer Schmelzläsion reduziert wird [6]. Der beim Debonding möglicherweise eintretende Schmelzausriss ist ein Hinweis auf einen zu starken adhäsiven Verbund zwischen dem durch den Ätzzvorgang entstandenen Mikrorelief im Schmelz und dem Adhäsivsystem.

Entgegen der Annahme, dass die höheren Haftwerte auch die Bruchmodi mit größerem Verbleib von Kunststoff am Zahn mit sich bringen, konnte in der hier vorliegenden Studie festgestellt werden, dass es bei einigen Versuchen eine Tendenz zu höheren ARI mod.-Werten bei der Versuchsbedingung mit den

geringeren Haftwerten gab, zum Beispiel bei Versuchsgruppe 4 (Transbond™ XT und Säureätzung) bei Polymerisation mit beiden Lampen und bei i bond™ nach Härtung mit der Halogenlampe. Ideal 1 erreichte beim Vergleich bezüglich der Polymerisationszeit sogar einen signifikant geringeren ARI- bzw. ARI mod.-Wert jeweils bei der Polymerisationsdauer, die den höheren Haftwert erbrachte. Das bedeutet, dass weniger Komposit am Zahn verblieb bzw. sich die Schmelzausrissanzahl von 2 auf 1 halbierte bei Betrachtung der Werte für die Plasmalampe. Dies ist insofern verwunderlich, da die hohen Haftwerte auf einen starken adhäsiven Verbund schließen lassen, bei dem eher eine Ablösung mit einem großen Anteil von Komposit auf dem Zahn zu erwarten ist. Jedoch handelt es sich dabei aus klinischer Sicht um eine günstige Situation, da es auf diese Weise sowohl zu den höheren Haftwerten als auch zum erleichterten Debonding kommt.

Außerdem zeigte sich für Clearfil SE BOND bei Halogenhärtung und Gegenüberstellung von 40 und 20 Sekunden Polymerisation der ARI mod. signifikant höher bei 40 Sekunden Lichthärtung. Für den ARI-Wert zeigte sich hierbei keine Signifikanz, da Schmelzausrisse in dieser Einteilung keine Berücksichtigung finden, sich jedoch die Schmelzausrissrate von 9 auf 4 verminderte. Somit kann für Clearfil SE BOND bei Anwendung einer Halogenlampe anhand vorliegender Ergebnisse eine Härtungsdauer von 20 Sekunden empfohlen werden, da sich damit bei ausreichenden Haftwerten die Sicherheit für das Debonding verbessert.

Alle weiteren untersuchten Primer ergaben bei Betrachtung des ARI/ARI mod. keine Signifikanz für den Vergleich bezüglich Zeit und beim Vergleich der Polymerisationszeiten und -arten innerhalb der Gruppen 1-5. Dies kann anhand des allgemeinen linearen Modells bestätigt werden, welches keinen signifikanten Einfluss von Lampenart oder Polymerisationszeit auf die ARI mod.-Werte erkennen lässt.

Damit stimmen unsere Ergebnisse mit denen von *Sfondrini et al. (2001)* überein, bei denen ebenfalls kein signifikanter Unterschied nach 20 Sekunden mit der Halogen- und 2 Sekunden mit der Plasmalampe für ARI verzeichnet wurde [90]. Auch von *Oesterle et al. (2001)* konnte meist kein Einfluss des Lichttyps auf den ARI festgestellt werden [67].

Dazu im Gegensatz stehen die von *James et al. (2003)* gefundenen ARI-Werte, die einen signifikanten Unterschied beim Vergleich von Halogen- und Plasmalampe anzeigen. Hier brachte die Halogenlampe den Bruchmodus mit weniger verbliebenem Kunststoff am Zahn [48].

Aus den Ergebnissen der hier vorliegenden Studie kann die Anwendung von Plasmalampen mit dem Ziel der Zeitersparnis empfohlen werden, da es im Vergleich zur Halogenlampe zu ähnlichen oder zum Teil sogar besseren Haftfestigkeiten kam. Der ARI-Wert blieb davon meist unbeeinflusst. Eine Halbierung der Polymerisationszeit erzielte in manchen Fällen signifikant geringere Haftwerte. Diese lagen jedoch noch über dem geforderten klinischen Wert von 6 MPa.

5.2.2. Selbstätzende Primer als Alternative zu klassischer Säureätztechnik

Selbstätzende Primer kombinieren die Säureätzung und das Auftragen eines Haftvermittlers in nur einem Schritt, was außer der Vereinfachung der Handhabung auch eine echte Zeitersparnis mit sich bringt. Doch wurde diese Neuerung in der Literatur zunächst kritisch betrachtet, da das geringere Ätzmuster auch einen verminderten Brackethalt nach sich ziehen und damit in der Klinik zu unzuverlässigeren Ergebnissen führen sollte. Die verschiedenen Produkte waren Gegenstand zahlreicher Untersuchungen, in denen die Abscherfestigkeit sowie der

Bruchlinienverlauf untersucht wurden. Es resultierten Mittelwerte einer großen Bandbreite zwischen 2,8 und 23,8 MPa [12, 20, 32, 39, 101, 108]. Die Ergebnisse widersprachen sich vielfach. So fanden zum Beispiel *Fritz et al. (2001)* und *Buyukyilmaz et al. (2003)* für einen self-etching Primer ähnliche Haftwerte wie für den mit Säureätztechnik arbeitenden Primer [20, 108], *Yamada et al. (2002)* erzielten für den gleichen SEP signifikant geringere Haftwerte als mit der klassisch geätzten Kontrollgruppe [108] und für einen weiteren selbstätzenden Primer erreichten *Buyukyilmaz et al. (2003)* sogar höhere Werte [20].

Es wird klar, dass es große Unterschiede zwischen den einzelnen auf dem Markt befindlichen Produkten gibt und nur aufeinander abgestimmte Produktkombinationen zu ausreichenden Ergebnissen führen. Auch stellt sich die Frage, ob die für die konservierende Zahnheilkunde vorgesehenen Haftvermittler in der Kieferorthopädie anwendbar sind.

Die in dieser Studie untersuchten Materialien beinhalten sowohl rein für die Kieferorthopädie entwickelte Primer (SEP Transbond™ Plus, SEP Ideal 1, Transbond™ XT Primer und konventionelle Säureätzung) als auch zur universellen Anwendung in der restaurativen Zahnheilkunde vorgesehene selbstätzende Primer (Clearfil SE BOND, i bond™). Um einen Vergleichswert zu erhalten, kam auch ein Produkt, welches nach konventioneller Säureätzung verarbeitet wird, zur Anwendung (Transbond™ XT).

Die hier gefundenen Haftwerte liegen im Mittelwert zwischen 6,70 MPa und 16,99 MPa und damit innerhalb der oben genannten Bandbreite. Da jedoch einzelne Versuche nie direkt vergleichbar sind durch jeweils leicht veränderte Versuchsbedingungen wird als Anhaltspunkt der von *Reynolds (1975)* empfohlene Bereich zwischen 6 und 8 MPa als Richtlinie für die Anwendbarkeit in der Kieferorthopädie herangezogen [80].

Transbond™ XT, ein Primersystem, welches mit klassischer Säureätzung arbeitet, kann als Standardprodukt der Kieferorthopädie angesehen werden. Es war Bestandteil etlicher vergleichender Untersuchungen zur Abscherhaftung selbstätzender Primer, wobei es meist als Kontrollgruppe diente [12, 20, 32, 46, 101]. In vorliegender Studie wurden für die Säureätztechnik und Transbond™ XT Haftwerte ermittelt, die im Mittelwert zwischen 13,08 und 15,86 MPa je nach Polymerisationsart und –dauer lagen (siehe dazu Kapitel 5.2.1). Diese Werte lagen leicht über den in ähnlichen Studien gefundenen [12, 20, 32, 101].

Es kam in jeder der Transbond™ XT Gruppen zu Schmelzausrissen, insgesamt war diese Gruppe jedoch bezüglich dieses Kriteriums nur an dritter Stelle. Am häufigsten war der ARI-Modus 1 vertreten, was bedeutet, dass weniger als 50% Komposit am Zahn verblieben, was für ein weniger aufwendiges Debonding spricht, da die Entfernung des Kunststoffes schneller und mit geringerer Gefahr der Schmelzschädigung erfolgen kann.

Insgesamt lagen die Haftwerte des Transbond™ XT damit beim Vergleich mit den selbstätzenden Primern an zweiter Stelle. Die höchsten in dieser Studie ermittelten Haftwerte erzielte jedoch ein selbstkonditionierender Primer, nämlich Clearfil SE BOND, welches ein Produkt für die restaurative Zahnheilkunde darstellt. Es konnten in Kombination mit dem Adhäsiv des gleichen Herstellers (Kurasper™ F) die höchsten mittleren Haftwerte von 16,99 MPa (nach 6 Sekunden Polymerisation mit der Plasmalampe) und 16,90 MPa (nach Polymerisation mit der Halogenlampe für 40 Sekunden) verzeichnet werden. Doch auch die kürzeren Zeiten ergaben mit einem Mittelwert von 13,04 MPa und 14,66 MPa hohe Werte, die mit den entsprechenden von Transbond™ XT vergleichbar sind. Analog zu den hohen Haftwerten wurde jedoch auch die insgesamt höchste Rate an Schmelzausrissen in dieser Gruppe

beobachtet, nämlich 9 aus 25 bei Halogenhärtung für 40 Sekunden und Plasmahärtung für 3 Sekunden, sowie 10 Frakturen bei Plasmahärtung für 6 Sekunden. Dagegen brachte der Härtungsmodus mit dem geringsten Haftwert (Halogen 20 Sekunden) eine auffallend geringere Schmelzfrakturnrate von 4 aus 25 Proben. Häufig fanden sich ansonsten für alle Polymerisationstypen ARI mod. 1 und 2. Die hohe Frakturnrate zeigt den sehr starken Verbund zwischen Zahn und Klebersystem, der trotz alternativer Ätzung durch den SEP ein starkes mikroretentives Muster vermuten lässt.

Auch in einer Studie von *Fritz et al. (2001)*, bei der Clearfil SE BOND als selbstätzendes Primersystem ebenfalls in Kombination mit KurasperTM F untersucht wurde, ergaben sich hohe Haftwerte von im Mittel 23,8 MPa. Diese waren vergleichbar mit denen der Kontrollgruppe (TransbondTM XT) und lagen sogar weit über den von uns gefundenen [39]. Dies ist möglicherweise dadurch zu erklären, dass bei der beschriebenen Studie auf ein Thermocycling verzichtet wurde. Es kam auch hier mit 7 von 10 Gruppen zu häufigen Schmelzfrakturen. *Buyukyilmaz et al. (2003)* ermittelten dagegen für Clearfil SE BOND in Kombination mit dem Komposit TransbondTM XT und 20-sekündiger Halogenhärtung einen durchschnittlichen Haftwert von 11,5 MPa, der vergleichbar war mit den für die Kontrollgruppe (TransbondTM XT) gefundenen Ergebnissen. Zu 65 % wurde ein Bruchmodus, bei dem mehr als 90 % Kunststoff am Zahn verblieb, festgestellt. Hier könnten die geringeren Haftwerte eventuell auf die Kombination von zwei Produkten zurückzuführen sein, die nicht vom gleichen Hersteller stammen und somit kein Optimum für die Abscherhaftung erreichen können.

Gegensätzlich dazu und im Widerspruch zu den aus vorliegender Studie erworbenen Ergebnissen wurden in einer Untersuchung von *Yamada et al. (2002)* mit genau diesem selbstätzenden Primer und Verwendung von KurasperTM F signifikant geringere Haftwerte als mit der Kontrollgruppe und Säureätzung erzielt. Im Mittelwert kam es hier zu 8,8 MPa für die Abscherhaftung und zu einem höchsten Anteil an Abscherung im Bruchmodus 0 und 1 [108].

Auch ein weiterer selbstkonditionierender und für die Kieferorthopädie entwickelter Primer, das TransbondTM Plus, der in vorliegender Arbeit untersucht wurde, war in bereits oben beschriebener Studie von *Buyukyilmaz et al. (2003)* Gegenstand der Untersuchung. Für TransbondTM Plus konnte im Mittel ein Haftwert von 16,0 MPa und ein Bruchmodus, bei dem der gesamte Komposit auf dem Zahn zurückblieb, verzeichnet werden. Dieser SEP erreichte einen signifikant höheren Haftwert sowohl als Clearfil SE BOND als auch die mit Phosphorsäure geätzte Kontrollgruppe. Dies entspricht nicht den in vorliegender Untersuchung gefundenen Ergebnissen für Versuchsgruppe 1, für die sich geringere Werte zwischen 9,58 MPa und 14,83 MPa als Mittelwerte für die Haftung ergaben. Alle Ergebnisse, die durch Polymerisation mit der Plasmalampe sowie mit Halogenlampe für 40 Sekunden erzielt wurden, gehören einer homogenen Untergruppe an und sind mit den entsprechenden Haftwerten für TransbondTM XT vergleichbar und damit auch geringer als die Höchstwerte von Clearfil SE BOND. Diese Ergebnisse werden von den Studien von *Trites et al. (2004)* und *Dorminey et al. (2003)* bestätigt, da auch hier keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Scher-Abschäl-Festigkeit für TransbondTM Plus und TransbondTM XT festgestellt wurden [32, 101]. Auch der von uns vorwiegend beobachtete Bruchmodus 2 entspricht nicht den oben genannten Ergebnissen von *Buyukyilmaz et al. (2003)* [20]. Es wurde bei diesem Primer die nach Clearfil SE BOND zweithäufigste Rate an Schmelzausrissen verzeichnet, wobei jeweils die längere Polymerisationszeit bei beiden Lampen die höhere Schmelzausrissrate von 8 (Halogenlampe) und 10 (Plasmalampe) aus 25 Proben

brachte. Dies entspricht der Feststellung von *Trites et al. (2004)*, da auch hier für Transbond™ Plus eine hohe Rate an Schmelzausrissen beobachtet wurde [101]. Bisher wurden selbstätzende Primer beschrieben, die vergleichbare oder sogar höhere Werte als die Kontrollgruppe aufweisen konnten. Die zwei weiteren SEP, die Gegenstand unserer Untersuchung waren, sind Ideal 1 und i bond™. Bisher gibt es keine Untersuchung zur Scher-Abschäl-Festigkeit von i bond™. Dies ist wahrscheinlich dadurch zu erklären, dass dieser selbstätzende Primer zur universellen Anwendung in der konservierenden Zahnheilkunde und nicht speziell für die Kieferorthopädie vorgesehen ist. Ideal 1 ist ein bislang nur selten beschriebener selbstkonditionierender Primer der Kieferorthopädie. *Paschos et al. (2006)* fanden Haftwerte von im Mittel 6,3 MPa. Diese waren die geringsten Werte innerhalb der drei untersuchten SEP. Am häufigsten wurde der ARI mod. 3 für Ideal 1 verzeichnet [71]. Ähnliche Ergebnisse wurden auch in vorliegender Untersuchung gefunden. Ideal 1 aber auch i bond™ waren die selbstätzenden Primer mit den geringsten Werten für die Scher-Abschäl-Festigkeit. Die Werte für beide Lampentypen und Polymerisationszeiten gehören bei beiden Primern der homogenen Untergruppe (A) mit den geringsten Haftwerten an. Sie liegen zwischen Mean = 6,70 MPa und 8,36 MPa (i bond™, Polymerisation für 6 und 3 Sekunden mit der Plasmalampe). Diese Werte sind zwar wesentlich niedriger als die mit den beiden anderen SEP und dem klassisch geätzten Transbond™ XT gefundenen, jedoch befinden sie sich noch in dem von *Reynolds (1975)* empfohlenen Bereich und könnten damit als geeignet für die Anwendung in der Kieferorthopädie betrachtet werden [80]. Die geringeren Haftwerte könnten insofern toleriert werden, als dass es für diese beiden Materialien auch zu der geringsten Rate an Schmelzausrissen kam. Ideal 1 hatte einen überwiegenden Bruchmodus 2. Dies ist vergleichbar mit den anderen verwendeten Primern. I bond™ dagegen wurde häufig und auch am häufigsten von allen untersuchten Primern im Bruchmodus 0 abgesichert und hat damit geringere ARI/ARI mod.-Werte. Dies könnte ein Hinweis auf einen weniger starken adhäsiven Verbund sein und verspricht jedoch eine erleichterte Debondingprozedur mit geringerem Zeitaufwand bei der Entfernung der Kompositüberschüsse sowie ein geringeres Risiko für Schmelzverlust.

Die Weibull-Analyse zeigt jedoch gerade für diese beiden Primer geringe Werte sowohl als Weibull-Modulwert als auch für die charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit. Es kann daher hier von weniger zuverlässig reproduzierbaren Festigkeitswerten ausgegangen werden. Hohe Werte für die Weibull-Analyse konnte dagegen für Clearfil SE verzeichnet werden, wodurch die guten Haftwerte für diesen SEP als zuverlässig reproduzierbar angesehen werden können.

Zusammenfassend kann anhand der in vorliegender Studie ermittelten Ergebnisse die Anwendung von selbstätzenden Primern empfohlen werden, da es bei allen vier untersuchten SEP zu ausreichenden Haftwerten kam. Der selbstkonditionierende Primer Clearfil SE BOND erreichte hierbei die höchste Scher-Abschäl-Festigkeit. Transbond™ Plus und der nach konventioneller Säureätztechnik angewendete Primer Transbond™ XT erreichten vergleichbare Werte, Ideal 1 und i bond™ erzielten signifikant geringere Haftwerte und zeigten die geringste Rate an Schmelzausrissen.

5.2.3. Schlussfolgerungen

- Die Anwendung selbstätzender Primer führte zu ausreichenden Haftwerten, wobei das selbstkonditionierende Clearfil SE BOND höhere Werte für die Scher-Abschäl-Festigkeit als die mit Phosphorsäure geätzte Kontrollgruppe erzielte. Dazu vergleichbare Werte wurden für TransbondTM Plus verzeichnet. Ideal 1 und i bondTM kamen auf signifikant geringere Haftfestigkeiten, die jedoch in einem Bereich lagen, der für die Kieferorthopädie als geeignet betrachtet wird.
- Self-Etching-Primer bewirkten einen ähnlichen Bruchmodus wie der mit klassischer Säureätztechnik verarbeitete Primer. Nur für die Versuchsgruppe 5 (i bondTM) wurde eine Verschiebung zu geringeren ARI/ARI mod.-Werten ermittelt, was sich anhand der geringeren Haftwerte erklären lässt.
- Plasmalampen erzielten im Vergleich zu Halogenlampen vergleichbare oder höhere Haftfestigkeiten und können damit zum Zeitersparnis zur Anwendung kommen, der ARI-Modus wurde durch die Lampenart meist nicht beeinflusst.
- Eine Halbierung der Polymerisationszeit auf 3 Sekunden mit der Plasmalampe und auf 20 Sekunden mit der Halogenlampe bewirkte in machen Fällen eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit. Der ARI-Modus blieb in den meisten Fällen davon unbeeinflusst.
- Die signifikant höchsten Haftwerte wurden für den selbstätzenden Primer Clearfil SE BOND bei Polymerisation mit der Plasmalampe für 6 Sekunden (Mean = 16,99 MPa) sowie mit der Halogenlampe für 40 Sekunden (Mean = 16,90 MPa) verzeichnet, wobei es hier auch zur hohen Schmelzausrissrate von 40 bzw. 36 % kam.
- Die signifikant geringsten Werte wurden für Ideal 1 und i bondTM bei beiden Polymerisationszeiten für beide Lampen verzeichnet. Hier kam es zu einer geringen Schmelzausrissrate und häufiger Abscherung in ARI mod. 2 (Ideal 1) und 0 (i bondTM).

6. Zusammenfassung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, Unterschiede der Scher-Abschäl-Festigkeit von konventionell und mit selbstätzenden Primern konditioniertem Schmelz festzustellen. Des Weiteren wurden die Anwendbarkeit von Plasmalampen im Vergleich zu Halogenlampen anhand der erzielten Haftfestigkeiten sowie der Einfluss einer Verkürzung der Polymerisationszeiten auf die Haftwerte untersucht.

Dazu wurden 500 menschliche Molaren in fünf Versuchsreihen bestehend aus jeweils vier Versuchsgruppen zu 25 Zähnen unterteilt. Diese wurden mit den vier selbstätzenden Primern Transbond™ Plus (3M Unitek), Clearfil SE BOND (Kuraray), Ideal 1 (GAC), i bond™ (Hereaus Kulzer) und dem nach klassischer Säureätzung verarbeiteten Primer Transbond™ XT (3M Unitek) behandelt. Bei Verwendung von Transbond™ Plus, i bond™ sowie nach konventioneller SÄT und der Verwendung des Primers Transbond™ XT kam eine Modifikation des Adhäsivs Transbond™ XT in Form von den vorbeschichteten APC™ II Victory Twin Metallbrackets (3M Unitek) zur Anwendung. In Kombination mit Clearfil SE BOND und dem vom gleichen Hersteller stammenden Adhäsiv Kurasper™ F (Kuraray) sowie Ideal 1 und dem dazugehörigen Adhäsiv Ideal 1 (GAC) wurden die gleichen Metallbrackets (3M Unitek) angewandt, ohne dass diese jedoch mit Adhäsiv vorbeschichtet waren. Die Gruppen von je 25 Zähnen wurden je 20 oder 40 Sekunden mit einer Halogen- sowie 3 oder 6 Sekunden mit einer Plasmalampe polymerisiert. Anschließend erfolgte nach einer 24 Stunden Lagerung der Zähne ein Thermowechselbad. Mit einer Universalprüfmaschine wurden die Brackets bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min abgeschert. Der Bruchmodus wurde unter dem Lichtmikroskop mit Hilfe des Adhesive Remnant Index bestimmt. Mittels einfaktorieller Varianzanalyse (ANOVA) wurden die Unterschiede zwischen den Gruppen ermittelt.

Die signifikant höchsten Haftwerte wurden für den selbstätzenden Primer Clearfil SE BOND bei Polymerisation mit der Plasmalampe für 6 Sekunden (Mean = 16,99 MPa) sowie mit der Halogenlampe für 40 Sekunden (Mean = 16,90 MPa) verzeichnet. Dazu vergleichbare Werte wurden für Transbond™ Plus gefunden. Ideal 1 und i bond™ kamen auf signifikant geringere Haftfestigkeiten, die jedoch in einem Bereich lagen, der für die Kieferorthopädie als geeignet betrachtet wird. Self-Etching-Primer bewirkten einen ähnlichen Bruchmodus wie der mit klassischer Säureätztechnik verarbeitete Primer. Nur für i bond™ wurde eine Verschiebung zu geringeren ARI/ARI mod.-Werten ermittelt, was sich anhand der geringeren Haftwerte erklären lässt. Die Plasmalampe erzielte im Vergleich zur Halogenlampe vergleichbare oder höhere Haftfestigkeiten und kann damit zur Zeitersparnis zur Anwendung kommen, der ARI-Modus wurde durch die Lampenart meist nicht beeinflusst. Eine Halbierung der Polymerisationszeit auf 3 Sekunden mit der Plasmalampe und auf 20 Sekunden mit der Halogenlampe bewirkte in manchen Fällen eine signifikante Abnahme der Haftfestigkeit.

Klinisch akzeptable Haftwerte konnten für alle in dieser Studie angewandten SEP gefunden werden. Trotzdem zeigte die Zeiteinsparung durch Reduktion der Polymerisationszeit insbesondere bei Anwendung der Halogenlampe Einbuße bei der Haftfestigkeit. Die Anwendung einer Plasmalampe kann die Behandlungszeit verkürzen ohne jedoch gravierend die Haftfestigkeit zu vermindern.

7. Summary

The aim of this study was to compare the shear-peel bond strength of conventionally treated enamel with that of self-etching-primers. Furthermore the influence of light source (Halogen, Plasma) and curing time on shear bond strength was evaluated. A total of 500 extracted human molars and premolars were randomly allocated to five different test runs for four groups, within 25 teeth in each group. Teeth with cracked surfaces, restorations or caries were excluded. A conventional acid-etch method [(1) 37% phosphoric acid and Transbond™ XT Primer] was compared to different self-etching-primers [(2) Transbond™ Plus; (3) Clearfil SE; (4) Ideal 1; (5) i BOND™] for bonding of orthodontic brackets. Orthodontic metal brackets (Victory™ Twins 22UNIV, 3M Unitek) were used. For Transbond™ Plus, i BOND™ and Transbond™ XT Primer with the necessary prior enamel condition with 37% phosphoric acid brackets which were precoated with the adhesive Transbond™ XT were used. For the SEP Clearfil SE the adhesive Kurasper™ F (Kuraray) and for Ideal 1 the adhesive Ideal 1 (GAC) was used as recommended by the manufacturers. Therefore the non precoated brackets were coated with the correspondent adhesives. Curing time for halogen light was 20 and 40 seconds, for plasma light 3 and 6 seconds. The bonded teeth were stored in deionized water at 37°C for 24 hours and thermocycled for 500 cycles before debonding with an universal testing machine (quickTest) with a crosshead speed of 0.5 mm/min (ISO 11405 / Test type 2). The remaining adhesive was examined under a light optical microscope whereas the Adhesive Remnant Index was evaluated.

The significant highest bond strengths were found for the SEP Clearfil SE BOND (Mean = 16.99 MPa) after curing with the plasma irradiation for 6 seconds as well as after curing for 40 seconds with the halogen irradiation (Mean = 16.90 MPa). Comparable results could be achieved for Transbond™ Plus. Ideal 1 und i bond™ showed significant lower bond strengths, but within the clinically acceptable values.

The self-etching-primers effectuate a similar rupture modulus to that of the acid-etch method. A decreased Adhesive Remnant Index was evaluated only for i bond™. This was due to the lower shear bond strengths which were available for this SEP. By using the plasma irradiation we obtained comparable or higher bond strength values in comparison to that achieved by the halogen irradiation method. This seems to save operating-time without affecting the ARI-modus. The bisection of the curing time to 3 seconds for the plasma irradiation and to 20 seconds for halogen irradiation caused in some cases a significant decrease of bond strength.

Clinically acceptable bond strengths could be found for all self-etching-primers used in this study. Nevertheless, reducing operating-time by a reduction of the curing time especially in case of the halogen irradiation could not be recommended. Plasma irradiation seems to save operating-time without significant decrease of shear bond strength.

8. Literaturverzeichnis

1. ADA Division of science: Visible light-curing unit. JADA 133, 1429-1431 (2002)
2. 3M Unitek: Ortholux™ XT Visible Curing Light, ORTHO™ Lite Quick Curing Light, Bonding reference guide. Firma 3M Unitek Orthodontic Products, 2724 South Peck Road, Monrovia, CA 91016 USA
3. Alexandre, P., Young, J., Bownan, D.: Bond strength of three orthodontic adhesives. Am. J. Orthod. 79, 653-660 (1981)
4. Arnold R.W., Combe, E.C., Warford, J.H.: Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 122, 274-276 (2002)
5. Artun, J., Bergland, S.: Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch pretreatment. Am. J. Orthod. 85, 333-340 (1984)
6. Barghi, N., Berry, T., Hatton, C.: Evaluating intensity output of curing lights in private practice. J. Am. Dent. Assoc. 25, 992-996 (1994)
7. Bennett, C.G., Shen, C., Waldron, J.M.: The Effects of Debonding on the Enamel Surface. JCO 18 (5), 330-334 (1984)
8. Bishara, S.E., Ajlouni, R., Laffoon, J.F., Warren, J.J.: Effect of a fluoride-releasing self-etch primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 72, 199-202 (2002)
9. Bishara, S.E., Ajlouni, R., Oonsombat, C.: Evaluation of a New Curing Light on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. Angle Orthod. 73 (4), 431-435 (2003)
10. Bishara, S.E., Gordan, V.V., Von Wald, L., Jakobsen, J.R.: Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 114, 243-247 (1998)
11. Bishara, S.E., Gordan, V.V., Von Wald, L., Jakobsen, J.R.: Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 115 (1), 24-28 (1999)
12. Bishara, S.E., Olsen, M., Damon, P., Jakobsen, J.R.: Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 114, 80-87 (1998)
13. Bishara, S.E., Olsen, M., Von Wald, L.: Comparisons of shear bond strength of precoated and uncoated brackets. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 112 (6), 617-621 (1997)

14. Bishara, S.E., Von Wald, L., Laffoon, J.F., Warren, J.J.: Effects of self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 119, 621-624 (2001)
15. Blankenau R.J., Kelsey, W.P., Powell, G.L. et al.: Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. *Am. J. Dent.* 4, 40-42 (1991)
16. Brennan, J.V, James, D., Soo, P.P., Tzou, S.: The APC™ Plus Adhesive Coated Appliance System: Features and Technical Review. *Orthod. Perspectives* 11 (1), 5-9 (2004)
17. Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.* 34, 849-853 (1955)
18. Buonocore, M.G.: Retrospectives on bonding. *Dent. Clin. North Am.* 25, 241-255 (1981)
19. Buyukyilmaz, T., Usumez, S., Karaman, A.I.: Effect of Self-Etching Primers on Bond Strength- Are They Reliable? *Angl. Orthod.* 73 (1), 64-70 (2003)
20. Carstensen, W.: The effects of different phosphoric acid concentrations on surface enamel. *Angl. Orthod.* 62 (1), 51-57 (1992)
21. Caspersen, I.: Residual acrylic adhesive after removal of plastic orthodontic brackets: Ascanning electron microscope study. *Am. J. Orthod.* 71, 637-650 (1977)
22. Chung, L.L.K., Kerr, W.J.S.: The Clinical Evaluation of APC™ Brackets in Relation to Bond Failure. *Orthod. Cyber J.* (1998)
23. Cinader, D.: Chemical processes and performance comparisons of Transbond Plus self etching primer. *Orthod. Perspect.* 8, 5-6 (2001)
24. Cooper, R.B., Goss, M., Hamula, W.: Direct Bonding with Light-Cured Adhesive Precoated Brackets. *J. Clin. Orthod.* 26 (8), 477-479 (1992)
25. Dewel, B.F.: Fixed versus removable orthodontic appliances. *Am. J. Orthod.* 60 (5), 518-519 (1971)
26. Dickinson, P.T., Powers, J.M.: Evaluation of fourteen direct bonding orthodontic bases. *Am. J. Orthod.* 78, 630-639 (1980)
27. Diedrich, P.: Die Bracketadhäsivtechnik – eine physikalische, rasterelektronen-mikroskopische und klinische Untersuchung. *Med Habil, Köln* 1979
28. Diedrich, P.: Die Bracketentfernung und anschließende Schmelzpolitur – eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung. *Fortschr. Kieferorthop.* 41, 491-502 (1980)

29. Diedrich, P.: Der heutige Stand der Bracketadhäsivtechnik. Dtsch. Zahnärztl. Z. 41, 231-233 (1986)
30. Diedrich, P.: Bracket-Adhäsivtechnik. In: Diedrich, P. (Hrsg.): Kieferorthopädie II. Praxis der Zahnheilkunde Bd. 11/2. 4. Aufl. Urban und Fischer München 2000
31. Dorminey, J.C., Dunn, W.J., Taloumis, L.J.: Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a modified 1-step etchant-and primer technique. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 124 (4), 410-413 (2003)
32. Dunn, W.J., Taloumis, L.J.: Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 122, 236-241 (2002)
33. Ernst, C.-P.: Wo stehen blaue LED-Polymerisationsgeräte heute? Ästh, Zahnmed. 1, 4-14 (2003)
34. Fischer-Brandies, H., Kremers, L., Reicheneder, C., Kluge, G., Häusler, K.: Über die Schmelzschädigung in Abhängigkeit von der Methode der Bracketentfernung. Fortschr. Kieferorthop. 54, 64-70 (1993)
35. Fitzpatrick, D.A., Way, D.C.: The effects of wear, acid etchings, and bond removal on human enamel. Am. J. Orthod. 671-680 (1977)
36. Fox, N.A., McCabe, J. F., Buckley J.G.: A critique of bond strength testing in orthodontics. Br. J. Orthod. 21, 33-43 (1994)
37. Frankenberger, R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. In: Die Adhäsivtechnologie. 3M Espe 2001
38. Fritz, U.B., Diedrich, P., Finger, W.J.: Selbstkonditionierende Primer- eine Alternative zur herkömmlichen Bracketadhäsivtechnik? Fortschr. Kieferorthop. 62, 238-245 (2001)
39. Gange, P.: Present state of bonding. J. Clin. Orthod. 7, 429-436 (1995)
40. Greenlaw, R., Way, D.G., Khadry, A.G.: An in vitro evaluation of a visible light-cured resin bonding systems. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 96, 214-220 (1989)
41. Gwinnet, A.J., Matsui, A.: A study of enamel adhesives: the physical relation between enamel and adhesive. Archives of Oral Biology 12, 1615-1620 (1967)
42. Gwinnet, A.J., Gorelick, L.: Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application. Am. J. Orthod. 71, 651 (1977)
43. Hanning, M., Bott, B.: In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. Dent. Mater. 15, 275-281 (1999)

44. Hofmann, N., Hugo, B., Schubert, K. et al.: Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin. Oral Invest.* 4, 140-147 (2000)
45. Hosein, I., Sherriff, M., Ireland, A.J.: Enamel loss during bonding, debonding, and cleanup with use of a self-etching primer. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 126 (6), 717-724 (2004)
46. Jacobsen, P.H.: The Current Status of Composite Restorative Materials. *Brit. Dent. J.* 150, 15-18 (1981)
47. 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.* 123 (5), 555-561 (2003)
48. Janda, R.: Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner, K., Kappert, H.F.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Bd.1. Hüthig Heidelberg 1996
49. Jost-Brinkmann, P.G., Schiffer, A., Miethke, R.R.: The Effect of Adhesive – Layer Thickness on Bond Strength. *JCO* 26 (11), 718-720 (1992)
50. Klocke, A., Korbmacher, H.M., Huck, L.G., Kahl-Nieke, B.: Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 122 (6), 643-648 (2002)
51. Kohlpaintner, H.J.: Untersuchung verschiedener Metallbracketbasen und Kompositmaterialien in der kieferorthopädischen Adhäsivtechnik. *Med Diss*, München 1996
52. Korbmacher, H., Klocke, A., Huck, L., Kahl-Nieke, B.: Schmelzkonditionierung in der Bracketadhäsivtechnik mit einem „Single-step“-Haftvermittler. *Fortschr. Kieferorthop.* 63, 463-471 (2002)
53. Legler, LR., Retief, DH., Bradley, EL.: Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on enamel depth of etch: an in vitro study. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 98, 154-160 (1990)
54. Lovell, L.G., Newman, S.M., Bowman, S.N.: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins. *J. Dent. Res.* 78, 1469-1476 (1999)
55. Lugwig, K.: Metall-Kunststoff Verbundsysteme. In: Eichner, K., Kappert, H.F.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Bd. 1. Hüthig Heidelberg 1996
56. Maijer, R., Smith, D.C.: Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am. J. Orthod.* 79, 20-34 (1981)

57. Millett, D.T., Hallgren, A., Cattanach, D., Mc Fadzean, R., Pattison, J., Robertson, M., Love, J.: A 5-year clinical review of bond failure with a light-cured resin adhesive. *The Angl. Orthod.* 68 (4), 351-356 (1998)
58. 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.* 186 (8), 388-391 (1999)
59. Munksgaard, E.C., Peutzfeldt, A., Asmussen, E.: Elution of TEGDMA und BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur. J. Oral Sci.* 108, 341-345 (2000)
60. Myers, M.L., Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A.: Effect of restoration composition, shade and thickness on the cure of a photoactivated resin cement. *J. Prosthodont.* 3, 149-157 (1994)
61. Neugebauer, S., Jost-Brinkmann, P.-G., Pätzold, B., Cacciafesta, V.: Plasma-versus Halogenlampe: ein Vergleich der Scherfestigkeit adhäsiv befestigter Brackets in Abhängigkeit von der Lichtquelle. *J. Orofac. Orthop.* 65, 223-236 (2004)
62. Newesely, H.: Werkstoffe der Kieferorthopädie. In: Schmuth, G. (Hrsg.): *Kieferorthopädie I. Praxis der Zahnheilkunde Bd. 11. 3. Aufl.* Urban und Schwarzenberg München 1994
63. Newman G.V.: Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am. J. Orthod.* 51, 901-912 (1965)
64. Nolden, R.: Die Bedeutung der Säureätztechnik für den Verbund von Compositematerialien mit den Zahnhartsubstanzen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 34, 717-722 (1979)
65. Oberholzer, T.G., Du Preez, I.C., Kidd, M.: Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 26, 3981-3986 (2005)
66. Oesterle, L.J., Newman, S.M., Shellhart, W.C.: Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 119 (6), 610-616 (2001)
67. Oliver, B. M., Dujovne, A.R.: Shear Strength of APC Brackets Bonded to Extracted Teeth: A Pilot Study. *Orthod. Cyber J.* (1998)
68. Oliver, R.G.: The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *Am. J. Orthod.* 93, 196-200 (1988)
69. Oyama, N., Komori, A., Nakahara, R.: Evaluation of Light Curing Units Used for Polymerization of Orthodontic Bonding Agents. *Angl. Orthod.* 74 (6), 810-815 (2004)

70. Paschos, E., Okuka, S., Ilie, N., Huth, K.C., Hickel, R., Rudzki-Janson, I.: Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets an der Schmelzoberfläche nach Verwendung von Pro Seal™. *Fortschr. Kieferorthop.* 67, 196-206 (2006)
71. Pearson, G.J., Longman C.M.: Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J. Oral Rehabil.* 16, 57-61 (1989)
72. Perdiago, J., Lopes, L.: Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am. J. Dent.* 10, 141-146 (1997)
73. Pettemerides, A.P., Ireland, A.J., Sherriff, M.: An ex vivo investigation into the use of plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly (alkenoate) cement in orthodontic bonding. *J. Orthod.* 28, 237-244 (2001)
74. Pickett, K.L., Sadowsky, P. L., Jacobsen, A., Lacefield, W.: Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results. *Angl. Orthod.* 71 (2), 141-148 (2001)
75. Proffit, W.: *Contemporary Orthodontics*. St. Louis, Mo: CV Mosby. 287 (1986)
76. Prati, C., Chersoni, S., Montebugnoli, L., Montanari, G.: Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am. J. Dent.* 12, 231-234 (1999)
77. Retief, D.H.: The mechanical bond. *Int. Dent. J.* 28, 18-27 (1978)
78. Retief, D.H., Sadowsky PL.: Clinical Experience with the acid-etch technique in orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 68, 645-654 (1975)
79. Reynolds, I.R.: A review of direct orthodontic bonding. *Br. J. Orthod.* 2, 171-178 (1975)
80. Ripa, L.W., Gwinnett, A.J., Buonocore, M.G.: The "prismless" outer layer of deciduous and permanent enamel. *Arch. Oral Biol.* 11, 41-48 (1966)
81. Rueggeberg, F.A., Craig, R.G.: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J. Dent. Res.* 67, 932-937 (1988)
82. Ruppenthal, T., Stratmann, U., Serogl, H.G., Czech, D.: Elementanalytische und quantitativ - morphometrische Bestimmung von Kunststoffresten und Schmelzausrissen nach der Abnahme von Metallbrackets. *Fortschr. Kieferorthop.* 53, 99-105 (1992)
83. Russell, J.S.: Aesthetic Orthodontic Brackets. *J. Orthod.* 32 (2), 146-163 (2005)

84. Ruyter, I.E., Gyorosi, P.P.: An infrared spectroscopic study of sealants. *Scand. J. Dent. Res.* 84, 396-400 (1976)
85. Santos Jr, G.C., El-Mowafy, O., Rubo, J.H., Santos, M.J.M.C: Hardening of Dual-Cure Resin Cements and a Resin Composite Restorative Cured with QTH and LED Curing Units. *J. Can. Dent. Assoc.* 70 (5), 323-328 (2004)
86. Schiffer, A., Jost-Brinkmann, P.-G., Miethke, R.-R.: Die Zugfestigkeit von Bracketklebungen in Abhängigkeit von der Kleberschichtstärke - eine In-vitro-Untersuchung. *Fortschr. Kieferorthop.* 53, 297-303 (1992)
87. Schopf, P.: *Curriculum Kieferorthopädie. Bd. 2. 3. Aufl. Quintessenz Berlin 2000: 462-478,521-522*
88. Sfondrini, M.F., Cacciafesta, V., Klersy, C.: Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. *J. Orthod.* 29 (1), 45-50 (2002)
89. Sfondrini, M.F., Cacciafesta, V., Pistorio, A., Sfondrini, G.: Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glassionomer. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 119, 30-35 (2001)
90. Shannon, I.L.: Prevention of decalcification in orthodontic patients. *J. Clin. Orthod.* 15, 694-706 (1981)
91. Sheen, D.H., Wang, W.N., Tarng, T.H.: Bond strength of younger and older permanent teeth with various etching times. *Angle. Orthod.* 63, 225-229 (1993)
92. Silverstone, L.M.: The effect of fluoride in the remineralization of enamel caries and caries-like lesions in vitro. *J. Public Health Dent.* 42-42 (1982)
93. Stahl, A.: Indikation, Zeitpunkt und Prognose bei der kieferorthopädischen Behandlung mit festsitzenden Apparaturen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 29, 695-700 (1974)
94. Stutz, F.: Adhäsive Restauration: state of the art. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.* 111, 98-100 (2001)
95. Sunna, S., Rock, W.P.: Clinical Performance of Orthodontic Brackets and Adhesive Systems: A Randomized Clinical Trial. *BJO* 25 (4), 283-287 (1998)
96. Surmont, P., Dermaut, L., Martens, L., Moors, M. : Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times : an in vitro study. *Am J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 101 (5), 414-419 (1992)
97. Taira M., Urabe, H., Hirose, T., et al. : Analysis of photoinitiators in visible-light-cured dental composite resins. *J. Dent. Res.* 67, 24-28 (1988)

98. Tavas, M.A., Watts, D.C.: Bonding of orthodontic brackets by trans-illumination of a light activated composite: an in-vitro study. *Br. J. Orthod.* 6, 207-208 (1979)
99. Trimpeneers, L.M., Verbeeck, R.M.H., Dermaut, L.R., Moors, M.G.: Comparative shear bond strength of some orthodontic bonding resins to enamel. *Europ. J. Orthod.* 18, 89-95 (1996)
100. 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* 126 (6), 709-716 (2004)
101. Velo, S., Carano, A., Carano, A.: Self-etching vs. traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. *J. Orthod. Craniofac. Res.* 5, 166-169 (2002)
102. Viohl, J.: Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner, K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Bd. 2. Hüthig Heidelberg 1985
103. Watanabe, F., Powers, J.M., Lorey, R.E.: In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *J. Dent. Res.* 67, 479-483 (1988)
104. Wendl, B., Droschl, H., Kern, W.: Fortschritte im Bonding – Neuentwicklungen von Klebern und Polymerisationslampen. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 35, 65-69 (2003)
105. Williams, P.T., Johnson, L.N.: Composite resin restoratives revisited. *J. Can. Dent. Assoc.* 59, 538-543 (1993)
106. Wong, M., Power, S.: A Prospective Randomized Clinical Trial to Compare Pre-coated and Non-pre-coated Brackets. *J. Orthod.* 30, 155-158 (2003)
107. Yamada, R., Hayakawa, T., Kasai, K.: Effect of Using Self-Etching Primer for Bonding Orthodontic Brackets. *Angl. Othod.* 72 (6), 558-564 (2002)
108. Zachrisson, B.U., Artun, J.: Enamel surface appearance after various debonding techniques. *Am. J. Orthod.* 75, 121-137 (1979)

9. Anhang

9.1. Verwendete Materialien und Geräte

- Prüfmaschine quick Test MCE 2000ST, Prüfpartner GmbH, Hansastr.19, 40764 Langenfeld, D
- Thermocyclingapparatur, Willytec GmbH, Dental Research Division, Lochhamer Schlag 6, 82166 Gräfelfing, D
- Waage, Sartorius research R200D, Sartorius AG, Weender Landstrasse 94-108, Göttingen, D
- Federwaage, ZI Parc 42490, FR
- Halogenlampe, Ortholux™ XT, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Plasmalampe, ORTHO Lite™, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Radiometer, Model 100, Demetron Research Corp., Danbury, CT 06810, USA
- Kaltpolymerisierender Kunststoff, Technovit 4004, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Grüner Weg 11, 63450 Hanau, D
- Standardstahldrähte, 0,017x0,022, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Zircate Prophy Paste, Dentsply De Trey GmbH, De- Trey- Strasse 1, 78467 Konstanz, D
- Premolaren APC™ II Victory Twin Metallbrackets, 0,022, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Universal Bicuspid Twin Brackets, 0,022, Victory Series™ 2, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Transbond™ Plus Self Etching Primer, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- Clearfil SE BOND BOND, Kuraray EUROPE GmbH, Schiess-Strasse 68, 40549 Düsseldorf, D
- Ideal® 1 Orthodontic Adhesive Kit, Primer, GAC International, Inc., Bohemia, NY 11716, USA
- Transbond™ XT Light Cure Orthodontic Adhesive Primer, 3M Unitek GmbH, ESPE Platz, 82229 Seefeld, D
- i bond™ Gluma® inside, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Grüner Weg 11, 63450 Hanau, D
- Kurasper™ F Light Cured Orthodontic Adhesive, Kuraray EUROPE GmbH, Schiess-Strasse 68, 40549 Düsseldorf, D
- Ideal® 1 Orthodontic Adhesive Kit, Adhesive, GAC International, Inc., Bohemia, NY 11716, USA

9.2. Abkürzungsverzeichnis

MWU: Mann-Whitney-U-Test

MW: Mittelwert

SD: Standarddeviation

KW: Kruskal-Wallis-Test

KS: Kolmogorov-Smirnov-Test

m: Weibull-Modulwert

σ_0 : charakteristische Scher-Abschäl-Festigkeit

W.-A.: Weibull-Analyse

SEP: Self-Etching-Primer

SÄT: Säureätztechnik

ARI: Adhesive Remnant Index

ARI mod.: Adhesive Remnant Index modifiziert

HW: Haftwerte

10. Danksagung

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

Ganz herzlichen Dank an Frau Dr. Ekaterini Paschos, die durch ihr außerordentliches Engagement und ihre Kompetenz in allen Fragen die herausragende Stütze dieser Arbeit war.

Außerdem möchte ich meinen Eltern, die mir meinen bisherigen Ausbildungs- und Lebensweg ermöglicht haben, für die ständige Motivation danken.

11. Lebenslauf

persönliche Daten

Name: Wilke
Vorname: Franziska
Geburtsdatum: 27.02.1980
Geburtsort: Halle a.d. Saale
Eltern: Dr. Rudolf Wilke, Dr. -Ing. für Elektrotechnik
Dr. Almut Wilke, Zahnärztin
Geschwister: Dr. Mark Wilke, Jurist
Familienstand: ledig

Schulbildung

1986-1989: 1. Oberschule Aschersleben
1989-1990: Grundschule in Augsburg
1990-1994: Rudolf-Diesel-Gymnasium Augsburg
1994-1997: Graf-Rasso-Gymnasium Fürstfeldbruck
1997-1999: Viscardi-Gymnasium Fürstfeldbruck, Erwerb der
allgemeinen Hochschulreife

Studium

April 2000 – Januar 2006: Studium der Zahnheilkunde an der Ludwigs-
Maximilians-Universität München. Die Approbation
erfolgte am 03.03.2006

Beruf

seit April 2006: Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin