

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen**

**Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie
Ärztlicher Direktor Professor Dr. Dr. G. Göz**

**Scherfestigkeit eines wasserlöslichen orthodontischen
Adhäsivsystems bei intraoperativer Anwendung**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der
Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Artur Hermann
aus Alma-Ata**

2006

Dekan: Professor Dr. C. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. G. Göz

2. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis - Gerstorfer

Ich möchte diese Dissertation meiner Mutter und meinem Vater widmen.

Inhaltsverzeichnis	4
1. Einleitung	6
1.1 Der adhäsive Verbund.....	7
1.2 Historischer Hintergrund	7
1.3 Zielsetzung	8
2. Material und Methoden.....	9
2.1 Die Adhäsivsysteme	9
2.1.1 Smart Bond.....	9
2.1.2 Concise Orthodontic Bonding System	9
2.2 Brackets.....	10
2.3 Zähne.....	10
2.4 Herstellen der Prüfkörper	11
2.4.1 Vorbereitung der Zähne	11
2.4.2 Kleben der Brackets.....	11
2.4.3 Fertigstellung des Prüfkörpers	12
2.5 Scherversuch	13
2.6 Thermocycling	14
2.7 Statistische Auswertung.....	15
3. Ergebnisse	17
3.1 Scherversuche Concise.....	17
3.1.1 Scherversuche Concise nach Thermocycling.....	19
3.2 Scherversuche Smart Bond.....	20
3.2.1 Scherversuche Smart Bond nach Thermocycling.....	21
3.3 Scherversuche Concise versus Smart Bond im direkten Vergleich	22
3.3.1 Versuchsanordnung 1.....	22
3.3.2 Versuchsanordnung 2.....	24
3.3.3 Versuchsanordnung 3.....	25
3.3.4 Versuchsanordnung 4.....	26
3.3.5 Versuchsanordnung 1 nach Thermocycling.....	28

3.3.6	Versuchsanordnung 2 nach Thermocycling.....	29
3.3.7	Versuchsanordnung 3 nach Thermocycling.....	30
3.3.8	Versuchsanordnung 4 nach Thermocycling.....	30
4.	Diskussion.....	32
5.	Zusammenfassung	35
6.	Literaturverzeichnis.....	36
7.	Lebenslauf.....	40

1. Einleitung

In der Kieferorthopädie werden Brackets seit den Studien von Cabart (1988) routinemäßig mit Hilfe der Säure-Ätz-Technik befestigt. Neben den zahlreichen bewährten Bracketadhäsiven auf Kompositebasis drängen nun vermehrt Produkte auf den Markt, die Innovationen versprechen.

Zudem hat man, nicht zuletzt aufgrund des weiter fortschreitenden wirtschaftlichen Wohlstands und gestiegenen ästhetischen Bewusstseins, immer neue Behandlungsmethoden entwickelt, die wiederum verbesserte Produkteigenschaften erfordern.

Heutzutage ist man in der Zahnmedizin bestrebt eigene Zähne wenn möglich zu erhalten, den restaurativ zu ersetzen (Hellwig et. al. 1995), was erst Dank neuer Technologien möglich ist.

In der vorliegenden Studie soll auf die Eingliederung retinierter Zähne in den Zahnbogen und den damit verbundenen Anforderungen an ein Adhäsivsystem eingegangen werden. Hierbei wird ein nicht durchgebrochener, verlagerter Zahn chirurgisch freigelegt und mittels eines adhäsiv befestigten Brackets in die Zahnreihe eingeordnet.

Die geforderte absolute Trockenlegung bei der Verarbeitung gängiger Adhäsive ist intraoperativ kaum einzuhalten, was sich negativ auf die Verbundfestigkeit auswirkt. Die Dentalindustrie hat auf dieses Problem reagiert und wassertolerante Klebesysteme entwickelt. Ein solches System ist das Produkt *Smart Bond* vom schwedischen Hersteller GESTENCO.

Es gilt zu klären, ob SmartBond nicht nur auf feuchter, sondern auch auf blutkontaminierter Zahnoberfläche seine volle Haftkraft entfalten kann. Zum Vergleich soll ein gängiges Adhäsiv, das *Concise* Orthodontic Bonding System® der Firma 3M COMPANY aus den Vereinigten Staaten, eingesetzt werden, das in der Abteilung für Kieferorthopädie der Universität Tübingen standardmäßig Verwendung findet.

1.1 Der adhäsive Verbund

Unter Adhäsion versteht man das Haften von Körpern aneinander, die in engem Kontakt zueinander stehen. Sie kommt durch mechanische und/ oder chemische Kräfte zustande, wobei in der Zahnmedizin die mechanische Haftung die wichtigere Rolle spielt, da hierbei stärkere Haftwerte erzielt werden. Die mechanische Retention erfolgt über Mikroporositäten und rauhe Oberflächen, die zur Verankerung ausgenutzt werden. Man erreicht diese durch die Säure-Ätz-Technik, bei der der Zahnschmelz mit anorganischer Säure vorbehandelt wird. In der Regel handelt es sich bei der Säure um 30 bis 40%ige Phosphorsäure. Die Ätzung hat das sogenannte mikroretentive Ätzmuster zur Folge, welches durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Hydroxylapatitkristalle in den Schmelzprismen entsteht (Blunck und Haller, 1999). Der Verbund zwischen Zahnschmelz und in diesem Fall den kieferorthopädischen Brackets wird über ein Adhäsiv hergestellt. Dieses sollte dünnfließend sein und gute benetzende Eigenschaften haben, um die Rauigkeiten der Oberfläche auszufüllen und sich mikromechanisch zu verankern (Hahn und Löst, 1996).

Das in der Abteilung für Kieferorthopädie der Eberhard-Karls-Universität Tübingen verwendete und sehr bewährte Kompositadhäsiv *Concise* hat sich hinsichtlich seiner guten Haftung und Belastbarkeit in der Praxis durchgesetzt.

1.2 Historischer Hintergrund

Mit der Einführung der Säure-Ätz-Technik durch Buonocore (1955) wurde der Grundstein für die adhäsive Befestigung vorerst noch im Bereich der konservierenden Füllungstherapie gelegt. Ab 1965 unternahm man die ersten Versuche, dieses Verfahren in der Kieferorthopädie einzusetzen und Brackets direkt auf den Schmelz zu kleben (Newman, 1965, Bernstein, 1965, Retief,

1970 und 1974). 1977 wurde die erste ausführliche in vivo - Studie über die Behandlungsergebnisse bei einer großen Anzahl abgeschlossener Patientenfälle veröffentlicht (Zachrisson, 1977). Die Schmelz-Ätz-Technik löste die alte Methode ab, bei der zur Zahnbewegung vorgeformte Gold- oder Stahlbänder auf die einzelnen Zähne zementiert wurden und vereinfachte damit die körperliche Bewegung von Zähnen maßgebend. Nicht zuletzt aus diesen Gründen setzte sich das Bonding von Bracket-Attachments stetig durch. Neben Newman (1965, 1969, 1973, 1974) bewirkten auch Grenadier et al. (1969), Slodov und Ambrecht (1974), Brandt et al. (1974) und Retief et al. (1974) eine rasche Verbreitung der neuen Technik. 1979 konnte Gorelick in einer Umfrage zeigen, dass bereits 93% der von ihm befragten 2000 amerikanischen Kieferorthopäden die Schmelz-Ätz-Technik zur Bracket-Befestigung anwendeten.

1.3 Zielsetzung

In dieser in - vitro - Studie soll das Adhäsivsystem Smart Bond hinsichtlich seiner Klebekraft unter verschiedenen Bedingungen getestet werden. Dies geschieht unter besonderer Berücksichtigung der vom Hersteller angegebenen Toleranz im feuchten Milieu. Bei der Eingliederung retinierter Zähne in den Zahnbogen ist das im Hinblick auf den klinischen Erfolg von entscheidender Bedeutung.

So soll im Folgenden untersucht werden, ob die Verbundfestigkeit von Smart Bond unter suboptimalen, also feuchten bzw. blutkontaminierten Bedingungen den geforderten Ansprüchen genügt.

Bei den dazu durchgeführten Versuchsreihen wurden *Smart Bond* und als Vergleichswert *Concise* auf ihre Scherfestigkeit am bovinen Schmelz verglichen und zueinander in Beziehung gesetzt.

2. Material und Methoden

2.1 Die Adhäsivsysteme

2.1.1 Smart Bond

Das Adhäsivsystem *Smart Bond*® der Firma Gestenco gehört zur Gruppe der Cyanoacrylatkleber und ist ein sogenanntes One-Step-System. Die Polymerisation erfolgt durch die Reaktion des Klebstoffes mit Wasser.

Die Anwendung ist vom Hersteller folgendermaßen beschrieben:

Nach Reinigung des Zahnes mit entsprechenden Bürsten oder Gummikelchen und anschließendem Spülen mit Wasser wird die zu beklebende Stelle für 10 bis 15 Sekunden mit 37 prozentiger Phosphorsäure geätzt. Im Folgenden kann nach gründlicher Entfernung der Säure und der gelösten organischen Bestandteile das Adhäsiv aufgetragen werden. Dies geschieht nach vorheriger Benetzung der zu beklebenden Stelle des Zahnes mit Wasser. Das mit *SmartBond* applizierte Bracket wird nun positioniert und mit definiertem Druck appliziert. (siehe 2.4.3.) 3 bis 5 Minuten nach Positionierung erhärtet der Klebstoff unter Wassereinwirkung.

2.1.2 Concise Orthodontic Bonding System®

Das *Concise Orthodontic Bonding System*® der Firma 3M Company, USA, gehört zu den chemisch härtenden Kompositen. Das System besteht aus folgenden Komponenten:

- Enamel Bond Sealing Resin (ungefüllt und niedrig viskos), bestehend aus zwei Flüssigkeiten
- Orthodontic Bonding Paste (visköses, hochgefülltes Komposit), bestehend aus zwei Pasten A und B

Der Anwender empfiehlt für einen optimalen Verbund zwischen Zahn und Bracket folgende Vorgehensweise:

In der ersten Phase wird der Zahn gründlich gereinigt. Um ein retentives Mikrorelief zu erhalten, ätzt man den Zahn anschließend mit 30-40 prozentiger Phosphorsäure 30 Sekunden. Im letzten Schritt wird in absoluter Trockenlegung das Adhäsiv auf den Zahn gebracht und das Bracket mit Druck darauf positioniert (2.4.3.)

2.2 Brackets

Es wurden Metallbrackets mit retentiver Netzbasis für mittlere obere Schneidezähne rechts und links verwendet (Ultratrimm® Rhombus, Nr. 785 – 301 - 60 und 61, Dentaurum, Pforzheim). Die Bracketbasis hatte einen Durchmesser von 4 mm und somit eine Fläche von 12,57 mm². Die leicht konkave Wölbung wurde nicht in die Oberflächenberechnung mit einbezogen.

2.3 Zähne

Zur Verwendung kamen bleibende obere Schneidezähne von frisch geschlachteten Kälbern. 1983 bestätigten Nakamichi et. al. fest, daß bovine Zähne einen möglichen Ersatz für Adhäsionsversuche darstellen.

Genauere Untersuchungen hinsichtlich der Verwendung in Zusammenhang mit Brackets machten Smith et. al. bereits 1976.

Es wurden ausschließlich 1er für die Herstellung der Prüfkörper hinzugezogen, da diese die homogensten Formen und die dickste Schmelzschicht besaßen. Dies sollte für jeden Prüfkörper identische Voraussetzungen gewährleisten. Spätestens zwei Stunden nach Schlachtung der Tiere wurden die Zähne schonend extrahiert und nach Entfernung der anhaftenden Gewebereste mittels scharfem Skalpell sofort in physiologischer Kochsalzlösung der Firma

Fresenius® im Kühlschrank bei 8° C aufbewahrt. Die Lagerzeit betrug bis zur Durchführung der Versuche zwischen einer bis höchstens 2 Wochen.

2.4 Herstellen der Prüfkörper

2.4.1 Vorbereitung der Zähne

Die bovinen Zähne wurden zunächst makroskopisch auf etwaige Schmelzdefekte oder Beschädigungen mechanischer Art hin untersucht. Die Zahnwurzeln trennte man im Anschluss daran mit einer Diamantscheibe im oberen Drittel ab.

Um einen optimalen Vergleich zu erzielen, gingen in diese Studie nur Zähne mit intakter Oberfläche ein. Ihre Labialflächen wurden an einer diamantierten Trimmerscheibe (HSS 88, Wassermann Hamburg) so geschliffen, dass eine plane Fläche von ca. 10 mm Durchmesser zur Aufnahme des Brackets entstand. Bei diesem Arbeitsschritt musste so schonend vorgegangen werden, dass kein Dentin frei lag.

Um der humanen unbehandelten Schmelzoberfläche so nahe wie möglich zu kommen, wurden die beschliffenen Flächen mit Sandpapier in aufsteigender Körnung (200, 400, 600, KWB - Schleifmittel, wasserfest, Art. Nr. 830-200, -400, -600), geglättet und im Folgenden mit Whitie®, Brownie® und Greenie® der Firma Shofu Dental poliert. Die Feinpolitur erfolgte mit Keramikpolierern mit integrierter Schleifpaste derselben Firma.

2.4.2 Kleben der Brackets

Die Brackets wurden nun mit den zu untersuchenden Klebesystemen auf die vorbereiteten Zähne gebracht. Für beide Klebstoffe wurden jeweils 20 Zähne für jeden Versuchsaufbau vorbereitet, so dass 10 Messungen pro Versuch und Kleber durchgeführt werden konnten. Die anderen 10 Prüfkörper wurden einem

künstlichen Alterungsprozess unterzogen, dem Thermocycling (2.6.) . Dies sollte eine statistische Aussagekraft gewährleisten. Bei den Versuchen soll die klinische Situation während einer chirurgischen Freilegung eines verlagerten Zahnes nachgestellt werden, indem der Zahn jeweils vor der eigentlichen Behandlung mit humanem Blut kontaminiert wird. Das Blut wurde dem Doktoranden kurz vor den Klebungen mittels einer „Butterflykanüle“ venös entnommen und in gerinnungshemmenden Spritzen aufbewahrt, um eine vorzeitige Gerinnung zu vermeiden und so die intraoperativen Bedingungen zu simulieren. Folgende Versuchsreihen wurden festgesetzt:

1. In der ersten Versuchsanordnung wurden die zuvor mit Blut benetzte Zahnfläche mit Wasser abgespült und dann trocken geblasen. Anschließend wurden die Klebungen entsprechend der Herstelleranweisungen durchgeführt.
2. In der zweiten Versuchsanordnung wurde die mit Blut benetzte Oberfläche nur trockengeblasen. Danach wurde die Klebung ebenfalls nach Herstellerangaben fortgesetzt.
3. Im dritten Versuch brachten wir das Adhäsiv direkt nach Benetzung der Oberfläche mit Blut auf und positioniert das Bracket.
4. Die letzte Versuchsanordnung diente als Kontrollgruppe. Hier wurden die Brackets auf nicht mit Blut kontaminierte Zähne geklebt.

2.4.3 Fertigstellung des Prüfkörpers

Die vorbereiteten Zähne wurden nun einzeln mit der palatinalen Seite in einem Blöckchen aus Prothesenkunststoff eingebettet. Die Ausrichtung der Kunststoffblöckchen geschah in der Weise, dass die plangeschliffene Fläche und somit auch die Bracketbasis im Winkel von 90° zur Horizontalen lagen. Zur Kontrolle diente ein Winkeleisen. Etwaige Fehler konnten mit Hilfe eines Trimmers korrigiert werden.

Um eine möglichst gleichmäßige und reproduzierbare Klebung zu erreichen , wurde als Unterlage eine handelsübliche Federwaage zum wiegen des Körpergewichtes verwendet. Dabei achteten wir, indem wir die Drehscheibe der Anzeige markierten darauf, daß der Anpressdruck die fünf Kilogramm-Markierung nicht überstieg.

Die Schichtdicke des Klebers konnte somit ebenfalls relativ konstant gehalten werden und limitierte sich gleichzeitig durch die Oberflächenwölbung der Brackets. Kleberüberschüsse wurden sofort mit kleinen Schwämmchen entfernt.

Die Lagerung der Prüfkörper erfolgte circa 30 Minuten nach der Klebung in physiologischer Kochsalzlösung bei einer Raumtemperatur von ca. 20 °C. Etwa 48 Stunden nach der Klebung wurden die Scherversuche durchgeführt.

2.5 Scherversuch

Die Scherversuche wurde in einer Universalprüfmaschine (T 010, Firma Zwick) durchgeführt (Abb. 1), welche an ein EDV-System angeschlossen war, um die Daten entsprechend zu verarbeiten. Für die Versuche spannte man die fertiggestellten Prüfkörper zu Beginn in eine Schraubzwinde (Abb. 2) ein, die zur Justierung auf dem unteren Spannkopf auf einer Metallplatte frei bewegt werden konnte. Aufgrund ihrer erheblichen Masse war ein Verrutschen und damit ein Verkanten des Zahnblöckchens während der Messung unmöglich. In die Schraubzwinde war ein vertikal mobiles Scherblatt in Keilform (oberer Hebel) so präzise eingearbeitet, dass die von oben wirkenden Druckkräfte über dieses Blatt direkt auf das Bracket wirken konnten. Die Schraubzwinde mit dem Prüfkörper wurde in die Zwickmaschine in eine vordefinierte Position gebracht. Der Abstand zwischen Scherblatt und Prüfkörper betrug 0,5 mm. Dies entsprach dem Abstand von Bracketbasis und Bracketflügel. Somit war gewährleistet, daß das Scherblatt genau am Flügel ansetzen und nicht

verrutschen konnte. Nun konnten die von der Prüfmaschine erzeugten Kräfte übertragen und gemessen werden.

Über das EDV- System erfolgte eine graphische Darstellung der Messwerte.

Der Weg, den das Abscherblatt zurücklegte (x-Achse), wurde gegen die auf der Fläche des Brackets auftretende Kraft F [kN] (y-Achse) aufgetragen. Die Werte wurden anschließend in die Spannung δ [N/mm²] überführt, um die Ergebnisse mit denen der Literatur vergleichen zu können.



Abb.1 Universalprüfmaschine von Zwick
Scherblatt

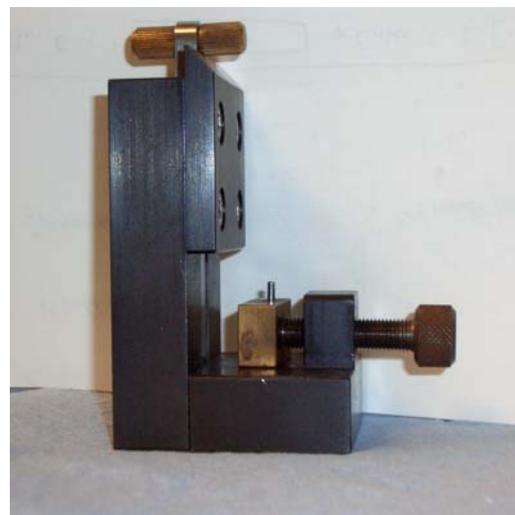


Abb.2 Schraubzwinde mit
Scherblatt

2.6. Thermocycling

Die Hälfte der Prüfkörper, also 10 je Versuchsaufbau und Kleber, wurden mit dem Thermocycling - Verfahren einer künstlichen Alterung unterzogen. Dazu diente eine Apparatur (Abb. 3) mit zwei Wasserbädern mit verschiedenen Temperaturen. Die Zähne wurden nun in ein Wechselbad von 5°C und 55°C mit Hilfe einer Schwenkvorrichtung über 24 Stunden gebracht. Die Tauchzeit betrug jeweils 30 Sekunden, die Transportzeit 4 Sekunden. Am Ende durchliefen die Zähne 2500 Zyklen mit 50°C-Temperatursprüngen. So kann in kurzer Zeit ein

Alterungsprozess simuliert und eine entsprechende Beständigkeit der Klebungen kontrolliert werden



Abb. 3 Thermocyclingapparatur

2.7 Statistische Auswertung

Nach den Scherversuchen wurden die gemessenen Werte in das Computerprogramm Excel, Version 7.0 von Microsoft überführt und statistisch ausgewertet.

10 Messungen pro Versuch waren Notwendig um eine statistische Aussagekraft zu erhalten und eine Mittelwertberechnung und die Ermittlung der Standardabweichung zu ermöglichen.

Die graphische Darstellung erfolgte durch Box-Plots. Diese wurden mit dem Software „Origin 6.0“ erstellt. Abbildung 4 stellt ein typisches Box-Plot dar.

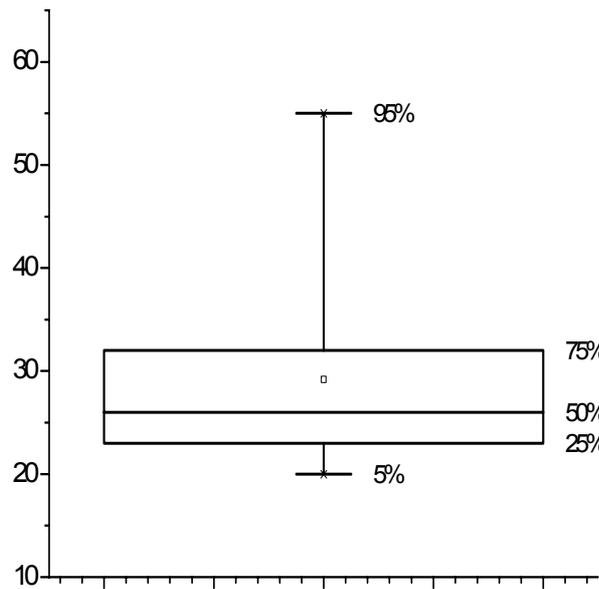


Abb. 4 : Beispiel für ein Box-Plot-Diagramm

Die Linie innerhalb des Rechtecks (50%) stellt den Median der Variablen dar. Die Ränder oben und unten entsprechen den 25. beziehungsweise 75. Prozent. So fallen 50% der Daten innerhalb des Rechtecks und 50 % außerhalb. Die oberste und unterste Quermarkierung stellen die jeweils die 95% und die 5% dar und verdeutlichen die Streuung der Messwerte. Das kleine Quadrat im Rechteck stellt den Mittelwert dar.

3. Ergebnisse

3.1 Scherversuche Concise

Das untere Box-Plotdiagramm (Abb. 5) zeigt die auftretenden Kräfte im Scherversuch bei der Klebung mit Concise. Dabei stellt das mittlere Quadrat den anhand der 10 Messungen pro Versuchsaufbau ermittelten Mittelwert x dar. Die untere Quermarkierung symbolisiert den Wert für die errechnete Standardabweichung s . Je geringer dieser Wert ist, umso aussagekräftiger sind die Mittelwerte. Der höchste Markierungspunkt steht für den, aufgrund der Standardabweichung ermittelten Maximalwert, also Mittelwert plus Standardabweichung $x+s$. Der Wert $x-s$ ist mit der unteren Quermarkierung auf der Senkrechten gekennzeichnet und markiert den Mittelwert abzüglich der Standardabweichung.

Die dazugehörigen Werte sind der Abbildung 6 zu entnehmen.

Bei erster Betrachtung zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen den Ergebnissen der Versuche 1 und 4 und der Versuche 2 und 3.

Die Maximalwerte werden in Versuch 4, der als Kontrollgruppe dient, erreicht. Die Haftwerte nach Versuchsanordnung 1 sind im Vergleich dazu nur wenig niedriger. Dagegen zeigen sich bei den zuvor mit Blut kontaminierten Zähnen mit und ohne Trocknung deutliche Unterschiede. Im Scherversuch hatte hier das Bondingsystem der auftretenden Scherspannung (σ) deutlich weniger entgegen zu setzen: Beide Werte erreichen im Mittel nur unter 2 N/mm^2 .

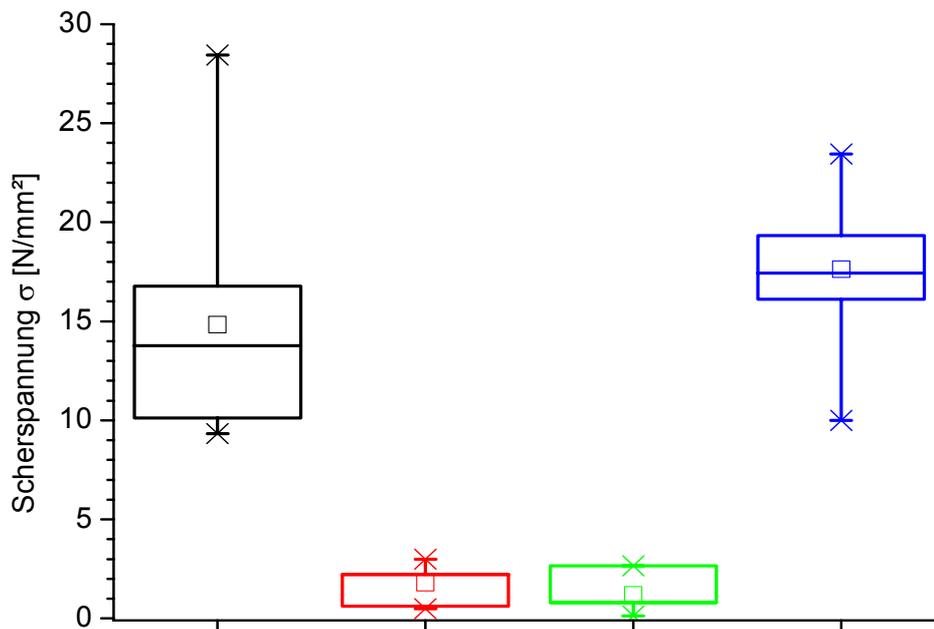


Abb.5 Scherversuch mit Concise

Versuch 1 = Blutkontamination, Reinigung, Trocknung, Klebung

Versuch 2 = Blutkontamination, Trocknung, Klebung

Versuch 3 = Blutkontamination, Klebung

Versuch 4 = Reinigung, Trocknung, Klebung

	x	s
Versuch 1	14,83 N/mm ²	5,78 N/mm ²
Versuch 2	1,80 N/mm ²	1,01 N/mm ²
Versuch 3	1,20 N/mm ²	1,31 N/mm ²
Versuch 4	17,63 N/mm ²	3,61 N/mm ²

Abb.6 Scherversuch Concise x = Mittelwert, s = Standardabweichung

3.1.1 Scherversuche Concise nach Thermocycling

Betrachtet man den gleichen Versuch nun nach dem Thermocycling in Abbildung 7, zeigen sich allgemein niedrigere Werte. Die Prüfkörper des Versuches 3 waren für den Scherversuch nicht mehr verwendbar, da entweder die Brackets schon während des Thermocycling - Verfahrens zu Verlust gegangen waren oder sich bereits ohne Kraftaufwand vom Zahn lösten. Die dazugehörigen Werte finden sich in Abbildung 8.

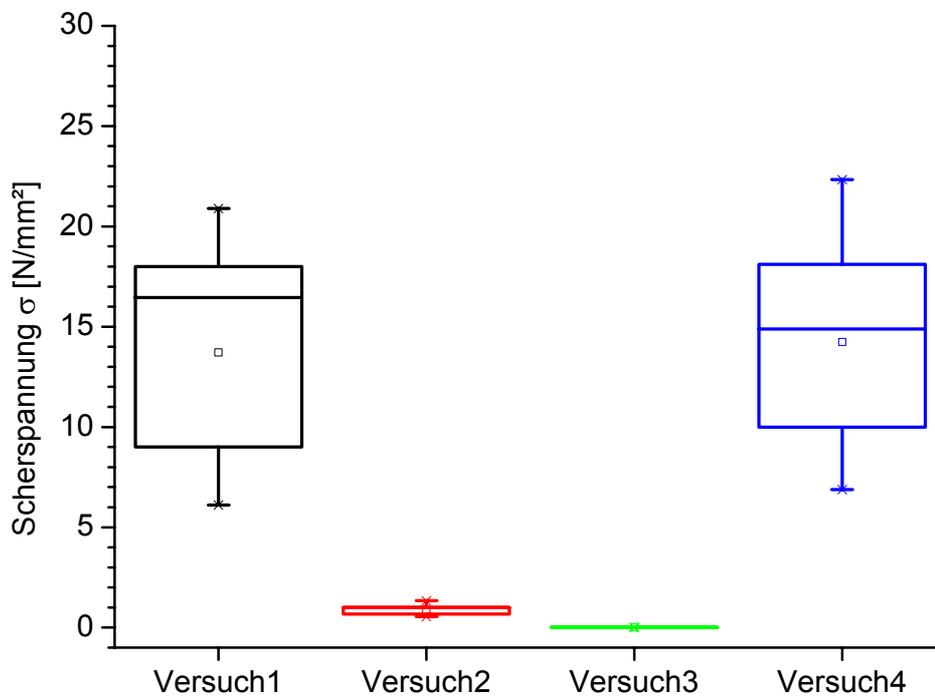


Abb. 7 Scherversuche Concise nach Thermocycling

	x	s
Versuch 1	13,71 N/mm ²	5,44 N/mm ²
Versuch 2	0,89 N/mm ²	0,35 N/mm ²
Versuch 3		
Versuch 4	14,24 N/mm ²	5,27 N/mm ²

Abb.8: Scherversuche Concise nach Thermocycling

3.2 Scherversuche Smart Bond

Die Ergebnisse der gleichen Versuchsanordnung für das Produkt Smart Bond zeigen deutlich niedrigere Werte in der Schmelzhaftung. Für den konstruierten Fall, dass die Zahnoberfläche mit Blut kontaminiert und dieses im Anschluss verblasen wird, beträgt die Scherspannung im Mittel 2,28 N/mm². Bleibt das Blut für die Klebung auf der Oberfläche, wie in Versuchsanordnung 3 beschrieben, war beim Scherversuch nur in einem Fall ein Wert zu ermitteln. Die übrigen neun Prüfkörper verloren das Bracket ohne messbare Krafteinwirkung.

In der Kontrollgruppe beträgt die aufzuwendende Scherspannung gegenüber dem Vergleichskleber Concise nur etwa ein Drittel, um das Bracket vom Zahn zu lösen.

Grafisch aufgearbeitet zeigt sich das Beschriebene in Abbildung 9.

Abbildung 10 enthält die dazu gehörigen Werte.

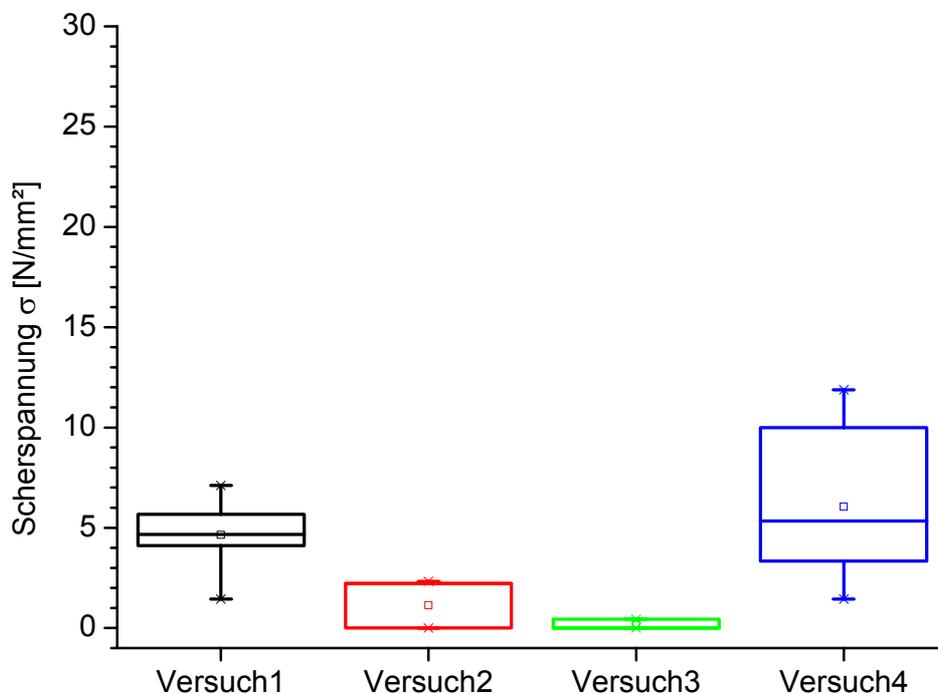


Abb. 9: Scherversuche Smartbond

	x	s
Versuch 1	4,64 N/mm ²	1,62 N/mm ²
Versuch 2	2,28 N/mm ²	0,08 N/mm ²
Versuch 3	0,40 N/mm ²	
Versuch 4	6,04 N/mm ²	3,93 N/mm ²

Abb. 10: Scherversuche Smartbond

3.2.1 Scherversuche Smart Bond nach Thermocycling

Aus Abbildung 12 gehen die Ergebnisse des Scherversuches nach Thermocycling hervor. Die dazugehörigen Werte sind der Abbildung 11 zu entnehmen.

Nach diesem Verfahren standen keine intakten Prüfkörper der Versuchsanordnung 2 und 3 zur Verfügung, die eine Messung in der Zwickmaschine überhaupt zuließen. Daher konnten nur die Werte für die Kontrollgruppe und den Fall, dass die mit Blut kontaminierte Zahnoberfläche vor der Klebung mit Wasser gereinigt wurde, ermittelt werden. Aber auch hier liegen die vergleichbaren Werte von Concise mit einer Differenz von ca. 10 N/mm² deutlich höher. Im Gesamten erkennt man die niedrigeren Werte, die nach dem „Alterungsprozess“ nur noch erreicht werden.

	x	s
Versuch 1	2,68 N/mm ²	1,35 N/mm ²
Versuch 2		
Versuch 3		
Versuch 4	4,54 N/mm ²	2,41 N/mm ²

Abb. 11 : Scherversuche Smartbond nach Thermocycling

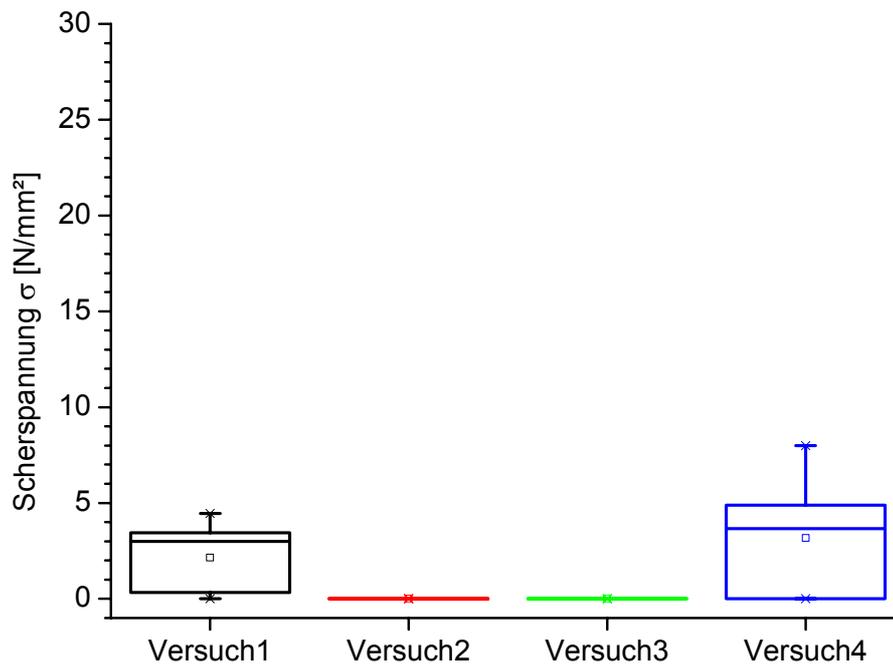


Abb. 12: Scherversuche Smartbond nach Thermocycling

3.3 Scherversuche Smart Bond versus Concise im direkten Vergleich

Der Vergleich der einzelnen Messungen direkt miteinander für die jeweils unterschiedlichen Versuchsanordnungen soll die Unterschiede zwischen Smart Bond und Concise verdeutlichen.

3.3.1 Versuchsanordnung 1

Für den Versuch 1, bei dem das zuvor aufgebrauchte Blut mit Wasserspray wieder entfernt wurde und danach die Klebung nach Herstellerangaben erfolgte, findet man im Scherversuch keinen Wert von Smart Bond, der an die Haftwerte von Concise herankommt.

Im Falle von Smart Bond beträgt die Scherspannung (σ) im schlechtesten Fall 1,44 N/mm², im günstigsten Fall 7,11 N/mm². Für Concise beträgt das in der

Messreihe ermittelte Minimum 9,33 N/mm², das Maximum liegt bei 28,44 N/mm². Abbildung 14 stellt grafisch die Ergebnisse für jede der jeweils 10 Messungen pro Versuch dar. Die Daten befinden sich jeweils über den zugehörigen Säulen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind zusätzlich Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung ermittelt worden und tabellarisch in Abbildung 13 aufgeführt.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	1,44	9,33
Maximum	7,11	28,44
Mittelwert	4,64	14,83
Standardabweichung	1,62	5,78

Abb. 13 : Scherspannung von Smart Bond und Concise im direkten Vergleich, Versuch 1

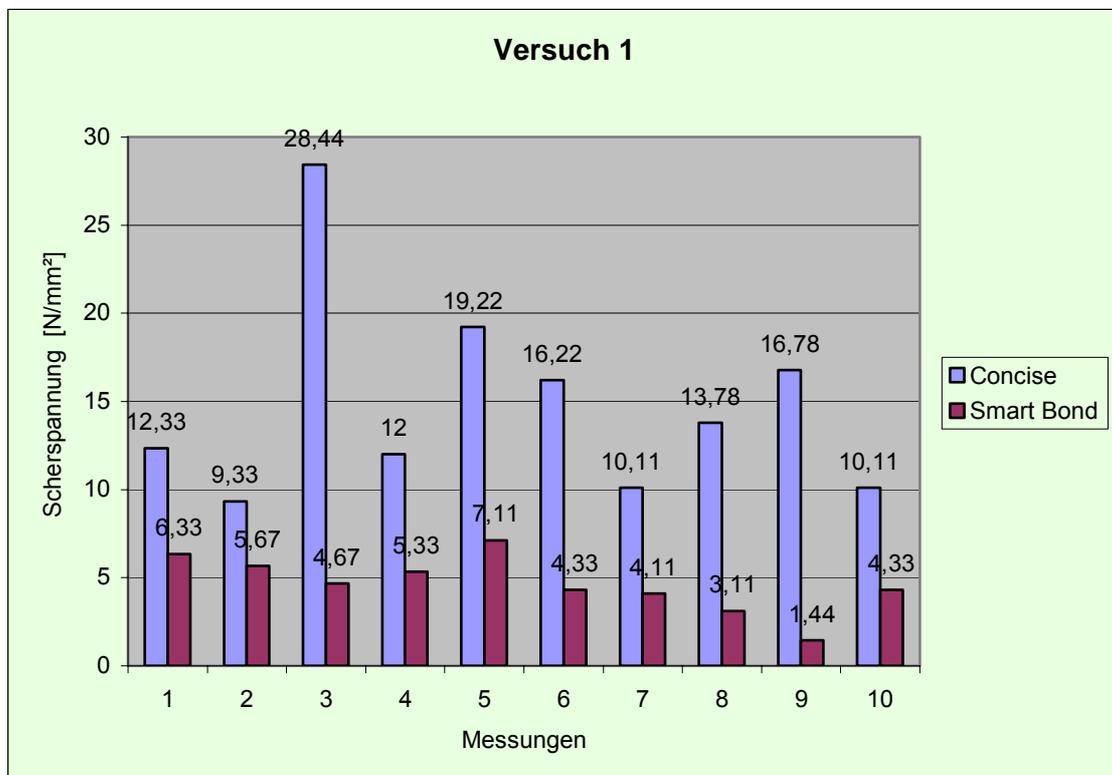


Abb. 14: Direkter Vergleich Scherspannung Concise vs. Smartbond , Versuch 1

3.3.2 Versuchsanordnung 2

Bei Betrachtung der Abbildung 16 fallen zunächst einmal die geringe Anzahl an erhaltenen Daten überhaupt und die erheblich niedrigeren Werte auf. So brachten im Fall von Concise sechs und von Smart Bond nur zwei von zehn Messungen auswertbare Ergebnisse, da hier bereits vor den Scherversuchen die Brackets zu Verlust gegangen sind.

Für Smart Bond beträgt der Mittelwert 2,28 N/mm² mit einer Standardabweichung von 0,08 N/mm² und ist damit etwas höher als die Haftung mit Concise. Der Maximalwert liegt allerdings auf Seiten von Concise mit 3,00 N/mm². Die beschriebenen Daten sind in Abbildung 15 noch einmal aufgeführt.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	2,22	0,49
Maximum	2,33	3,00
Mittelwert	2,28	1,80
Standardabweichung	0,08	1,01

Abb. 15: Scherspannung von Smart Bond und Concise im direkten Vergleich, Versuch 2

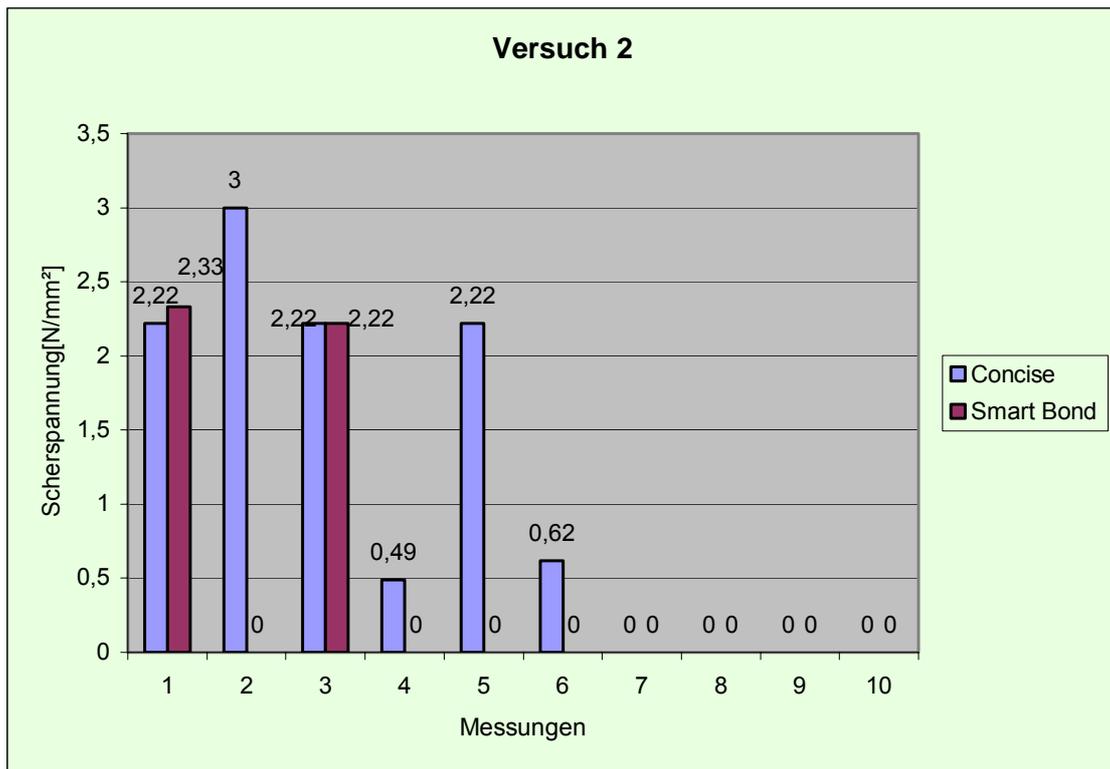


Abb. 16: Direkter Vergleich Scherspannung Concise vs. Smartbond, Versuch 2

3.3.3 Versuchsanordnung 3

Wie schon in Versuchsanordnung 2 gesehen, ist die Ausbeute von Daten für diesen Versuch, also im Fall des belassenen Blutfilms auf der Zahnoberfläche, noch geringer. Für Concise konnten nur drei Werte, für Smart Bond gerade ein Wert ermittelt werden. Das Niveau ist noch einmal gegenüber dem vorangegangenen Versuch gesunken. Smart Bond hat einen Haftwert von 0,49 N/mm², die Werte von Concise liegen zwischen 0,13 und 2,67 N/mm². Die Daten finden sich in Abbildung 17 und 18.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	0,44	0,13
Maximum	0,44	2,67
Mittelwert	0,44	1,20
Standardabweichung	nicht auswertbar	1,31

Abb. 17: Scherspannung von Smart Bond und Concise im direkten Vergleich, Versuch 3

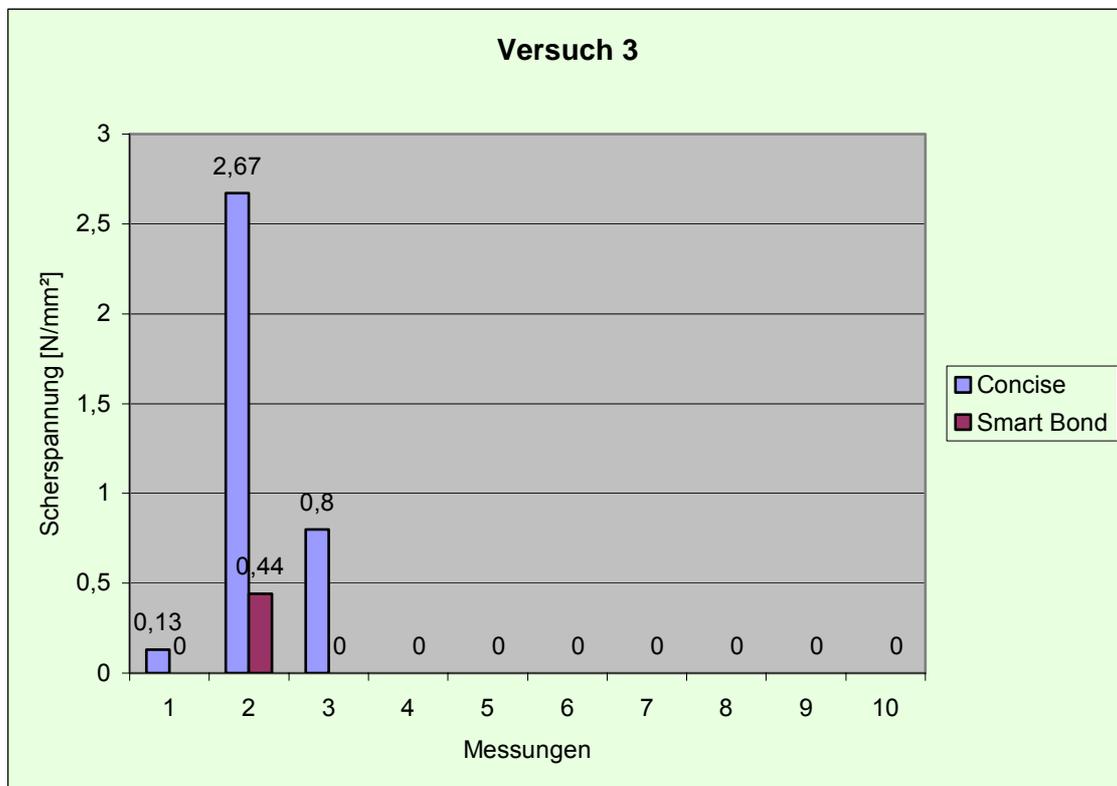


Abb. 18: Direkter Vergleich Scherspannung Concise vs. Smartbond, Versuch 3

3.3.4 Versuchsanordnung 4

In dieser Versuchsanordnung wurden die Brackets mit den orthodontischen Klebern nach Herstellerangaben auf den bovinen Schmelz gebracht (Abb.20). Hier finden sich wie schon in Abbildung 1 und 3 gesehen, die höchsten

Haftwerte. Alle Prüfkörper konnten dem Scherversuch zugeführt werden. Trotzdem sind die Unterschiede bezüglich der aufgewendeten Kraft in diesem Versuch deutlich. So differieren die ermittelten Mittelwerte um 10 N/mm² zugunsten des orthodontischen Klebers Concise. Die statistischen Werte sind in Abbildung 19 zusammengefasst.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	1,44	10,00
Maximum	11,89	23,44
Mittelwert	6,04	17,63
Standardabweichung	3,93	3,61

Abb. 19: Scherspannung von Smart Bond und Concise im direkten Vergleich, Versuch 4

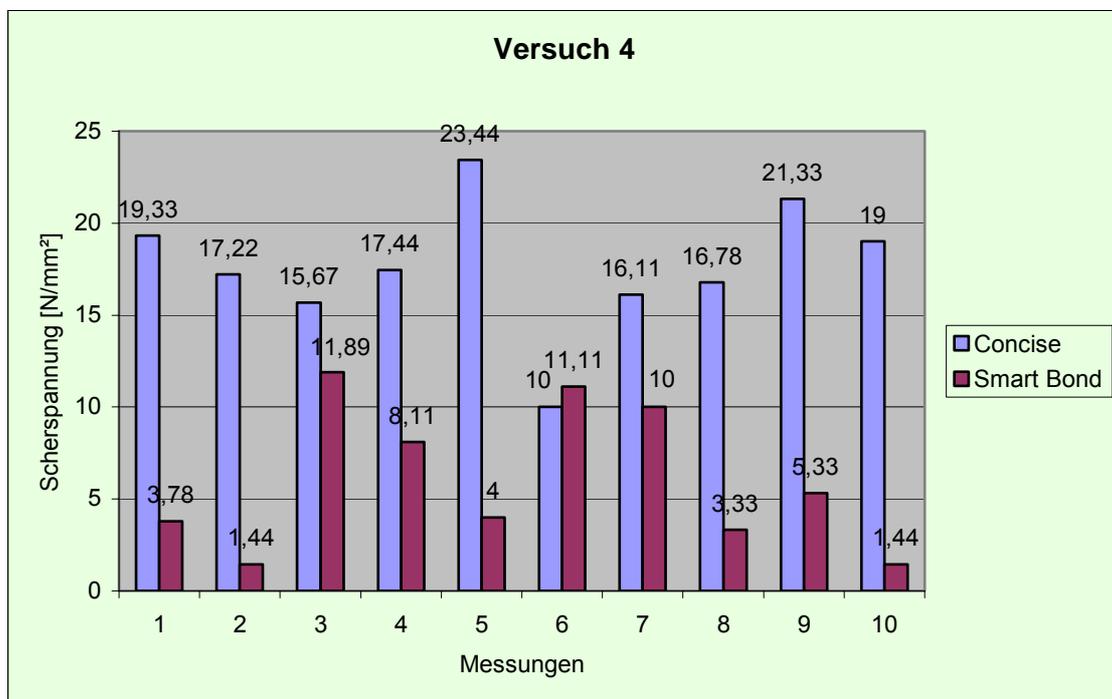


Abb. 20: Direkter Vergleich Scherspannung Concise vs. Smartbond, Versuch 4

3.3.5 Versuchsanordnung 1 nach Thermocycling

Nach dem Thermocycling - Verfahren zeigen sich für das Komposit Concise wie schon unter 3.1 beschrieben geringfügig niedrigere Werte. Verglichen mit Smart Bond ist der Unterschied im Scherversuch in Abbildung 22 deutlich zu erkennen. Nur acht der zehn Prüfkörper ließen Messungen zu. Der Mittelwert der messbaren Werte liegt bei 2,68 N/mm² mit einer Standardabweichung von 1,35 N/mm². Im Gegensatz dazu liegt Concise mit einem Mittelwert von 13,71 N/mm² +/- 5,44 N/mm² (Standardabweichung) deutlich darüber.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	0,33	6,11
Maximum	4,44	20,89
Mittelwert	2,68	13,71
Standardabweichung	1,35	5,44

Abb. 21: Scherspannung von Smart Bond und Concise nach Thermocycling, Versuch 1

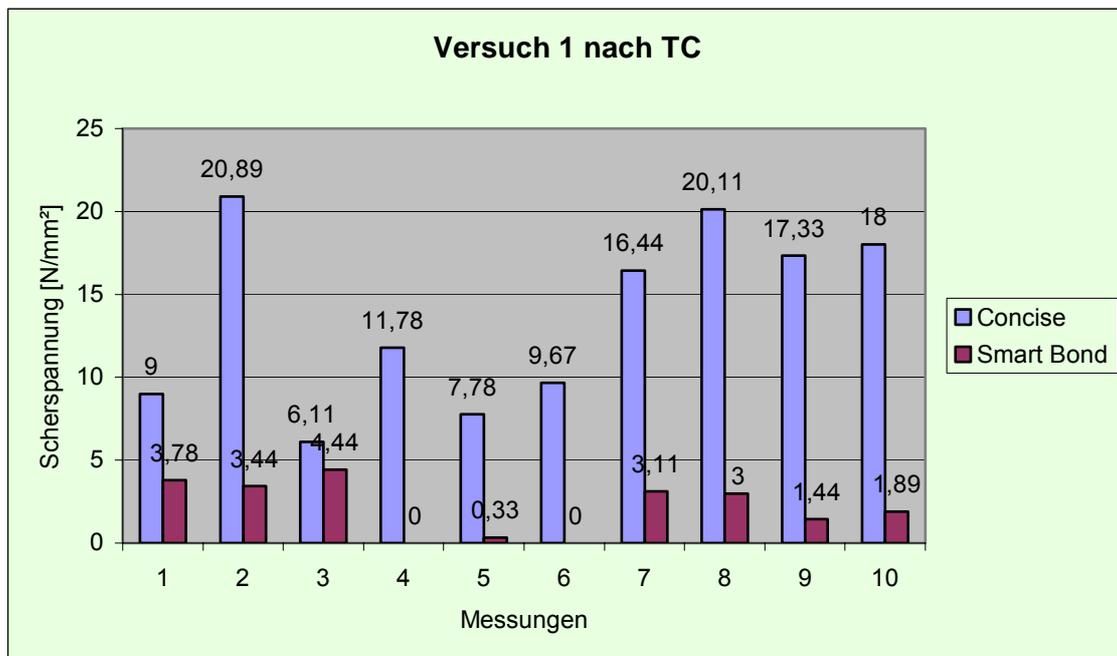


Abb. 22: Scherspannung Concise vs. Smartbond nach Thermocycling, Versuch 1

3.3.6 Versuchsanordnung 2 nach Thermocycling

In Abbildung 24 ist zunächst einmal die geringere Datenmenge auffällig. So konnten Smart Bond – Prüfkörper der Versuchsanordnung 2 nach Thermocycling im Scherversuch keine messbaren Daten liefern. Auch Concise zeigt hier nur Werte im Mittel von ca. 1N/mm² +/- Standardabweichung (Abbildung 23)

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum		0,56
Maximum		1,33
Mittelwert		0,89
Standardabweichung		0,35

Abb. 23: Scherspannung von Smart Bond und Concise nach Thermocycling, Versuch 2

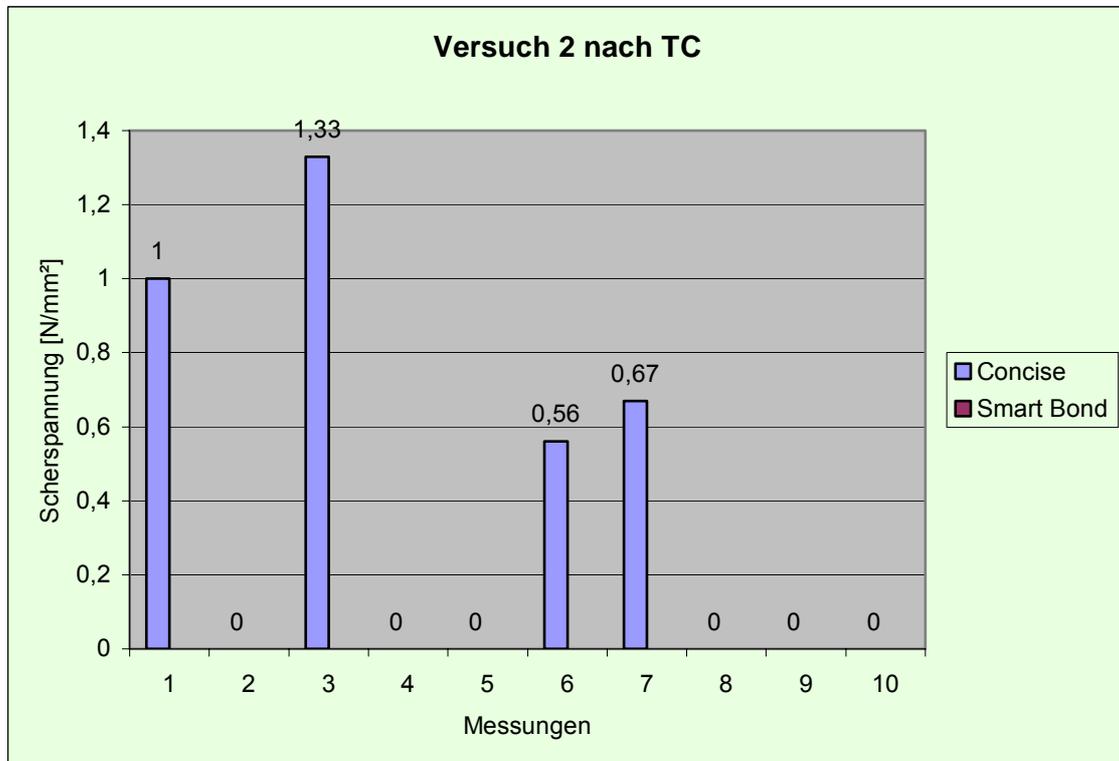


Abb. 24: Scherspannung Concise vs. Smartbond nach Thermocycling, Versuch 2

3.3.7 Versuchsanordnung 3 nach Thermocycling

Die Versuchsanordnung 3 nach Thermocycling ließ weder für Smart Bond noch für Concise Messungen an der Zwickmaschine zu. Die jeweiligen Prüfkörper hatten entweder schon während des 24-stündigen Verfahrens die Brackets verloren, oder sie gingen ohne auswertbare Kraffteinwirkung, teilweise schon beim Einbringen in das Messgerät zu Verlust.

3.3.8. Versuchsanordnung 4 nach Thermocycling

Die Versuchsanordnung 4 als Kontrollgruppe zeigt, wie schon in 3.3.4 beschrieben, die höchsten Werte innerhalb der Versuchsgruppen. Auch hier kann die Überlegenheit von Concise veranschaulicht werden. Die Grafik hierzu findet sich im Abbildung 26. Nicht nur anhand der Anzahl der ermittelten Daten, sondern einmal mehr durch die in Abbildung 25 dargestellten Werte. So liegt der Mittelwert für Concise bei 14,24 N/mm² +/- 5,27 N/mm² Standardabweichung, dagegen für Smart Bond mit einem Mittelwert von 4,54 N/mm² +/- 2,41 N/mm² erheblich geringer.

	<i>Smart Bond</i> σ [N/mm ²]	<i>Concise</i> σ [N/mm ²]
Minimum	1,00	6,89
Maximum	8,00	22,33
Mittelwert	4,54	14,24
Standardabweichung	2,41	5,27

Abb. 25: Scherspannung von Smart Bond und Concise nach Thermocycling, Versuch 4

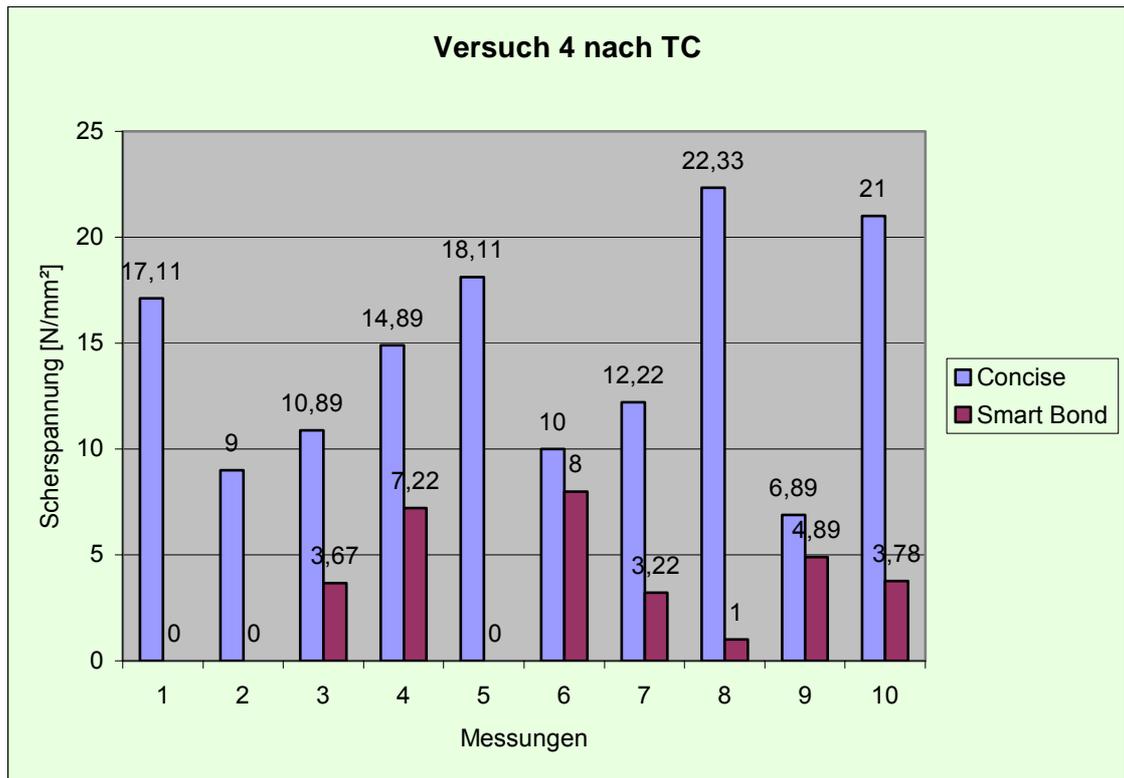


Abb. 26: Scherspannung Concise vs. Smartbond nach Thermocycling, Versuch 4

4. Diskussion

An dieser Stelle soll erörtert werden, welche Faktoren zu den verhältnismäßig schwachen Haftwerte von Smart Bond gegenüber dem Orthodontic Bonding System Concise geführt haben, obgleich die Theorie ein anderes Ergebnis vermuten lässt.

Der Cyanoacrylatkleber wird vielfach als Superkleber in der Industrie bei Autoherstellern, Schaltkreisherstellern und Herstellern von Leichtmetallflugzeugen verwendet. In der Medizin wurde er außerdem zur Bruchfixation (Perry und Younson, 1995, Kim, 1997), für Hautübertragungen (de Blanco, 1994), bei Herzoperationen (Eastman und Robicsek, 1998), bei kontrollierter Geweberegeneration (Echeverria und Manzanares, 1995) und bei der Beschneidung von Kindern (Cheng und Saing, 1997) verwendet.

Eine Anzahl von Studien berichtete von Langzeiteinsatz von Cyanoacrylat Material im menschlichen Körper (Gosain et. al. 1998, Cheng und Saing, 1997).

1991 ist ein kommerzielles Ethylcyanoacrylat Material als ein orthodontischer Kleber zum Kleben von Brackets getestet worden (Kahl et. al. 1993)

Chemisch betrachtet reagiert das Cyanoacrylat mit Wasser wobei Wasserstoff-Brücken-Bindungen und sogenannte van-der-Waals-Kräfte gebildet werden. Hierbei entsteht offenbar eine nicht so starke Verbindung, und demnach auch nicht so große Haftwerte wie diejenigen, welche durch den mikroretentiven Verbund der Komposite erreicht werden. Durch den Ätzzvorgang wird lediglich eine Oberflächenvergrößerung erreicht um die Anzahl der OH-Brücken zu steigern.

Um eine optimale Belastbarkeit der Klebung zu erreichen, muß man die Gebrauchsbedingungen und Anweisungen aufs sorgsamste beachten. Der in Tübingen verwendete Klebstoff Concise wurde in der Vergangenheit ausreichend von sowohl unabhängigen Forschungsteams als auch in der Praxis untersucht und schnitt hinsichtlich der Zugbelastungsfähigkeit gut ab. Ewoldsen et al. stellten 1995 für Concise eine Zugbelastungsfähigkeit von

durchschnittlich 10.39 MPa mit einer Standardabweichung von 4,0 MPa fest. Diese Arbeit thematisiert die Auswirkungen von Schmelzkonditionierung auf die Klebekraft restaurativer Glas – Ionomer - Zemente, wobei Concise als ebenfalls als Kontrollgruppe fungierte. Damit wurde die ein mal mehr die hervorragende Klebekraft von Concise bestätigt.

Als weiterer Faktor sei die Schichtdicke des Bondingsystems und deren Einfluss auf die Haftkraft zu erwähnen. Bestätigt wurde dies in einer Arbeit von Örtendahl et. al. 1998. Die Brackets besitzen, wie im Punkt 2.2 beschrieben, eine leicht konkave Wölbung an der zu beklebenden Seite. Diese soll eine Passung an die konvexe Oberfläche der vestibulären Seite eines Zahnes gewährleisten. Die Prüfkörper hatten jedoch eine ganz plane Oberfläche, um so Ungenauigkeiten in der Klebung auszuschließen und für jede Klebung gleiche Voraussetzungen zu schaffen. Dies könnte jedoch einen Einfluss auf die Haftkraft haben, da mit Zunahme der Schichtdicke die Scheerfestigkeit nachlässt (Gerkenmeyer, 2002), was aber auch in der Praxis relevant ist. Da Brackets konventionell und nicht individuell gefertigt werden muss immer mit Schwankungen der Schichtdicke und mit der Haftkraft gerechnet werden. Komposite haben an dieser Stelle einen deutlichen Vorteil, weil durch die Füllkörper eventuelle Diskrepanzen zwischen Bracket und Zahn ausgeglichen werden können. Die deutlich unterschiedlichen Haftwerte, selbst in der Versuchsreihe nach Herstellerangaben, belegen diese Theorie. Concise erreicht im Maximum einen doppelt so großen Haftwert und hält im Durchschnitt fast drei mal so stark wie Smart Bond.

Einen definitiv wichtigen Faktor stellt die Kontamination der Klebefläche durch das Blut und den Speichel dar. Die chemische Reaktion des Cyanoacrylatklebers Smart Bond wird durch Druck und Wasser ausgelöst- nicht durch Speichel. Die Ph – Werte des Speichels haben ja nach Patient und Tageszeit teilweise sehr stark variierende Werte. Smart Bond ist daher für Wasser eingestellt worden, um diese problematischen Situationen zu vermeiden. Was sich unter unseren Versuchsbedingungen nachteilig für den Kleber darstellte. Auch darauf wird in der Arbeit von Örtendahl et. al. 1998 eingegangen. Punkt 3.3.2 verdeutlicht dies, obgleich die Werte tabellarisch

betrachtet, vergleichbar scheinen. Man muss jedoch bedenken, dass in dieser Versuchsreihe bei Smart Bond zwei von zehn Brackets bereits vor den Messungen abgefallen sind, wogegen beim Concise immerhin sechs Prüfkörper auswertbar waren. Dies führt zu der Feststellung, dass die Kontamination der Klebefläche mit Blut einen entschieden negativen Einfluss auf die Haftkraft hat. Beim Cyanoacrylat noch signifikanter als beim Komposit.

Im dritten Versuch wird dies nochmals unterstrichen, wobei erschwerend hinzukommt, dass die Werte von Smart Bond sowohl in der Qualität, als auch in der Quantität denen von Versuch zwei unterlegen sind.

Die Tatsache, dass eine Blutkontamination das Erzielen von brauchbaren Haftwerten unterbindet ist unbestritten. Zu diskutieren sei an dieser Stelle, in welcher Weise das Blut inhibitorisch wirkt. Denkbar wäre ein Einfluss des pH – Wertes oder die Unterbindung eines Verbundes durch die Blutkörperchen direkt.

Bei dem Thermocyclingverfahren wurden die Prüfkörper und damit auch die Klebungen einem künstlichen Alterungsprozess unterzogen, um eine Aussage über die Langlebigkeit der Klebungen treffen zu können. Dabei können wir auch feststellen, welche tatsächlichen Haftwerte nach einer simulierten Therapiedauer zu erwarten sind. Diese Werte sind immens wichtig, da kieferorthopädische Behandlungen bekannter Weise, häufig sehr langwierig sind und Langlebigkeit in diesem Zusammenhang eine Grundvoraussetzung darstellt. Um so bedauerlicher war für uns die Erkenntnis, dass der Cyanoacrylat Kleber auch hier keine Alternative zum darstellen konnte. Bereits nach den Messungen vor dem Thermocycling zeichnete sich eine Tendenz ab, so dass bereits im Vorfeld mit wenig auswertbaren Prüfkörpern zu rechnen war.

Einmal mehr zeigte sich hierbei die Beständigkeit von Concise, da die Werte die vor Thermocycling zum Teil sogar übertrafen.

5. Zusammenfassung

Zusammenfassend ist nach unseren Versuchen und deren Auswertung zu sagen, dass der Cyanoacrylatkleber Smart Bond seinen Erwartungen für den Einsatz im chirurgischen Bereich der Kieferorthopädie nicht gerecht geworden ist. Die herkömmlichen Adhäsivsysteme auf Komposite – Basis stellen somit nach wie vor das Mittel der Wahl dar.

Einzig aufgrund der einfacheren Handhabung des sogenannten One – Step – Systems und des dadurch niedrigeren Preises liegt ein Vorteil seitens des Cyanoacrylats.

6. Literaturverzeichnis

- Bernstein, L. (1965)
Methods and factors involved in bonding orthodontic attachments to enamel
Journal of Nihon University School of Dentistry 7, 96-102
- Blunck, U., Haller, B. (1999)
Klassifikation von Bondingsystemen
Quintessenz 50, 10, 1021-1033
- Brand, S., Servoss J.M., Wolfson, J. (1974)
Practical Methods of bonding
Direct and Indirect
JCO on CD-ROM, 610-635
- Buonocore, M.G. (1955)
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface
J Dent Res 34, 849-853
- Cabart, W. A., Barkmeier, W. W., Taylor, M. H. (1988)
Brackett Retention after 15 Seconds Acid Conditioning
JCO on CD-ROM, 254-255
- Cheng, W. And Saing, H.: (1997)
A randomized study of wound approximation with tissue glue in circumcision in children.
J. Pediatr. Child Health. 33:515-516
- De Blanco, L. P. : (1994)
Lip suture with isobutyl cyanoacrylate.
Endod. Dent. Traumatol 10: 15 – 18
- Eastman, D. P. and Robicsek, F.: (1998)
Application of cyanoacrylate adhesive (Krazy Glue) in critical cardiac injuries,
J. Heart Valve Dis. 7 72 - 74
- Echeverria, J.J. and Manzanares, C.: (1995)
Guided tissue regeneration in severe periodontal defects in anterior teeth,
J. Periodontol. 66, 295-300
- Gerkenmeyer, J. (2002)
In vitro Untersuchung der Verbundfestigkeit des Fuji Ortho self cure,
Medizinische Fakultät der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

- Gorelick, L. (1979)
Bonding - The State of the Art. A national survey
J Clin Orthod 13, 39-53
- Gosain, A.K., Song, L., Corrao, M.A. and Pintar, F.A., (1998)
Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery
Plast. Reconstr. Surg. 101, 582-591
- Grenadier, I., Philip, Ch., Stein, S.H. (1969)
Bonding Attachments directly to Teeth
JCO on CD-ROM, 399-403
- Hahn, R., Löst, C. (1996)
Adhäsiv befestigte Keramikeinlagefüllungen
Thieme, Stuttgart, New York, 24
- Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. (1995)
Einführung in die Zahnerhaltung
Urban und Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 140-143
- Kahl, B., König, A., Hilgers, R.D. and Schwarze, C.W., (1993)
Ethyl cyanoacrylate (Cyano-Veneer) as an orthodontic bracket adhesive.
A Comparative in-vitro study with Cyano-Veneer and a conventional orthodontic bracket adhesive
Fortschr. Kieferorthop. 54, 263-267
- Kim, Y.O., (1997)
Use of cyanoacrylate in facial bone fractures.
J. Craniofac. Surg. 8, 229-235
- Nakamichi, I., Iwaku, M., Fusayama, T. (1983)
Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test
J Dent Rest 62, 1076-1081
- Newman, G.V. (1965)
Epoxy Adhesive for orthodontic Attachments: Progress Report
Am J orthod 22, 23-27
- Newman, G.V. (1969)
Bonding Plastic orthodontic Attachments
JCO on CD-ROM, 231-238
- Newman, G.V. (1973)
Concept and Commentary
Current Status of bonding Attachments
JCO on CD-ROM, 425-449

- Newman, G.V. (1974)
Direct and indirect Bonding of Bracketts
JCO on CD-ROM, 264-274
- Örthendal, T.W. and Thailander, B. (1998)
Use of glass-ionomers for bracket bonding –
an ex vivo study evaluating a testing device for in vivo purposes,
Europ. J. Orthod. 20 : 201-8
- Perry, M.J. and Youngson, C.C.: (1995)
In vitro fracture fixation: adhesive systems compared with a conventional
technique,
Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 33, 224-227
- Retief, D.H., Dreyer , C.J., Garvon, G.(1970)
The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy
resin adhesive
Am J Orthod 58, 21-40
- Retief, D.H., (1974)
Failure at the dental adhesive – etched enamel interface
Journal of Oral Rehabilitation 1, 265-284
- Smith, H. Z., Casco, J.S., Leinfelder, K.F., Utle, J. D. (1976)
Comparison of orthodontic bracket bond strengths: Human vs bovine Enamel
J Dent Res 55, Abstract 367 B 153
- Slodov, I., Armbrecht, G. (1974)
A reliable Method for direct Bonding of methal Bracketts
JCO on CD-ROM, 512-517
- Zachrisson, B. A. (1977)
A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics.
Am. J.Orthod.71,173 - 189

Mein Dank gilt allen Mitwirkenden dieser Dissertation, die mich mit Rat und Tat unterstützten. Insbesondere Karmen Jurela, Frau Schille, Frau Dr. Pham, Iris Krone – Kaufhardt, Thelse Dose, und Prof. Dr. Dr. Göz

7. Lebenslauf Artur Hermann

- 1973** 4. August Geburt in der ehemaligen UdSSR in der Hauptstadt vom heutigen Kasachstan Alma-Ata
- 1978** Auswanderung in die ehemalige DDR mit Wohnsitz in Dresden
- 1987** Auswanderung in die BRD mit Wohnsitz in Karlsruhe
- 1989** Umzug nach Pforzheim
- 1994** Abitur am Theodor – Heuss – Gymnasium in Pforzheim und Beginn einer zahntechnischen Ausbildung im Labor Jost und Philipp in Pforzheim
- 1995** Beginn des zahnmedizinischen Studiums an der Eberhard – Karls – Universität in Tübingen
- 08. 10. 2001** Approbation zum Zahnarzt
- 2001** Assistenzzeit in Pforzheim
- 2004** Niederlassung in Gemeinschaftspraxis in Pforzheim