

**Mechanische Dauerbelastung  
des Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbundes**

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

Ena Musabegovic  
aus Belgrad/Serbien

2011

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Priv.- Doz. Dr. Pia-Merete Jervøe-Storm

Tag der Mündlichen Prüfung: 19.10.2011

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und  
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark  
-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-  
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen Eltern



## Inhaltsverzeichnis

<b>1.</b>	<b>Einleitung und Literaturübersicht.....</b>	<b>7</b>
1.1	Einleitung .....	7
1.2	Literaturübersicht .....	8
1.2.1	Material .....	8
1.2.1.1	Zähne.....	8
1.2.1.2	Brackets.....	11
1.2.1.3	Adhäsive .....	13
1.2.2	Verbundhaftfestigkeit .....	16
1.2.3	Dauerbelastung.....	25
<b>2.</b>	<b>Fragestellung und Ziel der Untersuchung .....</b>	<b>28</b>
<b>3.</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>29</b>
3.1	Material .....	29
3.1.1	Zähne.....	29
3.1.2	Brackets .....	30
3.1.3	Adhäsive .....	30
3.2	Methode .....	31
3.2.1	Herstellung der Prüfkörper .....	31
3.2.2	Kleben von Brackets .....	33
3.2.3	Durchführung der Versuche .....	34
3.2.3.1	Abscherversuche .....	34
3.2.3.2	Dauerbelastungsversuche .....	35
3.2.3.3	Oberflächenbeurteilung mit dem Lichtmikroskop .....	38
3.3	Statistische Auswertung.....	38
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>40</b>
4.1	Auswertung der Abscher- und Dauerbelastungsversuche .....	40
4.2	Auswertung der Statistik .....	48
4.3	Auswertung der Oberflächenbeurteilung.....	53

<b>5.</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>57</b>
5.1	Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur .....	57
5.1.1	Diskussion der Scherhaftfestigkeit .....	58
5.1.2	Diskussion der Dauerbelastung .....	61
5.1.3	Diskussion der Oberflächenbeurteilung .....	64
5.2	Klinische Schlussfolgerungen .....	65
<b>6.</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>66</b>
<b>7.</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>67</b>
7.1	Ergebnisse der Abscher- und Dauerbelastungsversuche .....	67
7.2	Ergebnisse der Oberflächenbeurteilung.....	71
<b>8.</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>75</b>
<b>9.</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>91</b>
<b>10.</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>92</b>

## **1. Einleitung und Literaturübersicht**

### **1.1 Einleitung**

Seitdem Newman 1965 den adhäsiven Verbund zwischen Bracket und Zahnoberfläche in die Kieferorthopädie einführte, setzte sich diese Methode rasant gegenüber der Bänderung von Zähnen durch (Greenlaw et al., 1989). Häufig kommt es jedoch während der Behandlung zu vorzeitigen Bracketverlusten. Dies wiederum bedeutet eine längere Therapiedauer, zusätzliche Termine und höhere Kosten (Maia et al., 2010; Mandall et al., 2003; Oesterle und Shellhart, 2008; Powers et al., 1997). Die verlängerte Therapiezeit und das erneute Ätzen der Zahnoberfläche erhöhen die Wahrscheinlichkeit der Entstehung von „white spot“-Läsionen oder später von Karies (Nguyen et al., 2011).

Aufgrund der zyklischen Kauabläufe im Mund wirken die Belastungskräfte immer wieder auf den Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund ein (Draughn, 1979). Die Dauerbelastung und die Scherkräfte führen zu einer Materialermüdung des Adhäsivs, wodurch die Verbundstärke beeinflusst wird (Knox et al., 2000b; Knox et al., 2001; Lohbauer et al., 2005). Neben diesen Einflussgrößen existieren noch weitere Faktoren, die im Rahmen dieser Arbeit zwar erwähnt, jedoch nicht weiter untersucht werden. Ziel ist es, die Adhäsive Transbond™ XT und Concise™ mit laserstrukturierten Discovery®-Brackets in Abhängigkeit von der Dauerbelastung und der Abscherkraft zu untersuchen. Mit der statistischen Auswertung der Ergebnisse soll dann eine Aussage über die Materialeigenschaften der beiden Adhäsive unter Dauerbelastung getroffen werden. Die Resultate der Abscherung und Bruchart können zudem Aufschluss über die Stärke im Verbund und das Frakturmuster geben.

Wünschenswert wäre es, den niedergelassenen Kieferorthopäden den effizienten Einsatz dieser Adhäsive auf der Basis der Untersuchungen näher zu bringen (Bishara et al., 1999). Ziel jeder Behandlung mit festsitzenden Apparaturen ist dabei eine kurze Therapiedauer (Bishara et al., 2002b) und Minimierung der Schmelzschäden unter Beibehaltung eines starken Verbundes (Ireland und Sherriff, 1997; Lee et al., 2010).

## **1.2 Literaturübersicht**

Der Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund wird in seiner Stärke und Lebensdauer einerseits durch die Eigenschaften der verwendeten Materialien und andererseits durch eine Vielzahl von externen Faktoren beeinflusst.

### **1.2.1 Material**

#### **1.2.1.1 Zähne**

Angesichts der Schwierigkeit, menschliche Zähne in hinreichender Anzahl zu erhalten, stellen Rinderzähne eine adäquate Alternative für Versuche zur Scherhaftfestigkeit dar (Camargo et al., 2008; Laurance-Young et al., 2011; Nakamichi et al., 1983; Reeves et al., 1995; Schilke et al., 2000). Gründe für den Mangel an humanen Zähnen sind die erworbenen Fortschritte in der präventiven (Lopes et al., 2003) und konservierenden (Saleh und Taymour, 2003) Zahnmedizin. Darüber hinaus sind Rinderzähne weitaus einfacher und schneller zu besorgen und stellen somit eine günstigere Lösung dar (Oesterle et al., 1998). Zudem können Rinderzähne mehrmals beklebt werden, ohne signifikante Unterschiede in der Haftfestigkeit zu zeigen (Oesterle et al., 1998).

Leicester et al. (1946) bewiesen, dass sich Säugetierzähne grundsätzlich im anatomischen Aufbau und in der Mikrostruktur sehr ähneln. Ebenfalls zeigten die Untersuchungen von Buchalla et al. (2008) einen vergleichbaren Durchmesser von Schmelzprismen bei Rindern (3 $\mu$ m) und Menschen (5 $\mu$ m). Des Weiteren bestätigten andere Autoren (Camargo et al., 2008; Schilke et al., 2000), dass es keine signifikanten Unterschiede zwischen Menschen- und Rinderzähnen in der Anzahl der Dentintubuli pro mm<sup>2</sup> sowie deren Durchmesser gibt.

In ähnlicher Weise untersuchten Sanches et al. (2009) die Mikrostruktur der Schmelz- und Dentinschichten von menschlichen Zähnen und Rinderzähnen, nachdem die Oberfläche mit Milchsäure angeätzt wurde. Sie zeigten, dass die gemessenen Durchmesser der Schmelzprismen zueinander keine signifikanten Unterschiede aufweisen. Im Gegen-



satz dazu besitzen die Dentintubuli der Rinderzähne einen im Durchschnitt größeren Durchmesser und eine geringere Dichte. Aus diesen Ergebnissen folgerten die Autoren, dass der Rinderschmelz eine adäquate und das Rinderdentin eine ungenügende Alternative zu menschlichen Zähnen darstellt.

Mit Hilfe der Studie von Fonseca et al. (2004) sollte die Röntgendichte der Zähne als ein wichtiges klinisches Merkmal untersucht werden. Dazu verglichen sie Menschen-, Rinder- und Schweinezähne auf diese Eigenschaft. Die allgemeinen Auswertungen ergaben eine ähnliche Röntgendichte bei den Zähnen von Menschen und Rindern. Weitere Auswertungen, mit Bezug auf das Dentin, zeigten eine hohe Ähnlichkeit bei Rinder- und Schweinezähnen untereinander und eine noch höhere zwischen der Gruppe der Menschen und Rinder. Diese Untersuchungen zeigten nicht nur die hohe Übereinstimmung in der Röntgendichte, sondern sind auch ein Beweis für die enge Beziehung im anatomischen Schmelz-Dentin-Aufbau der beiden Gruppen. Im Gegensatz dazu ergaben die Untersuchungen von Tanaka et al. (2008) einen signifikant höheren Wert der Röntgendichte von Rinderschmelz im Gegensatz zum menschlichen. Sie deuteten diese Ergebnisse als Ursache eines höheren Mineralgehalts oder einer anderen Mineralzusammensetzung. Zudem fanden sie heraus, dass die Röntgendichte des Rinderdentins im Vergleich zum Humanen geringer ist.

In einer Folgestudie von Fonseca et al. (2008) erforschten die Autoren die Röntgendichte der Menschen- und Rinderzähne in Abhängigkeit vom Alter. Sie fanden heraus, dass sich die Schmelzröntgendichte bei beiden Arten und in allen Altersgruppen ähnelt, obwohl menschlicher Zahnschmelz weniger interprismatische Substanz als Rinderschmelz besitzt. Des Weiteren lagen die ermittelten Werte immer über denen des Dentins. Um eine größere Ähnlichkeit zu menschlichen Zähnen zu gewährleisten, empfiehlt die Studie ältere Rinderzähne gegenüber jüngeren zu verwenden.

Retief et al. (1990) stellten fest, dass die Verbundkraft zwischen Bracket und Zahn an Menschen- größer als an Rinderzähnen ist und daher der Gebrauch von bovinem Substrat kontraindiziert ist. Weiterhin untersuchten Oesterle et al. (1998) sowohl Rinderzähne der zweiten als auch der ersten Dentition und kamen zu dem Ergebnis, dass 44%

bzw. 21% geringere Kräfte im Vergleich zu humanen Zähnen auftraten. Später wiesen Lopes et al. (2003) darauf hin, dass der Einsatz von Rinderzähnen nicht gänzlich kontraindiziert ist, da die Verbundkraft auch von dem verwendeten Adhäsiv mitbestimmt wird.

Die Studien von Nakamichi et al. (1983) und Saleh und Taymour (2003) ergaben keine signifikanten Unterschiede in der Verbundkraft von Menschen- und Rinderzähnen und rechtfertigten somit den Ersatz des Substrats in Abscher- und Zugbelastungsversuchen. Diese These wird durch neue wissenschaftliche Veröffentlichungen (Reis et al., 2004; Titley et al., 2006) gestützt, die Rinderzähne als Ersatz bei Versuchen der Verbundhaftfestigkeit einsetzten. Krifka et al. (2008) stellten außerdem fest, dass Milchrinderzähne eine geeignete Alternative zu menschlichen Milchzähnen darstellen. Zudem setzten andere Studien (Attin et al., 2007; Turssi et al., 2010) Rinderzähne sogar für Erosionsversuche erfolgreich ein.

Ein Substrat, das häufig alternativ zu Rinderzähnen benutzt wird, sind menschliche Prämolaren (Basaran et al., 2011; Bhad und Hazarey, 1995; Olsen et al., 1996), die oft aufgrund einer kieferorthopädischen Therapie extrahiert werden. Diese Zähne stellen aber angesichts ihrer unregelmäßigen Krümmung keinen optimalen Verbund zum Bracket dar (Oesterle et al., 1998). Obwohl Schweinezähne ähnliche Werte in der Verbundhaftfestigkeit wie menschliche Zähne erzielt haben, erwiesen sich die morphologischen Strukturen als sehr variabel (Reis et al., 2004) und boten somit auch keinen geeigneten Ersatz.

Um weitere Fortschritte in diesem Bereich der Zahnmedizin zu erreichen, wären laut Laurance-Young et al. (2011) Versuche an menschlichen Zähnen am geeignetsten. Da dies jedoch nicht immer möglich ist, empfehlen sie auf die nächstbeste Alternative zurückzugreifen. In der Wissenschaft finden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen, wodurch die These gestützt wird, dass es sich hierbei um ähnliche Mikrostrukturen bei humanem und bovinem Schmelz handelt. Dies rechtfertigt den Gebrauch von Rinderzähnen in weiteren Versuchen (Laurance-Young et al., 2011).

### 1.2.1.2 Brackets

Brackets sind Befestigungselemente, die mittels Adhäsiv auf die Zähne geklebt werden und als Kraftansatzpunkt für Behandlungselemente dienen. Zu den klinisch wichtigen Aspekten eines Brackets gehören neben der Ästhetik die biomechanischen Eigenschaften und die Verbundkraft (Soderquist et al., 2006). Des Weiteren muss ein Bracket gegen Kaukräfte, Feuchtigkeit und die Belastung durch kieferorthopädische Drähte widerstehen, um effektiv in der Mundhöhle einsetzbar zu sein (Soderquist et al., 2006). Beim Platzieren des Brackets sollten Lufteinschlüsse zwischen Adhäsiv und Zahn vermieden werden, da Sauerstoff die Aushärtung des Kunststoffes verhindert und dadurch die Haftung reduziert (Maijer und Smith, 1981; Matasa, 1989).

Brackets können aus unterschiedlichen Materialien, wie Metall, Kunststoff oder Keramik, hergestellt werden (Maijer und Smith, 1981). Der Verbund von Metall- und Kunststoffbrackets zum Zahn basiert überwiegend auf einer mechanischen Retention. Keramikbrackets können ebenfalls solche Verbindungen eingehen, jedoch besteht auch die Möglichkeit, dass ein chemischer Verbund zwischen der silanbeschichteten Bracketbasis und der Zahnoberfläche entsteht. Manche Keramikbrackets können beide Möglichkeiten in einem Verbund kombinieren (Willems et al., 1997). Keramikbrackets haben den Vorteil gegenüber Kunststoffbrackets, während der Behandlungsdauer weder zu verfärben noch mit dem Speichel zu reagieren (Olsen et al., 1997).

In einer Studie von Odegaard und Segner (1988) wurden Metall- und Keramikbrackets in Abhängigkeit von zwei Adhäsiven verglichen. Es ergab sich, dass Brackets aus Keramik eine höhere Scherhaftfestigkeit aufweisen. Ein Bruch im Verbund ereignete sich bei den Keramikbrackets überwiegend in der Grenzfläche zwischen Schmelz und Adhäsiv. Somit war der Verbund zwischen Bracket und Adhäsiv stärker als der Verbund zwischen Adhäsiv und Schmelz. Metallbrackets zeigten dagegen vornehmlich einen Bruch zwischen Bracket und Adhäsiv. Die Studie von Haydar et al. (1999) untermauerte die Erkenntnis von Odegaard und Segner, dass Keramikbrackets höhere Scherhaftfestigkeiten im Vergleich zu Metallbrackets haben.

Aufgrund ihrer mechanischen und klinischen Vorteile (Odegaard und Segner, 1988) stellen Metallbrackets die zuverlässigere Wahl dar (Maijer und Smith, 1981; Smith und Maijer, 1983). Immer besser haftende Adhäsive ermöglichten die Verkleinerung des Brackets und dessen Basis, wodurch gleichzeitig die Ästhetik der Metallbrackets optimiert wird. Durch die Reduzierung der Verbundfläche wirken Einflussgrößen wie Schweißpunkte oder Größe der Netzbasis stärker auf die Verbundkraft ein. Zudem verkleinern Schweißpunkte der Netzbasis die Verbundfläche und führen bei randständiger Lokalisation zu Hohlräumen, Undichtigkeiten im Verbund und Schmelzschäden (Maijer und Smith, 1981).

Es wurde festgestellt, dass die Zusammensetzung, die Größe und insbesondere das Bracketbasisdesign einen erheblichen Einfluss auf die Verbundkraft haben (Olsen et al., 1997; Sharma-Sayal et al., 2003; Soderquist et al., 2006; Wang et al., 2004). In der Studie von Odegaard und Segner (1988) wurden Brackets mit einer gerillten Basis oder einer Netzbasis untersucht. Dabei wurden signifikant höhere Scherhaftfestigkeiten bei Brackets mit einer Netzbasis erreicht. Wang et al. (2004) wiesen ferner auf eine Korrelation der steigenden Verbundkraft in Abhängigkeit von den zunehmenden Abständen im Geflecht der Netzbasis hin. Darüber hinaus halten Soderquist et al. (2006) die metallische Netzbasis für zyklische Dauerbelastungen für besonders geeignet.

Laut Willems et al. (1997) wird zudem das Aufnahmevermögen eines Adhäsivs auf der Bracketbasis durch dessen Form bestimmt. Die anschließende Harmonisierung im Verbund resultiert aus der ausgewählten Kombination von Adhäsiv und Basisdesign, wie die Autoren Knox et al. (2000a) in ihrer Studie schrieben. Das Basisdesign beeinflusst dabei nicht nur die Verteilung des Adhäsivs und die Eindringtiefe des Polymerisationslichts, sondern auch die gleichmäßige Belastungsverteilung im späteren Verbund.

MacColl et al. (1998) zeigten, dass zwischen den Scherhaftfestigkeiten bei Brackets, deren Basisoberfläche zwischen  $6,82$  und  $12,35\text{mm}^2$  liegt, keine signifikanten Unterschiede bestehen. Eine signifikante Kraftabnahme zeigten jedoch Brackets, deren Oberfläche kleiner als  $6,82\text{mm}^2$  ist. Wang et al. (2004) vertreten aufgrund ihren

Ergebnissen die Aussage, dass die Größe der Verbundkraft proportional zur Größe der Bracketbasis ist.

Neben den bereits erwähnten Einflussgrößen spielt auch die Art der Oberflächenbehandlung der Bracketbasis eine wichtige Rolle. MacColl et al. (1998) stellten fest, dass die Haftung an der Netzbasis signifikant durch eine industrielle Mikroätzung oder eine Sandstrahlung durch den Zahnarzt verbessert werden kann. Die Sandstrahlung sollte nicht länger als 9s dauern, da es sonst zu einer Schädigung der Basis kommen kann. Eine Basisbehandlung mittels Sandstrahlung oder Beschichtung mit Siliziumoxid bzw. Zinn führte zu keiner signifikanten klinischen Verbesserung des Verbundes (Algera et al., 2008b). Nach Entfernung der Adhäsivreste mittels Sandstrahler können Brackets erneut verwendet werden, ohne nennenswerte Verluste in der Scherhaftfestigkeit zu zeigen (Sharma-Sayal et al., 2003), auch wenn dies nicht ratsam ist.

Sorel et al. (2002) verwendeten in ihren Untersuchungen die neuen Discovery<sup>®</sup>-Brackets mit einer Laserstrukturbasis der Firma Dentaaurum. Diese zeigten eine doppelt so große Verbundkraft im Vergleich zu Brackets mit Netzbasis und führten darüber hinaus zu keinen signifikanten Schmelzschäden. Der provozierte Bruch im Adhäsivverbund verlief dabei am häufigsten an der Schmelz-Adhäsiv-Grenzfläche und bei den Brackets mit Netzbasis an der Bracket-Adhäsiv-Grenzfläche. Diese überaus positiven Eigenschaften der Discovery<sup>®</sup>-Brackets waren ausschlaggebend für den Einsatz der Laserstrukturbasis in der hier vorliegenden Arbeit.

### **1.2.1.3 Adhäsive**

Adhäsive finden eine bedeutende Anwendung sowohl in der Zahnmedizin für Restaurationen als auch in der Kieferorthopädie zum Befestigen von Brackets an den Zähnen (Wendl et al., 2009). Es sollte sich in einer dünnen, gleichmäßigen Schicht zwischen Zahn und Bracket befinden (Matasa, 1989) und für einen sicheren Halt während der gesamten Behandlung sorgen. Eine ungleichmäßige Adhäsivdicke könnte dagegen zu einer erhöhten Spannung im Material führen (Maijer und Smith, 1981).

Die Eigenschaften eines Adhäsivs beruhen auf der Zusammensetzung (Asmussen, 1975) und durch eine Änderung der Anteile kann auch das Verhalten, je nach Bedürfnis der Anwendung, verändert werden (Asmussen und Peutzfeldt, 1998). Zurzeit gibt es vier unterschiedliche Adhäsivformen: die konventionellen Komposite und Zemente, die modifizierten Komposite sog. Kompomere und die modifizierten Harzzemente. Adhäsive können entweder durch eine chemische Reaktion, Vermischung der Komponenten oder durch Licht, ausgehend von einer Polymerisationslampe, aushärten (Mandall et al., 2003).

Die meisten erhältlichen Adhäsive bestehen hauptsächlich aus Bisphenol A-Glycidyl-dimethacrylat (bis-GMA) (Asmussen und Peutzfeldt, 1998; Keizer et al., 1976). Wie schon in anderen Studien (Asmussen und Peutzfeldt, 1998) beschrieben, stellte Bowen in den 60er Jahren fest, dass Bis-GMA zu viskös ist, um alleine als Komposit eingesetzt zu werden und ein anderes Monomer zur Verdünnung dazugesetzt werden muss. Meistens wird Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) zugemischt, um dieses Problem zu lösen (Asmussen, 1975).

Zurzeit sind zwei Methoden des Klebens von Brackets bekannt. Bei der indirekten Methode werden die Brackets mittels eines individuell vorgefertigten Übertragungstrays auf die Zähne geklebt, wodurch ein zeitsparendes Arbeiten und eine präzise Platzierung der Brackets garantiert wird (Daub et al., 2006). Bei der direkten Methode werden die Brackets einzeln im Mund auf die Zähne geklebt (Oesterle et al., 2004). Diese klassische Methode besteht aus drei Schritten: Ätzung des Schmelzes mit einer Säure, Auftragung des Primers und letztlich Kleben des Brackets mittels Adhäsiv (Cacciafesta et al., 2003; Katona und Long, 2006; Oesterle et al., 2004; Wendl et al., 2009). Diese Technik wird seit Jahren erfolgreich zum Kleben von Brackets verwendet (Bishara et al., 2007).

Um den Klebprozess zu vereinfachen, wurden sogenannte „self-etching Primer“ entwickelt, bei denen die Säure- und Primerapplikation in einem Schritt vereint wurde (Maia et al., 2010; Retamoso et al., 2009; Wendl et al., 2009). Dies stellt somit eine kostengünstige Alternative dar (Katona und Long, 2006).

Die zuerst verwendete „no-etch“ Technik erreichte nur einen schwachen Verbund, da die Adhäsive ohne eine vorherige Oberflächenätzung die obere Schmierschicht der Zahnoberfläche nicht durchdringen konnten (Pashley, 2003). Im Streben nach einem besseren Verbund zur Zahnoberfläche gelang Buonocore (1955), dem die heutige Adhäsivtechnik zu verdanken ist, Mitte der 50er Jahre der Durchbruch. Er führte eine Oberflächenbehandlung des Zahnes mit Säure durch und stellte dabei fest, dass eine Änderung in der Struktur auftritt. Durch diese neue Oberflächenbeschaffenheit konnte ein stärkerer Verbund zum Komposit hergestellt werden.

Bei der Auswertung mehrerer Studien stellte sich heraus, dass die meisten Säuren zur Oberflächenkonditionierung des Schmelzes eine 30%- bis 40%-ige Phosphorsäurekonzentration besitzen (Swift et al., 1995; Wendl et al., 2009). Die Ätzung demineralisiert die Zahnoberfläche und löst aus den Schmelzprismen Calciumbestandteile heraus (Maia et al., 2010; Oztoprak et al., 2007; Retamoso et al., 2009). Die Entfernung von ca. 10µm der oberen Schmelzschicht hinterlässt eine 5 bis 50µm tiefe Porenschicht, in die das Adhäsiv penetrieren kann, wodurch es zu einem mechanischen Verbund kommt (Nguyen et al., 2011; Swift et al., 1995).

In einer Studie von Gwinnett und Matsui (1967) wurde unter dem Mikroskop festgestellt, dass sich vom Komposit aus sogenannte Tags bilden, wenn es zum Kontakt mit den Poren einer geätzten Zahnoberfläche kommt. Die Stärke des Verbundes ist folglich einerseits von der Porenanzahl abhängig, in die der Kunststoff penetriert und andererseits von dessen Eindringtiefe, bestimmt durch die Zeit bis zur Aushärtung. Ein Adhäsiv sollte deshalb flüssig genug sein für die Tiefenpenetration im Bereich der Schmelzoberfläche, jedoch ausreichend dickflüssig für die Fixierung des Brackets auf dem Zahn (Matasa, 1989).

Generell sollte der Adhäsivverbund einem vorzeitigen Bracketverlust während der Behandlung entgegenwirken (Keizer et al., 1976; Powers et al., 1997) und keine Schäden an der Zahnhartsubstanz am Ende der Therapie hinterlassen (Mandall et al., 2003). Daher darf der Verbund weder durch die während der Behandlung auftretenden Kräfte noch durch die oralen Flüssigkeiten geschwächt werden (Keizer et al., 1976). Das

Adhäsiv sollte auch gegen einen geringen Grad an Oberflächenunreinheiten des Zahnes tolerant sein, da dies nicht immer zu vermeiden ist und folglich zu einer Verminderung der Verbundkraft führen kann (Matasa, 1989). Des Weiteren sollte der Kleber in einem tolerablen Kostenrahmen liegen, einfach in der Handhabung sein und keine Prädilektionsstelle für Karies bilden (Mandall et al., 2003).

### **1.2.2 Verbundhaftfestigkeit**

Eine ideale Verbundhaftfestigkeit zwischen Bracket und Zahn basiert zum einen auf den Materialeigenschaften von Zahnoberfläche, Bracketbasis und Adhäsiv und zum anderen auf der richtigen Vorgehensweise beim Bracketbonding. Ungewollte Bracketverluste ereignen sich entweder unmittelbar nach dem Kleben oder zu einem späteren Zeitpunkt der Behandlung. Zu den möglichen Gründen von frühzeitigen Verlusten zählen eine schlechte Klebetechnik, Verunreinigung durch den Speichel, ungenügende Lichtaushärtung und vorzeitige Belastung durch den Einsatz des Drahtes. Sollte das Bracket während der Behandlung verloren gehen, resultiert dies vorwiegend aus übermäßigen Kaukräften oder dem Einsatz starker kraftübertragender kieferorthopädischer Apparaturen (Oesterle und Shellhart, 2008; Wang und Lu, 1991).

Eine sorgfältige Klebetechnik, Vermeidung einer Oberflächenkontamination durch Speichel, Planung bzw. Auswahl von geeigneten Geräten und eine sorgsame Patientenunterweisung durch den Behandler minimieren das Risiko eines ungewollten Bracketverlusts. Nicht zu beeinflussende Faktoren stellen Alter, Geschlecht, die zu therapierende Malokklusion, Compliance des Patienten (Millett und Gordon, 1994), Plaquebildung, mechanische Traumata und reduzierte Haltbarkeit des Adhäsivs durch die Alterung des Materials dar (Oesterle und Shellhart, 2008).

Im Labor wird durch die Festlegung von Testbedingungen eine Situation simuliert, die der klinischen möglichst nahe kommt. Diese Bedingungen beinhalten die Auswahl der Lagerung, Kontamination, Ätzdauer, Lichtpolymerisation, Alterung, Zeitpunkt der Prüfung und des Testverfahrens (Bishara et al., 2005).



## **Lagerung der Zähne**

Für den Erhalt der biomechanischen Eigenschaften der Zähne sollten diese stetig in einem flüssigen Medium gelagert werden. Neben reinem Wasser stehen auch andere Lagerungsmedien zu Verfügung, die durch ihre spezielle Zusammensetzung antibakteriell, antiviral und antimykotisch wirken. Mit Blick auf die Verbundkraft eignet sich laut Jaffer besonders die Lagerung in Wasser, in isotonischer Kochsalzlösung oder in Chloramin T-Lösung. Eine Trockenlagerung des Zahnschmelzes wie auch eine Lagerung der Zähne in Formalin oder Ethanol sollten vermieden werden (Jaffer et al., 2009). Zurzeit sind viele Studien die sich zum Effekt der Lagerung auf das Dentin äußern bekannt, jedoch existiert mit Bezug auf den Schmelz nur die soeben beschriebene Studie.

## **Kontamination**

Im Zuge des Klebevorganges kann es zu einer Kontamination der Oberflächen mit Speichel oder Blut kommen (Oztoprak et al., 2007). Für eine optimale Vernetzung des hydrophoben Adhäsivs mit der späteren Mikroretention des Zahns ist eine trockene und saubere Oberfläche obligat (Cacciafesta et al., 2003; Cacciafesta et al., 2007). Dem Verbund gehen somit eine geeignete Ätzung, Säuberung und Trocknung der Schmelzoberfläche voraus. Die anschließende Penetration des Klebers in die Schmelzprismen sorgt für die Verbundstärke am Zahn (Smith und Maijer, 1983) und bildet die Grundlage für die festsitzende kieferorthopädische Behandlung.

Die Verunreinigung der Oberfläche kann zu einer verminderten Verbundkraft führen. Diese wiederum erzeugt Undichtigkeiten im Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund, in denen es häufig zu kariösen Läsionen kommt (Eiriksson et al., 2004a). Ebenfalls können vorzeitige Bracketverluste auftreten, wodurch sich die Therapiezeit verlängert (Maia et al., 2010; Retamoso et al., 2009).

Eine Kontamination der geätzten Schmelzoberfläche mit Speichel zerstört das Ätzprofil und kann allein mit Wasser nicht entfernt werden. Eine erneute Ätzung der Schmelzfläche mit Phosphorsäure für einen adäquaten Verbund wäre die Folge (Silverstone et

al., 1985). Da Speichel aus 99,4% Wasser und 0,6% Feststoffen besteht, verbleibt auf der Zahnoberfläche nach dem Verdampfen des Wassers ein Film aus Glykoproteinen (Eiriksson et al., 2004b). Die Befeuchtung der geätzten Oberfläche verstopft die eröffneten Poren und verhindert die Penetration des Klebers in die Tiefe. Neben der ausreichenden Penetrationstiefe ist für den stabilen Verbund ebenfalls eine ausreichende Anzahl und Länge von Tags nötig (Oztoprak et al., 2007). Dies zeigt auch die Studie von Bishara et al. (2002b), in der die Ergebnisse der Verbundkraft indirekt proportional zur Speichelkontamination während des Klebevorganges waren.

Andere Studien, die sich mit der Kontamination durch Blut beschäftigten, zeigten eine verminderte Penetration des Adhäsivs (de Carvalho Mendonca et al., 2010; Faltermeier et al., 2007; Sfondrini et al., 2010). Blut besteht aus einem hohen Proteinanteil und Makromolekülen, wie Fibrinogen und Blutplättchen, die zusammen einen Oberflächenbelag hinterlassen, der die Penetration behindert (de Carvalho Mendonca et al., 2010). Dies geschieht innerhalb der ersten Sekunden und die Kontamination kann mit Wasser nicht wieder entfernt werden (Cacciafesta et al., 2004).

Weitere Forschungsarbeiten in diesem Kontext wiesen ebenfalls signifikant niedrigere Verbundkräfte an Proben nach, die mit Feuchtigkeit (Cacciafesta et al., 2007; Eiriksson et al., 2004b; Jiang et al., 2010; Maia et al., 2010) oder mit Blut kontaminiert waren (Eiriksson et al., 2004a; Oztoprak et al., 2007; Sfondrini et al., 2010; Tachibana et al., 2010). Ausreichenden Kontaminationsschutz bietet die Anwendung des Kofferdams (de Carvalho Mendonca et al., 2010). Diese Flüssigkeitsbarriere ermöglicht dem Behandler ein trockenes Arbeiten an den Zähnen und fördert so den optimalen Verbund (Vicente et al., 2010).

## **Ätzung**

Der Verbund zwischen Adhäsiv und Schmelz bedarf einer Oberflächenkonditionierung mittels Phosphorsäure. Hierbei sind die Einwirkzeit und Konzentration der Säure ausschlaggebend für den späteren Verbund (Wang und Lu, 1991; Wang et al., 2004). Bei Ätzzeiten von 15, 30, 60 und 90s fanden Wang und Lu keine signifikanten Unterschiede

in Bezug auf die Verbundkraft. Jedoch trat bei Proben von 120s ein verminderter Verbund auf und es zeigten sich zudem vermehrt Schmelzausrisse bei Einwirkzeiten von 60 und 120s (Wang und Lu, 1991). Durch eine längere Ätzung kann eine größere Anzahl an Poren eröffnet werden, die eine größere Oberfläche für die Retention bietet. Wird jedoch länger als 60s geätzt, kommt es durch einen Kollaps der Strukturen zu einer Obliteration der Poren. Hieraus resultiert eine geringere Porenanzahl und kleinere Retentionsoberfläche (Nguyen et al., 2011). Nach dem Ätzvorgang muss der Zahn sorgfältig mit ölfreiem Wasser von der Phosphorsäure befreit werden, damit es später nicht zu einer Behinderung des Verbundes kommt (Faltermeier et al., 2007).

### **Lichtpolymerisation**

Durch die physikalische Applikation von Licht kommt es zur Aushärtung des Adhäsivs im Verbund. Dabei werden Polymerisationslampen mit Halogen eingesetzt und in letzter Zeit auch vermehrt Lampen mit Leuchtdioden (LED) (Retamoso et al., 2010). Mit der neusten Generation, dem Plasmalicht, kommt es zu einer schnelleren Polymerisation und somit Verkürzung der Aushärtungszeit (Dall'igna et al., 2011).

Der größte Vorteil eines lichthärtenden Adhäsivs besteht darin, dem Behandler ausreichend Zeit für die exakte Positionierung des Brackets auf dem Zahn zu ermöglichen (Bishara et al., 1999; Oesterle et al., 2004). Weiterhin ist der Behandler in der Lage, zeitsparend zu arbeiten, da er mehrere Brackets gleichzeitig kleben kann (Greenlaw et al., 1989).

Die Lichthärtung eines Adhäsivs in der Kieferorthopädie unterscheidet sich von der restaurativen Zahnheilkunde durch die indirekte Beleuchtungsart. Das Licht der Polymerisationslampe wird dabei unter der Bracketbasis reflektiert und sorgt auf diese Art für die Aushärtung des Klebers (Oesterle et al., 2004). Der Grad der Aushärtung wird dabei von der Lichtintensität und Penetrationstiefe beeinflusst (Greenlaw et al., 1989). Ein mehrmaliger Positionswechsel des Brackets in dieser Phase kann zu einem verminderten Verbund mit dem Zahn führen (Matasa, 1989).

Staudt et al. (2006) stellten fest, dass die Scherhaftfestigkeit von Metallbrackets auch von der Leistungsdichte der Polymerisationslampe abhängig ist. Diese Mindestanforderung für den ausreichenden Verbund zwischen Bracket und Zahn liegt bei  $3000\text{mW}/\text{cm}^2$  und einer Dauer von 4s. In ihren Modellversuchen stießen Staudt et al. (2006) auf einen Sättigungsbereich der Scherhaftfestigkeit bei einer exponentiell ansteigenden Testreihe. Innerhalb des Sättigungsbereichs führt eine Erhöhung der Leistungsdichte zu keiner weiteren Verbesserung der Adhäsion.

Für einen erwünscht starken Verbund oder bei bestehenden okklusalen Interferenzen kann die Polymerisationszeit bis in den Sättigungsbereich gehen. Eine Beleuchtung mit der Lampe sollte in diesen Fällen, falls möglich, von allen vier Seiten der Bracketbasis her erfolgen (Wendl und Droschl, 2004). Im Allgemeinen wird jedoch versucht, die Zeit der Lichthärtung auf ein Mindestmaß zu reduzieren (Retamoso et al., 2010). Neue Studien zeigen, dass es möglich ist, die Polymerisationszeit zu verkürzen, ohne die Scherhaftfestigkeit zu beeinträchtigen (Cerekja und Cakirer, 2011; Dall'Igna et al., 2011). Ein positiver Nebeneffekt sind die Vermeidung von Pulpatraumata und die Reduzierung einer Speichelkontamination, die eine bessere Retention zur Folge haben (Dall'Igna et al., 2011; Sokucu et al., 2010). Zudem ergeben sich verkürzte Behandlungszeiten und dadurch weniger Belastungen für den Patienten (Dall'Igna et al., 2011; Retamoso et al., 2010).

### **Temperaturwechselbelastung**

Während der gesamten Behandlungsdauer sind die Adhäsive in der Mundhöhle Temperaturschwankungen zwischen  $10^{\circ}\text{C}$  und  $50^{\circ}\text{C}$  ausgesetzt (Draughn, 1981). Von wissenschaftlichem Interesse ist dabei, inwiefern solche Schwankungen zu einem stressbedingten Einfluss auf die Verbundkraft führen (Bishara et al., 2003; Bishara et al., 2007; Cerekja und Cakirer, 2011; Daub et al., 2006; Sokucu et al., 2010). Schon Mitte der 70er Jahre gelang Bishara et al. (1975) der Nachweis einer Korrelation zwischen der reduzierten Scherhaftfestigkeit und der Wärmeeinwirkzeit, dem Feuchtigkeitsgrad und Temperaturwechseln.

In der graphischen Darstellung von Draughn zeigt sich ein linearer Kraftabfall im Verbund ab einem Temperaturanstieg von 20°C. Soweit hat die stetig einwirkende Temperatur der Mundhöhle einen entscheidenden Einfluss auf die Materialeigenschaften (Draughn, 1981). Kurzfristige Temperaturschwankungen, wie sie beim Kleben der Brackets mit gekühlten (5°C Kühlschranktemperatur) oder ungekühlten (25°C Raumtemperatur) Adhäsiven auftreten, führten zu keinen signifikanten Veränderungen im Verbund (Bishara et al., 1988).

Den Einfluss der Temperatur auf den Verbund untermauern Bishara et al. (2003) mit ihrer Studie. In dieser Testreihe unterzogen die Autoren den Kleber in 500 Belastungszyklen Temperaturschwankungen zwischen 5°C und 55°C. Sie fanden heraus, dass 80% der Verbundkraft im Gegensatz zu der Kontrollgruppe (24h in konstanter 37°C Wassertemperatur) verloren geht. Ähnliche Ergebnisse erzielten mit ihrer Studie Daub et al. (2006). Im selben Versuchsaufbau fanden sie verminderte Scherhaftfestigkeiten nach Temperaturwechselbelastung. Lediglich Dos Santos et al. (2005) konnten solche eindeutigen Untersuchungsergebnisse nicht nachweisen.

In neueren Studien wurden Belastungszyklen von 500 und 10 000 bei wechselnder Temperaturbelastung gefahren. Auch hierbei ergaben sich signifikant niedrigere Werte für die Scherhaftfestigkeit (Sokucu et al., 2010). Gründe für die reduzierte Verbundkraft nach Temperaturwechselbelastung könnten die unterschiedlichen Expansionskoeffizienten der Adhäsive bei Wärme oder die wasserbedingte Polymerquellung sein (Faltermeier et al., 2007).

### **Alterung der Proben**

Eine weitere Einflussgröße, die auf den Materialverbund einwirkt, ist die Alterung. Solch eine Veränderung ist durch die lange Tragedauer und die stetige Belastung während der Therapie bedingt. Das komplexen Bedingungen in der Mundhöhle sind im Labor nur schwer zu simulieren, wodurch sich die wahre Leistung der getesteten Materialien in der Mundhöhle von denen in simulierten Studien unterscheiden kann (Eliades und Bourauiel, 2005).

Untersuchungen zu diesem Thema stellten eine begrenzte Reduzierung der mechanischen Eigenschaften von Adhäsiven nach einer künstlichen Alterung in 37°C warmen Wasser fest (Ferracane et al., 1998). Mit der Wasseraufnahme verringern sich die Kräfte der Polymerisationsketten (Faltermeier et al., 2007) und es folgt eine Erweichung des Adhäsivs. Da diese Wasseraufnahme in den Verbund limitiert ist, können die mechanischen Kräfte nur bis zu einem bestimmten Grad reduziert sein. Die Studie weist ferner auf die veränderten Bedingungen zwischen Wasser und Speichel in der Mundhöhle hin, der zudem bei zyklischen Dauerbelastungen auf den Kleber einwirkt (Ferracane et al., 1998).

In der Studie von Lopez (1980) wurden Brackets auf Zähne geklebt und bei einer Temperatur von 37°C in destilliertem Wasser gelagert. Dabei fand er keine signifikanten Unterschiede in der Verbundhaft zwischen den Zähnen, die 24h und 30 Tagen gelagert wurden. Chatzistavrou et al. (2009) erforschten die Scherhaftfestigkeit von Kompositen bei Zähnen, die keiner Alterung bzw. einer Alterung von sechs Monaten im Patientenmund unterzogen wurden. Ihre Auswertung wies auf keinen signifikanten Unterschied der Gruppen untereinander hin.

In einer Studie von Oesterle und Shellhart (2008) wurde wiederum ein Einfluss auf die Verbundkraft bei Adhäsiven gemessen, die in destilliertem Wasser (37°C) mit unterschiedlichen Lagerungszeiten gealtert wurden. Hierbei stieg die Verbundkraft nach dem Kleben in einem Zeitraum zwischen 30min und 24h zunächst an und entwickelte eine abfallende Tendenz über die folgenden 24 Monate. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich auch in der Studie von Ajlouni et al. (2004). Bei ihnen fiel die Verbundkraft beim Abscheren nach einer Wasserlagerung (30min und 24h bei 37°C) größer aus als bei Proben, die nach 30-tägiger Lagerung eine Kraft von 50% aufwiesen (Ajlouni et al., 2004). Dies legt die Vermutung nahe, dass die Alterung über einen längeren Zeitraum einen großen Effekt auf den Verbund hat. Braem et al. (1994b) konnten neben den reduzierten Bruchkräften bei wassergelagerten zu trocken gelagerten Proben ebenfalls signifikant niedrigere Dauerbelastungsgrenzen nachweisen.

Aufgrund dieser Erkenntnisse wurden unsere Proben nach dem Kleben in Wasser (DIN, ISO 3696, Qualität 3) bei  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  und  $24 \pm 2\text{h}$  bis zur Prüfung gelagert. Dies entspricht den Anforderungen nach DIN-13990-1 und DIN-13990-2 (DIN, Deutsches Institut für Normung e.V., 2009).

### **Zeitpunkt der Prüfung**

Nach der klinischen Bracketierung können Kräfte über den Drahtbogen auf die fest-sitzenden Apparaturen ausgeübt werden. Die Eingliederung des Drahtbogens erfolgt anschließend sofort oder verzögert nach ein bis zwei Wochen (Ireland und Sherriff, 1997), wodurch der Behandler einen schnellen Einfluss auf die Regulierung von Fehlstellungen nimmt. Bei Testreihen im Labor stellt dieser Zeitpunkt eine zusätzliche kritische Einflussgröße auf die Verbundkraft dar (Bishara et al., 1999; Bishara et al., 2003) und wird deshalb häufig untersucht.

In vielen Studien berichteten die Autoren darüber, dass die Verbundkraft der licht- und chemisch härtenden Adhäsive mit der Zeit anstieg (Chamda und Stein, 1996; Ching et al., 2000; Yamamoto et al., 2006). Dieser Kraftanstieg beruht auf der Nachhärtung des Materials und der Fortsetzung der Polymerisation im Adhäsiv nach dem Klebevorgang (Ching et al., 2000; Yamamoto et al., 2006). Bei lighthärtenden Adhäsiven entstehen die meisten freien Radikale im Randbereich des Verbundes unter Beleuchtung mit der Polymerisationslampe. Über die Zeit hinweg diffundieren die Radikale tiefer in den Verbund hinein und führen durch die weitere Polymerisation zu einem stärkeren Verbund (Greenlaw et al., 1989). In den ersten Minuten nach dem Kleben ist die Verbundkraft stärker als die bei chemisch härtenden Adhäsiven (Chamda und Stein, 1996).

Bei Untersuchungen der Verbundkraft in Abhängigkeit von der Zeit zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den getesteten Proben bei 60min und 24h. Zu keiner Signifikanz kommen auch Ireland und Sherriff in ihrer Arbeit. Sie testeten 1997 die Häufigkeit des Verbundbruchs bei Brackets, die sofort oder vor Ablauf einer Woche mit einem Draht belastet wurden (Ireland und Sherriff, 1997). Ebenso führte eine Belastung von 78kg als Zug- oder Abscherbelastung 15min nach dem Kleben zu keinem

Einfluss auf die Verbundkraft (Ching et al., 2000). Diese Erkenntnis wird jedoch von vielen anderen Studien verworfen. Sie stellen fest, dass die Scherhaftfestigkeit nach 24h signifikant stärker als nach 30min ist (Bishara et al., 1999; Bishara et al., 2002a). In der Studie von Liu et al. (2004) wurden auch signifikante Unterschiede in den Proben, die nach 30min und 24h getestet wurden, festgestellt.

Gleiche Ergebnisse erzielten auch Evans et al. (2002) in ihren Abscherversuchen. Sie testeten die Verbundkraft der Adhäsive nach 5min und 24h und fanden einen deutlich höheren Verbund bei den Proben nach einer Lagerung von 24h. Wendl und Droschl (2004) testeten ihre Proben nach 1h und 24h auf die Verbundkraft und fanden einen Anstieg über die Zeit. Diese These untermauerte auch die Studie von Yamamoto mit den Messungen der Verbundkraft nach 5, 10, 60min und 24h (Yamamoto et al., 2006).

Aufgrund dieser Forschungsergebnisse sollten die anfänglichen Drahtkräfte auf das Bracket moderat sein (Bishara et al., 1999; Bishara et al., 2002a). Noch günstiger wäre der Einsatz des Drahtes erst 24 Stunden nach dem Bekleben der Brackets (Greenlaw et al., 1989; Wendl und Droschl, 2004), um einen vorzeitigen Bracketverlust zu vermeiden.

## **Testverfahren**

Brackets können in Testverfahren mittels Scherkraft, Zugkraft oder Torsionskraft (Abbildung 1) von der Oberfläche der Zähne entfernt werden, damit die Verbundkraft gemessen werden kann (Katona, 1997; Merrill et al., 1994; Powers et al., 1997). Da die Testmethode die Verbundkraft beeinflusst, können die Messwerte der Testmethoden untereinander variieren (Katona und Long, 2006).

Merrill et al. (1994) fanden mit ihrer Studie heraus, dass im Zugkraftverfahren lediglich 28% der Scherkräfte erreicht wurden. Daher sollte eine Multibandentfernung in der Praxis, unter Wahrung der Zahnhartsubstanz, auf diese Art und Weise erfolgen. Die Scherkraft löst eher einen erwünschten Bruch in der Adhäsivschicht aus, dagegen erfolgt der Bruch mit der Torsionskraft oftmals unter Verlust der Schmelzintegrität (Knox et al., 2000b).



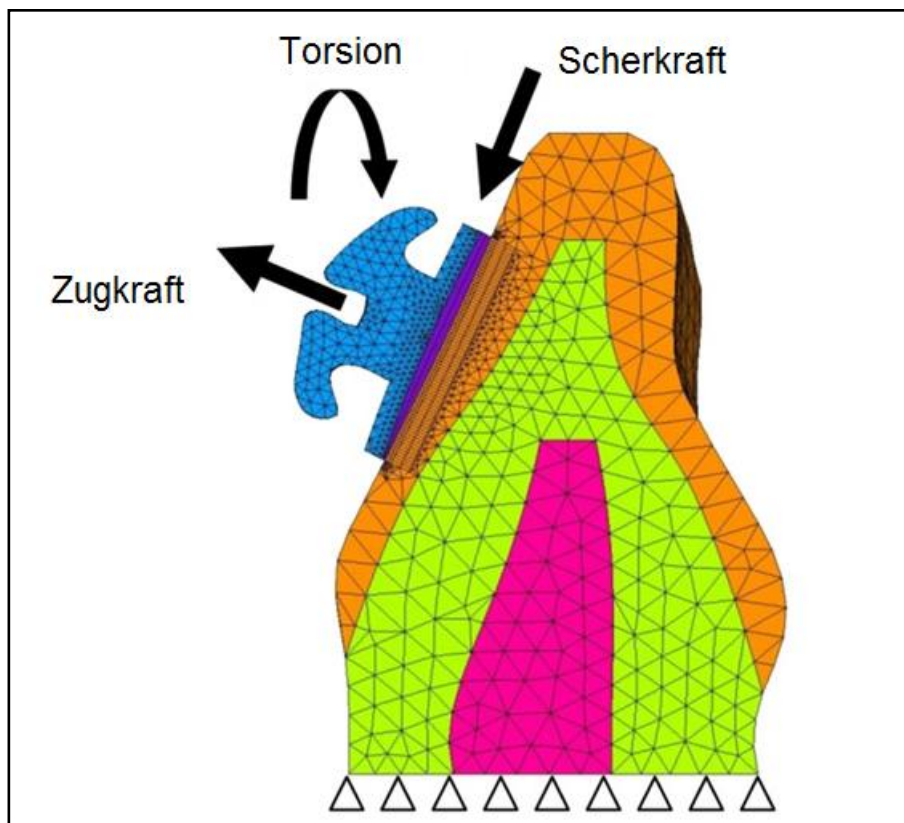


Abb. 1: Darstellung unterschiedlicher Abzugsmethoden an einem Zahnmodell (Lin et al., 2011). Sie können als Torsion, Scher- oder Zugkraft auftreten und somit einen Einfluss auf den Verbund haben.

### 1.2.3 Dauerbelastung

Eine Dauerbelastung kann entweder kontinuierlich oder zyklisch erfolgen (Baran et al., 2001; Reid et al., 1990). Sie ist ein häufiger Grund für das Versagen des Materials (Lohbauer et al., 2003), da es durch die stetige Belastung über Monate und Jahre hinweg ermüdet (Erickson et al., 2006; Soderquist et al., 2006). Die während des Kauverhaltens auftretenden Kräfte sind von zyklischer Natur und werden im Labor anhand von maschinellen Belastungszyklen nachgeahmt (Saunders, 1987; van Aken et al., 2008). Bei der Durchführung dieser Versuche ist die Belastung exakt auf die Probe zu übertragen und computergestützt zu kontrollieren (Braem et al., 1994b).

Die Lebensdauer eines Adhäsivs hängt von der jeweiligen Belastungskraft und Belastungsdauer ab, die charakteristisch für das Material ist (Braem et al., 1994b). Aufgrund des kumulativen Effekts beider Belastungsformen kann es zu einem Versagen des Verbundes im Laufe der Behandlung kommen. Bezeichnet wird dies als Dauerbelastungsbruch der zyklischen Belastung (Belli et al., 2010). Je niedriger die maximale Belastung pro Zyklus ist, desto mehr Zyklenanzahlen können durchlaufen werden. Bei Testungen unterhalb des charakteristischen Belastungsniveaus kann das Material einer unendlichen oder zumindest einer sehr hohen Anzahl an Zyklen ausgesetzt werden. Hieraus ergibt sich dann die Dauerbelastungsgrenze (Draughn, 1979; Saunders, 1987; 1990). Materialien, die mehrmaligen Belastungszyklen ausgesetzt werden, erleiden einen Ermüdungsbruch weit unter dessen Scherkraft (Saunders, 1987).

Proben können anhand der „Staircase“-Methode vorgegeben Zyklen durchlaufen (Dixon und Mood, 1948; Draughn, 1979). Dabei wird der erste Prüfkörper mit einer Initialkraft belastet, die einen prozentualen Anteil (50 - 60%) der Scherhaftfestigkeit ausmacht (Aghadazeh Mohandesi et al., 2007; Algera et al., 2008a; Erickson et al., 2008; Lee et al., 2010; Soderquist et al., 2006). Bei den darauffolgenden Prüfkörpern erhöht oder erniedrigt sich diese Initialkraft um einen festen Betrag in Abhängigkeit vom vorherigen Prüfergebnis. Im Falle eines Probenabbruchs kommt es zu einer Kraftreduzierung und entsprechend bei einem Überleben zu einem Kraftanstieg bei der nächsten Belastungsprobe. Die Messungen werden unmittelbar im Grenzbereich des Verbundbruchs durchgeführt (Dixon und Mood, 1948). Aus den ermittelten Werten kann die mittlere Dauerbelastungsgrenze und auch die Standardabweichung berechnet werden (Draughn, 1979).

Die Entwicklung eines Bruchs wird in drei Phasen eingeteilt. In der ersten Phase kommt es zur Rissbildung, anschließend zu einer langsamen Rissfortschreitung und in Phase drei zum schnellen Bruch. Da die Rissbildung und Fortschreitung materialabhängig sind, bilden die beiden Phasen zusammen den Widerstand der Dauerbelastung (Lohbauer et al., 2003). Durch die Entstehung von Rissen bei niedrigen Belastungen kann es zu einem frühzeitigen Versagen des Materials kommen (McCabe et al., 1990; Reid et al., 1990).

Adhäsive, die einen niedrigen Füllgehalt haben, sind anfälliger für mechanische Deformationen und Rissbildung durch okklusale Belastungen. Bei einem Fortbestehen der zyklischen Belastung breiten sich diese Risse aus und schwächen den Materialverbund noch stärker (Baran et al., 1998; Braem et al., 1994a).

Materialien können unter der Dauerbelastung zwei unterschiedliche Reaktionsmuster aufweisen. In der einen Gruppe zeigt sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen dem Überleben der Proben und der Belastungskraft, wobei die Überlebensrate bei steigender Belastung sinkt. Bei der zweiten Gruppe entstehen belastungsbedingte Brüche, die unter der maximalen Materialbelastung liegen. Hierbei findet sich keine Plausibilität zwischen der Überlebensrate und der Belastung (McCabe et al., 1990).

Die Anzahl der Zyklen, mit denen die Dauerbelastung der Proben durchgeführt wurde, reicht von 1000 bis 100 000 (Aghadazeh Mohandesi et al., 2007; Algera et al., 2008a; Belli et al., 2010; Daratsianos, 2008; Erickson et al., 2006; 2008; Kuijs et al., 2006; Lohbauer et al., 2005; Padipatvuthikul und Mair, 2008; Soderquist et al., 2006).

Zur Analyse der verwendeten Materialien und deren Eigenschaften wurden in unserer Arbeit Versuchsreihen mit 100, 1000 und 3000 Zyklen mit der „Staircase“-Methode gefahren.

## **2. Fragestellung und Ziel der Untersuchung**

Die Ziele dieser in-vitro Studie waren:

1. Die Charakterisierung des Dauerbelastungsverhaltens von unterschiedlichen Materialkombinationen unter Verwendung der Standards des DIN (Deutsches Institut für Normung e.V., 2009) anhand von drei unterschiedlichen Zyklenanzahlen mittels der „Staircase“-Methode,
2. der Vergleich der Scherhaftfestigkeit der dauerbelasteten Proben und der unbelasteten Vergleichsproben,
3. die Beurteilung der Frakturart und mögliche Schmelzschädigung aller getesteten Proben unter dem Lichtmikroskop,
4. die klinische Relevanz der Ergebnisse.

### **3. Material und Methode**

Der gesamte Versuchsaufbau und die entsprechende Durchführung aller Testreihen erfolgten entsprechend den Vorschriften der DIN-13990-1 und DIN-13990-2 (DIN, Deutsches Institut für Normung e.V., 2009).

#### **3.1 Material**

##### **3.1.1 Zähne**

Aufgrund der Problematik über menschliche Zähne in genügender Qualität und Quantität zu verfügen, wurde der Versuch mit 150 Rinderzähnen der Firma Rocholl® (Aglasterhausen) durchgeführt. Verwendet wurden ausschließlich durchgebrochene, permanente Unterkieferschneidezähne von Tieren im Alter zwischen 2 und 5 Jahren. Die bukkale Fläche dieser Zähne verfügt über die geringste Krümmung und stellte somit die beste Voraussetzung für das Kleben der Brackets dar. Diese Fläche sollte doppelt so groß wie die zu beklebende Fläche sein und durfte keine sichtbaren Schmelzdefekte aufweisen.

Die Zähne wurden direkt nach der Extraktion durch die Firma Rocholl® in Calgonit Sterizid Lösung, ein neutrales Desinfektionsmittel, gelegt und später in 1%-iges Venno-Vet Super, ein saures und somit auch viruzides Desinfektionsmittel, umgelagert. Nach weiteren 2 Stunden wurden sie entnommen, mit klarem Leitungswasser gespült und in einem Behälter mit selbigem gelagert. Vor der Auslieferung wurden das Zahnfleisch, der Nerv und die Wurzel entfernt.

Nach Zustellung an uns wurden die Zähne eine Woche lang in bakteriostatischer 0,5%-iger Chloramin T-Lösung (Chloramine T Sodium Salt Trihydrate, MP Biomedicals®) bei Raumtemperatur ( $23 \pm 2^\circ\text{C}$ ) gelagert. Daraufhin wurden sie in Wasser (DIN ISO 3696, Qualität 3) umgelagert und im Kühlschrank bei  $4 \pm 2^\circ\text{C}$  aufbewahrt. Über den gesamten Aufbewahrungszeitraum lagen die Zähne zu keinem Zeitpunkt trocken. Die Einbindung der Zähne in die Testreihe erfolgte innerhalb von höchstens neun Monaten.

### 3.1.2 Brackets

Alle 150 Zahnproben wurden mit Discovery®-Brackets (Abbildung 2) der Firma Dentaorium (Pforzheim) beklebt. Sie besitzen eine laserstrukturierte Basis und eine Klebefläche von 12,12mm<sup>2</sup> (Abbildung 3). Verwendet wurden hierbei ausschließlich Brackets des Zahnes 11, da dessen Basis die geringste Krümmung aufweist und somit einen ebenmäßigen Verbund zum Zahn ermöglicht.



Abb. 2: Das Discovery®-Bracket der Firma Dentaorium mit der geringsten Basiskrümmung für den Zahn 11.



Abb. 3: Die Discovery®-Brackets besitzen eine laserstrukturierte Basis mit einer Größe von 12,12mm<sup>2</sup>.

### 3.1.3 Adhäsive

Um die Festigkeit des Verbundes zwischen Bracket und Zahn zu prüfen, wurden zwei verschiedene Adhäsivsysteme der Firma 3M Unitek (Neuss) benutzt (Tabelle 1).

Adhäsiv	Füllstoffgehalt	BIS-GMA	TEGDMA	BIS-A-BIS-DIMA	Kieselsäure	DL-Campherchinon
<b>Transbond™ XT</b>						
Primer	-	45-55	45-55	-	-	<0,3
Adhäsiv	70-80	10-20	-	5-10	<2	-
<b>Concise™</b>						
Primer A	-	40-50	40-50	-	-	-
Primer B	-	40-50	40-50	-	-	-
Paste A	75-85	10-14	<5	-	<2	-
Paste B	75-85	10-14	<5	-	<2	-

Tab. 1: Verwendete Kleber, Angaben laut Hersteller in Prozent.

Transbond™ XT Light Cure Adhäsiv (Abbildung 4) ist ein lichthärtender Bracketkleber, bestehend aus Primer und Adhäsiv. Bestandteile des Primers sind Bis-GMA (Bisphenol A-Glycidylmethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-dimethacrylat) und DL-Campherchinon. Die im Adhäsiv enthaltene Harzkomponente besteht aus Bis-GMA und Bis-A-Bis-DIMA (Bisphenol-A-Bis(2-Hydroxyethyl-ether)-Dimethacrylat).

Concise™ Orthodontic Bonding System (Abbildung 5) ist ein vierkomponenten chemisch härtendes Bracketadhäsiv. Hierbei werden zunächst Resin A und B zum Haftvermittler und daraufhin Paste A und B zum Adhäsiv zusammengemischt. Alle vier Komponenten basieren auf Bis-GMA.



Abb. 4: Das lichthärtende Adhäsiv Transbond™ XT der Firma 3M Unitek besteht aus Primer und Adhäsiv. Der Primer wird auf die geätzte Zahnoberfläche aufgetragen und das Adhäsiv auf die Bracketbasis.



Abb. 5: Das chemisch härtende Concise™ der Firma 3M Unitek setzt sich auch vier Komponenten zusammen. Primer und Adhäsiv werden jeweils durch das Vermischen zweier Anteile aktiviert.

## 3.2 Methode

### 3.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Die Vorrichtung zum Einbetten der Zähne bestand aus einer Polytetrafluorethylen (PTFE) Grundplatte und einem PTFE-Ring (Abbildung 6). Mittels zahntechnischen

Setzwachs (Gumex-Wachs, Dentaurum®) wurde auf der Grundplatte ein etwa 10mm hoher kegelförmiger Stumpf platziert, auf dessen Spitze der Zahn befestigt und so ausgerichtet werden konnte, dass seine zu beklebende bukkale Fläche parallel zum Boden war. Der PTFE-Ring wurde an der Innenseite mit Vaseline isoliert und auf die Grundplatte gesetzt. Nun wurde kalt aushärtender, farbloser Kunststoff (Technovit, Heraeus-Kulzer®) in flüssigem Zustand in die Form eingegossen, bis der Zahn soweit eingebettet war, dass nur noch die zu beklebende Fläche frei war. Nach kurzem Anziehen des Kunststoffs wurde die Vorrichtung in eine Schale mit kaltem Wasser platziert, um die entstehende Reaktionswärme abzufangen. Der Kunststoff war nach ein paar Minuten ausgehärtet und der eingebettete Zahn konnte aus der Einrichtung entnommen werden. Der durch Adhäsion am Einbettring entstandene hochgezogene zirkuläre Rand des Prüfkörpers konnte nun mit einer Fräse abgeflacht werden, um in der späteren Prüfung keine Behinderung darzustellen. Der Prüfkörper wurde mittels Dampfstrahler von der Vaseline und dem Setzwachs befreit und die bukkale Fläche wurde im Anschluss für die Klebung vorbereitet.

Die zu beklebende Fläche wurde mit Hilfe von Bimsmehl, in einem Mischungsverhältnis von 50g zu 40g Wasser, und einem Leinenschwabbel gesäubert. Das Bimsmehl wurde in okklusall-gingivaler, mesio-distaler und erneut okklusall-gingivaler Richtung für jeweils 3s mit dem Schwabbel verteilt und reinigte somit die Schmelzoberfläche. Danach wurden die Prüfkörper nochmal mittels Dampfstrahler abgesprüht, um alle Unreinheiten zu entfernen. Die Fläche war nach der Trocknung mit ölfreier Druckluft bereit für das Kleben des Brackets. Jeglicher Kontakt, der zu einer Verunreinigung der Fläche führen könnte, wurde vermieden.



Abb. 6: Die Zähne werden mit Hilfe der PTFE-Grundplatte und dem -Ring Eingebettet. Der Zahn wird auf einem Wachsstumpf ausgerichtet und der Kunststoff in die Form eingegossen.



### 3.2.2 Kleben von Brackets

Das Kleben der Brackets mit den jeweiligen Adhäsiven erfolgte nach den Angaben des Herstellers. Der Schmelz der Zähne, die mit Transbond™ XT geklebt werden sollten, wurde zuerst 15s lang mit einem 37,4%-igen Phosphorsäuregel geätzt (Ätzel in Flasche REF 163-415-00, Dentaaurum). Während das Gel auf die Oberfläche getupft wurde, entstand aufgrund der selektiven Löslichkeit der Zahnhartsubstanz ein retentives Schmelzätzmuster mit Mikrospalten von 20µm Durchmesser. Nach diesem Vorgang wurde das Ätzel gründlich und mindestens 5s lang mit Wasser abgespült, wobei alle Präzipitate herausgelöst wurden. Der Zahn wurde im Anschluss mit ölfreier Druckluft getrocknet.

Anschließend wurde der Primer mit einem Pinsel in einer dünnen Schicht auf den zu beklebenden Zahn aufgebracht. Die Basis des Brackets wurde daraufhin mit dem Adhäsiv aus der Spritze beschickt und vorsichtig auf der Zahnoberfläche platziert. In der endgültigen Position wurde das Bracket fest aufgedrückt und die Überschüsse des Adhäsivs achtsam entfernt. Die Polymerisationslampe, mit einer Ausstrahlung von  $850 \pm 150 \text{mw/cm}^2$  im Wellenlängenbereich von 400 bis 515nm, wurde mesial und distal in einer Höhe von 2 - 3mm über dem Bracket für jeweils 10s zum Aushärten des Adhäsivs gehalten.

Für die Anätzung der Schmelzoberfläche innerhalb der zweiten Gruppe von Proben, die mit Concise™ geklebt werden sollte, wurde die Concise™-Ätzflüssigkeit (37%-ige Phosphorsäure) verwendet. Die zu beklebende Fläche wurde 15s mit der Flüssigkeit betupft, danach gründlich abgespült und getrocknet. Anschließend wurden gleiche Mengen des Concise™ Enamel Bond Resin A und B 5 - 10s gemischt und mittels des Einwegschwämmchens in einer dünnen Schicht auf die Zahnoberfläche aufgetragen. Daraufhin wurde die Bondingpaste aus gleichen Mengen Paste A und B 20s vermischt und auf die Bracketbasis aufgetragen. Das Bracket wurde in der gewünschten Endposition angedrückt und die Überschüsse sorgsam entfernt. Das chemisch härtende Adhäsiv war nach ca. 2,5min abgebunden. Alle Zähne wurden nach dem Kleben in Wasser (DIN ISO 3696, Qualität 3) bei  $37 \pm 2^\circ\text{C}$  bis zur Prüfung  $24 \pm 2\text{h}$  gelagert.

### 3.2.3 Durchführung der Versuche

#### 3.2.3.1 Abscherversuche

Die ersten 15 Zähne der Gruppen wurden an der Materialprüfmaschine ZMART.PRO<sup>®</sup> (Firma Zwick/Roell) der Universitätszahnklinik Bonn geprüft (Abbildung 7). Dafür wurde der Prüfkörper in einen Schraubstock eingespannt, der justierbar an der Arbeitsfläche der Materialprüfmaschine befestigt war. Die Probe wurde so platziert, dass sich die zu prüfende Verbundfläche zwischen Zahn und Bracket parallel zur wirkenden Scherkraft befand. Der Prüfkörper wurde mit der Inzisalfläche nach unten gedreht, damit die Scherkraft von okklusal nach gingival verlaufen kann. Am Kraftsensor der Materialprüfmaschine war ein Zugscherbügel, bestehend aus  $0,5 \pm 0,05$  mm dickem, nichtrostendem, federharten Stahl (Werkstoff-Nr. 1.4310), befestigt (Abbildung 8). Die quadratische Aussparung, mit der Länge  $6 \pm 1$  mm, wurde über das Bracket gelegt. In der initialen Phase der Abscherung sollte der untere Rand des Bügels manuell dicht an die Verbundfläche zwischen Zahn und Bracket angedrückt werden, um eine Abscherung direkt an der Bracketbasis zu gewährleisten (Abbildung 9). Die Materialprüfmaschine wurde über einen Computer mit der speziell dafür entwickelten Prüfsoftware testXpert<sup>®</sup> II (Zwick/Roell) gesteuert.

Die Zugscherprüfung erfolgte mit einer konstanten Transversalgeschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Versagen des Verbundes. Bei jeder Prüfung wurde ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt. Die Bruchkraft wurde erreicht, sobald der Anstieg der Kraftänderungskurve um mindestens 30% abfiel. Die Scherhaftfestigkeit ( $R_S$ ) des Verbundes konnte dann mittels folgender Formel in MPa ( $\text{N/mm}^2$ ) errechnet werden:

$$R_S = \frac{F}{A}$$

Dabei ist: F die Bruchscherkraft in N;  
A die Bruchfläche des Verbundes in  $\text{mm}^2$ .



Abb. 7.

Abb. 7: Alle Abscherversuche wurden an der Materialprüfmaschine ZMART.PRO<sup>®</sup> (Zwick/Roell) durchgeführt. Dafür wurde die zu prüfende Probe zunächst mit einem Schraubstock befestigt.

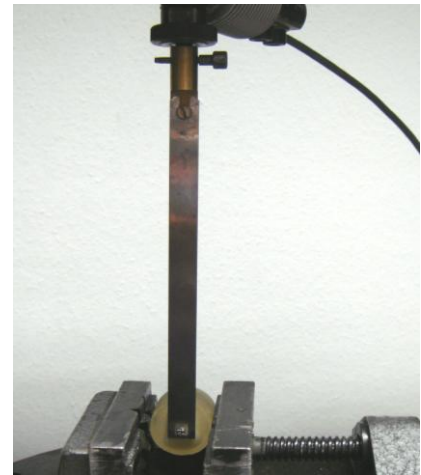


Abb. 8.

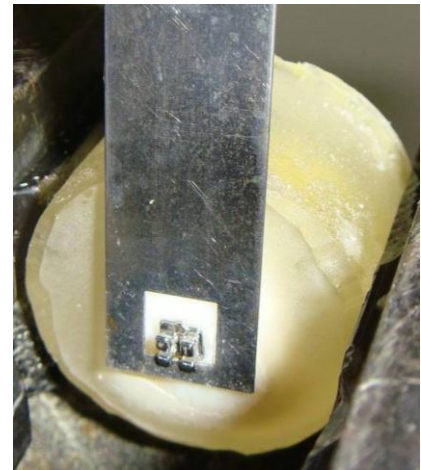


Abb. 9.

Abb. 8: Dabei wurde sie senkrecht zur wirkenden Scherkraft ausgerichtet und fest eingespannt.

Abb. 9: Mit Hilfe des Zugscherbügels wurde das Bracket an der Basis und in okklusaler Richtung abgeschert. Die hierzu benötigte Kraft wurde mittels Kraftsensor gemessen und dokumentiert.

### 3.2.3.2 Dauerbelastungsversuche

Die anderen 120 Zähne beider Gruppen wurden mit einer Verschleißprüfmaschine (Abbildung 10), welche ebenfalls anhand eines Computerprogramms gesteuert wurde, dauerbelastet. Die Zähne wurden in jeweils drei Gruppen von je 20 Zähnen für beide Adhäsive aufgeteilt, um in den Dauerbelastungszyklen 100, 1000 und 3000 geprüft zu werden.

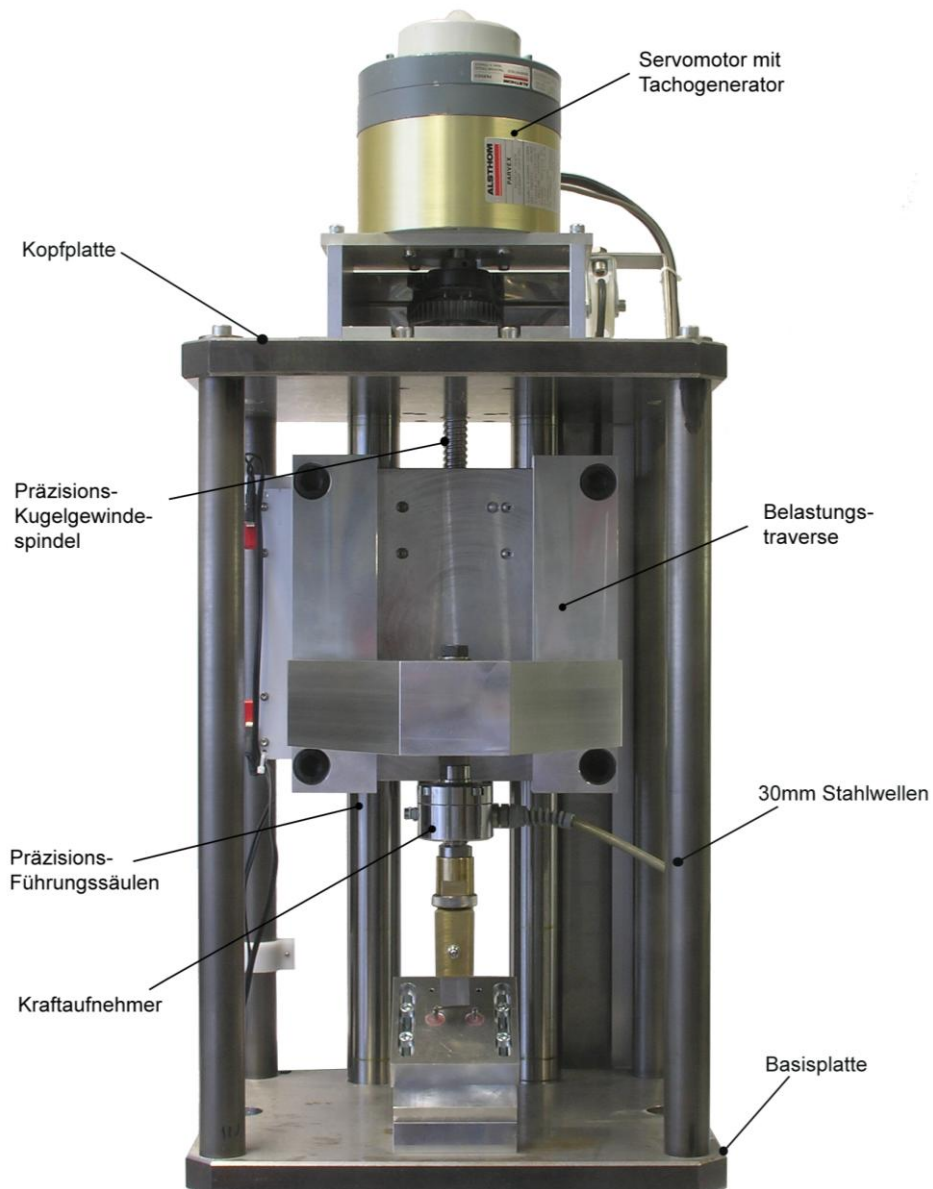


Abb. 10: Die Verschleißprüfmaschine wurde zur Dauerbelastung der Proben eingesetzt. Die Proben wurden in eine Haltevorrichtung eingespannt und mit einem Stempel senkrecht mit der jeweiligen Zyklenanzahl nach der „Staircase“-Methode belastet.

Für diese Versuche wurden die Prüfkörper in eine speziell konstruierte Haltevorrichtung, die in mehreren Ebenen ausgerichtet werden konnte, eingespannt. Damit man auch hier direkt am Verbund zwischen Bracket und Zahn belasten konnte, wurden die Prüfkörper um 90° gedreht, wodurch das Bracket lateral und im rechten Winkel direkt an der Bracketbasis belastet wurde (Abbildung 11 und 12). Eine Belastung von okklusal nach gingival war aufgrund der schmalen Bracketbasis und des breiteren Stempels nicht

möglich, da es zum Abrutschen des Belastungsstempels kam. Aufgrund der sehr geringen Krümmung der Basis und der somit allseits gleichen Geometrie, bestand kein Einwand in der lateralen Belastung des Brackets.

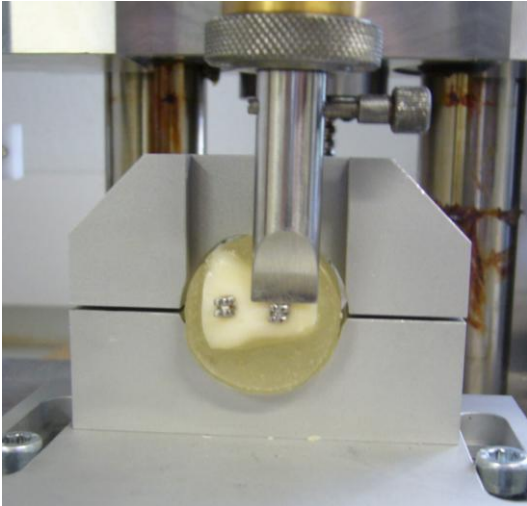


Abb. 11: Dauerbelastung des Prüfkörpers in der Verschleißprüfmaschine. Der dafür angefertigte Stempel verläuft dabei mittig und parallel zum Bracket.

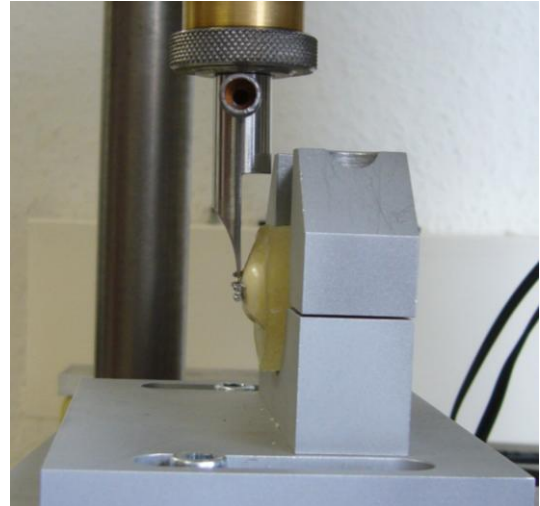


Abb. 12: Dauerbelastung des Prüfkörpers in der Verschleißprüfmaschine. Der Stempel belastet das Bracket im rechten Winkel und bracketbasisnah.

Nach dem Ausrichten des Prüfkörpers wurde der erste Teil des Computerprogramms initiiert und der Stempel bis auf 1mm oberhalb des Brackets gefahren. Diese Position der Maschine wurde notiert und in den zweiten Teil des Programms eingetragen. Des Weiteren wurden die zu belastende Kraft und die Anzahl der Zyklen manuell vorgegeben. Geprüft wurde mit einer Belastungsrate von 1Hz. Ein Probenbruch konnte aufgrund einer Wegüberschreitung von der Maschine registriert werden. In diesem Fall hielt die Maschine automatisch an, wodurch sich die Anzahl der gefahrenen Zyklen ergab.

Die jeweiligen 20 Proben durchfuhren die vorgegebenen Zyklen nach der „Staircase“-Methode. Der erste Prüfkörper wurde mit einer Initialkraft belastet, die 60 Prozent der zuvor ermittelten Scherhaftfestigkeit (15 Proben) beträgt. Bei den darauffolgenden Prüfkörpern erhöhte oder erniedrigte sich die Belastungskraft um jeweils 5% in Abhängigkeit vom vorherigen Prüfergebnis. Im Falle eines Probenabbruchs kam es zu einer Kraftreduzierung und entsprechend bei einem Überleben zu einem Kraftanstieg für

die Belastung der nächsten Probe (Dixon und Mood, 1948; Draughn, 1979). Proben, die die Dauerbelastungszyklen erfolgreich ohne Abbruch durchlaufen hatten, wurden hinterher in der Materialprüfmaschine ZMART.PRO (Zwick/Roell®) abgeschert und die Kräfte protokolliert.

### **3.2.4 Oberflächenbeurteilung mit dem Lichtmikroskop**

Nachdem alle Versuche abgeschlossen waren, wurden die Brackets und die Zahnoberflächen unter einem Lichtmikroskop mit Vergrößerungsfaktor 12 begutachtet. Dabei wurde das Bracket auf die Flügel gelegt und die Klebefläche, die sich nun im rechten Winkel zur Lichtachse befand, konnte somit aufgenommen werden. Die Verbindung zwischen Mikroskop und Computer ermöglichte die fotografische Erfassung beider Flächen in einem Datensatz. Die Auswertung der Umriss des verbliebenen Adhäsivs auf der Bracketbasis erfolgte mittels des Computerprogramms ImageJ (Java®). In der anschließenden Berechnung der verbliebenen Adhäsivfläche auf dem Bracket, gemessen in Prozent, wurde diese ins Verhältnis zu der Gesamtfläche (12,12mm<sup>2</sup>) der Bracketbasis gesetzt. Des Weiteren konnten die auftretenden Frakturarten nach der Lokalisation klassifiziert werden. Dabei waren sowohl Frakturen an den jeweiligen Grenzflächen (zwischen Adhäsiv und Bracket bzw. Zahnschmelz) als auch kohäsive Brüche im Adhäsiv oder Zahnschmelz selbst zu beobachten.

### **3.3 Statistische Auswertung**

Die Analyse aller ermittelten Daten erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel 2007 der Firma Microsoft Corporation.

Zunächst wurden Diagramme von der prozentualen Probenüberlebensanzahl der jeweiligen Dauerbelastungszyklen und von der Probenüberlebensanzahl in Abhängigkeit von der Kraft erstellt. Die Ergebnisse der Verbundhaftfestigkeit aller Proben wurden graphisch anhand von Boxplots (Notch Box, PlotIT® v3.2), bestehend aus 5 Werten, dargestellt. Der Minimal- und Maximalwert stellen die äußersten Punkte dar, während die 25%- und 75%-Quartile die Boxhöhe, in dem sich auch der Medianwert befindet,

ergeben (Mcgill et al., 1978). Diese Art von Informationsdarstellung mittels Boxplots wurde 1977 von dem amerikanischen Statistiker John Tukey zum ersten Mal beschrieben (Tukey, 1977).

Zusätzlich wurden die mittlere Dauerbelastungsgrenze (1) und die Standardabweichung (2) errechnet (Draughn, 1979).

$$\bar{X} = X_0 + d \left( \frac{A}{N} \pm \frac{1}{2} \right)$$

Formel 1. Mittlere Dauerbelastungsgrenze

Die Datenanalyse basiert auf der geringsten Häufigkeit des Ereignisses (überlebt oder abgeschert). Das positive Zeichen wird bei Überleben und das negative Zeichen bei abgescherten Ereignissen eingesetzt. Die geringste Kraft, bei der dies eintritt, wurde mit  $i=0$ , die nächste mit  $i=1$  usw. notiert. Die geringste Kraft ( $N$ ) wurde bei  $X_0$  eingesetzt. Der Steigerungssatz wurde mit  $d$  verzeichnet. Die Anzahl der Proben, die das Ereignis durchlaufen haben, wurden mit  $n_i$  vermerkt. Daraufhin leiteten sich folgende Werte ab:  $N=\sum n_i$ ,  $A=\sum in_i$ ,  $B=\sum i^2n_i$ .

$$S = 1.62 d \left( \frac{NB - A^2}{N^2} + 0.029 \right)$$

Formel 2. Standardabweichung der mittleren Dauerbelastungsgrenze

Diese Formel ist eine Schätzung, die jedoch genauer wird, wenn  $\frac{NB - A^2}{N^2}$  größer als 0.3 ist. Sollte der Wert kleiner als 0.3 sein, müssen weitere Berechnungen durchgeführt werden (Dixon und Mood, 1948).

Darüber hinaus wurde der Chi-Quadrat-Test eingesetzt, um alle Ergebnisse auf Normalverteilung zu testen. Um signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der Verbundfestigkeit der Proben zu ermitteln, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Im Rahmen der vorliegenden Studie prüfte die Varianzanalyse die Nullhypothese, ob die mittlere Verbundfestigkeit der unbelasteten sich gegenüber den belasteten Proben nicht unterscheidet. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

## 4. Ergebnisse

Eine komplette Auflistung aller Messwerte ist im Anhang zu finden. Die Proben mit der Nummer 6, 13 und 21 sind übermäßige Ausreißer und werden in die folgenden Auswertungen und statistischen Analysen nicht mit einbezogen. Während des Einspannens für die Abscherung nach der Dauerbelastung kam es zum Bruch des Prüfkörpers Nummer 47 und dieser konnte infolgedessen ebenfalls nicht weiter ausgewertet werden.

### 4.1 Auswertung der Abscher- und Dauerbelastungsversuche

Zunächst wurden die ersten 15 Proben beider Adhäsive, ohne dass sie vorher einer Dauerbelastung unterzogen wurden, in der Materialprüfmaschine abgeschert und die gemessenen Kräfte protokolliert. Die Mittelwerte einschließlich der Standardabweichung der Scherhaftfestigkeiten der beiden Gruppen sind in Abbildung 13 dargestellt.

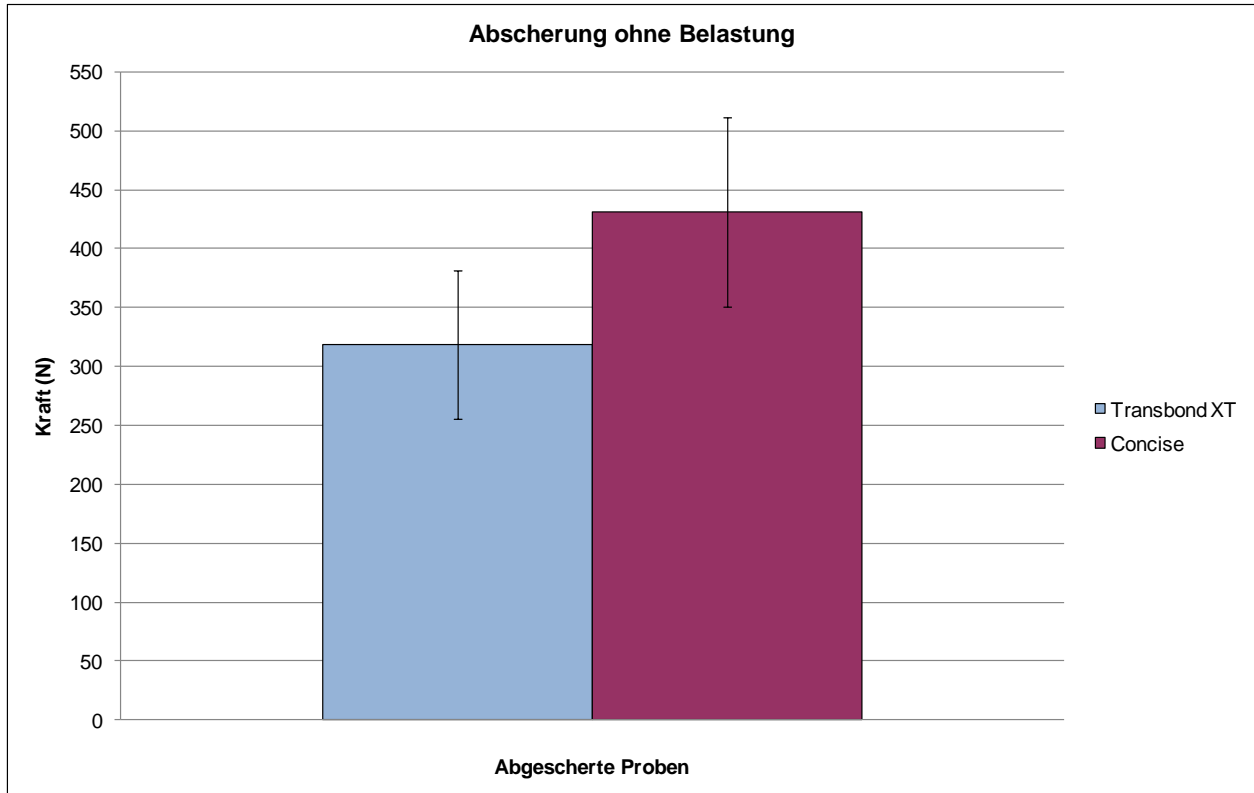


Abb. 13: Vergleich der Mittelwerte sowie der Standardabweichung der Scherhaftfestigkeiten von Transbond™ XT (319N bzw. 26MPa) und Concise™ (431N bzw. 36MPa).



Die Kräfte für Transbond™ XT bewegten sich in dem Bereich zwischen 196 und 401N (16 - 33MPa) und für Concise™ im Bereich von 266 bis 552N (22 - 46MPa). Die errechneten Mittelwerte lagen dabei niedriger für Transbond™ XT ( $319 \pm 63\text{N}$  bzw.  $26 \pm 5\text{MPa}$ ) als für Concise™ ( $431 \pm 80\text{N}$  bzw.  $36 \pm 7\text{MPa}$ ).

Die weiteren 120 Prüfkörper waren in 3 Gruppen mit jeweils 20 Proben pro Adhäsiv unterteilt. Dabei durchlaufen die Gruppen eine Dauerbelastung von 100, 1000 und 3000 Zyklen nach der „Staircase“-Methode. Die Proben wurden mit einer Initialkraft, die 60% der Scherkraft beträgt, getestet und um weitere 5% (Transbond™ XT 5N und Concise™ 12N) nach vorausgegangenem Testergebnis erhöht bzw. gesenkt. In Abbildung 14 sind die überlebten Proben in Prozent der jeweiligen Zyklenanzahlen beider Adhäsive aufgetragen.

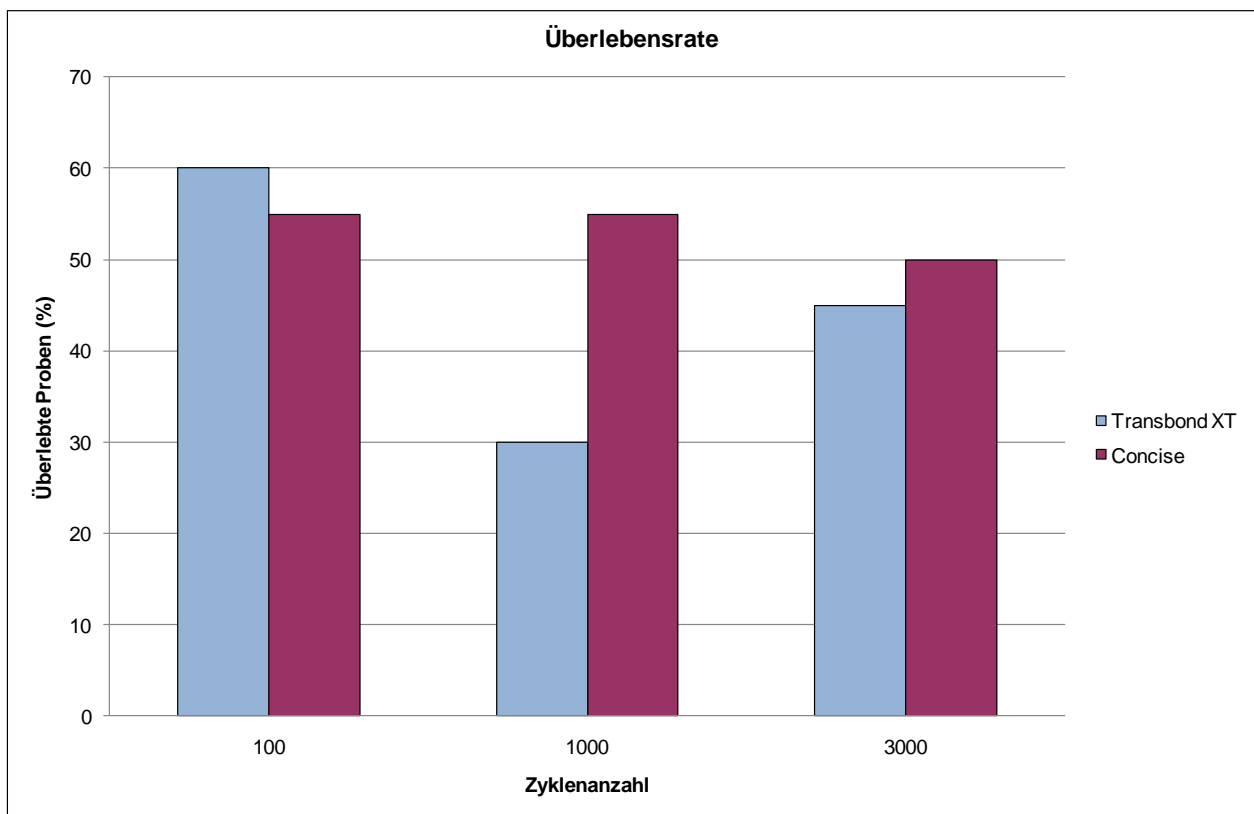


Abb. 14: Prozentuale Darstellung der Überlebensrate von Transbond™ XT (60, 30, 45%) und Concise™ (55, 55, 50%) in Abhängigkeit von der Zyklenanzahl (100, 1000, 3000).

Die Auswertung zeigt eine Überlebensrate von mit Transbond™ XT geklebten Proben von 60% (100), 30% (1000) und 45% (3000) nach den Dauerbelastungszyklen. Im Gegensatz dazu kommt es bei den mit Concise™ geklebten Proben zu einer Überlebensrate von 55% (100), 55% (1000) und 50% (3000). Somit liegt die Anzahl der Proben von Concise™ in allen Zyklenanzahlen bei 50% und mehr. Des Weiteren bewegt sich das Niveau der Überlebensrate von Concise™ in einem engeren Bereich als das von Transbond™ XT. Hier kommt es zu starken Schwankungen innerhalb der Zyklenanzahl.

Zur genaueren Analyse sind die überlebten Proben der jeweiligen Zyklen in Abhängigkeit von der Belastungskraft in Abbildung 15 dargestellt.

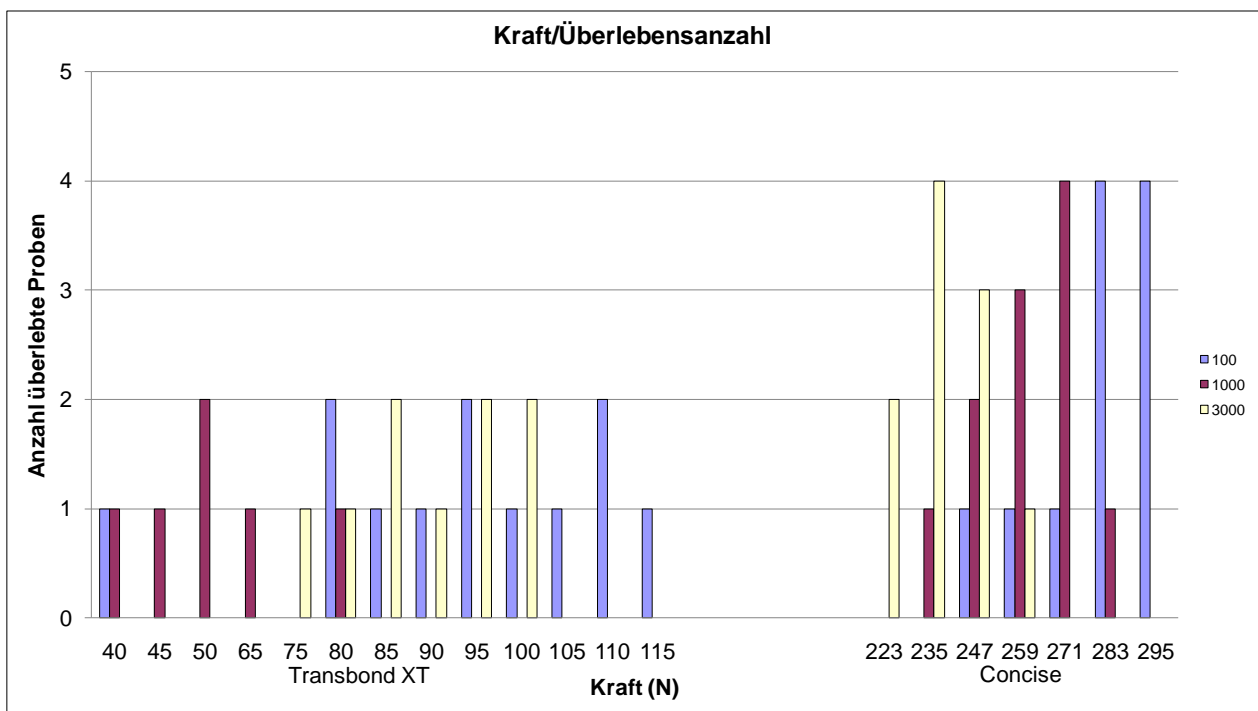


Abb. 15: Anzahl der überlebten Proben in Abhängigkeit von der Belastungskraft. Proben, die mit Transbond™ XT geklebt wurden, streuten in einem niedrigeren Kräftebereich (40 - 115N bzw. 3 - 10MPa) im Vergleich zu Concise™ (223 - 295N bzw. 18 - 24MPa), die eher auf einen höheren Bereich konzentriert sind.

Aus der Abbildung ist deutlich zu erkennen, dass sich die Überlebensanzahlen der Adhäsive in zwei gänzlich unterschiedlichen Bereichen befinden. Die Kräfte für Trans-

bond™ XT liegen in einem breiteren Bereich von 40 bis 115N (3 - 10MPa) im Vergleich zu den Kräften von Concise™, die sich in einem Bereich von 223 bis 295N (18 - 24MPa) befinden. Die Graphik zeigt, dass der Kraftbereich von Concise™ sich bei steigender Zyklanzahl nach unten bewegt. Daher können hohe Zyklanzahlen eher mit kleineren Kräften gefahren werden und niedrige Zyklanzahlen mit größeren Kräften. Bei der genaueren Darstellung der überlebten Transbond™ XT-Proben über den jeweiligen Kraftbereich zeigt sich eine ähnliche Darstellung wie bei der prozentualen Überlebensrate. Aufgrund der Schwankungen lässt sich bei Transbond™ XT kein eindeutiges Verhaltensmuster wie bei Concise™ ausmachen.

In den Abbildungen 16 bis 18 erfolgt die graphische Darstellung der Dauerbelastung mit Hilfe der „Staircase“-Methode bei den unterschiedlichen Zyklanzahlen 100, 1000 und 3000. Jede Probe wird einzeln mit der Belastungskraft dargestellt. Hieraus wird erneut ersichtlich, dass sich die mit Concise™ geklebten Proben in einem höheren Kraftbereich im Vergleich zu den Transbond™ XT-Proben befinden.

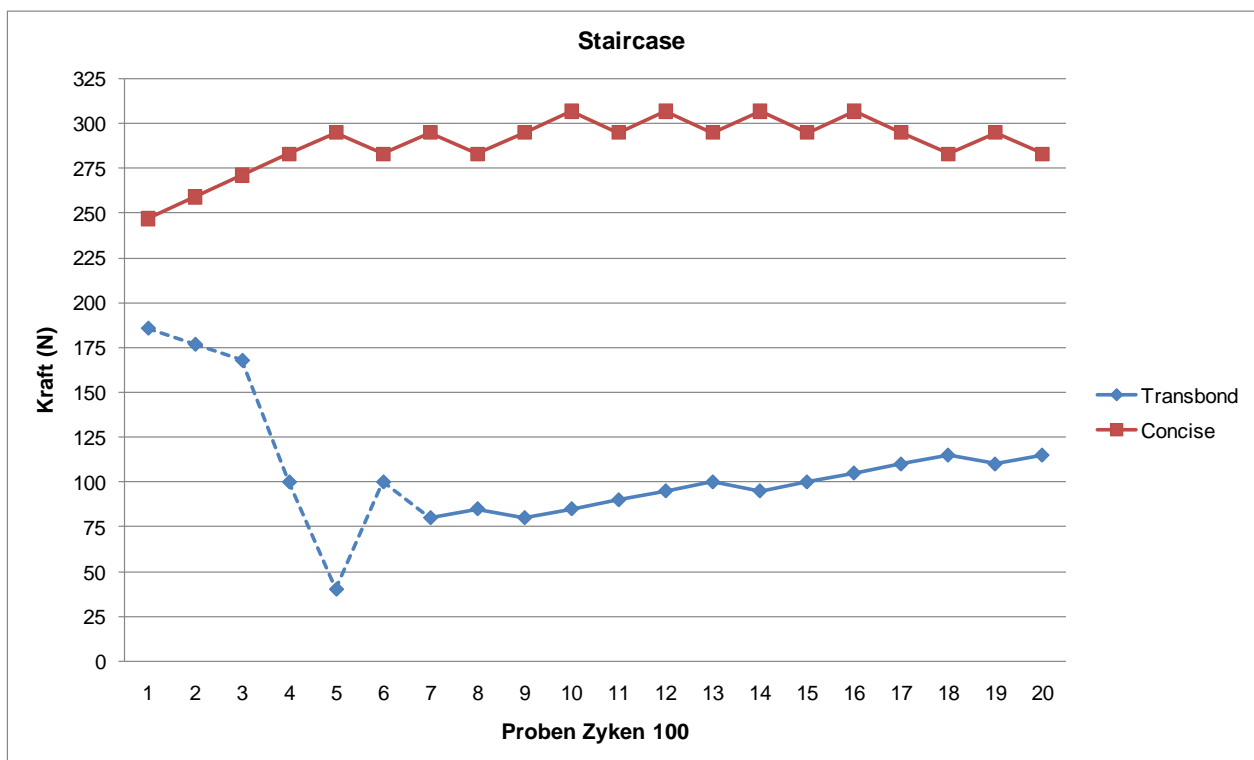


Abb. 16: „Staircase“-Verlauf der Concise™ und Transbond™ XT Proben bei 100 Belastungszyklen im unterschiedlichen Kraftbereich. Die ersten sechs Proben von Transbond™ XT dienen der Bestimmung der Belastungskraft, da die Proben mit 60% der Initialkraft nicht überlebt haben.

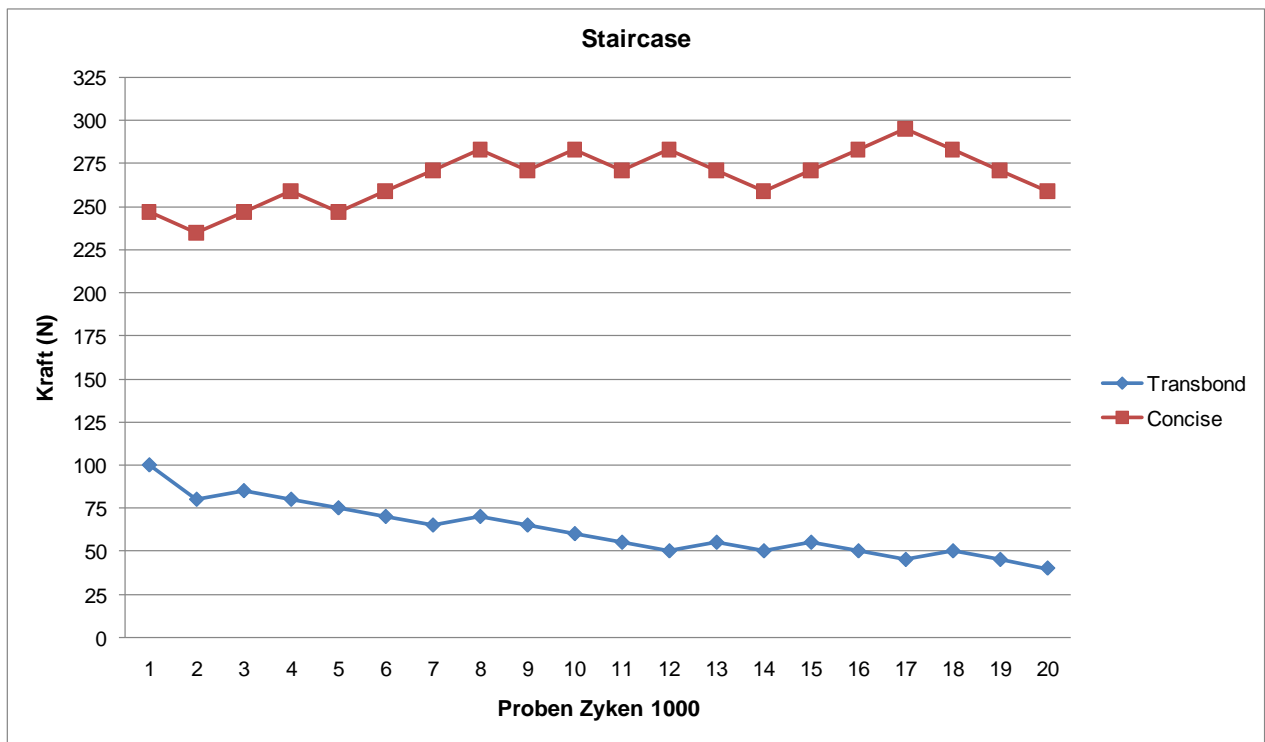


Abb. 17: „Staircase“-Verlauf der Concise™ und Transbond™ XT Proben bei 1000 Belastungszyklen im unterschiedlichen Kraftbereich.

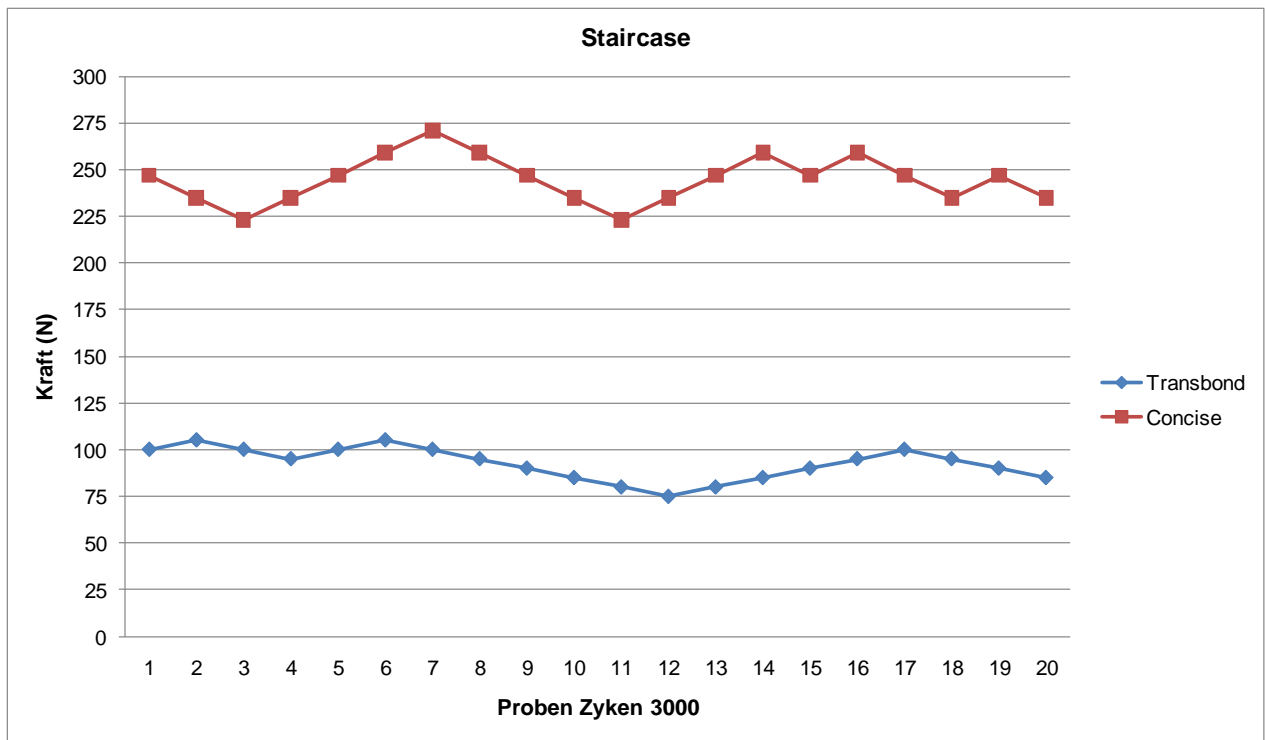


Abb. 18: „Staircase“-Verlauf der Concise™ und Transbond™ XT Proben bei 3000 Belastungszyklen im unterschiedlichen Kraftbereich.

Abbildung 19 und 20 stellen einen Teilabschnitt einer Dauerbelastung exemplarisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm dar. Die Proben durchlaufen dabei die vorgegebenen Zyklenanzahlen mit einer konstanten Frequenz von ca. 1Hz und einer definierten Belastungskraft.

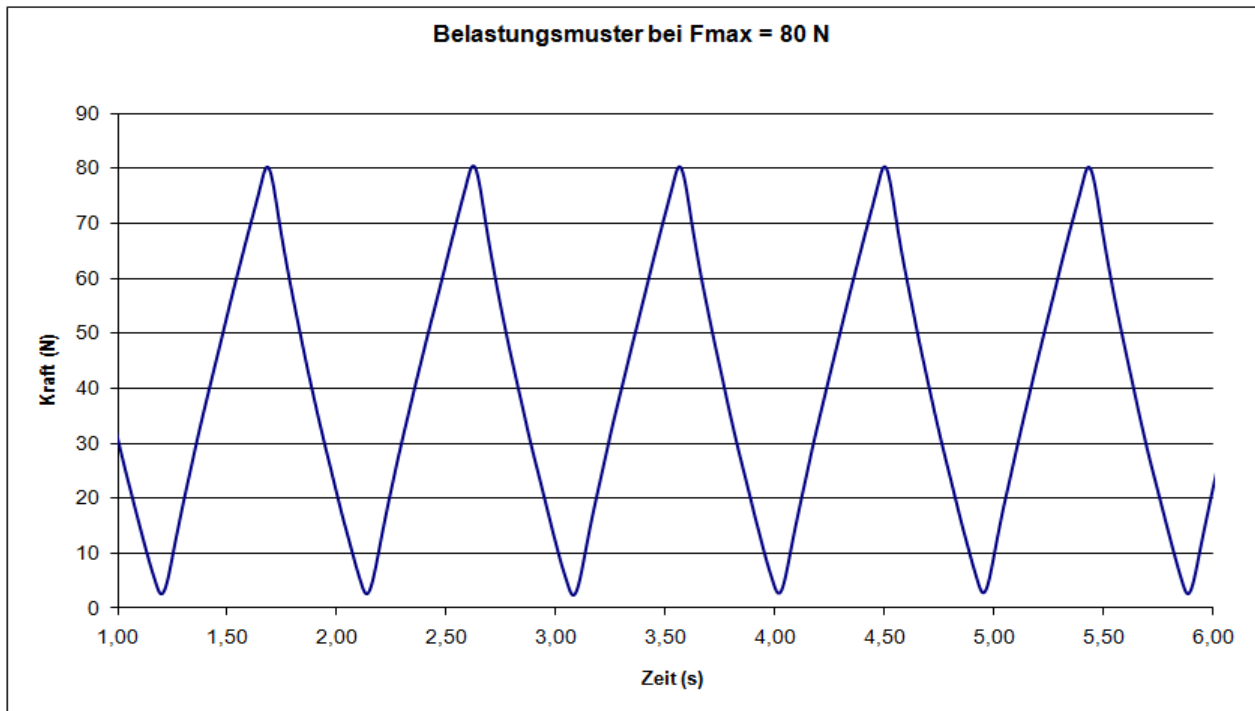


Abb. 19: Zyklische Belastung der Probe mit Nummer 37 (Transbond™ XT, 100 Zyklen) bei 80N.

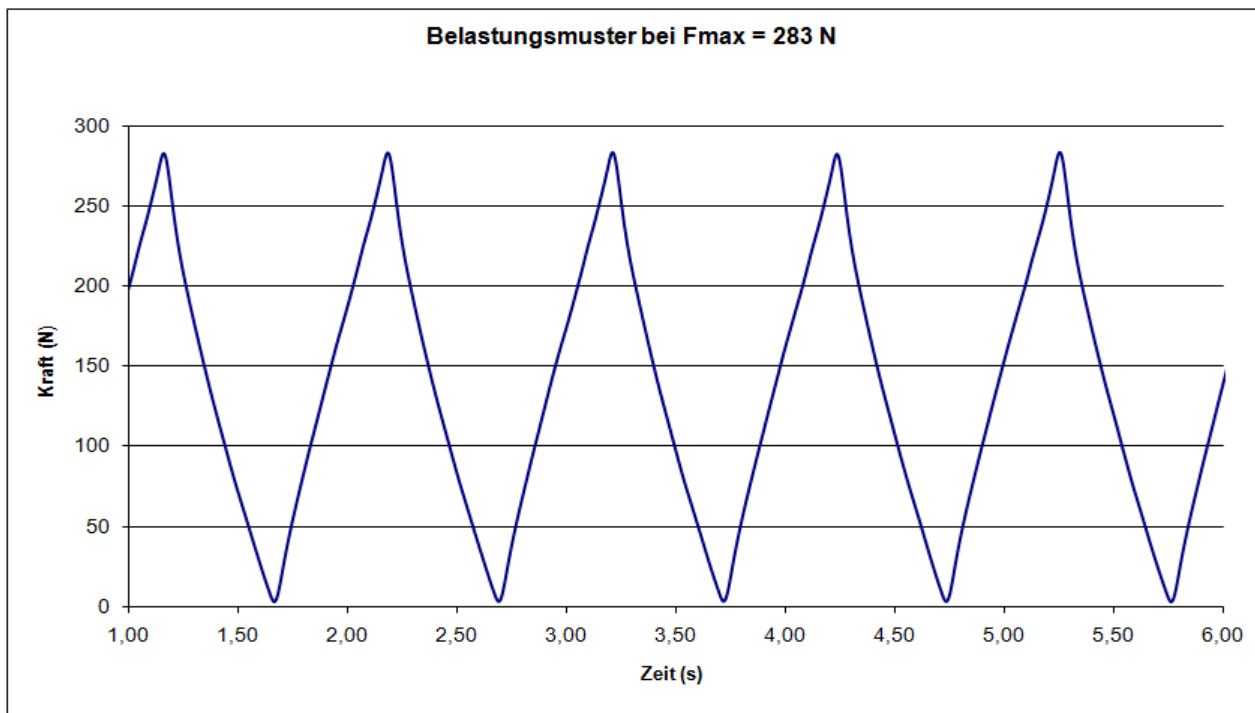


Abb. 20: Zyklische Belastung der Probe mit Nummer 94 (Concise™, 100 Zyklen) bei 283N.

Weiterhin wurden die mittlere Dauerbelastungsgrenze und deren Standardabweichung (Tabelle 2 und Abbildung 21) der Adhäsive nach Formel 1 und 2 errechnet.

Zyklusanzahl	Transbond™ XT			Concise™		
	100	1000	3000	100	1000	3000
Mittlere Dauerbelastungsgrenze (N)	88	53	94	293	269	245
Standardabweichung (N)	6	14	16	9	26	16
Dauerbelastungsquotient (%)	28	17	29	68	62	57

Tab. 2: Mittlere Dauerbelastungsgrenze und Standardabweichung der Adhäsive in Newton (N). Der Dauerbelastungsquotient errechnet sich aus der Mittleren Dauerbelastungsgrenze durch den Mittelwert der Scherhaftfestigkeit.

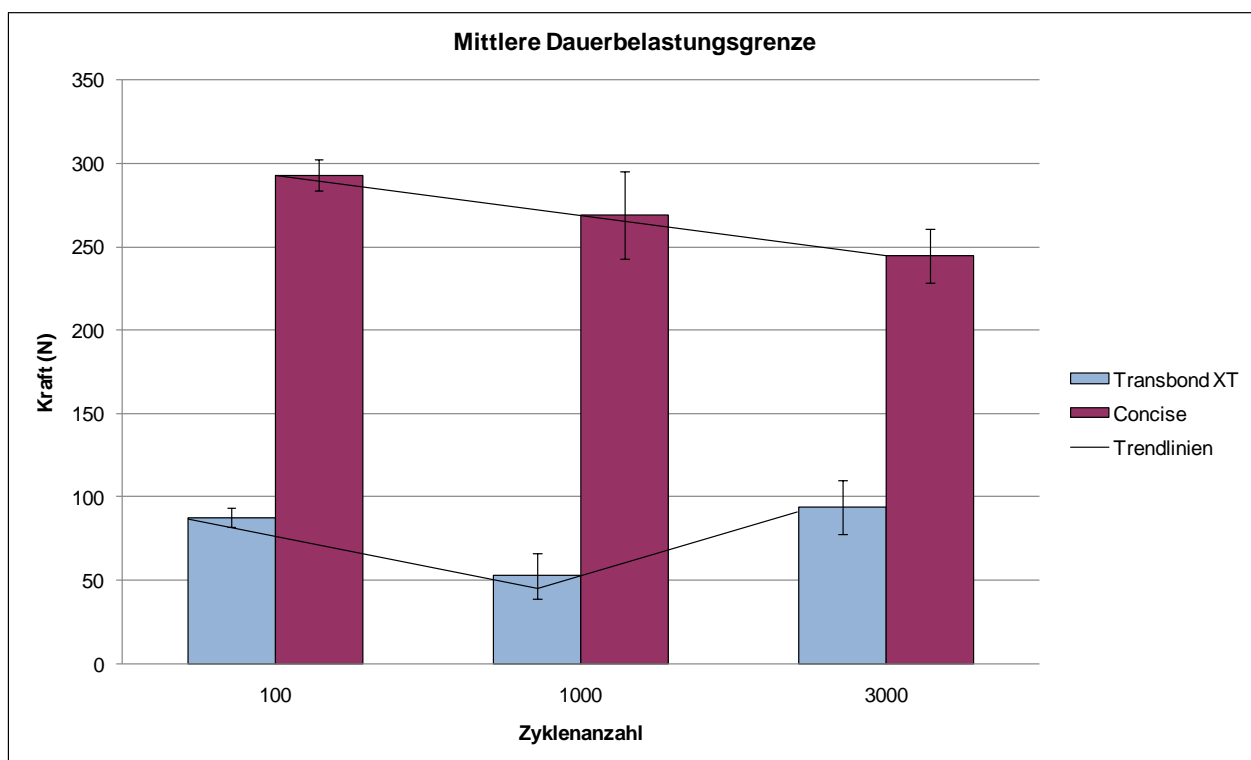


Abb. 21: Die mittlere Dauerbelastungsgrenze mit Standardabweichung beider Adhäsive im Vergleich. Concise™ weist deutlich höhere Werte von 245 bis 293N (20 - 24MPa) als Transbond™ XT von 53 bis 94N (4 - 8MPa) auf.

Aus Abbildung 21 ergeben sich eindeutig höhere Kraftwerte für Concise™, die sich im Bereich von 293N bzw. 24MPa (100), 269N bzw. 22MPa (1000) und 245N bzw. 20MPa (3000) bewegen und mit steigender Zyklusanzahl verringern. Die Transbond™ XT Kraftwerte liegen dagegen in einem deutlich niedrigeren Bereich (88N, 53N und 94N

(7MPa, 4MPa und 8MPa)). Dabei sind die Kräfte bei den 100 und 3000 Zyklen nahezu identisch, während es bei 1000 Zyklen erneut zu einem niedrigeren Wert kommt. Die größte Standardabweichung findet sich für Concise™ bei 1000 Zyklen und für Transbond™ XT bei 100 Zyklen.

Zudem wurden Verbundkräfte vor und nach zyklischer Dauerbelastung verglichen. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt mit Boxplots (Programm PlotIT® v3.2) die sich aus 5 Werten zusammensetzen (Abbildung 22).

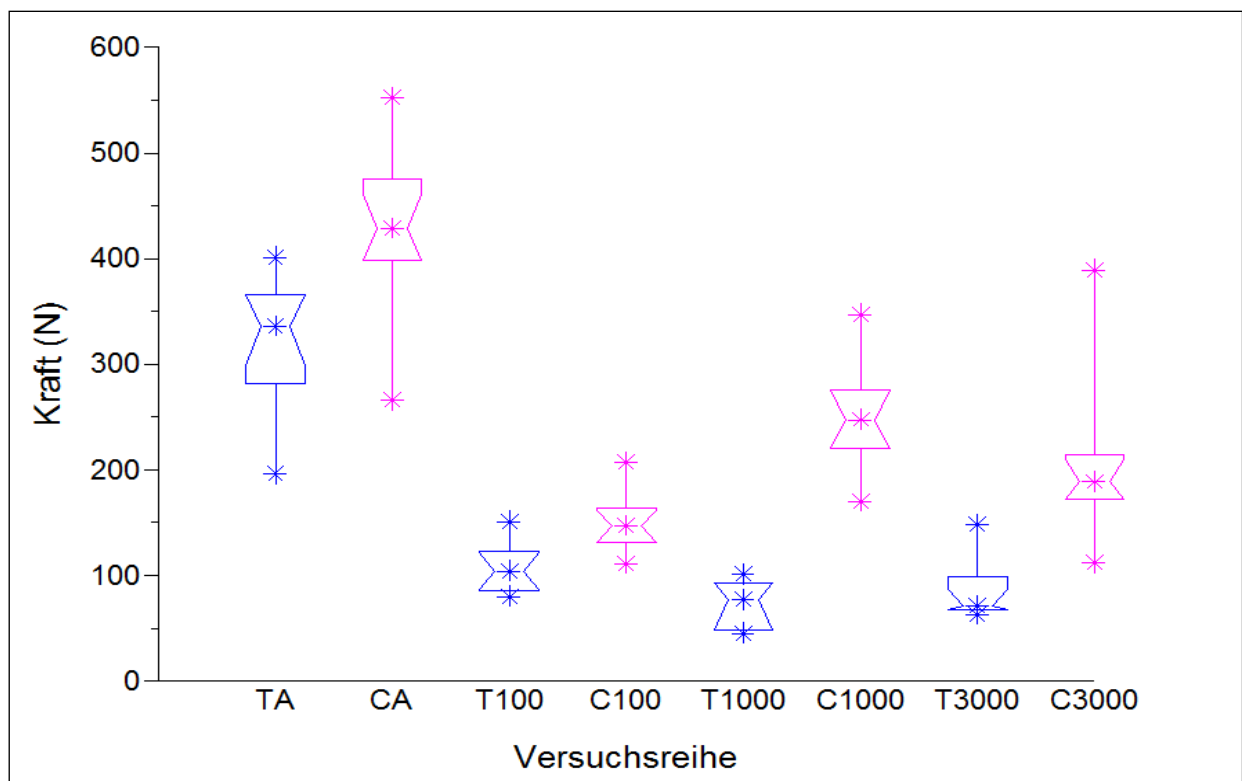


Abb. 22: Anhand von Boxplots wurden die Ergebnisse der Verbundkräfte vor und nach Dauerbelastung dargestellt. Die äußeren Sterne kennzeichnen die Maximal- bzw. Minimalwerte und das 25%- und 75%-Quartil die Boxhöhe, in dessen Innerem sich der Medianwert als Stern befindet. Es sind deutlich höhere Werte bei den Proben ohne Dauerbelastung (TA und CA) im Vergleich zu den anderen Proben zu verzeichnen. T=Transbond™ XT; C=Concise™; A=Abscherung ohne Dauerbelastung; 100,1000,3000=Dauerbelastungszyklen.

Die äußersten Werte, mit einem Stern markiert, repräsentieren die Maximal- bzw. Minimalwerte. Der zentrale Anteil der Boxplots wird durch die 25%- und 75%-Quartile be-

grenzt und somit die entsprechende Boxhöhe erreicht. Der sich in der Mitte befindende Stern kennzeichnet den Medianwert. Die Boxplots TA und CA stellen die Ergebnisse der Verbundkraft ohne Dauerbelastung dar. Ihre Werte liegen deutlich über denen der dauerbelasteten Proben. Im direkten Vergleich der Adhäsive zeigt Concise™ in allen Versuchsreihen eine höhere Verbundkraft gegenüber Transbond™ XT.

## 4.2 Auswertung der Statistik

Die Ergebnisse der Verbundkraft vor Dauerbelastung und nach Dauerbelastung werden in den Abbildungen 23 bis 30 graphisch gegen die der jeweilige Normalverteilung aufgetragen. Aufgrund der hohen Deckungsgleichheit der ermittelten Werte wurde für die Nullhypothese eine Normalverteilung angenommen. Diese Nullhypothese wird durch den anschließenden Chi-Quadrat-Test (Tabelle 3) bestätigt. Dies bildet eine solide Basis für die Anwendung einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA). Diese analysiert die Mittelwerte der Verbundkraft der Proben auf signifikante Unterschiede. Die Nullhypothese, die besagt, dass sich die mittlere Verbundkraft der unbelasteten im Vergleich zu den belasteten Proben nicht unterscheidet, wurde verworfen. Für diese Annahme zeigt die ANOVA (Tabelle 3) einen signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten der vier Gruppen.

Da die einfaktorielle Varianzanalyse auf dem Faktor der Belastung basiert, wird die Verbundkraft der Proben in den Zyklen signifikant durch die Dauerbelastung beeinflusst. Das statistische Signifikanzniveau wird auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

		Chi-Quadrat-Test	ANOVA
<b>Transbond™ XT</b>	Unbelastet	0,98	1,00
	Belastungszyklus 100	1,00	
	Belastungszyklus 1000	0,74	
	Belastungszyklus 3000	0,61	
<b>Concise™</b>	Unbelastet	0,90	0,99
	Belastungszyklus 100	0,92	
	Belastungszyklus 1000	0,99	
	Belastungszyklus 3000	0,22	

Tab. 3: In dieser Tabelle sind die Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests sowie der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) aufgelistet. Die Varianzanalyse stellte signifikante Unterschiede der Mittelwerte innerhalb der Adhäsivgruppen dar.



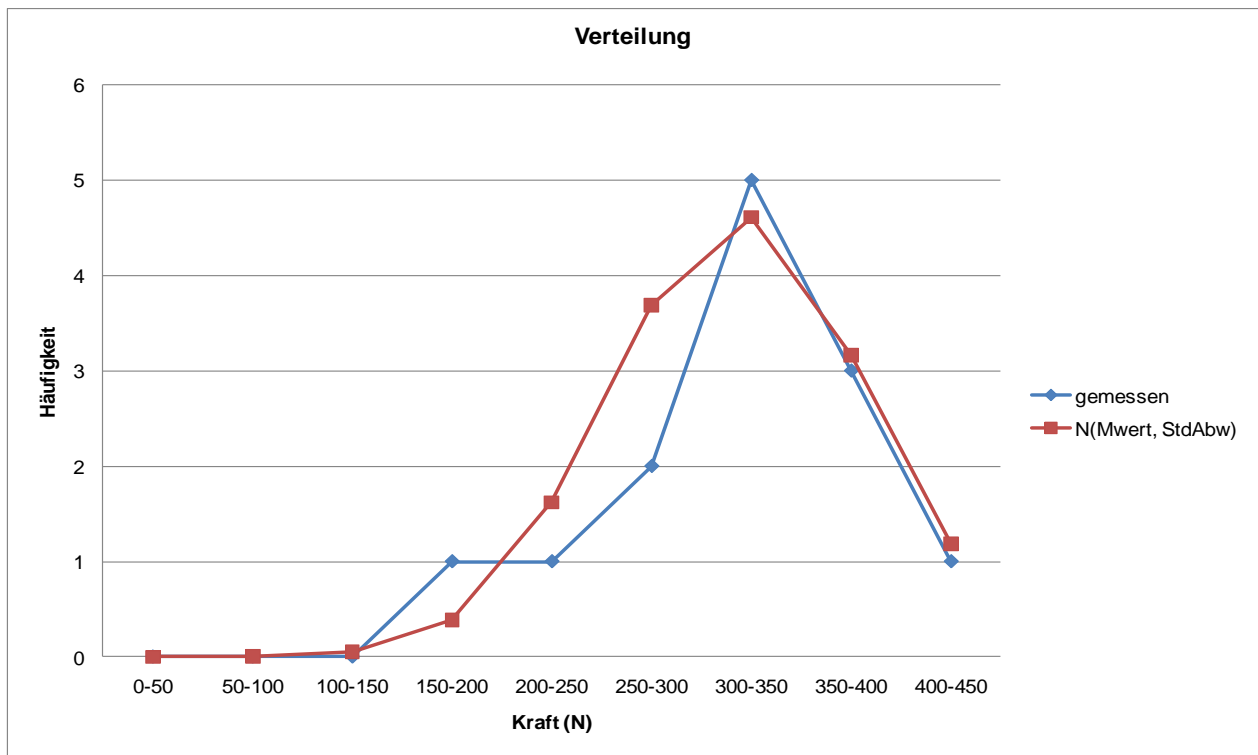


Abb. 23: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der abgesicherten Transbond™ XT Proben ohne Dauerbelastung. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,98.

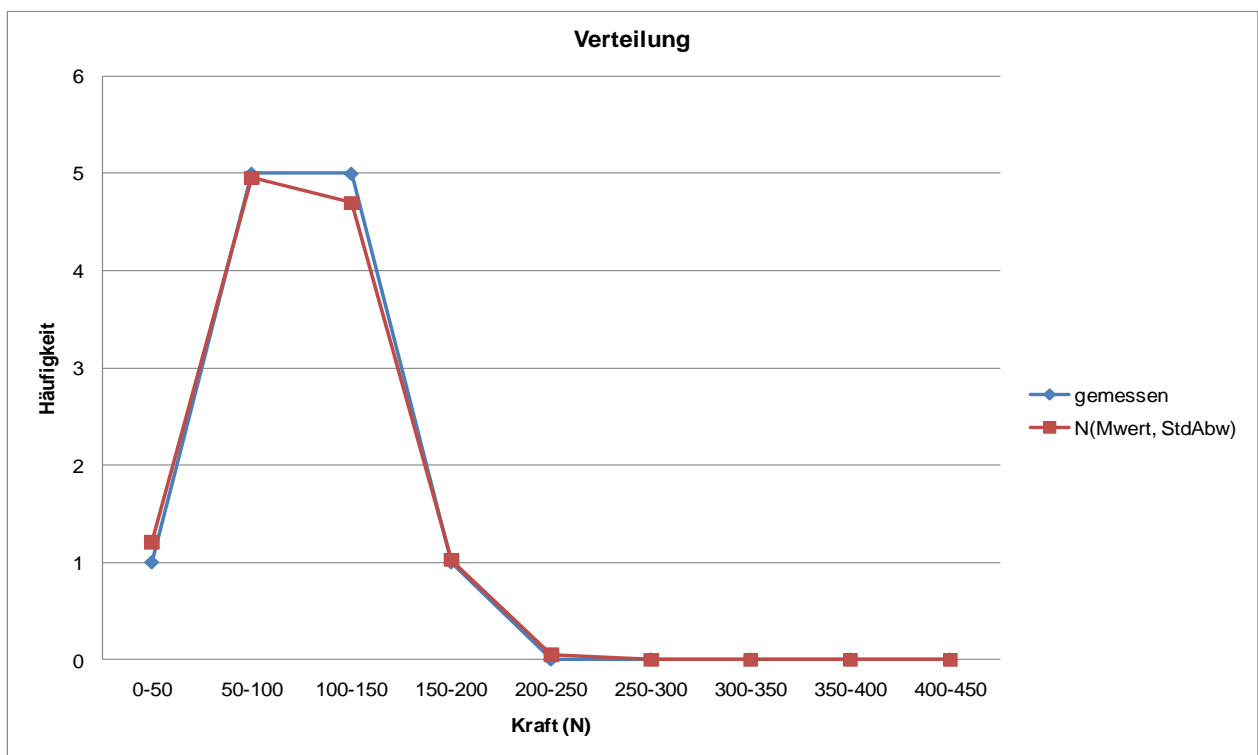


Abb. 24: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Transbond™ XT Proben bei 100 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 1,00.

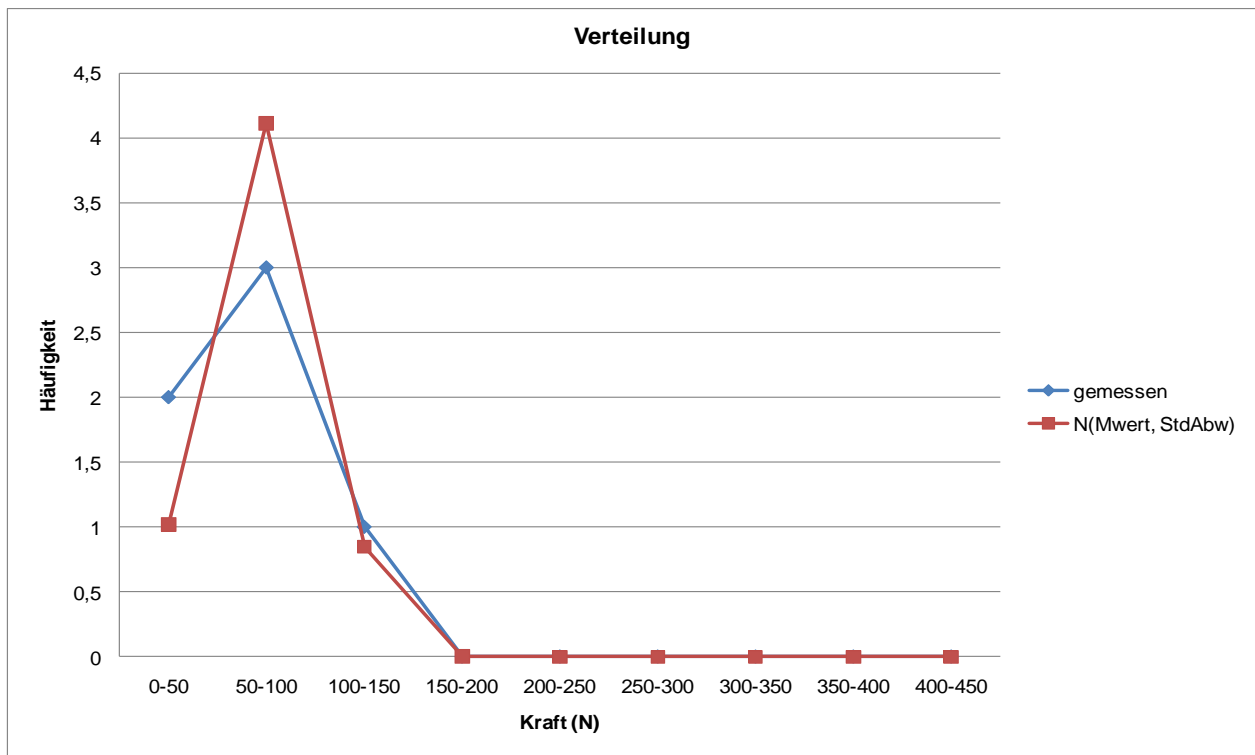


Abb. 25: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Transbond™ XT Proben bei 1000 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,74.

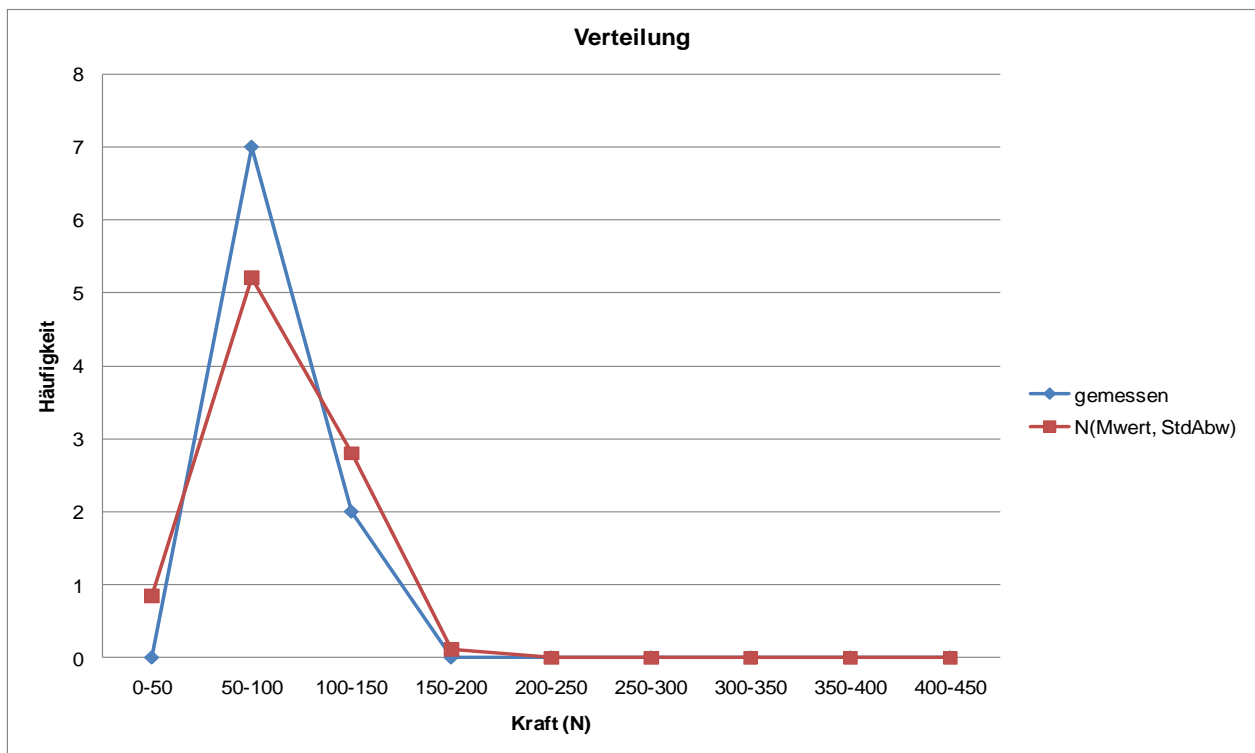


Abb. 26: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Transbond™ XT Proben bei 3000 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,61.

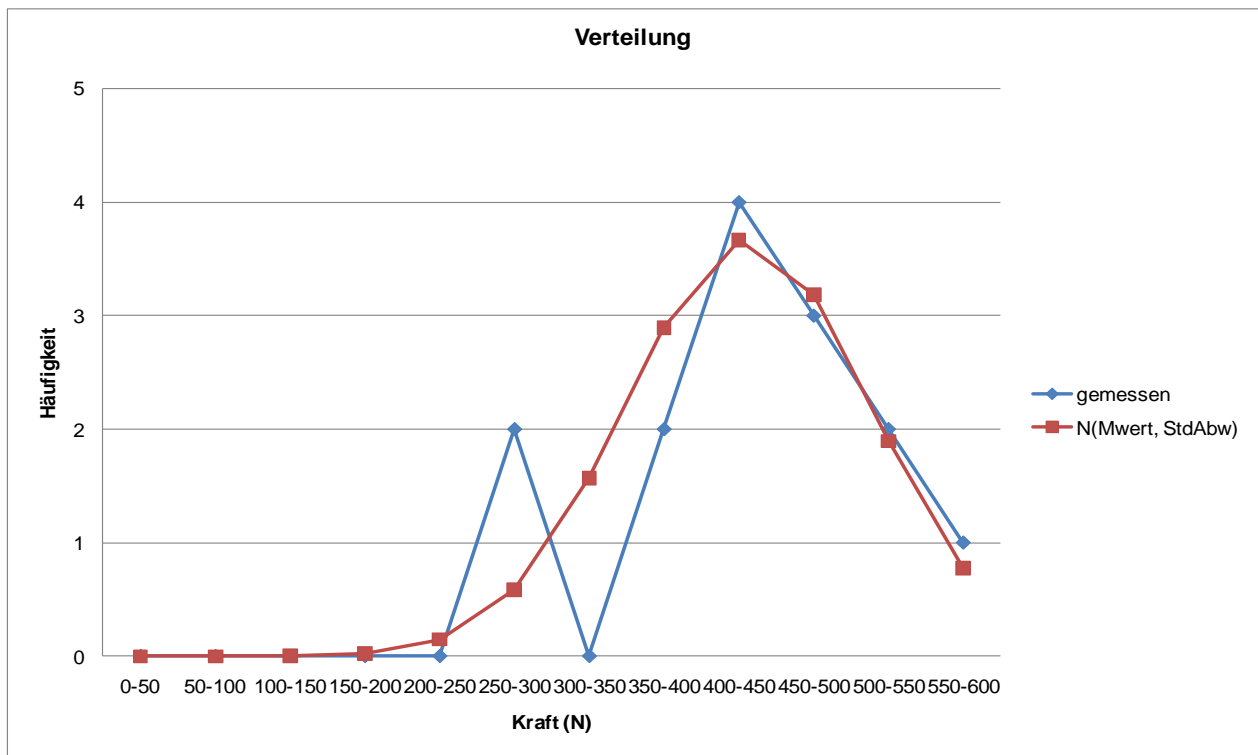


Abb. 27: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der gemessenen abgescherten Concise™ Proben ohne Belastung. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,90.

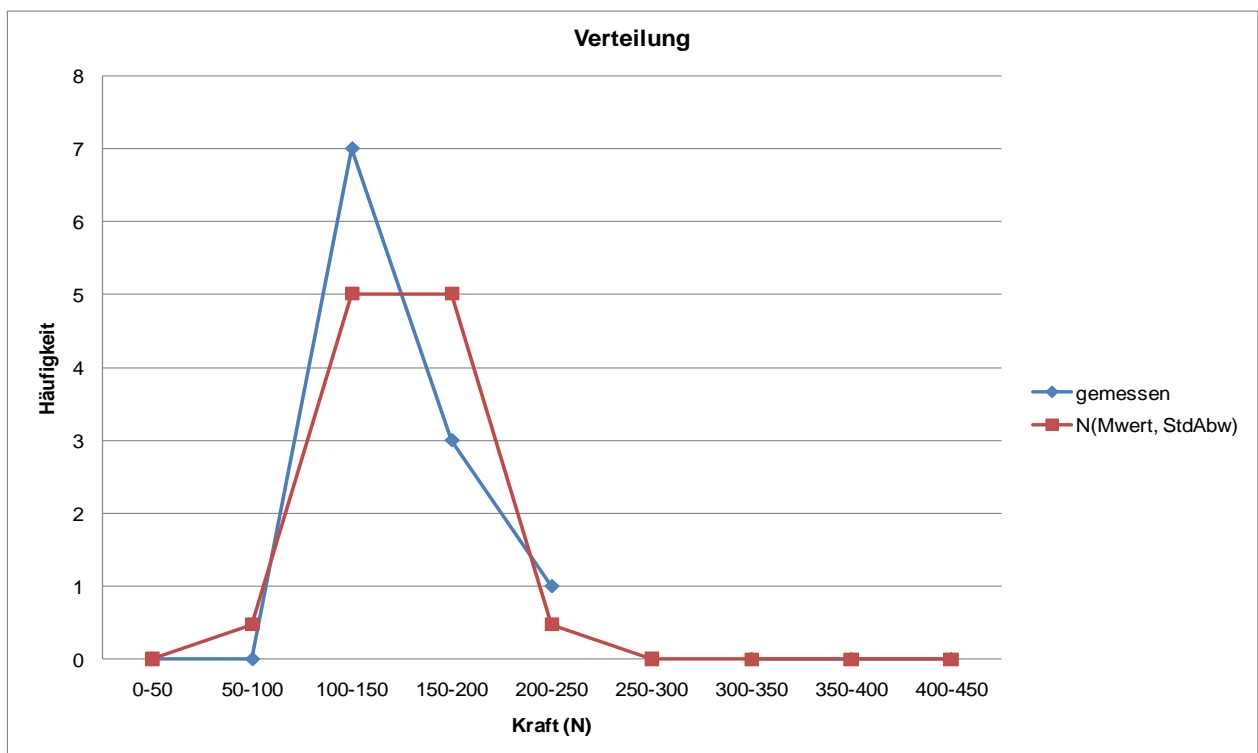


Abb. 28: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Concise™ Proben bei 100 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,92.

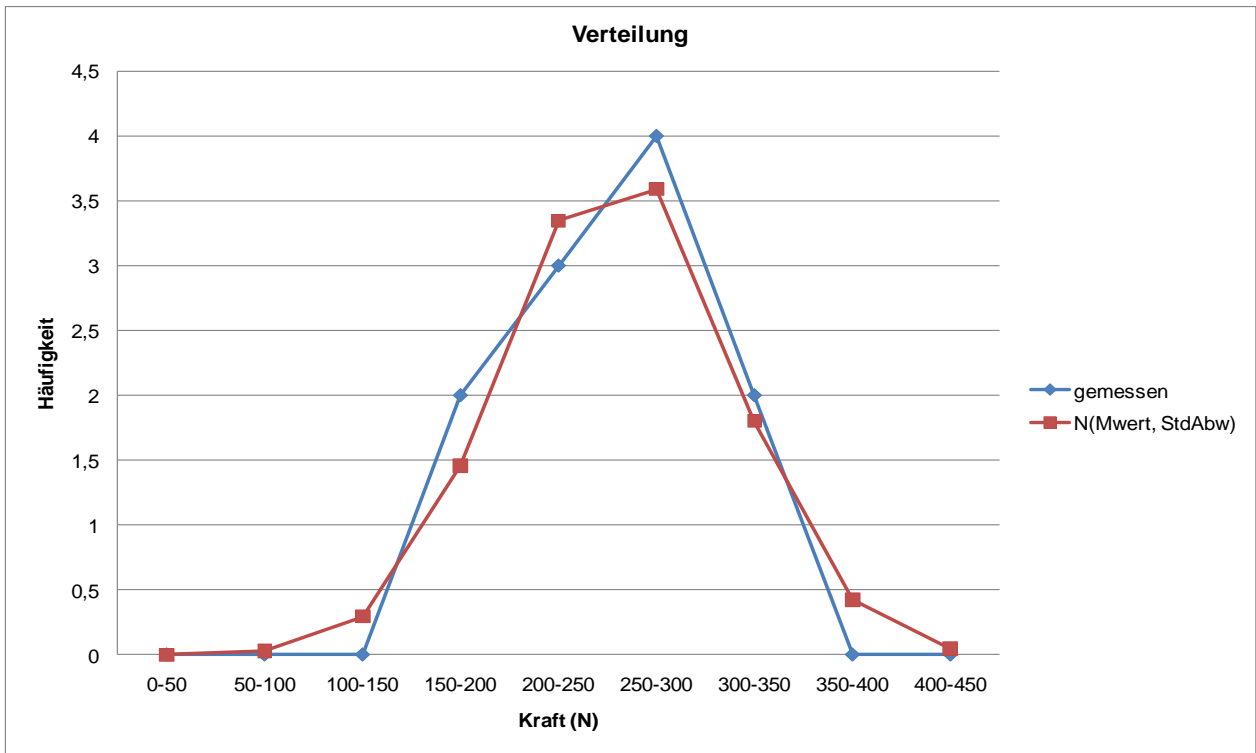


Abb. 29: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Concise™ Proben bei 1000 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,99.

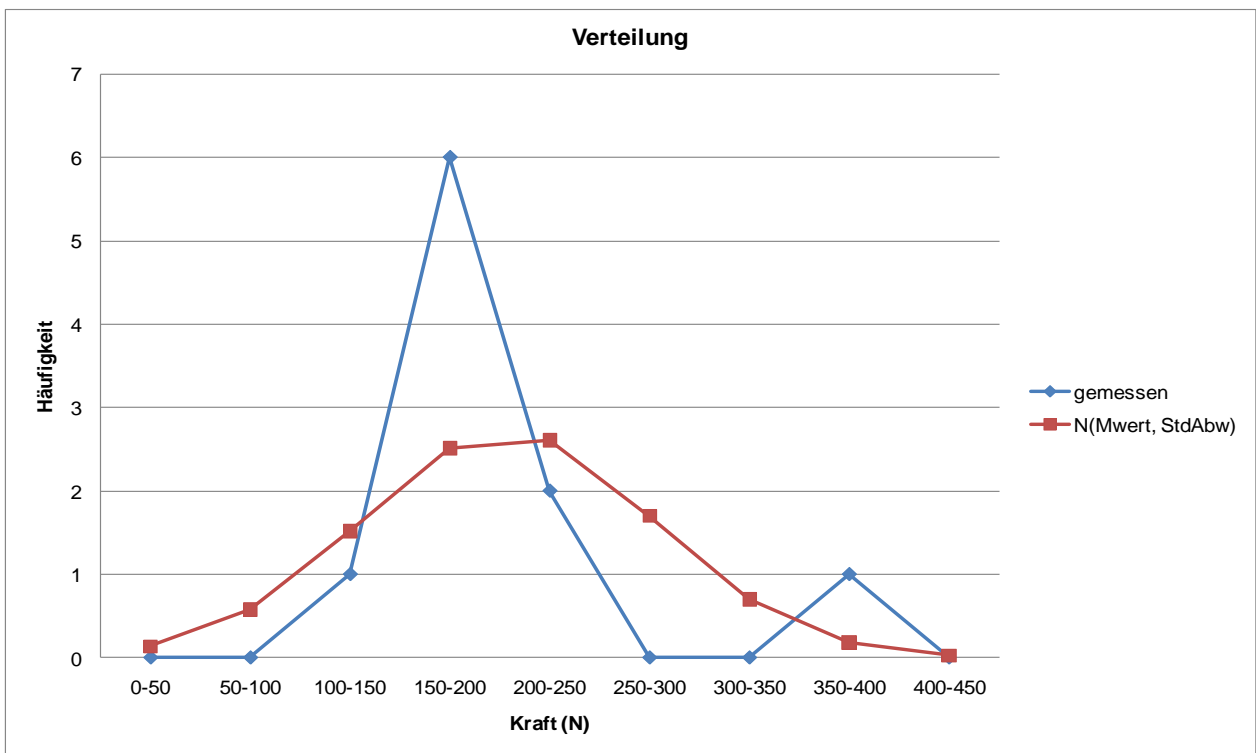


Abb. 30: Vergleich der Normalverteilung mit der Verteilung der Concise™ Proben bei 3000 Zyklen. Der  $\chi^2$ -Test ergab 0,22.

### 4.3 Auswertung der Oberflächenbeurteilung

Der zweite Teil der Arbeit bestand in der photographischen Dokumentierung und Analyse der Bracketbasen und Zahnoberflächen nach einem Verbundbruch. Für diesen Zweck wurde ein Lichtmikroskop mit einer zwölffachen Vergrößerung verwendet. Im Blickfeld des Mikroskops war eine Skalierung (Abbildung 31) zu sehen, die zur Verifizierung der Größenordnung verwendet wird.

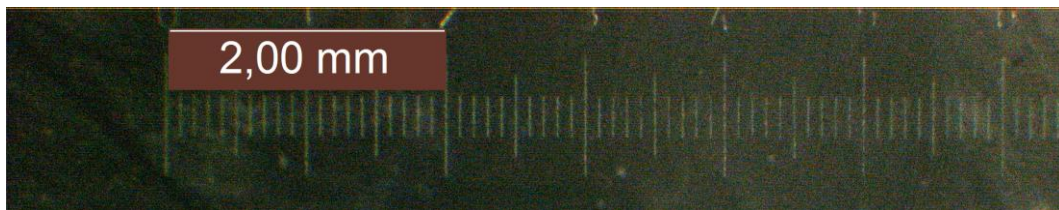


Abb. 31: Skalierung zur Beurteilung der Größenverhältnisse im Lichtmikroskop.

Die Vermessung der verbliebenen Adhäsivfläche erfolgte am Computer mit dem Programm ImageJ der Firma Java<sup>®</sup> und wurde dann als Prozentsatz zu der Gesamtfläche der Bracketbasis (12,12mm<sup>2</sup>) gesetzt. Dabei wurde das verbliebene Adhäsiv in Abhängigkeit von der Lokalisation in vier Kategorien eingeteilt. Bei der Einteilung können sich Adhäsivreste entweder auf dem Bracket oder auf dem Zahn befinden. Weiterhin kann es zu einem kohäsiven Bruch im Adhäsiv selbst kommen. In manchen Fällen jedoch verläuft der Bruch nicht in diesen gewünschten Grenzflächen, sondern im Zahnschmelz (Concise™ 100 Zyklen, Probe 3: Abbildung 32 und 33).



Abb. 32: Makroskopisch sichtbarer Zahnschmelzdefekt nach Probenbruch.



Abb. 33: Haftende Zahnhartsubstanz auf der Bracketbasis nach Probenbruch.

Nachfolgend werden exemplarisch unterschiedliche Adhäsivverteilungen auf der Bracketbasis dargestellt (Abbildung 34 - 36). Die war die Grundlage für die folgende Auswertung.

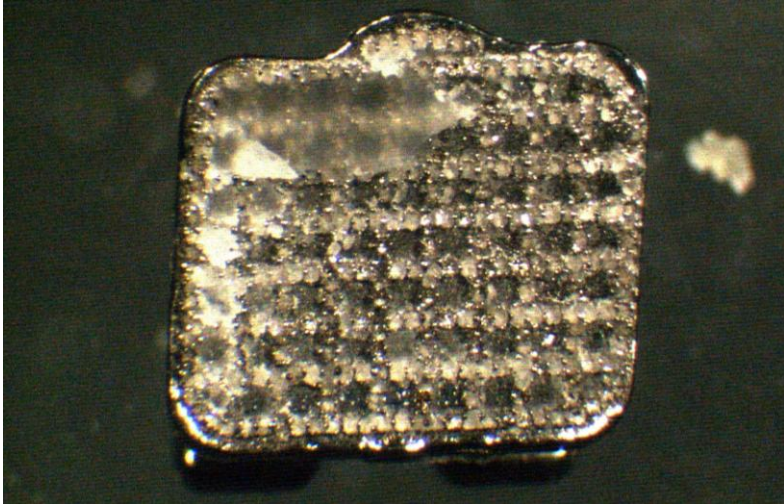


Abb. 34: Transbond™ XT Probe 6. Bei dieser Probe kam es zu einem vorzeitigen Bruch im Verbund während der Belastung von 3000 Zyklen. Das Adhäsiv befindet sich zu 83% auf dem Zahn und zu 14% auf dem Bracket. Nur 3% können einem kohäsiven Bruch zugeordnet werden.

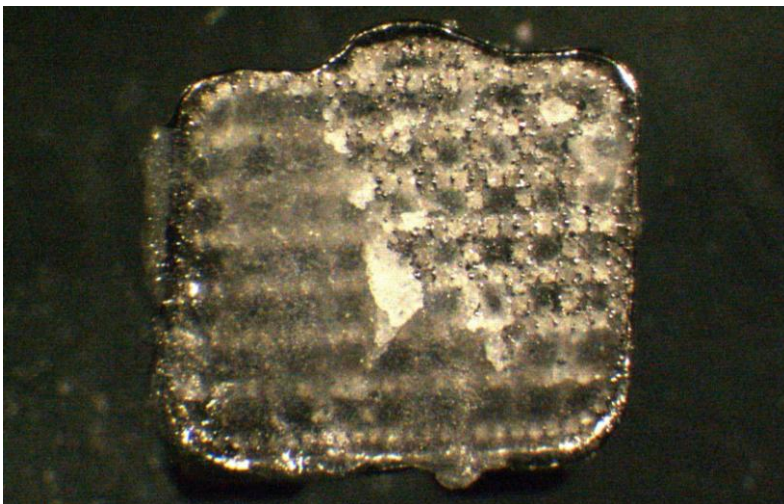


Abb. 35: Concise™ Probe 9. Diese Probe wurde nach einer Belastung von 100 Zyklen abgeschert. Das Adhäsiv befindet sich zu 42% auf dem Zahn, zu 54% auf dem Bracket. Nur 4% können einem kohäsiven Bruch zugeordnet werden.

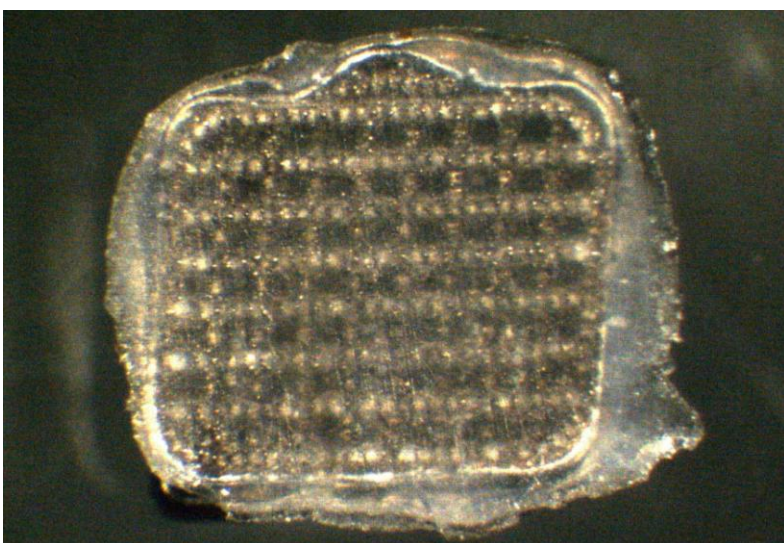


Abb. 36: Transbond™ XT Probe 3. Bei dieser Probe kam es zu einem vorzeitigen Bruch während der Belastung von 1000 Zyklen. Das Adhäsiv befindet sich zu 100% auf dem Bracket.

In Abbildung 37 wird die Verteilung des verbliebenen Adhäsivs der Proben, die mit Transbond™ XT geklebt wurden, in Prozent der Gesamtfläche dargestellt und in drei Bereiche gegliedert. Die erste Balkengruppe repräsentiert die Proben, die lediglich abgeschert wurden. Hierbei finden sich annähernd zu gleichen Teilen die meisten Adhäsivreste auf der Zahnoberfläche oder auf dem Bracket. Dieses Verteilungsmuster zeigt sich in dieser Form nur in der unbelasteten Gruppe. Die nächsten drei Balkengruppen zeigen das prozentuale Bruchmuster der vorzeitig ermüdeten Proben bei den Zyklen 100, 1000 und 3000. Hier überwiegt mit einer Ausnahme die Verteilung des Adhäsivs auf der Zahnoberfläche. Die letzten drei Balkengruppen stellen die Adhäsivverteilung der Proben nach Dauerbelastung und anschließender Abscherung dar. Hier zeigt sich ein überwiegender Adhäsivanteil auf der Zahnoberfläche.

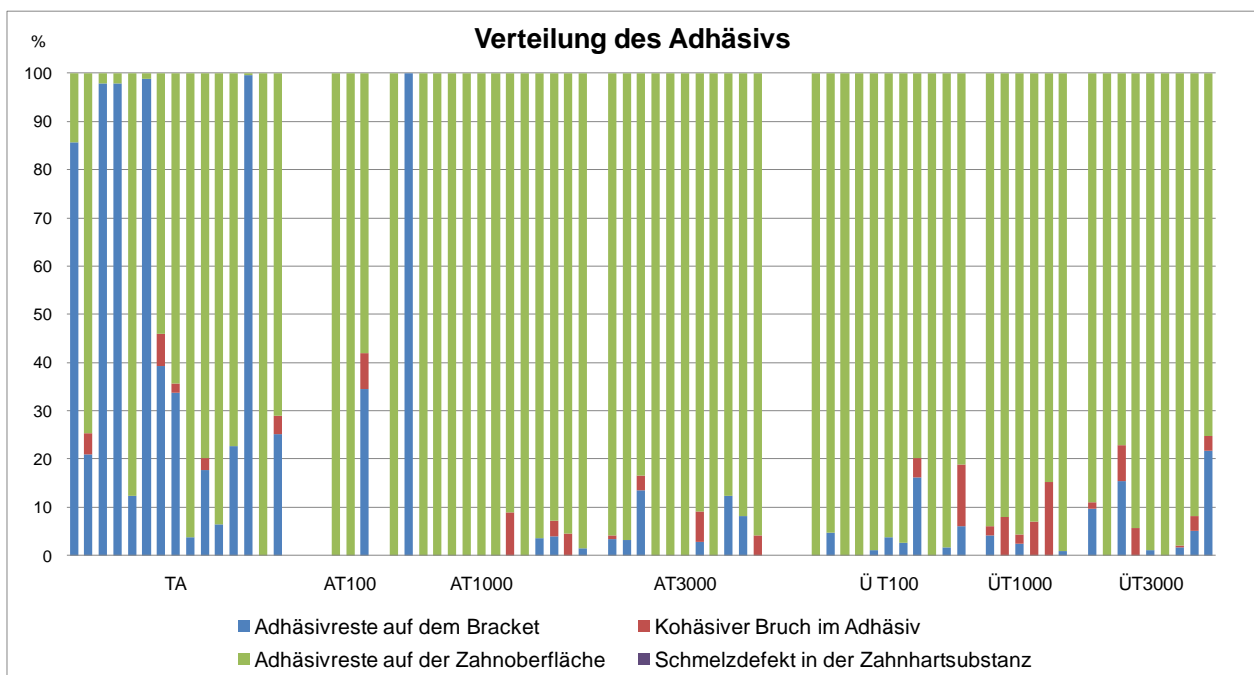


Abb. 37: Graphische Darstellung der Adhäsivverteilung nach Probenbruch von Transbond™ XT. Es zeigten sich überwiegend Klebereste auf der Zahnoberfläche. TA=Transbond™ XT mit Abscherung, AT=Abbruch während der Dauerbelastung, ÜT=Überleben und Abscherung nach Dauerbelastung.

Die Adhäsivverteilung bei den mit Concise™ geklebten Proben wird in Abbildung 38 dargestellt. Die graphische Einteilung der Proben erfolgt nach dem bereits oben beschriebenen Muster (Abscherung, Abbruch während der Dauerbelastung, Überleben

und Abscherung nach Dauerbelastung). Im Bereich der unbelasteten Proben zeigt sich verstärkt eine Adhäsivverteilung auf dem Bracket. Des Weiteren gibt es in diesem Bereich die meisten Schmelzdefekte an der Zahnhartsubstanz. In den beiden Gruppenbereichen von 100 Zyklen zeigen sich nahezu gleiche Werte in der Adhäsivverteilung der Proben auf der Bracketbasis und der Zahnoberfläche. Konträr dazu zeigen die beiden Gruppenbereiche von 1000 und 3000 Zyklen eine überwiegende Verteilung zu Gunsten der Bracketbasis. Schmelzdefekte lassen sich lediglich in der Gruppe ohne Dauerbelastung und in der mit Abscherung nach Dauerbelastung registrieren. Ein geringer prozentualer Anteil von kohäsiven Brüchen im Adhäsivverbund ist in allen Bereichen gegeben.

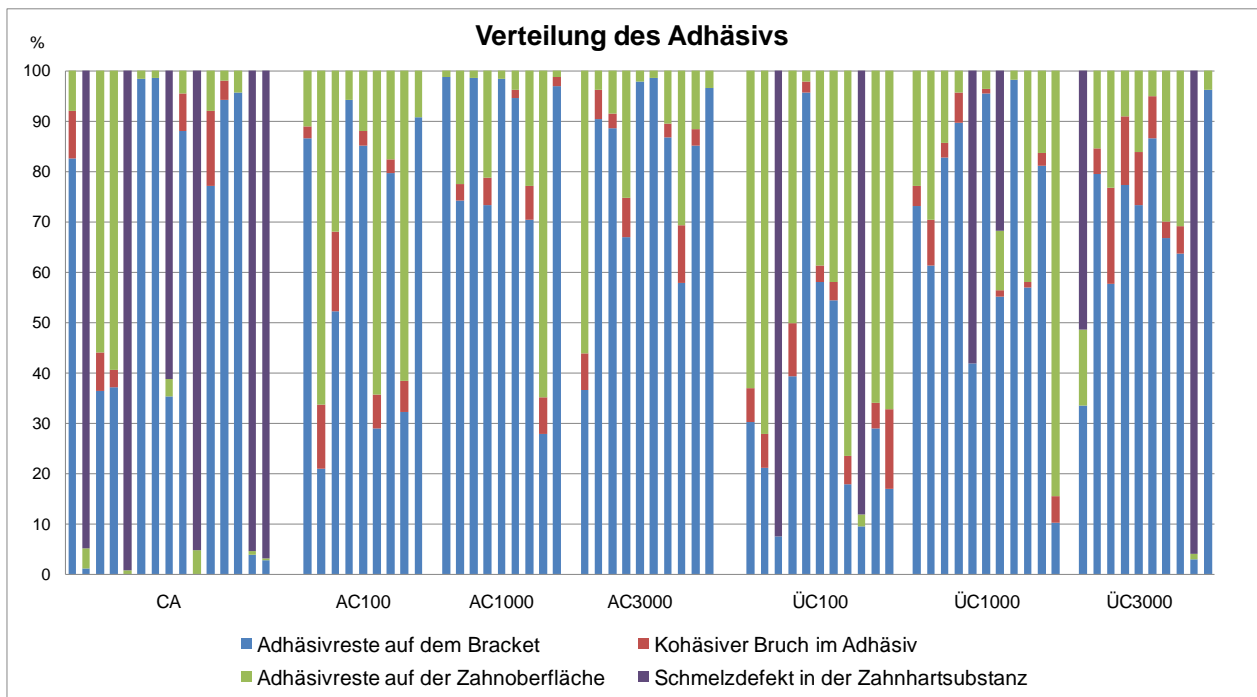


Abb. 38: Graphische Darstellung der Adhäsivverteilung nach Probenbruch von Concise™. Es zeigen sich überwiegend Klebereste auf der Basis, in geringerem Maße Reste auf der Zahnoberfläche und lediglich in den Gruppen ohne Dauerbelastung bzw. Überleben und Abscherung nach Dauerbelastung Schmelzdefekte. CA=Concise™ mit Abscherung, AC=Abbruch während der Dauerbelastung, ÜC=Überleben und Abscherung nach Dauerbelastung.



## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse im Vergleich zur Literatur

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das lichthärtende Adhäsiv Transbond™ XT und das chemisch härtende Adhäsiv Concise™ auf deren Scherhaftfestigkeit und Dauerbelastung im Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbund verglichen. Dafür wurden 150 Prüfkörper mit den laserstrukturierten Discovery®-Brackets der Firma Dentaureum beklebt. Bei dem Substrat der Prüfkörper handelte es sich um bovine Unterkieferschneidezähne der Firma Rocholl®. Dieses Material ist ein natürliches Substrat mit gleichem anatomischem Aufbau. Aufgrund der Differenzen in der Oberflächenbeschaffenheit kann es jedoch zu einer Beeinträchtigung des Verbundes kommen. Für eine bessere Vergleichbarkeit der Proben untereinander erfolgten das Bekleben und die Versuchsdurchführung immer durch dieselbe Person. Dies minimiert die Fehlerquellen, verhindert sie jedoch nicht gänzlich (Jacobsen et al., 2003).

Die Untersuchung der Scherhaftfestigkeit bei unbelasteten Proben erfolgte mit je 15 Prüfkörpern pro Adhäsiv und bildete die Kontrollgruppe. Die nachfolgenden Untersuchungen zur Dauerbelastung mit den jeweiligen Zyklenanzahlen wurden mit einer Anzahl von je 20 Prüfkörpern durchgeführt. Laut DIN-13990-1 und DIN-13990-2 (DIN, Deutsches Institut für Normung e.V., 2009) sollten mindestens 10 Proben in den Versuchen geprüft werden. Die erreichten Kräfte an den Messgeräten wurden in Newton gemessen. Für die Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander rechnen viele Autoren die Maximalkraft pro Bracketfläche in Megapascal (MPa bzw.  $\text{N/mm}^2$ ) um (Powers et al., 1997; Yamaguchi et al., 2006). Dieser Wert gibt die Kraft pro Fläche an, so dass unterschiedlich große Klebeflächen keinen Einfluss haben.

Generell sollten jedoch Schlussfolgerungen und direkte Vergleiche zu anderen Studien mit Zurückhaltung gemacht werden, da verschiedene Testverfahren zu untereinander abweichenden Ergebnissen führen können. Dieses Phänomen zeigt sich auch in exakt gleichen Testverfahren mit unterschiedlichen Versuchsaufbauten.

### 5.1.1 Diskussion der Scherhaftfestigkeit

Scherhaftfestigkeitsprüfungen wurden in vielen Studien durchgeführt, da Scherkräfte auch während des Kauvorgangs in der Mundhöhle auftreten (Mehta et al., 2008). Labormessungen werden üblicherweise unter statischen Belastungen durchgeführt, damit ein linearer Spannungsaufbau innerhalb des Materials oder der Grenzflächen erzeugt wird, bis es schlussendlich zum Bruch kommt (Belli et al., 2010). Dieses Testverfahren ist einfach in der Durchführung und erzielt schnelle Ergebnisse (Hara et al., 2001). Hohe Werte der Scherhaftfestigkeit sprechen für eine starke Verbundkraft des Adhäsivs (Lindemuth und Hagge, 2000; Yamaguchi et al., 2006).

Die durchschnittliche Kraft in der Mundhöhle, die während des Kauens auf das Bracket übertragen werden kann, schwankt zwischen 40 und 120 Newton (Powers et al., 1997). Daher sollten Bracket-Adhäsiv-Schmelz-Verbunde unter Berücksichtigung der Klebefläche eine Mindestanforderung von 6 bis 8MPa erfüllen, wie Reynolds bereits 1975 in seiner Studie publizierte. Diese Grundvoraussetzung wird von vielen Autoren in späteren Studien zitiert.

Unsere Messungen bezüglich der Scherhaftfestigkeiten für das lichthärtende Transbond™ XT liegen zwischen 196 und 401N (16 - 33MPa) und für das chemisch härtende Concise™ im Bereich von 266 bis 552N (22 - 46MPa). Die errechneten Mittelwerte liegen dabei niedriger für Transbond™ XT ( $319 \pm 63\text{N}$  bzw.  $26 \pm 5\text{MPa}$ ) als für Concise™ ( $431 \pm 80\text{N}$  bzw.  $36 \pm 7\text{MPa}$ ).

Aktuelle Studien zu diesem Thema haben vergleichbare Ergebnisse erzielt. Die Autoren Nguyen et al. (Nguyen et al., 2011) haben Scherhaftfestigkeiten für Transbond™ XT zwischen 18 und 45MPa und einen Mittelwert von 32,5MPa gemessen. Jancar (2011) fand Scherhaftfestigkeiten für lichthärtende Adhäsive zwischen 35 und 40MPa und für chemisch härtende etwas höhere von 63MPa. Manche Studien verzeichneten dagegen etwas niedrigere Werte im Vergleich zu den hier ermittelten Ergebnissen. In der Studie von Li (2011) wurden Scherhaftfestigkeiten für lichthärtende Adhäsive zwischen 10,8 und 20,4MPa gemessen und für das chemisch härtende 16,9MPa. Das hier untersuchte

Transbond™ XT erzielt einen Wert von 15,8MPa. Die reduzierte Kraft im Vergleich zu den Ergebnissen dieser Arbeit könnte auf der doppelt so langen Ätzung (30s) und der 31%-igen Phosphorsäure (normalerweise 37%-ige Phosphorsäure) basieren. Es ist bekannt, dass die Einwirkzeit und Konzentration der Säure ausschlaggebend für den späteren Verbund ist (Wang und Lu, 1991; Wang et al., 2004).

Die Studie von Yonekura et al. (2011) stellte ebenfalls eine niedrigere Scherhaftfestigkeit für Transbond™ XT von 8,4MPa fest. Vor ihren Abscherversuchen setzten sie die Proben einer einwöchigen Temperaturwechselbelastung aus. In dieser Zeit kam es zu 6000 Temperaturzyklen zwischen 5 und 55°C. Viele Autoren haben den Einfluss der Temperaturwechslung auf den Verbund beschrieben und signifikant niedrigere Werte für die Scherhaftfestigkeit gemessen (Bishara et al., 2003; Daub et al., 2006; Sokucu et al., 2010). Weitere Studien, die sich mit der Scherhaftfestigkeit von Transbond™ XT befasst haben, sind Sfondrini et al. (2010) ( $12,65 \pm 3,96$ MPa), Retamoso et al. (2010) ( $14,06 \pm 3,75$ MPa), Cerekja und Cakirer (2011) (14,48 MPa), Dall'igna et al. (2011) ( $16,68 \pm 4,44$ MPa), Sokucu et al. (2010) ( $21,2 \pm 5,1$ MPa) und Vicente et al. (2010) ( $21,83 \pm 7,57$ MPa). Unser errechneter Mittelwert von mit  $26 \pm 5$ MPa liegt im Vergleich dazu etwas höher.

Bei den nachfolgenden Studien wurde unter den chemisch härtenden Adhäsiven explizit der Kleber Concise™ untersucht. Die Messungen der Scherhaftfestigkeit lagen allesamt unterhalb den hier gemessenen Kräfte von 22 bis 46MPa (Mittelwert  $36 \pm 7$ MPa). Wendl et al. (2011) erzielten eine Verbundkraft von  $12,33 \pm 1,59$ MPa. Aus ihrer Publikation ist jedoch ersichtlich, dass die Zähne mehrere Wochen vor der Prüfung in 10%-igem Formaldehyd gelagert wurden. Jaffer et al. (2009) beschrieben in ihrer Studie bereits eine Beeinträchtigung der Verbundkraft bei einer Lagerung der Zähne in Formaldehyd. Aufgrund dieser Tatsache rieten sie von dieser Art der Aufbewahrung ab. Zudem wird bei Wendl et al. (2011) die Abscherprüfung nach nur 1 Stunde nach dem Kleben durchgeführt. Zahlreiche Studien (Bishara et al., 1999; Bishara et al., 2002a; Evans et al., 2002; Liu et al., 2004; Wendl und Droschl, 2004; Yamamoto et al., 2006) zeigen signifikant niedrigere Kräfte der Proben, die unmittelbar nach dem Kleben abgeschert wurden, und empfehlen eine Prüfung der Proben nach 24h. Etwas höhere Concise™-

Werte von  $20,58 \pm 5,27$ MPa erreichten Vicente et al. (2010). Die Beeinträchtigung der Scherhaftfestigkeit kann durch die Wechselbelastung der Temperatur (5 und 55°C) in 500 Zyklen erklärt werden. Daratsianos (2008) untersuchte die gleiche Materialkombination von Concise™ und Discovery®-Brackets und erzielte hohe Abscherkräfte von mittelwertig 52,8MPa. Dieser deutlich stärkerer Verbund kann auf der Tatsache beruhen, dass in der Studie Brackets auf Edelstahlplatten anstelle von Zähnen geklebt wurden und dadurch ein anderer Verbund entstanden ist.

In unserem Versuch ist die Werkstoffprüfmaschine nach DIN-13990-1 und DIN-13990-2 (DIN, Deutsches Institut für Normung e.V., 2009) mit einer konstanten Beanspruchungsgeschwindigkeit von 1mm/min bis zum Versagen des Verbundes gefahren. Diese Geschwindigkeit wurde in vielen anderen wissenschaftlichen Versuchen verwendet (Belli et al., 2010; Erickson et al., 2008; Lee et al., 2010; Nguyen et al., 2011; Vicente et al., 2010). Der Einfluss dieser Geschwindigkeit auf die Verbundkraft ist in der Literatur umstritten (Lee et al., 2010). Laut Bishara et al. (2005) kann die Verbundkraft durch eine Änderung in der Beanspruchungsgeschwindigkeit signifikant beeinflusst werden. Durch eine Reduzierung der Geschwindigkeit von 5,0 auf 0,5mm/min stieg der Mittelwert der Scherhaftfestigkeit von 7,0 auf 12,2MPa um ca. 57% an. Zudem war die mittlere Standardabweichung in den Versuchen mit 5,0mm/min bei 66% und in den mit 0,5mm/min bei 33%. Die Autoren stellten somit fest, dass durch die Reduzierung der Geschwindigkeit die Scherhaftfestigkeit ansteigt und die Standardabweichung abfällt.

Lindemuth und Hagge (2000) begründen dieses Phänomen dadurch, dass bei niedrigeren Beanspruchungsgeschwindigkeiten das Material eine längere Erholungszeit zwischen den Belastungen hat und die erzeugte Spannung dadurch kompensiert wird. Sie führten ähnliche Versuche mit Beanspruchungsgeschwindigkeiten von 0,1, 0,5, 1,0, 5,0, und 10,0mm/min durch. Obwohl sie keine signifikanten Unterschiede in der Scherhaftfestigkeit feststellen konnten, ist eine Tendenz zur Reduzierung der Verbundkraft mit steigender Geschwindigkeit ersichtlich. Yamaguchi et al. (2006) bestätigten, dass keine signifikanten Unterschiede in der Scherhaftfestigkeit bei den gleichen Geschwindigkeiten von 0,5, 1,0, 5,0 und 10,0mm/min bestehen.

In der Arbeit von Hara et al. (2001) wurden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede der Scherhaftfestigkeit zwischen Geschwindigkeiten von 0,50 und 0,75mm/min und von 1,0 und 5,0mm/min beobachtet, jedoch waren die Kräfte bei den zwei schnelleren Versuchen statistisch signifikant erhöht. Diese Werte sind jedoch keine exakte Wiedergabe der klinischen Situation beim Patienten. Untersuchungen diesbezüglich von Buschang et al. (2000) ergaben eine Kaugeschwindigkeit zwischen 81,6 und 99,7mm/s.

### **5.1.2 Diskussion der Dauerbelastung**

In der Literatur erfolgte die Beurteilung zweier Adhäsive üblicherweise über den Vergleich der Scherhaftfestigkeit. Optimaler wäre die Messung der Verbundkraft durch die Untersuchung der Dauerbelastung, da hierbei die zyklischen Belastungen der Kaukraft imitiert werden (Erickson et al., 2006; Lee et al., 2010).

Im Rahmen dieser Arbeit wurden Dauerbelastungen von 100, 1000 und 3000 Zyklen bei einer Frequenz von 1Hz gefahren. Viele Studien arbeiteten ebenfalls mit diesem Frequenzwert bei ihren Testreihen (Algera et al., 2008a; Padipatvuthikul und Mair, 2008). Gestartet wurde mit einer Initialkraft von 60% der mittleren Scherhaftfestigkeit wie auch in anderen Studien beschrieben (Aghadazeh Mohandesi et al., 2007; Soderquist et al., 2006). Dies war ein gutes Maß bei Concise™ für die spätere Bestimmung der mittleren Dauerbelastungsgrenze. Im Gegensatz dazu kam es bei Transbond™ XT zu gehäuften Probenbrüchen, weshalb die Initiale Belastungskraft auf 30% reduziert werden musste. Aus den Erkenntnissen unserer Arbeit ist ersichtlich dass die Initialkraft von 60% nicht als Richtlinie für alle Adhäsive verwendet werden kann und individuell bei unterschiedlichen Zyklenanzahlen bestimmt werden muss. Dies könnte ein Grund dafür sein, dass manche Autoren direkt mit einer Initialkraft von 50% der Scherhaftfestigkeit starteten (Algera et al., 2008a; Erickson et al., 2008; Lee et al., 2010)

Innerhalb der Belastungsphase durchlaufen die Prüfkörper die Zyklen nach der „Staircase“-Methode (Dixon und Mood, 1948; Draughn, 1979). Dabei erhöht oder erniedrigt sich die Belastungskraft um jeweils 5% in Abhängigkeit vom vorherigen Prüfergebnis (Algera et al., 2008a). Andere Studien, die ebenfalls nach der „Staircase“-

Methode geprüft haben, machen keine Angaben über die Erhöhungs- oder Reduzierungswerte (Belli et al., 2010; Padipatvuthikul und Mair, 2008). Mit dieser Art der Dauerbelastung lässt sich neben der allgemeinen Überlebensrate auch die mittlere Dauerbelastungsgrenze der Adhäsive feststellen. Diese Kraft ist materialabhängig und daher sollten Dauerbelastungen nicht durch konstante, eigenhändig festgelegte Belastungskräfte bestimmt werden, wie es bei Toledano et al. (2006) der Fall ist.

Aufgrund der „Staircase“-Methode und den jeweiligen Korrekturen wäre eine Gleichverteilung der Überlebensrate beider Adhäsive anzunehmen. Die zyklische Dauerbelastung von Transbond™ XT wies eine Überlebensrate von 60% (100), 30% (1000) und 45% (3000) und bei Concise™ eine Rate von 55% (100), 55% (1000) und 50% (3000) auf. Fraglich erscheint in diesem Zusammenhang der Ausreißer von 30% der überlebten Prüfkörper von Transbond™ XT. Wahrscheinlich kann hierfür eine zufällige schlechtere Klebetechnik verantwortlich gemacht werden. Bei einer Vernachlässigung der 30% wäre ein Wert zwischen den Ergebnissen von 100 und 3000 Zyklen zu erwarten. In diesem Falle würde die Überlebensrate beider Adhäsive eine nahezu gleiche Verteilung mit fallender Tendenz bei steigender Belastung zeigen.

Unter der Betrachtung der Belastungskräfte zeigte sich bei Concise™ erneut ein Kraftabfall bei steigender Zyklenanzahl. Zu vermuten wäre ein ähnliches Muster bei Transbond™ XT unter Vernachlässigung der Testreihe von 1000 Zyklen. Unter solchen Voraussetzungen würden sich die Adhäsive nur anhand der Belastungskraft unterscheiden. Für Transbond™ XT liegt dieser Kraftbereich bei 3 - 10MPa (40 und 115N) und für Concise™ bei 18 - 24MPa (223 und 295N). Ähnliche Beeinflussungen untereinander fanden auch Erickson et al. (2008) in ihrer Studie. Sie stellten fest, dass die Überlebensrate der Proben mit Anstieg der Belastungskraft abfällt.

Bei der Errechnung der mittleren Dauerbelastungsgrenze lagen für Transbond™ XT Werte im Bereich von 4 und 8MPa (53 und 94N) und für Concise™ im Bereich von 20 und 24MPa (245 bis 293N). Ähnliche Grenzbereiche (9,9 – 15,6MPa) für lichthärtende Adhäsive fanden sich auch bei Erickson et al. (2008). In der Studie von Padipatvuthikul und Mair (2008) wurden Adhäsive unterschiedlicher Aushärtungskombinationen getestet

und die mittlere Dauerbelastungsgrenze erstreckt sich über einen Bereich von 12,2 bis 16,1MPa. Somit befinden sich die Werte der Vorliegenden Arbeit in ähnlichen Messbereichen anderer Studien.

Die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) überprüft die Mittelwerte der Verbundkraft der Proben auf ihre Signifikanz. Nach der Anwendung dieses Testverfahrens auf die ermittelten Ergebnisse konnten signifikante Unterschiede zwischen den vier Gruppen festgestellt werden. Sie besagt, dass die Verbundkraft der Proben durch die Dauerbelastung reduziert wird. Algera et al. (2008a) arbeiteten in ihrer Studie mit einem ähnlichen Versuchsaufbau. Sie wendeten auf ihre Daten ebenfalls eine einfaktorielle ANOVA an und wiesen signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten der unbelasteten und belasteten Proben nach. Zu solch einem Ergebnis gelangten auch Soderquist et al. (2006) bei der Untersuchung ihrer Proben.

Lee et al. (2010) haben in ihrer Statistik ebenfalls eine einfaktorielle ANOVA der Mittelwerte angewandt. Sie fanden jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den unbelasteten und belasteten Proben. Ein Grund dafür könnte die Verwendung eines anderen Substrats sein. Anstelle von Zähnen bestehen die Prüfkörper aus Hydroxylapatit-Scheiben. Eine andere Studie (Daratsianos, 2008) die Edelstahlplatten als Substrat verwendet hat, stellte ebenso keine signifikanten Unterschiede zwischen den unbelasteten und belasteten Gruppen fest. Diese beiden Substrate verfügen nicht über den typischen anatomischen Aufbau und gehen möglicherweise aufgrund dessen einen anderen Verbund mit dem Adhäsiv ein.

Ähnliche Ergebnisse von anderen Autoren untermauern somit die These, dass ein Adhäsiv durch die zyklische Belastung in seiner Verbundkraft geschwächt wird. Ein möglicher Grund dafür kann eine Rissbildung und Fortschreitung während der Dauerbelastung sein. Da die Dauerbelastung unterhalb der Maximalkraft läuft, erfolgte in dieser Zeit kein Bruch. Aufgrund dieser Schwächung im Verbund kommt es bei den anschließenden Abscherversuchen zu Brüchen bei niedrigen Scherkräften.

### 5.1.3 Diskussion der Oberflächenbeurteilung

Die auftretenden Frakturarten können nach der Lokalisation klassifiziert werden. Dabei sind sowohl Frakturen an den jeweiligen Grenzflächen (zwischen Adhäsiv und Bracket bzw. Zahnschmelz) als auch kohäsive Brüche im Adhäsiv oder Zahnschmelz selbst zu beobachten (Powers et al., 1997). Die stärkste Haftung ist gegeben, wenn ein kohäsiver Bruch im Adhäsiv erfolgt und der Kleber nach Fraktur in nahezu gleichen Anteilen auf dem Bracket und dem Zahn verbleibt (Matasa, 1989). Somit schützt diese Frakturart den Zahn vor Schmelzrissen (Ireland und Sherriff, 1994). Des Weiteren sind auch Frakturen zwischen Bracket und Adhäsiv, bei dem der gesamte Kleber auf der Zahnoberfläche verbleibt, eine günstige und schonende Bruchart für die Zahnoberfläche (Soderquist et al., 2006). Um einen solchen Bruch zu erzeugen, muss der Verbund zwischen Zahn und Adhäsiv stärker als zwischen Adhäsiv und Bracket sein (Odegaard und Segner, 1988). Die Zahnoberfläche wird anschließend von den Überschüssen mit Hilfe von rotierenden Instrumenten befreit und zur Remineralisierung fluoridiert.

Bei den mit Transbond™ XT geklebten Proben, die lediglich abgeschert wurden, befand sich das Adhäsiv annähernd zu gleichen Teilen auf der Zahnoberfläche oder auf dem Bracket. Alle anderen Proben, die während der Belastung gebrochen sind oder nach der Dauerbelastung abgeschert wurden, zeigten eine überwiegende Bruchverteilung des Klebers auf der Zahnoberfläche. Beide Bruchmuster entsprechen der geforderten Frakturart, wie sie in der Literatur gewünscht wird. Somit ist Transbond™ XT für den klinischen Einsatz von festsitzenden Apparaturen in der Kieferorthopädie geeignet.

Unter dem Lichtmikroskop zeigte sich bei den mit Concise™ geklebten Proben ein Bruchmuster mit einer Grenzfläche zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv. Des Weiteren zeigten sich vermehrte kohäsive Brüche im Zahnschmelz bei den Proben ohne Belastung und nach Dauerbelastung. Diese Schmelzausrisse können schon mit bloßem Augen erkannt werden und bedürfen einer zahnärztlichen Folgetherapie. Somit lassen sich durch Concise™ überaus starke Adhäsivverbunde erzielen, die eine hohe Kaukraft aufnehmen können. Jedoch ist die Vermeidung von Schmelzdefekten, die mit der Entfernung der Brackets entstehen, nicht gänzlich geklärt.



## 5.2 Klinische Schlussfolgerungen

Vor der klinischen Anwendung sollten Therapiemaßnahmen und Materialien einer wissenschaftlichen Untersuchung unterzogen werden. Dabei ist neben dem Studiendesign und der Probenanzahl auch die Einbettung in die aktuelle Literatur von Interesse.

Mit Blick auf den klinischen Einsatz wird es bei Adhäsiven unter zyklischer Dauerbelastung immer zu einer materialbedingten Ermüdung im Verbund kommen und in einigen Fällen auch zu einem vorzeitigem Bracketverlust. Im direkten Vergleich untereinander weist Concise™ eine größere Verbundstärke und Belastungskraft auf und ermöglicht somit eine Behandlung bei höher auftretenden Kaukräften. Im klinischen Alltag erfolgt die Bracketentfernung mittels einer speziell dafür geeigneten Zange die zu einer Verformung der Bracketflügel führt und das Bracket dadurch schonend von der Zahnoberfläche entfernt. Hierbei kann es meist nur zu oberflächlichen Mikrorissen der Zahnhartsubstanz kommen. Während der in-vitro Studie wurde das Bracket durch einen veränderten Ansatzpunkt des Zugscherbügels und Stempels anders entfernt als es tatsächlich in-vivo durchgeführt wird. Daher können die erfassten Schmelzdefekte dieser Studie nicht im direkten Vergleich zu der klinischen Situation gestellt werden. Dennoch sollte das Augenmerk bei der Vermeidung von Schmelzrisen nach Therapieende bei Concise™ auf der schonenden Entfernung der Brackets liegen.

Transbond™ XT eignet sich im Gegensatz dazu bei kleiner auftretenden Kaukräften. Die verminderte Verbundstärke kann eine erneute Fixierung der Bracketbasis während der Therapie zur Folge haben, jedoch ist in diesem Zusammenhang mit keinerlei Zahnschäden zu rechnen.

Aufgrund dieser unterschiedlichen Eigenschaften obliegt es dem Behandler die richtige Wahl des Adhäsivs für die bevorstehende Behandlung zu treffen.

## 6. Zusammenfassung

Ein häufig auftretendes Problem während der kieferorthopädischen Behandlung stellen vorzeitige Bracketverluste dar. Dies führt zu einer längeren Therapie, höheren Kosten und einer größeren Belastung für den Patienten. Einen entscheidenden Einfluss auf den Adhäsivverbund haben dabei die zyklische Dauerbelastung und die Belastungskraft. In der vorliegenden Studie sollte dies experimentell überprüft werden.

Der Versuchsaufbau entsprach einer DIN-Vorschrift (2009). Für die Erstellung der Prüfkörper wurden laserstrukturierte Discovery<sup>®</sup>-Brackets mit lichthärtendem Transbond<sup>™</sup> XT bzw. chemisch härtendem Concise<sup>™</sup> auf insgesamt 150 Rinderzähne geklebt. Nach einer Lagerung von  $24 \pm 2$  h wurde die Scherhaftfestigkeit der beiden Kontrollgruppen (je 15 Proben) in einer Materialprüfmaschine ermittelt. Die Aufteilung der restlichen Prüfkörper erfolgte für jedes Adhäsiv in drei Gruppen zu jeweils 20 Proben. Anhand der „Staircase“-Methode durchliefen die Prüfkörper eine Dauerbelastung von 100, 1000 und 3000 Zyklen bei einer Frequenz von 1 Hz in einer Verschleißprüfmaschine. Anschließend konnten die überlebten Proben auf ihre Scherhaftfestigkeit geprüft werden.

Im Vergleich der Adhäsive ergab sich eine größere Scherhaftfestigkeit und somit ein stärkerer Verbund bei den mit Concise<sup>™</sup> geklebten Proben. Zudem konnte während der Dauerbelastung sowohl eine vermehrte Überlebensanzahl als auch eine höhere mittlere Dauerbelastungsgrenze registriert werden. Das Adhäsiv zeigte dabei einen abfallenden Trend in der Belastungskraft bei steigender Zyklenanzahl und ist dadurch bei hohen Kaukräften einsetzbar. Transbond<sup>™</sup> XT offenbarte keinen eindeutigen Trend und ist bei niedrigeren Kaukräften einzusetzen. Die einfaktorielle Varianzanalyse zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den Mittelwerten der unbelasteten und dauerbelasteten Proben beider Adhäsive. Dies bestätigt die These, dass die Verbundkraft durch eine Dauerbelastung reduziert wird. Eine Analyse der Frakturart ergab für Transbond<sup>™</sup> XT den gewünschten Bruch zwischen Bracket und Adhäsiv. Dagegen verlief der Bruch bei Concise<sup>™</sup> zwischen Adhäsiv und Zahn und führte häufig zu Schmelzdefekten.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Dauerbelastung zu einer Reduktion der Verbundkraft führt, die Frakturart beeinflusst und zudem materialabhängig ist. Die „Staircase“-Methode erwies sich als eine einfache, reproduzierbare Methode um Dauerbelastungsstudien zu standardisieren.

## 7. Anhang

### 7.1 Ergebnisse der Abscher- und Dauerbelastungsversuche

Probe	Adhäsiv	Absch.(N)	Zyklen100	Kraft(N)	Zyklen1000	Kraft(N)	Zyklen3000	Kraft(N)	Absch.(N)
1	T	343	/	/	/	/	/	/	/
2	T	213	/	/	/	/	/	/	/
3	T	318	/	/	/	/	/	/	/
4	T	313	/	/	/	/	/	/	/
5	T	336	/	/	/	/	/	/	/
6	T	23	/	/	/	/	/	/	/
7	T	392	/	/	/	/	/	/	/
8	T	282	/	/	/	/	/	/	/
9	T	401	/	/	/	/	/	/	/
10	T	337	/	/	/	/	/	/	/
11	T	276	/	/	/	/	/	/	/
12	T	368	/	/	/	/	/	/	/
13	T	70	/	/	/	/	/	/	/
14	T	196	/	/	/	/	/	/	/
15	T	366	/	/	/	/	/	/	/
16	C	297	/	/	/	/	/	/	/
17	C	461	/	/	/	/	/	/	/
18	C	538	/	/	/	/	/	/	/
19	C	411	/	/	/	/	/	/	/
20	C	476	/	/	/	/	/	/	/
21	C	142	/	/	/	/	/	/	/
22	C	419	/	/	/	/	/	/	/
23	C	467	/	/	/	/	/	/	/
24	C	552	/	/	/	/	/	/	/
25	C	393	/	/	/	/	/	/	/
26	C	502	/	/	/	/	/	/	/
27	C	429	/	/	/	/	/	/	/
28	C	266	/	/	/	/	/	/	/
29	C	428	/	/	/	/	/	/	/
30	C	399	/	/	/	/	/	/	/
31	T	/	0	186	/	/	/	/	/
32	T	/	0	177	/	/	/	/	/
33	T	/	0	168	/	/	/	/	/
34	T	/	0	100	/	/	/	/	/
35	T	/	100	40	/	/	/	/	104
36	T	/	44	100	/	/	/	/	/
37	T	/	100	80	/	/	/	/	109

Tabelle 4: Die Tabelle beinhaltet die gesamten Prüfergebnisse in Newton (N). Sowohl Werte von der Abscherung ohne und nach Dauerbelastung als auch die gefahrenen Zyklen und Dauerbelastungskräfte sind hier aufgelistet. T=Transbond™ XT, C=Concise™.

Probe	Adhäsiv	Absch.(N)	Zyklen100	Kraft(N)	Zyklen1000	Kraft(N)	Zyklen3000	Kraft(N)	Absch.(N)
38	T	/	99	85	/	/	/	/	/
39	T	/	100	80	/	/	/	/	97
40	T	/	100	85	/	/	/	/	137
41	T	/	100	90	/	/	/	/	87
42	T	/	100	95	/	/	/	/	84
43	T	/	0	100	/	/	/	/	/
44	T	/	100	95	/	/	/	/	151
45	T	/	100	100	/	/	/	/	80
46	T	/	100	105	/	/	/	/	134
47	T	/	100	110	/	/	/	/	/
48	T	/	0	115	/	/	/	/	/
49	T	/	100	110	/	/	/	/	84
50	T	/	100	115	/	/	/	/	111
51	T	/	/	/	0	100	/	/	/
52	T	/	/	/	1000	80	/	/	93
53	T	/	/	/	0	85	/	/	/
54	T	/	/	/	0	80	/	/	/
55	T	/	/	/	0	75	/	/	/
56	T	/	/	/	0	70	/	/	/
57	T	/	/	/	1000	65	/	/	48
58	T	/	/	/	0	70	/	/	/
59	T	/	/	/	0	65	/	/	/
60	T	/	/	/	0	60	/	/	/
61	T	/	/	/	55	55	/	/	/
62	T	/	/	/	1000	50	/	/	92
63	T	/	/	/	74	55	/	/	/
64	T	/	/	/	1000	50	/	/	62
65	T	/	/	/	58	55	/	/	/
66	T	/	/	/	0	50	/	/	/
67	T	/	/	/	1000	45	/	/	101
68	T	/	/	/	888	50	/	/	/
69	T	/	/	/	86	45	/	/	/
70	T	/	/	/	1000	40	/	/	45
71	T	/	/	/	/	/	3000	100	70
72	T	/	/	/	/	/	68	105	/
73	T	/	/	/	/	/	267	100	/
74	T	/	/	/	/	/	3000	95	66
75	T	/	/	/	/	/	3000	100	148
76	T	/	/	/	/	/	1770	105	/
77	T	/	/	/	/	/	662	100	/
78	T	/	/	/	/	/	760	95	/
79	T	/	/	/	/	/	0	90	/
80	T	/	/	/	/	/	1102	85	/
81	T	/	/	/	/	/	954	80	/
82	T	/	/	/	/	/	3000	75	86
83	T	/	/	/	/	/	3000	80	63

Tabelle 4: Fortsetzung.

Probe	Adhäsiv	Absch.(N)	Zyklen100	Kraft(N)	Zyklen1000	Kraft(N)	Zyklen3000	Kraft(N)	Absch.(N)
84	T	/	/	/	/	/	3000	85	113
85	T	/	/	/	/	/	3000	90	68
86	T	/	/	/	/	/	3000	95	99
87	T	/	/	/	/	/	116	100	/
88	T	/	/	/	/	/	215	95	/
89	T	/	/	/	/	/	43	90	/
90	T	/	/	/	/	/	3000	85	71
91	C	/	100	247	/	/	/	/	190
92	C	/	100	259	/	/	/	/	134
93	C	/	100	271	/	/	/	/	207
94	C	/	100	283	/	/	/	/	120
95	C	/	0	295	/	/	/	/	/
96	C	/	100	283	/	/	/	/	111
97	C	/	0	295	/	/	/	/	/
98	C	/	100	283	/	/	/	/	130
99	C	/	100	295	/	/	/	/	157
100	C	/	0	307	/	/	/	/	/
101	C	/	100	295	/	/	/	/	149
102	C	/	2	307	/	/	/	/	/
103	C	/	100	295	/	/	/	/	170
104	C	/	0	307	/	/	/	/	/
105	C	/	100	295	/	/	/	/	147
106	C	/	1	307	/	/	/	/	/
107	C	/	37	295	/	/	/	/	/
108	C	/	100	283	/	/	/	/	135
109	C	/	0	295	/	/	/	/	/
110	C	/	52	283	/	/	/	/	/
111	C	/	/	/	0	247	/	/	/
112	C	/	/	/	1000	235	/	/	220
113	C	/	/	/	1000	247	/	/	254
114	C	/	/	/	657	259	/	/	/
115	C	/	/	/	1000	247	/	/	250
116	C	/	/	/	1000	259	/	/	276
117	C	/	/	/	1000	271	/	/	170
118	C	/	/	/	0	283	/	/	/
119	C	/	/	/	1000	271	/	/	241
120	C	/	/	/	0	283	/	/	/
121	C	/	/	/	1000	271	/	/	347
122	C	/	/	/	0	283	/	/	/
123	C	/	/	/	0	271	/	/	/
124	C	/	/	/	1000	259	/	/	237
125	C	/	/	/	1000	271	/	/	271
126	C	/	/	/	1000	283	/	/	346
127	C	/	/	/	0	295	/	/	/
128	C	/	/	/	0	283	/	/	/
129	C	/	/	/	5	271	/	/	/

Tabelle 4: Fortsetzung.

Probe	Adhäsiv	Absch.(N)	Zyklen100	Kraft(N)	Zyklen1000	Kraft(N)	Zyklen3000	Kraft(N)	Absch.(N)
130	C	/	/	/	1000	259	/	/	189
131	C	/	/	/	/	/	0	247	/
132	C	/	/	/	/	/	46	235	/
133	C	/	/	/	/	/	3000	223	389
134	C	/	/	/	/	/	3000	235	112
135	C	/	/	/	/	/	3000	247	172
136	C	/	/	/	/	/	3000	259	185
137	C	/	/	/	/	/	0	271	/
138	C	/	/	/	/	/	9	259	/
139	C	/	/	/	/	/	0	247	/
140	C	/	/	/	/	/	0	235	/
141	C	/	/	/	/	/	3000	223	188
142	C	/	/	/	/	/	3000	235	189
143	C	/	/	/	/	/	3000	247	170
144	C	/	/	/	/	/	58	259	/
145	C	/	/	/	/	/	3000	247	192
146	C	/	/	/	/	/	0	259	/
147	C	/	/	/	/	/	0	247	/
148	C	/	/	/	/	/	3000	235	228
149	C	/	/	/	/	/	0	247	/
150	C	/	/	/	/	/	3000	235	215

Tabelle 4: Fortsetzung.

## 7.2 Ergebnisse der Oberflächenbeurteilung

Probe	Adhäsiv	A auf Zahnob. %	Im Adhäsiv %	A auf Bracket %	Schmelzdef. %
1	T - Abscherung	14	0	86	0
2	T - Abscherung	75	4	21	0
3	T - Abscherung	2	0	98	0
4	T - Abscherung	2	0	98	0
5	T - Abscherung	88	0	12	0
6	T - Abscherung	1	0	99	0
7	T - Abscherung	54	7	39	0
8	T - Abscherung	64	2	34	0
9	T - Abscherung	96	0	4	0
10	T - Abscherung	80	2	18	0
11	T - Abscherung	94	0	6	0
12	T - Abscherung	77	0	23	0
13	T - Abscherung	0	0	100	0
14	T - Abscherung	100	0	0	0
15	T - Abscherung	71	4	25	0
1	T- Zyklen 100	94	0	6	0
2	T- Zyklen 100	99	1	0	0
3	T- Zyklen 100	100	0	0	0
4	T- Zyklen 100	100	0	0	0
5	T- Zyklen 100	95	0	5	0
6	T- Zyklen 100	100	0	0	0
7	T- Zyklen 100	100	0	0	0
8	T- Zyklen 100	100	0	0	0
9	T- Zyklen 100	95	0	5	0
10	T- Zyklen 100	100	0	0	0
11	T- Zyklen 100	100	0	0	0
12	T- Zyklen 100	99	0	1	0
13	T- Zyklen 100	100	0	0	0
14	T- Zyklen 100	96	0	4	0
15	T- Zyklen 100	7	0	3	0
16	T- Zyklen 100	80	4	16	0
17	T- Zyklen 100	100	0	0	0
18	T- Zyklen 100	58	7	34	0
19	T- Zyklen 100	98	0	2	0
20	T- Zyklen 100	81	13	6	0

Tabelle 5: Die Tabelle beinhaltet alle Ergebnisse der Oberflächenbeurteilung der Bracketbasen und Zahnoberflächen. Die Werte sind in Prozent (%) angegeben und in vier Kategorien der Adhäsivverteilung eingeteilt: Adhäsivreste auf der Zahnoberfläche, Bruch im Adhäsiv, Adhäsivreste auf der Bracketbasis, Schmelzschäden. T=Transbond™ XT, C=Concise™.

Probe	Adhäsiv	A auf Zahnob. %	Im Adhäsiv %	A auf Bracket %	Schmelzdef. %
1	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
2	T- Zyklen 1000	94	2	4	0
3	T- Zyklen 1000	0	0	100	0
4	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
5	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
6	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
7	T- Zyklen 1000	92	8	0	0
8	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
9	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
10	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
11	T- Zyklen 1000	91	9	0	0
12	T- Zyklen 1000	96	2	2	0
13	T- Zyklen 1000	100	0	0	0
14	T- Zyklen 1000	93	7	0	0
15	T- Zyklen 1000	96	0	4	0
16	T- Zyklen 1000	93	3	4	0
17	T- Zyklen 1000	85	15	0	0
18	T- Zyklen 1000	95	5	0	0
19	T- Zyklen 1000	98	0	2	0
20	T- Zyklen 1000	99	0	1	0
1	T- Zyklen 3000	89	1	10	0
2	T- Zyklen 3000	96	1	3	0
3	T- Zyklen 3000	97	0	3	0
4	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
5	T- Zyklen 3000	77	7	15	0
6	T- Zyklen 3000	83	3	14	0
7	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
8	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
9	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
10	T- Zyklen 3000	91	6	3	0
11	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
12	T- Zyklen 3000	94	6	0	0
13	T- Zyklen 3000	99	0	1	0
14	T- Zyklen 3000	100	0	0	0
15	T- Zyklen 3000	98	1	2	0
16	T- Zyklen 3000	92	3	5	0
17	T- Zyklen 3000	88	0	12	0
18	T- Zyklen 3000	92	0	8	0
19	T- Zyklen 3000	96	4	0	0
20	T- Zyklen 3000	75	3	22	0
1	C- Abscherung	8	9	83	0
2	C- Abscherung	4	0	1	95

Tabelle 5: Fortsetzung.



Probe	Adhäsiv	A auf Zahnob. %	Im Adhäsiv %	A auf Bracket %	Schmelzdef. %
3	C- Abscherung	56	8	36	0
4	C- Abscherung	59	3	37	0
5	C- Abscherung	1	0	0	99
6	C- Abscherung	2	0	98	0
7	C- Abscherung	1	0	99	0
8	C- Abscherung	3	0	35	61
9	C- Abscherung	4	8	88	0
10	C- Abscherung	5	0	0	95
11	C- Abscherung	8	15	77	0
12	C- Abscherung	2	4	94	0
13	C- Abscherung	4	0	96	0
14	C- Abscherung	1	0	4	95
15	C- Abscherung	1	0	3	97
1	C- Zyklen 100	63	7	30	0
2	C- Zyklen 100	72	7	21	0
3	C- Zyklen 100	0	0	8	92
4	C- Zyklen 100	50	11	39	0
5	C- Zyklen 100	11	2	87	0
6	C- Zyklen 100	2	2	96	0
7	C- Zyklen 100	66	13	21	0
8	C- Zyklen 100	39	3	58	0
9	C- Zyklen 100	42	4	54	0
10	C- Zyklen 100	32	16	52	0
11	C- Zyklen 100	77	6	18	0
12	C- Zyklen 100	6	0	94	0
13	C- Zyklen 100	2	0	10	88
14	C- Zyklen 100	12	3	85	0
15	C- Zyklen 100	66	5	29	0
16	C- Zyklen 100	64	7	29	0
17	C- Zyklen 100	18	3	80	0
18	C- Zyklen 100	67	16	17	0
19	C- Zyklen 100	62	6	32	0
20	C- Zyklen 100	9	0	91	0
1	C- Zyklen 1000	1	0	99	0
2	C- Zyklen 1000	23	4	73	0
3	C- Zyklen 1000	30	9	61	0
4	C- Zyklen 1000	23	3	74	0
5	C- Zyklen 1000	14	3	83	0
6	C- Zyklen 1000	4	6	90	0
7	C- Zyklen 1000	0	0	42	58
8	C- Zyklen 1000	1	0	99	0
9	C- Zyklen 1000	4	1	96	0

Tabelle 5: Fortsetzung.

Probe	Adhäsiv	A auf Zahnob. %	Im Adhäsiv %	A auf Bracket %	Schmelzdef. %
10	C- Zyklen 1000	21	5	73	0
11	C- Zyklen 1000	12	1	55	32
12	C- Zyklen 1000	2	0	98	0
13	C- Zyklen 1000	4	2	95	0
14	C- Zyklen 1000	2	0	98	0
15	C- Zyklen 1000	42	1	57	0
16	C- Zyklen 1000	16	3	81	0
17	C- Zyklen 1000	23	7	70	0
18	C- Zyklen 1000	65	7	28	0
19	C- Zyklen 1000	1	2	97	0
20	C- Zyklen 1000	85	5	10	0
1	C- Zyklen 3000	56	7	37	0
2	C- Zyklen 3000	4	6	90	0
3	C- Zyklen 3000	15	0	33	51
4	C- Zyklen 3000	15	5	79	0
5	C- Zyklen 3000	23	19	58	0
6	C- Zyklen 3000	9	14	77	0
7	C- Zyklen 3000	9	3	89	0
8	C- Zyklen 3000	25	8	67	0
9	C- Zyklen 3000	2	0	98	0
10	C- Zyklen 3000	1	0	99	0
11	C- Zyklen 3000	16	11	73	0
12	C- Zyklen 3000	5	8	87	0
13	C- Zyklen 3000	30	3	67	0
14	C- Zyklen 3000	11	3	87	0
15	C- Zyklen 3000	31	5	64	0
16	C- Zyklen 3000	31	11	58	0
17	C- Zyklen 3000	12	3	85	0
18	C- Zyklen 3000	1	0	3	96
19	C- Zyklen 3000	3	0	97	0
20	C- Zyklen 3000	4	0	96	0

Tabelle 5: Fortsetzung.

## 8. Literaturverzeichnis

Aghadazeh Mohandesi J, Rafiee MA, Barzegaran V, Shafiei F. Compressive fatigue behavior of dental restorative composites. *Dent Mater J* 2007; 26: 827-837

Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C. Effect of water storage on the shear bond strength of a cyanoacrylate adhesive: clinical implications. *World J Orthod* 2004; 5: 250-253

van Aken CA, Pallav P, Kleverlaan CJ, Kuitert RB, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 269-276

Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of dynamic fatigue loading on the separate components of the bracket-cement-enamel system. *Am J Dent* 2008a; 21: 239-243

Algera TJ, Kleverlaan CJ, Prah-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of different bracket base surfaces on tensile and shear bond strength. *Eur J Orthod* 2008b; 30: 490-494

Asmussen E. NMR-analysis of monomers in restorative resins. *Acta Odontol Scand* 1975; 33: 129-134

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14: 51-56

Attin T, Wegehaupt F, Gries D, Wiegand A. The potential of deciduous and permanent bovine enamel as substitute for deciduous and permanent human enamel: Erosion-abrasion experiments. *J Dent* 2007; 35: 773-777

Baran GR, McCool JI, Paul D, Boberick K, Wunder S. Weibull models of fracture strengths and fatigue behavior of dental resins in flexure and shear. *J Biomed Mater Res* 1998; 43: 226-233

Baran GR, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12: 350-360

Basaran G, Hamamci N, Akkurt A. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances. *Lasers Med Sci* 2011; 26: 149-156

Belli R, Baratieri LN, Braem M, Petschelt A, Lohbauer U. Tensile and bending fatigue of the adhesive interface to dentin. *Dent Mater* 2010; 26: 1157-1165

Bhad WA, Hazarey PV. Scanning electron microscopic study and shear bond strength measurement with 5% and 37% phosphoric acid. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995; 108: 410-414

Bishara SE, Khowassah MA, Oesterle LJ. Effect of humidity and temperature changes on orthodontic direct-bonding adhesive systems. *J Dent Res* 1975; 54: 751-758

Bishara SE, Thunyaudom T, Chan D. The effect of temperature change of composites on the bonding strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 440-441

Bishara SE, Vonwald L, Olsen ME, Laffoon JF. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999; 116: 616-620

Bishara SE, Laffoon JF, Vonwald L, Warren J. Effect of time on the shear bond strength of cyanoacrylate and composite orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002a; 121: 297-300

Bishara SE, Oonsombat C, Ajlouni R, Denehy G. The effect of saliva contamination on shear bond strength of orthodontic brackets when using a self-etch primer. *Angle Orthod* 2002b; 72: 554-557

Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 21-24

Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005; 75: 832-835

Bishara SE, Ostby AW, Laffoon JF, Warren J. Shear bond strength comparison of two adhesive systems following thermocycling. A new self-etch primer and a resin-modified glass ionomer. *Angle Orthod* 2007; 77: 337-341

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 1994a; 22: 97-102

Braem MJ, Davidson CL, Lambrechts P, Vanherle G. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. *J Biomed Mater Res* 1994b; 28: 1397-1402

Buchalla W, Imfeld T, Attin T, Swain MV, Schmidlin PR. Relationship between nano-hardness and mineral content of artificial carious enamel lesions. *Caries Res* 2008; 42: 157-163

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

Buschang PH, Hayasaki H, Throckmorton GS. Quantification of human chewing-cycle kinematics. *Arch Oral Biol* 2000; 45: 461-474

Cacciafesta V, Sfondrini MF, De Angelis M, Scribante A, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional, hydrophilic, and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 123: 633-640

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 703-708

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Gatti S, Klersy C. Effect of water and saliva contamination on the shear bond strength of a new light-cured cyanoacrylate adhesive. *Prog Orthod* 2007; 8: 100-111

Camargo MA, Marques MM, de Cara AA. Morphological analysis of human and bovine dentine by scanning electron microscope investigation. *Arch Oral Biol* 2008; 53: 105-108

de Carvalho Mendonca EC, Vieira SN, Kawaguchi FA, Powers J, Matos AB. Influence of blood contamination on bond strength of a self-etching system. *Eur J Dent* 2010; 4: 280-286

Cerekja E, Cakirer B. Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal brackets before and after thermocycling. *Angle Orthod* 2011; 81: 510-516

Chamda RA, Stein E. Time-related bond strengths of light-cured and chemically cured bonding systems: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 110: 378-382

Chatzistavrou E, Eliades T, Zinelis S, Athanasiou AE, Eliades G. Effect of in vivo aging on the shear bond strength of an orthodontic adhesive. *Aust Orthod J* 2009; 25: 123-127

Ching E, Cook PA, Bubb NL, Wood DJ. The effect of early static loading on the in vitro shear/peel bond strength of a 'no-mix' orthodontic adhesive. *Eur J Orthod* 2000; 22: 555-559

Dall'igna CM, Marchioro EM, Spohr AM, Mota EG. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur J Orthod* 2011; 33: 55-59

Daratsianos N. Inaugural-Dissertation: The influence of cyclic shear fatigue on the bracket-adhesive complex. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. 2008

Daub J, Berzins DW, Linn BJ, Bradley TG. Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling. *Angle Orthod* 2006; 76: 295-300

DIN Deutsches Institut für Normung e.V: DIN 13390-1: Zahnheilkunde – Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente – Teil 1: Verbund der Grenzflächen Adhäsiv-Befestigungselement und Adhäsiv-Schmelz, 2009a

DIN Deutsches Institut für Normung e.V: DIN 13390-1: Zahnheilkunde – Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente – Teil 2: Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz, 2009b

Dixon WJ, Mood AM. A method for obtaining and analyzing sensitivity data. *J Amer Statist Assoc* 1948; 43: 109-126

Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG. Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16: 727-732

Draughn RA. Compressive fatigue limits of composite restorative materials. *J Dent Res* 1979; 58: 1093-1096

Draughn RA. Effects of temperature on mechanical properties of composite dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 1981; 15: 489-495

Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ, Heymann HO, Sigurdsson A. Effects of blood contamination on resin-resin bond strength. *Dent Mater* 2004a; 20: 184-190

Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ, Jr., Heymann HO, Sigurdsson A. Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. *Dent Mater* 2004b; 20: 37-44

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

Erickson RL, De Gee AJ, Feilzer AJ. Fatigue testing of enamel bonds with self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater* 2006; 22: 981-987

Erickson RL, De Gee AJ, Feilzer AJ. Effect of pre-etching enamel on fatigue of self-etch adhesive bonds. *Dent Mater* 2008; 24: 117-123

Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 121: 510-515

Faltermeier A, Behr M, Rosentritt M, Reicheneder C, Mussig D. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur J Orthod* 2007; 29: 559-563

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water — effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42: 465-472



Fonseca RB, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Barbosa GA, Soares CJ. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch Oral Biol* 2004; 49: 919-922

Fonseca RB, Haiter-Neto F, Carlo HL, Soares CJ, Sinhoreti MA, Puppini-Rontani RM, et al. Radiodensity and hardness of enamel and dentin of human and bovine teeth, varying bovine teeth age. *Arch Oral Biol* 2008; 53: 1023-1029

Greenlaw R, Way DC, Galil KA. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 96: 214-220

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967; 12: 1615-1620

Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dent Mater* 2001; 17: 165-169

Haydar B, Sarikaya S, Cehreli ZC. Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *Angle Orthod* 1999; 69: 457-462

Ireland AJ, Sherriff M. Use of an adhesive resin for bonding orthodontic brackets. *Eur J Orthod* 1994; 16: 27-34

Ireland AJ, Sherriff M. The effect of timing of archwire placement on in vivo bond failure. *Br J Orthod* 1997; 24: 243-245

Jacobsen T, Soderholm KJ, Yang M, Watson TF. Effect of composition and complexity of dentin-bonding agents on operator variability-analysis of gap formation using confocal microscopy. *Eur J Oral Sci* 2003; 111: 523-528

Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 83-86

Jancar J. Bond strength of five dental adhesives using a fracture mechanics approach. *J Mech Behav Biomed Mater* 2011; 4: 245-254

Jiang Q, Pan H, Liang B, Fu B, Hannig M. Effect of saliva contamination and decontamination on bovine enamel bond strength of four self-etching adhesives. *Oper Dent* 2010; 35: 194-202

Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997; 112: 244-251

Katona TR, Long RW. Effect of loading mode on bond strength of orthodontic brackets bonded with 2 systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 60-64

Keizer S, Ten Cate JM, Arends J. Direct bonding of orthodontic brackets. *Am J Orthod* 1976; 69: 318-327

Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod* 2000a; 27: 249-254

Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod* 2000b; 27: 39-46

Knox J, Kralj B, Hubsch PF, Middleton J, Jones ML. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001; 119: 43-53

Krifka S, Borzsonyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel--human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater* 2008; 24: 888-894

Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters FJ, Verdonschot N, Creugers NH. A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. *J Dent* 2006; 34: 19-25

Laurance-Young P, Bozec L, Gracia L, Rees G, Lippert F, Lynch RJ, et al. A review of the structure of human and bovine dental hard tissues and their physicochemical behaviour in relation to erosive challenge and remineralisation. *J Dent* 2011; 39: 266-272

Lee JM, Georgiou G, Jones SP. Initial and fatigue bond strengths of chromatic and light-cured adhesives. *Aust Orthod J* 2010; 26: 119-126

Leicester HM. The biochemistry of teeth. *Annu Rev Biochem* 1946; 15: 361-374

Li J. Effect of flexural strength of orthodontic resin cement on bond strength of metal brackets to enamel surfaces. *Eur J Orthod* 2011; 33: 167-173

Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon de-bonding for different orthodontic bracket bases. *J Biomech* 2011; 44: 134-142

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

Liu JK, Chuang SF, Chang CY, Pan YJ. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod* 2004; 26: 531-534

Lohbauer U, von der Horst T, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dent Mater* 2003; 19: 435-440

Lohbauer U, Rahiotis C, Kramer N, Petschelt A, Eliades G. The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater* 2005; 21: 608-615

Lopes MB, Sinhoreti MA, Correr Sobrinho L, Consani S. Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests. *Pesqui Odontol Bras* 2003; 17: 171-175

Lopez JI. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *Am J Orthod* 1980; 77: 669-678

MacColl GA, Rossouw PE, Titley KC, Yamin C. The relationship between bond strength and orthodontic bracket base surface area with conventional and microetched foil-mesh bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 113: 276-281

Maia SR, Cavalli V, Liporoni PC, do Rego MA. Influence of saliva contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching adhesive systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138: 79-83

Maijer R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 1981; 79: 20-34

Mandall NA, Millett DT, Mattick CR, Hickman J, Macfarlane TV, Worthington HV. Adhesives for fixed orthodontic brackets. *Cochrane Database Syst Rev* 2003; CD002282

Matasa CG. Adhesion and its ten commandments. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989; 95: 355-356

McCabe JF, Carrick TE, Chadwick RG, Walls AW. Alternative approaches to evaluating the fatigue characteristics of materials. *Dent Mater* 1990; 6: 24-28

Mcgill R, Tukey JW, Larsen WA. Variations of Box Plots. *American Statistician* 1978; 32: 12-16

Mehta OP, Saini S, Dahiya A. Comparative evaluation of shear bond strength of different bracket base designs in dry and wet environments. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2008; 26 Suppl 3: 104-108

Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994; 106: 290-297

Millett DT, Gordon PH. A 5-year clinical review of bond failure with a no-mix adhesive (Right on). *Eur J Orthod* 1994; 16: 203-211

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 1983; 62: 1076-1081

Nguyen TT, Miller A, Orellana MF. Characterization of the porosity of human dental enamel and shear bond strength in vitro after variable etch times: initial findings using the BET Method. *Angle Orthod* 2011; Epub 2011 Feb 21

Odegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 94: 201-206

Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 114: 514-519

Oesterle LJ, Shellhart WC, Fisher A. Effect of primer precuring on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126: 699-702

Oesterle LJ, Shellhart WC. Effect of aging on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008; 133: 716-720

Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109: 403-409

Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod* 1997; 67: 179-182

Oztoprak MO, Isik F, Sayinsu K, Arun T, Aydemir B. Effect of blood and saliva contamination on shear bond strength of brackets bonded with 4 adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131: 238-242

Padipatvuthikul P, Mair LH. Comparison of Shear Bond Strength, Fatigue Limit and Fatigue Life in resin-bonded metal to enamel bonds. *Dent Mater* 2008; 24: 674-680

Pashley DH. The evolution of dentin bonding. *Dent Today* 2003; 22: 112-119

Powers JM, Kim HB, Turner DS. Orthodontic adhesives and bond strength testing. *Semin Orthod* 1997; 3: 147-156

Reeves GW, Fitchie JG, Hembree JH, Jr., Puckett AD. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent* 1995; 20: 230-235

Reid CN, Fisher J, Jacobsen PH. Fatigue and wear of dental materials. *J Dent* 1990; 18: 209-215

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004; 6: 117-121

Retamoso LB, Collares FM, Ferreira ES, Samuel SM. Shear bond strength of metallic brackets: influence of saliva contamination. *J Appl Oral Sci* 2009; 17: 190-194

Retamoso LB, Onofre NM, Hann L, Marchioro EM. Effect of light-curing units in shear bond strength of metallic brackets: an in vitro study. *J Appl Oral Sci* 2010; 18: 68-74

Retief DH, Mandras RS, Russell CM, Denys FR. Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent* 1990; 3: 253-258

Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J* 2003; 9: 201-207

Sanches RP, Otani C, Damiao AJ, Miyakawa W. AFM characterization of bovine enamel and dentine after acid-etching. *Micron* 2009; 40: 502-506

Saunders WP. The effect of fatigue impact forces upon the retention of various designs of resin-retained bridgework. *Dent Mater* 1987; 3: 85-89

Saunders WP. Effect of fatigue upon the interfacial bond strength of repaired composite resins. *J Dent* 1990; 18: 158-162

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. *Arch Oral Biol* 2000; 45: 355-361

Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. Effect of blood contamination on shear bond strength of orthodontic brackets and disinclusion buttons. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2010; Epub 2010 Jul 22

Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003; 124: 74-82

Silverstone LM, Hicks MJ, Featherstone MJ. Oral fluid contamination of etched enamel surfaces: an SEM study. *J Am Dent Assoc* 1985; 110: 329-332

Smith DC, Maijer R. Improvements in bracket base design. *Am J Orthod* 1983; 83: 277-281

Soderquist SA, Drummond JL, Evans CA. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129: 175.e7-175.e12

Sokucu O, Siso SH, Ozturk F, Nalcaci R. Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *Eur J Dent* 2010; 4: 257-262

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

Staudt CB, Krejci I, Mavropoulos A. Bracket bond strength dependence on light power density. *J Dent* 2006; 34: 498-502

Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995; 26: 95-110

Tachibana A, Castanho GM, Vieira SN, Matos AB. Influence of Blood Contamination on Bond Strength of a Self-etching Adhesive to Dental Tissues. *J Adhes Dent* 2010; Epub 2010 Oct 4

Tanaka JL, Medici Filho E, Salgado JA, Salgado MA, Moraes LC, Moraes ME, et al. Comparative analysis of human and bovine teeth: radiographic density. *Braz Oral Res* 2008; 22: 346-351

Titley KC, Childers S, Kulkarni G. An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur Arch Paediatr Dent* 2006; 7: 246-252



Toledano M, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Tay FR, Ferrari M. Effect of cyclic loading on the microtensile bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Oper Dent* 2006; 31: 25-32

Tukey JW. Box-and-Whisker Plots. In: *Explanatory Data Analysis*. Reading, MA: Addison-Wesley, 1977: 39-43

Turssi CP, Messias DF, Corona SM, Serra MC. Viability of using enamel and dentin from bovine origin as a substitute for human counterparts in an intraoral erosion model. *Braz Dent J* 2010; 21: 332-336

Vicente A, Toledano M, Bravo LA, Romeo A, de la Higuera B, Osorio R. Effect of water contamination on the shear bond strength of five orthodontic adhesives. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010; 15: e820-e826

Wang WN, Lu TC. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991; 100: 72-79

Wang WN, Li CH, Chou TH, Wang DD, Lin LH, Lin CT. Bond strength of various bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 65-70

Wendl B, Droschl H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *Eur J Orthod* 2004; 26: 535-544

Wendl B, Muchitsch P, Pichelmayer M, Droschl H, Lankmayr E, Maier E. In vitro release of phosphoric acid ester from self-etching primer. *J Dent Res* 2009; 88: 439-442

Wendl B, Muchitsch P, Pichelmayer M, Droschl H, Kern W. Comparative bond strength of new and reconditioned brackets and assessment of residual adhesive by light and electron microscopy. *Eur J Orthod* 2011; 288-292

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

Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Tsubota K, Rikuta A. Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems. *Dent Mater* 2006; 22: 420-425

Yamamoto A, Yoshida T, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Miyazaki M. Orthodontic bracket bonding: enamel bond strength vs time. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 435.e1-435.e6

Yonekura Y, Iijima M, Muguruma T, Mizoguchi I. Effects of a torsion load on the shear bond strength with different bonding techniques. *Eur J Orthod* 2011; Epub 2011 Jan 24

## 9. Danksagung

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. rer. nat. C. Bourauel, CM-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, und Herrn Dr. N. Daratsianos, Oberarzt in der Poliklinik für Kieferorthopädie am Universitätsklinikum Bonn, meinen herzlichen Dank aussprechen. Weiterhin danke ich Herrn Univ.-Prof. C. Bourauel und Frau Dr. S. Reimann für die intensive Betreuung sowie für die überaus freundliche Hilfsbereitschaft bei der Bewältigung dieser Arbeit.

Für die freundliche Unterstützung bei der technischen Durchführung richtet sich mein Dank an Herrn M. Grüner sowie an Herrn C. Dirk bei der Datenauswertung. In Bezug auf die Erstellung meiner Promotion möchte ich des Weiteren Herrn Dr. M. Fandel einen besonderen Dank aussprechen.

Ebenso sei all denen ein Dankeschön ausgesprochen, die keine namentliche Erwähnung fanden, aber zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben sowie den Firmen 3M Unitek und Dentaforum für die kostenlose Bereitstellung der notwendigen Materialien.

Zuletzt möchte ich mich ganz herzlich bei meinen Eltern bedanken, dass sie mir ein sorgenfreies Studium ermöglicht haben und mich in jeder Lebenslage bedingungslos unterstützen und motivieren. Daher ist diese Arbeit vor allem ihnen gewidmet.