



Diplomarbeit

Einfluss verschiedener Verarbeitungstechniken auf die Dentinhaftung selbststützender Bondingsysteme

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktorin der Zahnheilkunde
(Dr. med. dent.)**

an der

Medizinischen Universität Wien

ausgeführt an der
Bernhard Gottlieb Universitätszahnklinik

unter der Anleitung von
Ao.Univ.Prof. DDr. Andreas Schedle
Dr. Alexander Franz

eingereicht von
Kimia Dorri
Matr.Nr.: 0542121

Ort, Datum: _____

Unterschrift: _____

Danksagung

Danken möchte ich im Besonderen meinen Eltern, meiner Schwester und meinem Schwager für ihre liebevolle und unermüdliche Unterstützung. Danke für eure Liebe und euren Glauben an mich.

Außerdem möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Entstehung dieser Diplomarbeit begleitet haben.

Vor allem bedanke ich mich bei Ao.Univ.Prof. DDr. Andreas Schedle für seine Zeit und seinen Einsatz. Ihre wissenschaftlichen Ratschläge und Ihre außerordentliche Betreuung schätze ich sehr.

Insbesondere möchte ich mich auch bei Dr. Alexander Franz für sein großes Engagement in allen Phasen dieser Diplomarbeit, vor allem innerhalb der Studie, bedanken.

Dankeschön an meine Freunde für die mentale Unterstützung und die gute Laune.

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung.....	5
2. Abstract.....	6
3. Einleitung.....	7
3.1. Hintergrund.....	7
3.1.1. Zusammensetzung von Schmelz und Dentin.....	7
3.1.2. Bovine versus humane Zähne.....	8
3.1.3. Komposit.....	9
3.1.3.1. Zusammensetzung von Komposit-Materialien.....	10
3.1.3.2. Lichtpolymerisation.....	11
3.1.4. Bonding.....	13
3.1.4.1. Schmelzkonditionierung.....	14
3.1.4.2. Dentinkonditionierung.....	14
3.1.4.3. Sieben Generationen von Bondingsystemen.....	15
3.1.4.4. Zusammensetzung von Xeno V.....	18
3.1.4.5. Zusammensetzung von Optibond AIO.....	18
3.2. Fragestellung.....	19
3.2.1. SSM2 Studentenpraktikum 2009.....	19
3.2.1.1. Definition: Messausfall.....	19
3.2.2. Materialien im Rahmen des Studentenpraktikums 2009.....	19
3.2.3. SSM 2 Studentenpraktikum 2008.....	20
3.2.4. Resultate der Studien 2008 und 2009.....	20
3.2.5. Problemstellung.....	21
3.3. Zielsetzung.....	21
4. Material und Methode.....	22
4.1. Vorbereitung zur Vorstudie.....	22
4.1.1. Messung der Luftstromstärke.....	22
4.1.2. Vergleich der Bearbeitungstechniken zwischen Konstanz und Wien.....	24
4.2. Die Vorstudie.....	25
4.3. Die Hauptstudie.....	26
4.3.1. Material.....	26

4.3.1.1. Getestetes Material.....	26
4.3.1.2. Bovine Zähne.....	26
4.3.1.3. Liste aller angewendeten Materialien.....	27
4.3.2. Aufbau der Studie.....	29
4.3.3. Bearbeitung der bovinen Kiefer.....	30
4.3.4. Reihenfolge der Bearbeitung der Prüfkörper.....	31
4.3.5. Beschleiff der Zähne.....	31
4.3.6. Vorbereitung der Materialien am Arbeitsplatz.....	32
4.3.7. Befüllung der Gelatine kapseln.....	32
4.3.8. Bekleben der Zähne.....	33
4.3.9. Lagerung der Prüfkörper.....	35
4.3.10. Messung der Prüfkörper.....	35
4.3.11. Brüche.....	36
5. Ergebnisse.....	37
5.1. Ergebnisse der Versuche in Konstanz.....	37
5.2. Ergebnisse der Vorstudie.....	38
5.3. Ergebnisse der Hauptstudie.....	40
5.4. Registrierte Messausfälle der Hauptstudie.....	45
5.5. Registrierte Brüche der Hauptstudie.....	46
6. Diskussion.....	48
6.1. Diskussion der erhaltenen Mittelwerte.....	48
6.2. Diskussion der Messausfälle.....	49
6.3. Vergleich der aktuellen Studie mit Studien der Literatur.....	50
7. Schlussfolgerung.....	54
8. Abkürzungsverzeichnis.....	55
9. Abbildungsverzeichnis.....	55
10. Grafikverzeichnis.....	56
11. Tabellenverzeichnis.....	56
12. Literaturverzeichnis.....	57
13. Anhang.....	63
14. Curriculum vitae.....	64

1. Zusammenfassung

Ziel:

Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss verschiedener Verarbeitungstechniken auf die Haftkraft selbststützender 1-Schritt Systeme zu untersuchen, um in weiterer Folge deren Performance zu optimieren.

Material und Methoden:

320 bovine Zähne wurden bis zur Freilegung einer adäquaten Dentinfläche beschliffen. Zwei selbststützende Bondingsubstanzen (Xeno V, Dentsply; Optibond All in One, Kerr) wurden nach den Angaben der Hersteller auf die Dentinflächen aufgebracht und auf 4 verschiedene Arten weiterverarbeitet: (1) mit leichtem Luftstrom (1,9 m/s) verblasen, mit einer Halogenlampe (500 mW/cm²) gehärtet, (2) mit starkem Luftstrom (10 m/s) verblasen, mit einer Halogenlampe (500 mW/cm²) gehärtet, (3) mit leichtem Luftstrom (1,9 m/s) verblasen, mit einer LED-Lampe (1200 mW/cm²) gehärtet und (4) mit starkem Luftstrom (10 m/s) verblasen, mit einer LED-Lampe (1200 mW/cm²) gehärtet. Danach wurden Komposit-Zylinder (CeramX Mono, Dentsply) auf die gebondeten Dentinflächen aufgebracht und gehärtet. Diese Prüfkörper wurden 24 Stunden bei 37°C in Wasser gelagert. Anschließend wurden die Zähne in Gips stabilisiert und die Dentinhaftung der Komposit-Zylinder mittels Universaltestmaschine (Zwick) mit einer Verlaufsgeschwindigkeit von 0,8 mm/min gemessen.

Resultate:

Xeno V zeigte pro Verarbeitungstechnik folgende Haftwerte (Mittelwerte ± Standardabweichung): (1) 8,63 ± 3,96 MPa, (2) 4,28 ± 3,40 MPa, (3) 7,55 ± 4,47 MPa, (4) 2,16 ± 2,37 MPa. Optibond All in One zeigte pro Verarbeitungstechnik folgende Haftwerte (Mittelwerte ± Standardabweichung): (1) 10,60 ± 3,07 MPa, (2) 7,02 ± 3,61 MPa, (3) 11,04 ± 3,71 MPa, (4) 7,62 ± 4,00 MPa.

Starkes Verblasen reduzierte die Haftkraft beider Bondingsysteme. Die innerhalb dieser Studie angewandten Lichtquellen hatten keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte der Bondingsysteme. Optibond All in One zeigte eine geringere Techniksensitivität als Xeno V hinsichtlich der Verblasetechnik.

Schlussfolgerung:

Die Verblasetechnik hat einen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftung der getesteten selbststützenden Bondingsysteme. Starkes Verblasen führt zu reduzierter Haftkraft. Die Techniksensitivität der beiden getesteten Bondings war unterschiedlich.

2. Abstract

Objective:

The aim of this study was to investigate the influence of various handling techniques on the adhesion force of self-etching 1-step systems to optimize their performance.

Materials and methods:

320 bovine teeth were ground to expose an adequate dentin. Two self-etching 1-step-systems (Xeno V, Dentsply; Optibond All in One, Kerr) were applied to the dentin surfaces according to the instructions given by the manufacturer and on 4 various types of handling processes: (1) blown with a light air flow (1.9 m/s), cured with a halogen lamp (500 mW/cm²), (2) blown with a strong air flow (10 m/s), cured with a halogen lamp (500 mW/cm²), (3) blown with a light air flow (1.9 m/s), cured with an LED lamp (1200 mW/cm²) and (4) blown with a strong air flow (10 m/s), cured with an LED lamp (1200 mW/cm²). Thereafter, composite cylinders (CeramX Mono, Dentsply) were applied to the bonded dentin and cured. The specimens were stored in water and placed in an incubator at 37°C. After 24 hours, the shear bond strength of the specimens was tested with an universal testing machine (Zwick) at a crosshead speed of 0.8 mm/min.

Results:

Xeno V showed the following adhesion values for each handling technique

(mean ± standard deviation):

(1) 8.63 ± 3.96 MPa, (2) 4.28 ± 3.40 MPa, (3) 7.55 ± 4.47 MPa, (4) 2.16 ± 2.37 MPa.

Optibond All in One showed following adhesion values for each handling technique

(mean ± standard deviation):

(1) 10.60 ± 3.07 MPa, (2) 7.02 ± 3.61 MPa, (3) 11.04 ± 3.71 MPa, (4) 7.62 ± 4.00 MPa.

Strong air flow reduced the adhesive strength of the two bonding systems. The light sources applied in this study had no significant effect on the *in vitro* adhesion of the bonding systems. Optibond All in One showed less technique-sensitivity than Xeno V referring to the air flow technique.

Conclusion:

The strength of the air flow has a significant influence on the shear bond strength of the tested self-etching bonding systems. Strong blowing leads to reduced adhesion. The sensitivity of the two tested bondings was different.

3. Einleitung

Immer mehr Patienten suchen aus ästhetischen Gründen eine Alternative zu Amalgamfüllungen, daher erfreuen sich Kunststofffüllungen immer größerer Beliebtheit. Doch das Legen von Kunststofffüllungen ist aufgrund mehrerer Arbeitsschritte wesentlich zeitaufwendiger als das Legen von Amalgamfüllungen. Deshalb versuchen viele Hersteller durch das Zusammenfassen dieser Arbeitsschritte den zeitlichen Aufwand des Legens von Kunststofffüllungen zu reduzieren, um einen geeigneten Ersatz für Amalgamfüllungen zu finden.

3.1. Hintergrund

3.1.1. Zusammensetzung von Schmelz und Dentin

Aufgrund der biochemischen Zusammensetzung von Schmelz und Dentin, ist es bis heute nicht gelungen, eine chemische Verbindung zwischen Komposit und Zahnoberfläche zu bilden.

Schmelz besteht zu 95% aus anorganischem Hydroxylapatit (Kalziumphosphat) und ist das härteste Material des menschlichen Körpers. Die Hydroxylapatit-Kristalle sind eingebettet in einer gallertartigen organischen Matrix, bestehend aus unlöslichen Proteinen und wenig Kohlenhydrat- und Lipid-Anteilen. Die organische Matrix macht nur 1-2% des Schmelzvolumens aus.

Die Hydroxylapatit-Kristalle sind in so genannte Schmelzprismen (hexagonale Stäbe) angeordnet und verleihen dem Schmelz seine charakteristische Struktur (Hellwig et al. 2009).

Dentin ist eine mineralisierte Substanz und liegt unterhalb der Schmelzschicht. Es besteht zunächst aus einer organischen Vorstufe (Prädentin), die aus Kollageneiweiß (Kollagentyp I) zusammengesetzt ist und später mineralisiert (Hellwig et al. 2009). Nach der Mineralisation beträgt der anorganische Anteil (Hydroxylapatit) ca. 70%, der organische ca. 20% und der Wassergehalt beläuft sich auf 10 %. Der organische Anteil besteht zu 90% aus Kollagenfasern. Der gesamte Kollagengehalt des Dentins beträgt ca. 17 % (Kugel et al. 2000). Die Hauptbestandteile der organischen Masse sind Glykosaminoglykane (Bertassoni et al. 2011).

Dentin wird in Manteldentin und zirkumpulpaes Dentin unterteilt. Die peripheren 30µm werden Manteldentin genannt. Manteldentin ist weniger dicht mineralisiert als das zirkumpulpaes Dentin (Hellwig et al. 2009). Jedoch zeigt sich das oberflächliche Dentin robuster und bruchfester gegenüber dem tiefen Dentin (Ryou et al. 2011). Zirkumpulpaes Dentin ist die Hauptmasse zwischen Manteldentin, Dentintubuli und Pulparaum. Es besteht aus peritubulärem und intertubulärem Dentin. Intertubuläres Dentin besteht aus ca. 50 % kollagenen Fasern. Diese verlaufen quer zur Verlaufsrichtung der Dentintubuli und bilden ein Geflechtwerk. Peritubuläres Dentin kleidet die Wände der Dentintubuli aus, beinhaltet keine kollagenen Fasern und ist sehr dicht mineralisiert (Hellwig et al. 2009).

Dentintubuli sind lange Kanäle die das Dentin durchziehen und die Fortsätze der dentinbildenden Odontoblasten beinhalten. Diese sind eingebettet in eine Flüssigkeit (Hellwig et al. 2009). Tiefes Dentin weist mehr Tubuli auf als oberflächliches Dentin (Kugel et al. 2000).

3.1.2. Bovine versus humane Zähne

Für experimentelle Versuche sind bovine Zähne eine billigere und leichter verfügbare Alternative zu humanen Zähnen. *Abbildung 1* zeigt einen bovinen Frontzahn in Vergleich zu einem humanen Seitzahn.



Abbildung 1: links: boviner Frontzahn, rechts: humaner Seitzahn

Biochemische Unterschiede zwischen Zähnen der beiden Spezies wurden in der Studie von Cantanho et al. (2011) beschrieben. Der Prozentsatz des soliden Dentins in sklerotischem Dentin ist bei humanen und bovinen Zähnen ähnlich hoch (human = 90,71 %, bovin = 89,08 %), wohingegen das humane Dentin sich als signifikant härter erwies als bovines Dentin (VHN micro hardness value: human = 45,26, bovin = 29,93).

Trotz der Unterschiede, zeigten einige Studien, dass bovine Zähne als Ersatz für humane Zähne geeignet sind:

Die Studie von Laurence-Young et al. (2011) stellte fest, dass das Dentin und der Schmelz von Rindern, die jünger als 20 Monate alt sind, ähnliche Eigenschaften wie die Zahnhartsubstanzen menschlicher Zähne haben. Deshalb eignen sich Zähne jüngerer Rinder gut für experimentelle Studien.

In einer Studie von Krifka et al. (2008) wurden bovine und humane Milchzähne in Bezug auf ihre *in vitro* Haftwerte miteinander verglichen und auch hier stellte sich heraus, dass bovine Zähne als geeignete Alternative zu menschlichen Zähnen in Betracht gezogen werden können.

Eine ähnliche Studie, jedoch mit permanenten bovinen und humanen Zähnen, wurde von Schilke et al. (1999) durchgeführt. Es zeigten sich ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Zähnen der beiden unterschiedlichen Spezies in Bezug auf die *in vitro* Haftwerte der angewandten Haftvermittler. Nur bovines Wurzeldentin zeigte sich ungeeignet als experimenteller Ersatz für humane Zähne, da es signifikant höhere Haftwerte als bovines Kronendentin und humanes Dentin aufwies.

3.1.3. Komposit

Heutzutage stehen uns viele verschiedene Füllungsmaterialien zur Verfügung, die, abhängig von Größe und Lokalisation der Karies, der Ästhetik, vorhandenem Bruxismus und der finanziellen Situation des Patienten, zum Einsatz kommen (Hellwig et al. 2009). Dazu gehören Komposite, die aufgrund des steigenden ästhetischen Bewusstseins der Patienten immer mehr an Bedeutung gewinnen (Craig et al. 2006).

Das Wort „Komposit“ steht im Allgemeinen für „zusammengesetzte Werkstoffe“. In der Zahnmedizin bezeichnet man zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien als Komposite (Hellwig et al. 2009). Komposite werden vor allem für ästhetisch wichtige Bereiche empfohlen, wo keine oder wenig Kaukräfte zum Einsatz kommen (Craig et al. 2006).

Da Frontzahnbrüche zu den häufigsten traumatischen Zahnfrakturen gehören, sind Komposite oft geeignete Restaurationsmaterialien (Dietschi et al. 2000).

Weiters bieten sich Komposite unter anderem auch für das Verschließen von medialen Zahnlücken (Diastema) und Reparaturen von Zahndefekten an (Dunn et al. 1998).

Es gibt verschiedene Kompositarten, wie fließfähige Komposite für kleine und wenig belastete Kavitäten, stopfbare Komposite für Black Klasse I und II Restaurationen, provisorische Komposite, sowie Stumpfaufbau-Komposite und Labor-Komposite. Außerdem gibt es 1-Pasten- und 2-Pasten-Komposite, wobei Erstere eine leichtere Handhabung aufweisen (Craig et al. 2006).

Zu den wichtigsten Eigenschaften zahnfarbener Füllungsmaterialien gehören neben einer hohen Bruchfestigkeit, einer hohen Abnutzungsresistenz und einer hohen Radioopazität, vor allem eine hohe Haftkraft an Dentin und Schmelz. Eine niedrige Polymerisationsschrumpfung und eine geringe Wasseraufnahme, sowie eine einfache Handhabung sind hierbei wünschenswert. Zudem sollte sich der thermische Expansionskoeffizient von Komposit jenem der Zahnhartsubstanz annähern (Craig et al. 2006).

Unter dem Begriff thermischer Expansionskoeffizient oder Wärmeausdehnungskoeffizient versteht man eine Größe, die es ermöglicht, die Ausdehnung eines Materials durch Erhitzen oder das Zusammenziehen durch Abkühlen zu quantifizieren (Craig et al. 2006).

Sehr wichtig für Patienten ist eine gute Farbanpassung an die natürlichen Zähne. Die Lichtdynamik ist ein relevantes Phänomen in Bezug auf ästhetische Restaurationen. Die Natur des einfallenden Lichts spielt eine zentrale Rolle bei der Wahrnehmung eines Objekts. Natürliche Zähne zeigen Transluzenz, Opaleszenz und Fluoreszenz, die alle von Füllungsmaterialien repliziert werden müssen, um den klinischen Erfolg zu erzielen. In der Natur schwankt die Transluzenz des Zahnschmelzes von Zahn zu Zahn und von Individuum zu Individuum. Deshalb sind Farbe und Dicke des Zahnschmelzes sowie der Grad der Durchsichtigkeit und seine Oberflächenstruktur wesentliche Komponenten bei der Festlegung der Transluzenz (Villarreal et al. 2011).

3.1.3.1. Zusammensetzung von Komposit-Materialien

Komposit-Materialien bestehen aus einer **Kunststoffmatrix**, die durch ein **Silanisierungsmittel** eine stabile Bindung mit den **Füllpartikeln** eingeht (Craig et al. 2006). Diese 3 Phasen werden **organische Matrix**, **Verbundphase** und **disperse Phase** genannt (Hellwig et al. 2009).

Die organische Matrix besteht aus multifunktionellen Methacrylaten, Initiatoren und Stabilisatoren. Multifunktionelle Methacrylate sind wichtig für eine hohe Reaktivität des Materials und weisen gute physikalische Eigenschaften auf. Außerdem sind sie relativ

farbstabil und toxikologisch unbedenklich. Initiatoren sind wichtig für die vollständige Polymerisation von Komposit-Materialien. Sie sind energiereiche Matrixbestandteile, die bei einer chemischen oder physikalischen Aktivierung in Radikale zerfallen. Diese bilden mit den Monomeren Polymerketten. Je höher die Reaktionsfreudigkeit der Initiator-moleküle, desto höher ist auch der Polymerisationsgrad des Materials. Stabilisatoren erhöhen die Lagerungsfähigkeit von Komposit-Materialien, indem sie mit vorzeitig entstandenen Initiatoren reagieren und eine verfrühte Polymerisation verhindern. Zusätzlich werden Pigmente für die Farbgestaltung und andere Additiva hinzugefügt, wie Lichtschutzmittel und Weichmacher (Hellwig et al. 2009).

3.1.3.2. Lichtpolymerisation

Im Falle von lichthärtenden Kompositen wird der Polymerisationsvorgang durch ein Initiator-molekül gestartet, welches durch Licht angeregt wird. Dieses Molekül zerfällt in Radikale und leitet die Vernetzung der Monomergruppen ein (Hellwig et al. 2009). Für die Qualitätssicherung weißer Füllungen ist die regelmäßige Kontrolle der Bestrahlungsstärke der Polymerisationslampen von großer Bedeutung. Auch das Lichtaustrittsfenster soll regelmäßig gereinigt werden (Hellwig et al. 2009).

Bei der Anwendung von Komposit-Materialien sollen statt einer kastenförmigen Präparation abgerundete Übergänge präpariert werden, um durch Polymerisationsschrumpfung entstehende Risse des Materials im Randbereich zu vermeiden.

Unter Polymerisationsschrumpfung versteht man eine Schrumpfung die beim Aushärtungsvorgang von Komposit auftritt und bis zu 3 Vol.-% betragen kann. Die dadurch entstandene Spannung kann zu einer Randspaltbildung führen. Marginale Verfärbungen, das Eindringen von Mikroorganismen und Sekundärkaries sind die Folge (Hellwig et al. 2009).

Es gibt verschiedene Lichtquellen, die zum Einsatz kommen, unter anderem Quarz-Wolfram-Halogen-Glühlampen (Halogen Lampen, siehe *Abbildung 2*) und Geräte mit lichtemittierenden Dioden (LED Lampen, siehe *Abbildung 3*). Die Polymerisationszeit unterscheidet sich, abhängig von Typ, Farbe und Dicke des Komposits und vom Lampentyp (Craig et al. 2006). Es wird angenommen, dass eine Bindungsstärke des Haftvermittlers von 17 MPa am Dentin ausreicht, um der Polymerisationsschrumpfung von Komposit-Materialien zu widerstehen (Triolo et al. 1995).



Abbildung 2: Halogen Lampe, Optilux Demetron (Kerr Corporation, Middleton, USA)



Abbildung 3: LED Lampe, DEMI™ (Kerr Corporation, Middleton, USA)

Die Polymerisationsstärke ist abhängig von Wellenlänge, Intensität und Art der Lichtquelle. Außerdem haben Farbe und Zusammensetzung des Komposits Einfluss auf den Härtevorgang. Halogenlampen decken ein breites Wellenlängenspektrum ab (400 - 500 nm). LED Lampen verfügen hingegen über ein enges Wellenlängenspektrum. Dies kann dazu führen, dass bestimmte Adhäsive und Komposite nicht optimal ausgehärtet werden (Hellwig et al. 2009). Daher ist es wichtig vor der Benutzung einer LED Lampe abzuklären, ob das Wellenlängenspektrum für das Komposit-Material geeignet ist.

3.1.4. Bonding

Um eine adäquate Haftung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz zu erhalten und Kräften zu widerstehen, welche durch Polymerisationsschrumpfung und Kaubewegung entstehen, kommen Bondingsysteme zum Einsatz (Craig et al. 2006).

Bondingsysteme sind Vermittler zwischen dem hydrophoben Komposit-Material und der hydrophilen Oberfläche des Zahnes. Eine weitere Aufgabe der Bondingsubstanzen ist es einen adäquaten Randschluss, eine lange Liegedauer und die Funktionstüchtigkeit der Kunststofffüllungen zu gewährleisten (Marxkors et al. 2001). Adhäsivsysteme sollten außerdem Einflussfaktoren wie Kaukräften, bakterieller Hydrolyse und sauren Substanzen Stand halten (Hellwig et al. 2009). Die mikromechanische Retention des Haftvermittlers zur Zahnhartsubstanz ist das Grundprinzip aller Verbundsysteme zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz (Marxkors et al. 2001).

Im Lichte der minimal-invasiven Zahnheilkunde, haben Bondingsysteme den Vorteil, dass eine makromechanische Retention hinfällig wird. Dadurch ist es möglich, durch einen geringen Eingriff nur kariöse oder beschädigte Anteile der Zahnhartsubstanz zu entfernen (Cardoso et al. 2011).

In einem Versuch, die Bonding-Technik zu vereinfachen, haben die Hersteller die Anzahl der notwendigen Schritte für die Durchführung des Bonding-Verfahrens vermindert. Als Konsequenz wurden 1-Schritt („self-etching“) Bondingsysteme eingeführt, welche aufgrund ihrer behaupteten Benutzerfreundlichkeit und niedrigen Technik-Empfindlichkeit schnell Beliebtheit am Dentalmarkt erlangten.

Um alle Bonding-Komponenten in einer einzigen Lösung zu vereinen, wurden saure und hydrophile Adhäsive entwickelt. Leider verursachen diese Eigenschaften eine Vielzahl an Problemen, die die Wirksamkeit und Stabilität der Haftung der zahnärztlichen Substrate gefährden können. Die höhere Anfälligkeit für Wasseraufnahme und damit verbundene Gefahr von Nanoleakages ist einer der Probleme (Cardoso et al. 2011).

Der Begriff „Nanoleakage“ bezieht sich auf die Randsichtigkeit zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz. Definitionsgemäß wird Nanoleakage durch die Diffusion von kleinen Ionen oder Molekülen (z.B. Silber Nitrat) in die Hybrid-Schicht, trotz Abwesenheit einer Spaltbildung, beschrieben und gemessen (Sano et al. 1995).

3.1.4.1. Schmelzkonditionierung

Durch Ätzung von prismatischem Schmelz wird eine Oberflächenvergrößerung erzielt, welche durch geometrische Effekte eine mikromechanische Verankerung herbeiführt (Hellwig et al. 2009).

3.1.4.2. Dentinkonditionierung

Dentin besitzt eine andere strukturelle und chemische Zusammensetzung als Schmelz (siehe 3.1.1. Zusammensetzung von Schmelz und Dentin). Die Konditionierung des Dentins erfolgt unter anderem durch die Entfernung der Schmierschicht (Smear Layer). Die Schmierschicht ist der organische Debris, der nach der Präparation des Dentins auf dessen Oberfläche verbleibt. Da sie eine Art Diffusionsbarriere für das Adhäsivsystem bildet, muss sie entfernt werden (Kugel et al. 2000). Dies führt zur Freilegung der Dentintubuli. Das Adhäsivsystem penetriert in diese Kanäle und härtet aus. Die ausgehärteten Kunststoffzapfen werden „tags“ genannt und leisten einen kleinen Beitrag zur Haftung. Die mikromechanische Haftung zwischen Dentin und Haftvermittler beruht jedoch hauptsächlich auf der Bildung einer Hybridschicht innerhalb des intertubulären Dentins (Hellwig et al. 2009).

Durch das Anätzen des intertubulären Hydroxylapatits wird Kollagen freigelegt. Um ein Kollabieren des Kollagens zu vermeiden, wird ein Primer aufgetragen. Dieser beinhaltet Methacrylat- und Dimethacrylat-Monomere. Der Primer fließt in das Kollagengeflecht und bildet eine stabile Schicht, die als Hybridschicht bezeichnet wird (Marxkors et al. 2001). Die Hybridschicht ist definiert als die demineralisierte Struktur der Zahnhartsubstanz, welche durch Monomere infiltriert und anschließend polymerisiert wird (Nakabayashi et al. 1982).

Adhäsivsysteme tragen auch zur Prävention von Zahnhalshypersensibilitäten bei, indem sie offene Dentinkanäle verschließen und somit die Flüssigkeitsbewegung in den Kanälen und die dadurch entstehenden Schmerzen senken (Hellwig et al. 2009). Die Studie von Yu et al. (2010) zeigte, dass vor allem selbstätzende 1-Flaschen-Systeme sich für die Desensibilisierung von hypersensiblen Zähnen sehr gut eignen.

3.1.4.3. Sieben Generationen von Bondingsystemen

Die **1. Generation** der Bondingsysteme hat die Grundformel M-R-X. M stellt die Methacrylatgruppe dar, R fungiert als Distanzhalter und X steht für eine funktionelle Gruppe, die mit Bestandteilen des Dentins eine chemische Verbindung eingehen sollte (Hellwig et al. 2009). Die Haftwerte dieser Generation betragen 1 bis 3 MPa und stellen sich als zu schwach dar (Kugel et al. 2000).

Die **2. Generation** der Bondingsysteme sollte durch eine Modifikation der Schmierschicht, eine Haftung zur Zahnhartsubstanz zustande bringen (Hellwig et al. 2009). Die meisten Adhäsive dieser Generation enthalten Halophosphorester von Bis-GMA, bzw. dessen Derivate. Diese sollten entweder mit den Kalzium-Ionen der Schmierschicht über ihre Phosphorgruppe eine Bindung eingehen (Steffens et al. 2007) oder aber mit dem Dentin eine ionische Bindung eingehen (Tao et al. 1988, Asmussen et al. 1988). Die Haftung ist jedoch zu gering. Einer der Gründe für die niedrige Bindung ist die zu schwache Verbindung zwischen Phosphat und Kalzium, die einer Hydrolyse (durch Speichel) nicht Stand halten kann. So wird auch dieser Generation klinisch keine Bedeutung zuteil (Kugel et al. 2000).

Die **3. Generation** der Bondingsysteme bildet eine mikromechanische Verankerung mit der demineralisierten Dentinoberfläche. Um eine adäquate Dentinhaftung zu gewährleisten, muss eine Entkalkung des oberflächlichen Dentins bis etwas 5 µm erfolgen. Außerdem muss die Schmierschicht, zusammengesetzt aus denaturiertem Kollagen und Hydroxylapatit, entfernt werden (Craig et al. 2006).

Aufgrund der früheren Annahme, dass Phosphorsäure pulpaschädigend auf Dentin wirken kann, werden bei der Anwendung der Adhäsive dieser Generation Schmelz und Dentin selektiv geätzt (Hellwig et al. 2009). Der Schmelz wird mit 37 % Phosphorsäure, das Dentin mit Malein-, Zitronen- oder Nitratsäure konditioniert (Steffens et al. 2007). Die durch die Ätzung freigelegten Kollagenfasern dürfen nicht austrocknen, da es sonst zu einem Kollabieren des Kollagens kommen kann. Die freigelegten Kollagenfasern werden mit einem Primer benetzt, welcher hydrophile Monomere beinhaltet (Hellwig et al. 2009). Die hydrophilen Monomere können in die Kollagenmatrix einsickern, indem sie mit ihrem hydrophilen Anteil an die Dentinoberfläche andocken und eine Adhäsion zustande bringen (Steffens et al. 2007). Die anschließende Stabilisation erfolgt durch ein Dentin-Adhäsiv mit Methacrylaten, welches in weiterer Folge aufgetragen wird. Als Schmelz-Adhäsiv kommen

niedrig visköse Dimethacrylate zum Einsatz. Es entsteht somit eine Hybridschicht zwischen dem hydrophoben Komposit und der hydrophilen Dentinfläche. Anschließend folgt eine kurze Aushärtung (Hellwig et al. 2009).

Die Anwendung der Total-Ätz-Technik oder Etch-and-Rinse-Technik ist das Hauptcharakteristikum der Bondingsysteme der **4. Generation** (Kanca et al. 1991). Diese Adhäsive bestehen aus 3 Komponenten und werden daher auch 3-Flaschen-Systeme genannt. Die 1. Flasche beinhaltet 37% Phosphorsäure für die Ätzung von Schmelz und Dentin, wobei Schmelz 30 s und Dentin 15 s geätzt wird. Die Säure wird danach mit einem Wasserspray entfernt und der geätzte Zahnanteil mit Luft trocken verblasen. Darauf folgend wird ein Primer auf die geätzte Zahnoberfläche einmassiert und anschließend wird sowohl die Schmelz- als auch die Dentinoberfläche durch ein Adhäsiv versiegelt (kombiniertes Schmelz-Dentin-Adhäsiv-System). Dieses wird durch eine Lichtquelle polymerisiert und in Folge wird Komposit aufgetragen (Hellwig et al. 2009).

Die Bondingsysteme der **5. Generation** verfügen über ein Ätzmittel und ein selbstprimendes Adhäsiv und werden daher auch 2-Flaschen-Systeme genannt (Kugel et al. 2000). Nach der Ätzung der Zahnhartsubstanz wird das Adhäsiv zweimal aufgetragen, wobei die erste Schicht als Primer und die zweite Schicht als Adhäsiv agiert (Hellwig et al. 2009).

Bei der **6. Generation** der Bondingsysteme kommen saure Primer-Adhäsiv-Gemische zum Einsatz. Da der Spülvorgang entfällt, spricht man von einer Non-Rinse-Technik (Kugel et al. 2000). Dabei werden Schmelz und Dentin mit selbstkonditionierenden, selbstprimenden Monomeren behandelt. Da die komplette Entfernung der Schmierschicht nicht mehr möglich ist (da der Spülvorgang entfällt), muss diese permeabel gemacht werden (Hedge et al. 2011). Diese Bondingsysteme müssen eine oberflächliche Demineralisation der Zahnhartsubstanz bewirken und eine simultane Penetration in die demineralisierte Tiefe zulassen. Dafür benötigen sie saure Monomere, die durch einen Ionisationsvorgang durch Wasser aktiviert werden (Hedge et al. 2011). Monomere können auch kovalente Bindungen zu Kollagen und ionische Bindungen zum Hydroxylapatit eingehen (Moszner et al. 2005, Van Landuyt et al. 2007, Finger et al. 2007, Yoshida et al. 2004).

Bei Bondingsystemen der 6. Generation wird nur noch eine Schicht appliziert. Die Verdunstung des Lösungsmittels erfolgt durch Verblasen. Die Adhäsivschicht sollte dabei

nicht zu dünn werden, da ansonsten durch die Sauerstoffinhibition der Oberfläche, eine adäquate Haftung nicht mehr gewährleistet ist (Hellwig et al. 2009). Ein Vorteil der 1-Schritt-Systeme ist, dass geätztes Dentin gleichzeitig mit Primer und Adhäsiv behandelt wird und durch das Ätzen geöffnete Dentintubuli sofort verschlossen werden. 3-Flaschen-Systeme können bei ungenauer Anwendung dazu führen, dass durch die Ätzung geöffnete Dentintubuli nicht durch Bonding verschlossen werden. Dies kann zu Zahnhypersensibilität führen (Hellwig et al. 2009). Weiters kann die aggressive Ätzung im Rahmen von Total-Ätz-Systemen zu postoperativer Zahnsensibilität führen (Asande Adebayo et al. 2008). Aus diesen Gründen senken selbstätzende Adhäsivsysteme die postoperative Zahnüberempfindlichkeit (Moszner et al. 2005, Van Meerbeek et al. 2003).

Bondingsysteme der **7. Generation** gehören zu den neuesten ihrer Art. Ein Anmischen ist nicht mehr notwendig (1-Schritt-1-Flaschen-Systeme). Zusätzlich ist eine längere Lagerungszeit möglich. Xeno V und Optibond AIO gehören dieser Generation an (Product Manual Optibond AIO, Wissenschaftliches Kompendium Xeno V, Nikhil et al. 2011).

3.1.4.4. Zusammensetzung von Xeno V

Xeno V ist ein HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat) freies, selbstätzendes 1-Komponenten-Adhäsiv und beinhaltet Butanol als Lösungsmittel (Nikhil et al. 2011).

Als Monomere beinhaltet Xeno V Acrylmonomere mit Amid-Gruppen. Die folgende Tabelle (Tabelle 1) wurde aus der Produktbeschreibung von Dentsply übernommen:

Tabelle 1: Bestandteile von Xeno V und ihre Funktionen

Bestandteile	Funktion
Bifunktionelle Acrylmonomere mit Amid-Gruppe	Quervernetzer
Acryloaminoalkylsulfonsäure	Ätz- und Netzmittel
„inverse“ funktionalisierte Phosphorsäure	Ätzmittel, Adhäsionsverstärker und Benetzer
Acrylsäure	Benetzer
Kampferchinon, Co-Initiator	Photoinitiator- System
Butyliertes Benzendiol	Stabilisation der Monomere während der Lagerung
Wasser	Lösungsmittel für die Harze und Unterstützung des Ätzworganges
Tertiär Butanol	Lösungsmittel für die Harze und milder Stabilisator

(Wissenschaftliches Kompendium Xeno V, Dentsply, Konstanz, Deutschland)

3.1.4.5. Zusammensetzung von Optibond AIO

Optibond AIO ist ein selbstätzendes 1-Komponenten-Adhäsiv und enthält 20% HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat). Als zusätzliche Monomere kommen Dimethacrylate (GPDM, HFGE-GMA, Bis-GMA) zum Einsatz (Van Landuyt et al. 2007). Als Lösungsmittel beinhaltet Optibond AIO 35-45% Aceton, 4-9% Ethanol und Wasser (Felizardo et al. 2011).

3.2. Fragestellung

3.2.1. SSM2 Studentenpraktikum 2009

Im Rahmen des SSM2 Studentenpraktikums an der Bernhard Gottlieb Universitätszahnklinik wurde im Jahr 2009 unter der Anleitung von Ao.Univ.Prof. DDr. Andreas Schedle eine Studie durchgeführt, die sich mit folgendem Thema auseinandersetzte: „Dentinhaftung selbstständer Bondingsysteme – ein Vergleich zweier Versuchsanordnungen.“ (Dorri et al. 2009). Ziel der Studie war es, zwei Vertreter der neuesten Generation der Bondingsysteme mit reduzierten Verarbeitungszeiten und dem klassischen 3-Schritt-System in Bezug auf die Haftwerte und die Messausfälle zu vergleichen.

3.2.1.1. Definition: Messausfall

In einigen Fällen war der Verbund zwischen Komposit und Dentin so gering, dass die Prüfkörper nicht gemessen werden konnten. Zwei Fälle wurden unterschieden:
Messausfall der 1.Art: Die Komposit-Zylinder sind vor der Messung bereits abgefallen.
Messausfall der 2.Art: Die Messung musste abgebrochen werden, weil die Maschine aufgrund zu geringer Haftung keine Messung durchführen konnte.

3.2.2. Materialien im Rahmen des Studentenpraktikums 2009:

Als Vertreter der 1-Schritt-1-Flaschen-Systeme wurde zum einen Xeno V, von der Firma Dentsply (Deutschland), und zum anderen Optibond AIO, von der Firma Kerr (USA), verwendet. Als Vertreter des klassischen 3-Schritt-Systems kam Optibond FL, ebenfalls von der Firma Kerr, zum Einsatz.

Es wurden ausschließlich bovine Zähne herangezogen. Als Komposit diente CeramX Mono (Dentsply, Konstanz, Deutschland). Für das Aushärten des Materials wurde eine Halogen Lampe (Optilux Demetron) mit einer Stärke von 500 mW/cm^2 eingesetzt. Zur Verblasung der Bondings kam eine Luftpistole mit der Luftstromstärke 10 m/s zum Einsatz.

Die Dentinhaftung wurde mittels Universaltestmaschine (Zwick) mit einer Verlaufs-geschwindigkeit von $0,8 \text{ mm/min}$ gemessen.

3.2.3. SSM 2 Studentenpraktikum 2008

Im Jahr 2008 wurde eine ähnliche Studie im Rahmen des SSM2 Studentenpraktikums durchgeführt, allerdings hatten die Studenten statt Luftpistolen, Blasebalgs (siehe *Abbildung 4*) für die Verblasung der Adhäsive zur Verfügung.



Abbildung 4: Blasebalg

3.2.4. Resultate der Studien 2008 und 2009

Die *in vitro* Haftung und die Messausfälle der einzelnen Bondings wurden mit den Ergebnissen des Vorjahres verglichen und in den unten angeführten *Tabelle 2* und *Tabelle 3* zusammengefasst:

Tabelle 2: Vergleich der Mittelwerte \pm Standardabweichung der *in vitro* Haftwerte der Bondingsysteme im Jahr 2008 und 2009

Bondingsystem	2008	2009
Optibond FL	MW = $9,8 \pm 4,3$ MPa	MW = $8,4 \pm 3,3$ MPa
Optibond AIO	MW = $9,1 \pm 4,3$ MPa	MW = $7,7 \pm 3,7$ MPa
Xeno V	MW = $6,1 \pm 4,5$ MPa	MW = $6,2 \pm 2,9$ MPa

(Joldzic et al. 2008, Dorri et al. 2009)

Xeno V wies mit dem Mittelwert $6,1 \pm 4,5$ MPa im Jahr 2008 und dem Mittelwert $6,2 \pm 2,9$ MPa im Jahr 2009 im Vergleich zu den anderen getesteten Adhäsive die niedrigsten *in vitro* Haftwerte auf.

Tabelle 3: Der Prozentanteil der Messausfälle der Bondingsysteme im Jahr 2008 und 2009

Bondingsysteme	2008	2009
Optibond FL	17,1%	4,3%
Optibond AIO	32,1%	8,6%
Xeno V	57,1%	73,8%

(Joldzic et al. 2008, Dorri et al. 2009)

3.2.5. Problemstellung

Die Anzahl der Messausfälle bei Optibond FL und Optibond AIO nahmen 2009 aufgrund der besseren technischen Möglichkeiten im Vergleich zum Vorjahr ab. Bei Xeno V aber stieg der Prozentanteil von 57,1% auf 73,8%. Das bedeutet, dass die Anzahl der Fälle, die aufgrund zu niedriger *in vitro* Haftwerte nicht gemessen werden konnten, anstieg.

3.3. Zielsetzung

Da Xeno V im Rahmen der SSM2 Studentenpraktika Messausfälle in Höhe von 57,1 % (2008) bzw. 73,8% (2009) aufwies, wurde im Zuge dieser Studie erstmals ein Augenmerk auf die genaue Anwendungsmethode von Xeno V gelegt. Es wurden verschiedene Verarbeitungstechniken einander gegenüber gestellt, um deren Auswirkung auf die *in vitro* Haftwerte von Xeno V zu testen. Das Ziel dieser Studie war es, den Effekt von Lichtstärke und Blasintensität auf die Haftwerte der Bondingsysteme zu erforschen und dadurch die optimale Anwendung für Xeno V zu ermitteln.

Um die Auswirkung von Lichtstärke und Blasintensität auch auf andere selbstätzende Bondingsysteme zu überprüfen, wurde Optibond AIO als Referenzprodukt angewendet.

4. Material und Methode

4.1. Vorbereitung zur Vorstudie

4.1.1. Messung der Luftstromstärke

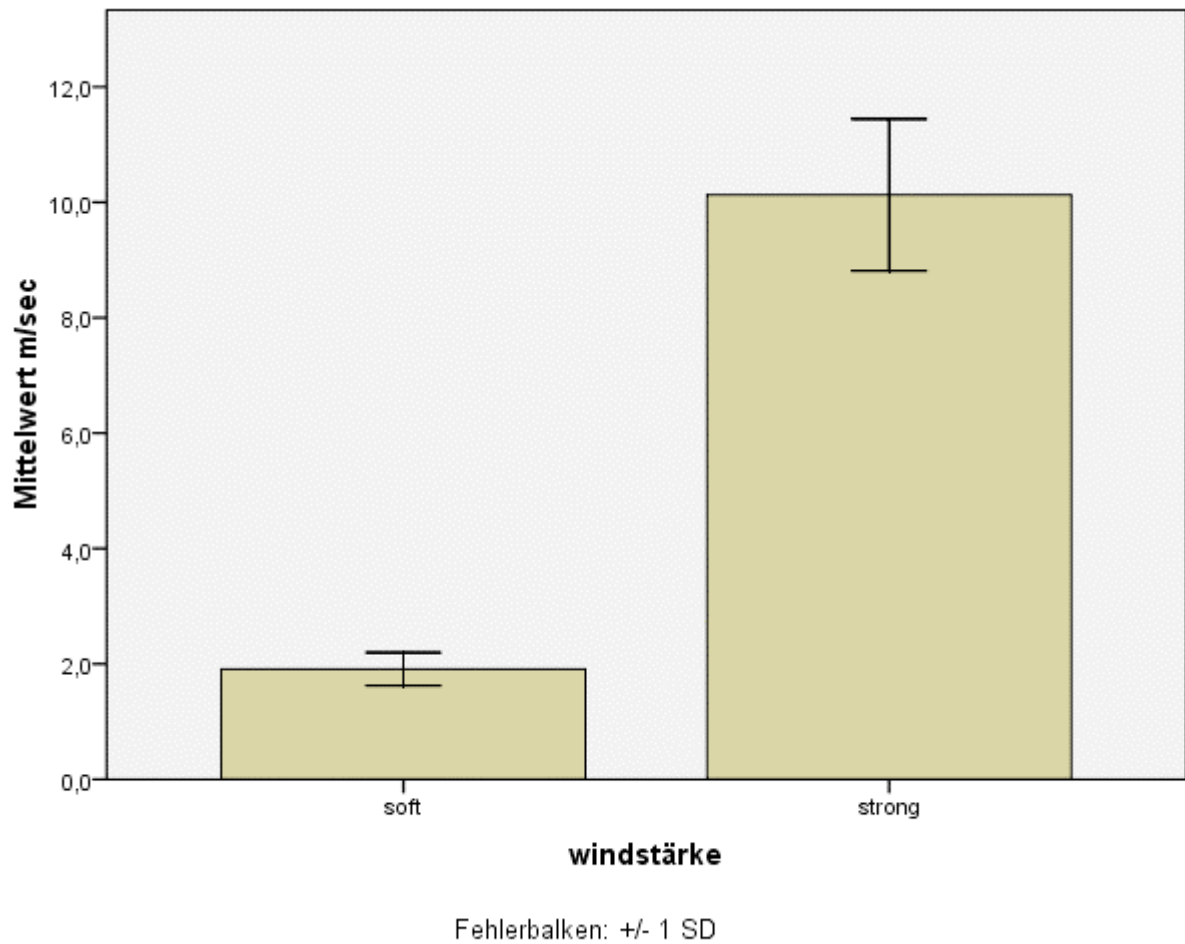
Um die Luftstromstärke zu definieren wurden 10 unabhängige Messungen pro Luftstromstärke durchgeführt. Jede Messung dauerte 15 s. Dabei wurde alle 2 s von einem Kestrel Windmessgerät (siehe *Abbildung 5*) die Luftstromstärke in m/s gemessen.



Abbildung 5: Windmessgerät Kestrel 4000

Die Mittelwerte \pm Standardabweichung der 10 Messungen pro Luftstromstärke sind in *Grafik 1* dargestellt. Dies ergibt eine mittlere Luftstromstärke von 1,9 m/s für leicht (soft) verblasen, sowie eine mittlere Luftstromstärke von 10 m/s für stark (strong) verblasen.

Grafik 1: Ermittlung der Luftstromstärke in m/s.



4.1.2. Vergleich der Bearbeitungstechniken zwischen Konstanz und Wien

Für eine genaue Untersuchung des Produktes, wurde der Hersteller von Xeno V (Dentsply, Konstanz, Deutschland) aufgesucht. Dort wurde im Rahmen von insgesamt 13 Versuchsreihen mit jeweils 6 Zähnen, die Arbeitsanleitung des Herstellers von Xeno V studiert. Die ersten 7 Reihen wurden ausschließlich mit humanen Zähnen durchgeführt, die restlichen 6 Versuchsreihen wurden mit bovinen Zähnen durchgeführt.

Die Arbeitsanleitung des Herstellers wurde mit der der Bernhard Gottlieb Universitätszahnklinik verglichen. Die Unterschiede sind in *Tabelle 4* angeführt.

Tabelle 4: Unterschiede in der Arbeitsanleitung zwischen Dentsply und Zahnklinik

Arbeitsanleitung Dentsply	Arbeitsanleitung Zahnklinik
Luftpistole mit einer Luftstromstärke von 1,9 m/s	Luftpistole mit einer Luftstromstärke von 10 m/s
LED Lampe mit einer Lichtintensität von 1200 mW/cm ²	Polymerationslampe Optilux Demetron mit einer Lichtintensität von 500 mW/cm ²
Komposit TPH3 A2 (Dentsply)	Komposit CeramX Mono M5 (Dentsply)
humane Zähne	bovine Zähne
Kurzer Beschleif der Zähne aufgrund weicheren Schmelzes (humane Zähne)	Lange Schleifdauer der Zähne aufgrund härteren Schmelzes (bovine Zähne)
Kleinere Dentinfläche	Größere Dentinfläche
Während der Bearbeitung werden Zähne in 37 °C warmes Wasser gehalten	Während der Bearbeitung werden Zähne in normales Leitungswasser gehalten
Abtrocknen der Dentinfläche mit einem Taschentuch	Abtrocknen der Dentinfläche mit einer Luftpistole
Xeno V wird einmal auf das Dentin aufgetragen	Xeno V wird zweimal auf das Dentin aufgetragen

Es wurden zwei Parameter erkannt, die einen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte von Xeno V aufweisen könnten. Dazu zählen einerseits die Lichtintensität der Blaulichter, die für die Aushärtung von Xeno V zum Einsatz kommen und andererseits die Stärke des Luftstroms, der für die Verblasung des Adhäsivs angewendet wird.

4.2. Die Vorstudie

Aufgrund der gewonnenen Erkenntnisse bei Dentsply wurde in Wien eine Vorstudie durchgeführt. Bovine Zähne wurden per Zufall in zwei Gruppen aufgeteilt:

Eine Gruppe wurde mit Xeno V bearbeitet, die andere mit Optibond AIO.

In jeder der Gruppen gab es vier verschiedene Parameter:

- 1) mit leichtem Luftstrom (1,9 m/s) verblasen,
mit einer Halogenlampe (500 mW/cm²) gehärtet,
- 2) mit starkem Luftstrom (10 m/s) verblasen,
mit einer Halogenlampe (500 mW/cm²) gehärtet,
- 3) mit leichtem Luftstrom (1,9 m/s) verblasen,
mit einer LED-Lampe (1200 mW/cm²) gehärtet und
- 4) mit starkem Luftstrom (10 m/s) verblasen,
mit einer LED-Lampe (1200 mW/cm²) gehärtet.

Das Institut für medizinische Statistik hat anhand der Ergebnisse des Vorversuches die Sample Size Calculation ausgerechnet. Aufgrund von 16 geplanten Tests (6 Tests innerhalb Xeno V, 6 Tests innerhalb Optibond AIO und 4 Tests zwischen Xeno V und Optibond AIO) wurde der Signifikanzlevel für die Sample Size Calculation auf 0,001 gesetzt (Bonferroni-Holm-Korrektur). Eine Sample Size von 37 Zähnen pro Gruppe wurde benötigt, um Unterschiede zu finden. Daher wurde die Gesamt Sample Size auf 320 Zähne gesetzt (also 40 Zähne für jede der 8 Gruppen).

4.3. Die Hauptstudie

4.3.1. Material

4.3.1.1. Getestetes Material

Getestet wurde das 1-Schritt-1-Flaschen-System Xeno V von der Firma Dentsply. Als Vergleichsprodukt kam das Bondingsystem Optibond AIO von der Firma Kerr, ebenfalls ein 1-Schritt-1-Flaschen-System, zum Einsatz.

4.3.1.2. Bovine Zähne

Da die Beschaffung großer Mengen kariesfreier, humaner Zähne sehr schwierig ist, wurden für die Hauptstudie bovine Zähne verwendet. Ein Vergleich mit Studien mit humanen Zähnen ist dennoch möglich, da die Struktur der Zahnhartsubstanz beider Spezies sehr ähnlich ist und sich dadurch keine signifikanten Unterschiede in der Haftung bemerkbar machen (siehe 3.1.2. Bovine versus humane Zähne).

4.3.1.3. Liste aller angewendeten Materialien

In der *Tabelle 5* sind alle Materialien genannt, die während der Hauptstudie zum Einsatz gekommen sind.

Tabelle 5: Materialien für die Hauptstudie

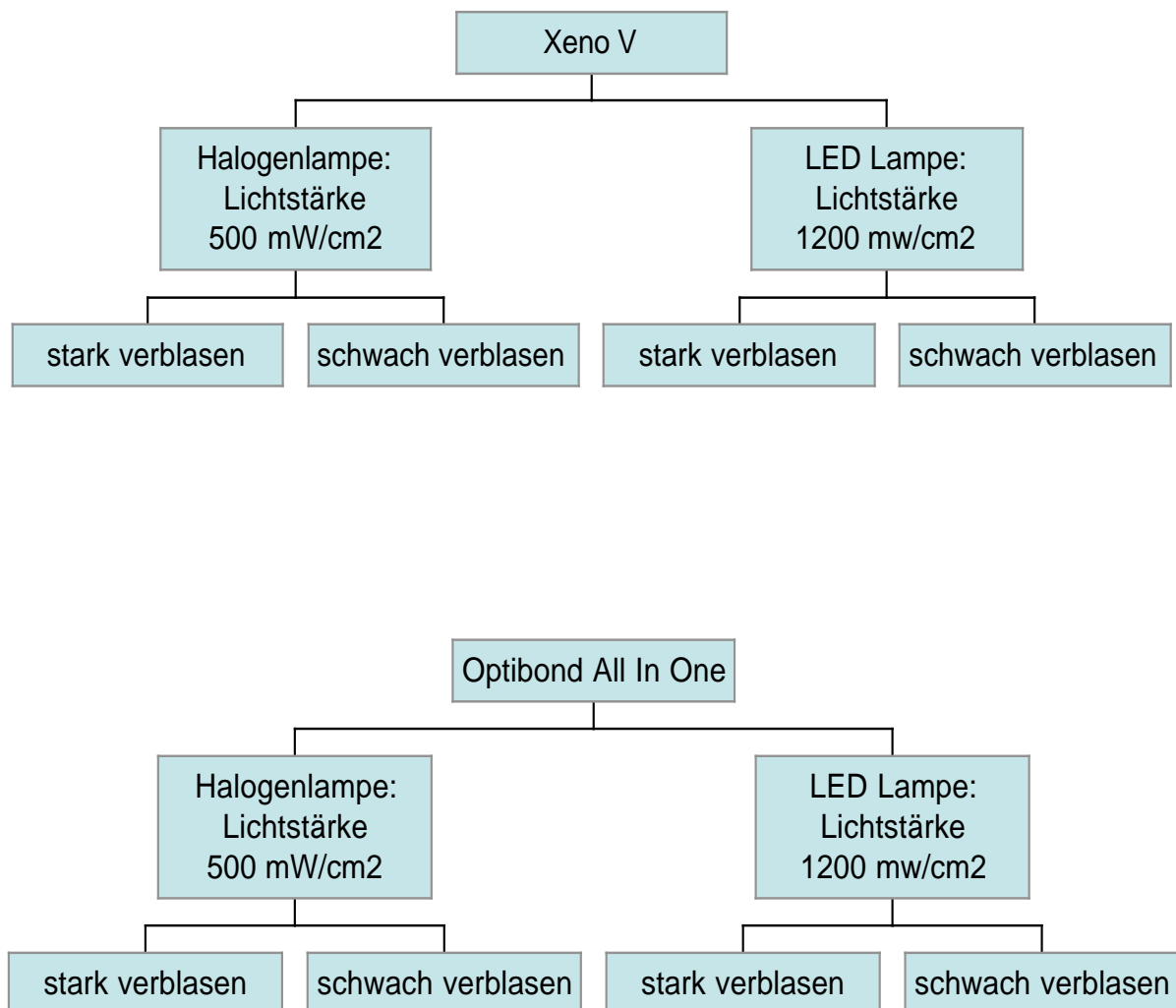
Material	Marke	Anwendung
320 bovine Zähne	Firma Albrecht	Prüfkörper
Protaper	Mani Inc. (Tochigi, Japan)	Entfernung der Pulpa
Aufbewahrungsflüssigkeit	0,5 %ige Chloramine-T-Lösung (Merck 1.02424.1000)	Lagerung der bovinen Zähne
Komposit	CeramX Mono M5, LOT 0810002117 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland)	Komposit-Zylinder
Hart-Gelatine-Leer- Kapseln (Ø 4mm, 9mm Höhe)	Warner Lambert	Füllform für die Komposit-Zylinder
Bonding 1	Xeno V LOT 0909000492 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland) selbstätzend	Das zu überprüfende Material
Bonding 2	Optibond AIO LOT 3124138 (Kerr Corporation, Middleton, USA) selbstätzend	Vergleichsmaterial
Halogenlampe 500 mW/cm ²	Polymerationslampe Optilux Demetron	Aushärten der Bondings
LED Lampe 1200mW/cm ²	DEMI™ (Kerr Corporation, Middleton, USA)	Aushärten der Bondings

Luftpistole Manuell Einstellbar: 10 m/s 1,9 m/s	-	Verblasen der Bondings
Schleifmaschine	Metaserv 2000 8“ Grinder Polisher (Buehler GmbH, Düsseldorf, Deutschland)	Beschleifen der bovinen Zähne
Sandpapier Grit 80, 400, 1000	Buehler GmbH (Düsseldorf, Deutschland)	Beschleifen der bovinen Zähne
CliXdish/ Schale	Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland	Behälter für das Bonding
Applicatoren/Bürsten	Kerr Applicators™	Auftragen und Einreiben des Bondings auf die Zahnoberfläche
Stopfer/ Schaufel	-	Bearbeiten des Komposits
Gips	Moldano blau Stone Type 3 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)	Fixierung der Prüfkörper für die Messung
Messgerät	Universaltestmaschine (Zwick Roell, Ulm, Deutschland)	Messung der <i>in vitro</i> Haftwerte der Prüfkörper
sonstiges	Papierunterlage, Stoppuhr, Handschuhe, Schutzbrille, Kompositpistole	

4.3.2. Aufbau der Studie

Der Aufbau der Studie ist in *Grafik 2* dargestellt. 320 bovine Zähne wurden in zwei Gruppen aufgeteilt. Die erste Gruppe wurde mit Xeno V, die zweite mit Optibond AIO bearbeitet. Jede Gruppe wurde wiederum halbiert. Der erste Teil wurde mit einer Halogenlampe (500 mW/cm^2), der zweite Teil mit einer LED Lampe (1200 mW/cm^2) gehärtet. Abermals wurden die jeweiligen Gruppen aufgeteilt, so dass die erste Hälfte mit einem starken Luftstrom und die zweite Hälfte mit einem schwachen Luftstrom verblasen werden konnte. Die Zähne wurden randomisiert den jeweiligen Gruppen zugeordnet.

Grafik 2: Aufbau der Studie



Den 8 Gruppen wurden per Zufall römische Zahlen zugeordnet (siehe *Tabelle 6*):

Tabelle 6: Einteilung der Verarbeitungstechniken

Gruppe	Adhäsive	Verblasetechnik	Lichtstärke in mW/cm^2
I	Xeno V	schwach	1200
II	Xeno V	stark	1200
III	Optibond AIO	stark	1200
IV	Optibond AIO	schwach	500
V	Xeno V	schwach	500
VI	Optibond AIO	schwach	1200
VII	Optibond AIO	stark	500
VIII	Xeno V	stark	500

4.3.3. Bearbeitung der bovinen Kiefer

Die bovinen Kiefer wurden noch am Tag der Lieferung bearbeitet. Hierfür wurden diese festgeschraubt und die Zähne aus dem Kiefer herausgesägt (siehe *Abbildung 6*). Mit Hilfe von Protapern wurde die Pulpa entfernt. Anschließend kamen die Zähne in eine 0,5 % Chloramine-T-Lösung in den Kühlschrank, wo sie bei 4°C bis zur weiteren Verwendung gelagert wurden.



Abbildung 6: Eingespannter Rinderkiefer, Foto: Armando Guruianu

4.3.4. Reihenfolge der Bearbeitung der Prüfkörper

An jedem Versuchstag wurden abwechselnd 16 beziehungsweise 24 Zähne bearbeitet. Um einem systematischen Fehler vorzubeugen, kamen am gleichen Tag Zähne aus 4 verschiedenen Gruppen zur Bearbeitung. Die Reihenfolge der Bearbeitung der einzelnen Gruppen war zufällig. An unterschiedlichen Versuchstagen wurde also mit einer jeweils anderen Gruppe begonnen (siehe *Tabelle 14* im Anhang).

4.3.5. Beschleif der Zähne

Die Zähne wurden mit einer Schleifmaschine (Metaserv 2000 8“, siehe *Abbildung 7*) beschliffen. Zuerst kam ein grobes Sandpapier mit 80 Grit zum Entfernen der Schmelzschicht zum Einsatz. Dann wurde mittels einer Schleifpapierstärke von 400 Grit eine adäquate Dentinfläche freigelegt. Anschließend wurde zur Glättung der Zahnoberfläche eine feine Schleifpapierstärke von 1000 Grit für 10 s verwendet (siehe *Abbildung 8*). Abschließend kamen die Zähne für 10 s zur Spülung unter fließendes Wasser.



Abbildung 7: Schleifmaschine Metaserv 2000 8“



Abbildung 8: Beschleifen der Zähne auf Sandpapier

4.3.6. Vorbereitung der Materialien am Arbeitsplatz

Der Arbeitsplatz war mit einer Papierunterfläche zugedeckt. Am Arbeitsplatz selbst befanden sich Taschentücher, Handschuhe, eine Stoppuhr, Komposit-Material, eine Kompositpistole, Gelatinekapseln, ein Stopfer, eine Schaufel, eine manuell verstellbare Luftpistole, ein Fläschchen des jeweiligen Adhäsivs, eine Schale oder ein CliXdish, Applikatoren, eine Halogen Lampe, eine LED-Lampe, sowie eine Schutzbrille.

4.3.7. Befüllung der Gelatinekapseln

Die Gelatinekapseln wurden zunächst zu $\frac{2}{3}$ mit Komposit gefüllt (siehe *Abbildung 9*), mit dem Stopfer verdichtet und mit Blaulicht für 20 Sekunden gehärtet. Während des Härtens wurden die Gelatinekapseln zwischen Daumen und Zeigefinger gedreht, so dass die Polymerisation überall gleichmäßig stattfinden konnte.

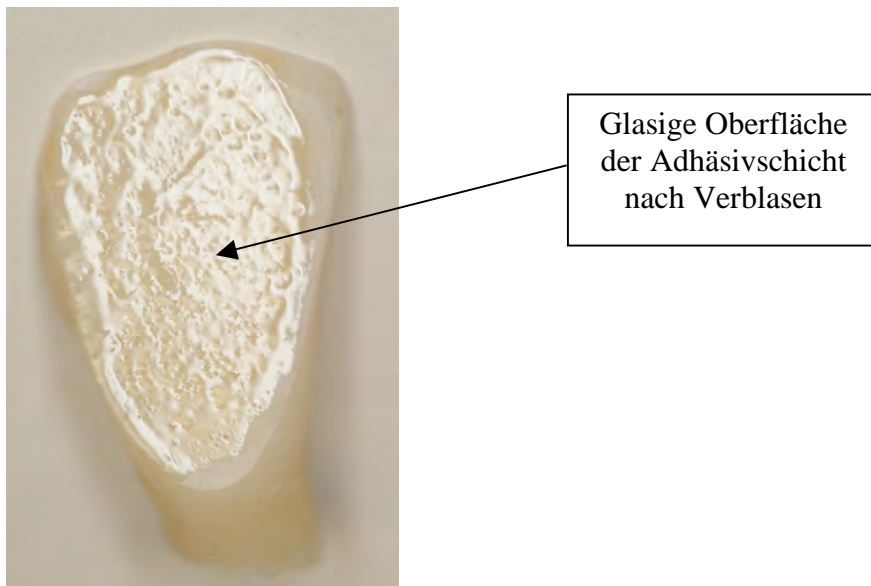


Abbildung 9: Eine zu $\frac{2}{3}$ mit Komposit befüllte Gelatinekapsel

4.3.8. Bekleben der Zähne

Die Zähne wurden mit einer Luftpistole vorsichtig getrocknet. Dabei wurde großer Wert darauf gelegt, die Dentinfläche nicht zu übertrocknen. In weiterer Folge wurden zwei Tropfen des jeweiligen Adhäsivs in das CliXdish getropft. Mit einem Applikator wurde das Bonding dann mit einem leichten Druck für 20 s in die freie Dentinfläche des Zahnes einmassiert. Für Optibond AIO wurde dieser Vorgang zweimal durchgeführt.

Dann wurde das aufgetragene Bonding entweder mit einer starken oder einer schwachen Luftstromintensität solange gleichmäßig verblasen, bis sich die Bondingschicht unter dem Luftstrom nicht mehr bewegte und sich eine glasige Oberfläche bildete (siehe *Abbildung 10*).



Glasige Oberfläche
der Adhäsivschicht
nach Verblasen

Abbildung 10: boviner Zahn mit verblasener Adhäsivschicht

Anschließend wurde das Bonding entweder mit einer Halogen oder LED-Lampe nach den Angaben der Hersteller gehärtet (Xeno V: 20 s, Optibond AIO: 10 s).

Als nächster Schritt wurde das restliche Drittel einer vorgefüllten Gelatine kapsel mit Komposit gefüllt, sodass sich ein leichter Überschuss hervorhob, der mit einem Heidemannspatel zu einem kleinen Hügel geformt wurde. Mit großer Vorsicht wurde die Gelatine kapsel im rechten Winkel auf die mit Adhäsiv bereits bearbeitete Dentinfläche appliziert (siehe *Abbildung 11*). Der Überschuss wurde anschließend behutsam mit dem Heidemannspatel abgetragen. Dabei durfte der Komposit-Zylinder nicht verrutschen.

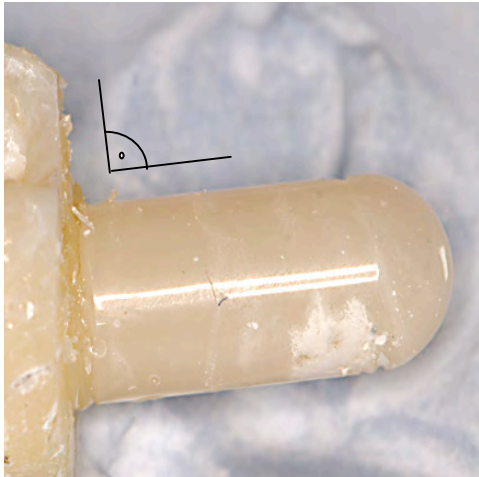


Abbildung 11: Komposit-Zylinder im rechten Winkel zur Zahnoberfläche

Schließlich wurde die Basis des Komposit-Zylinders sternförmig von 3 Seiten für je 20 s mit der gleichen Lampe, die zuvor für das Härten des Bondings angewendet wurde, gehärtet (siehe *Abbildung 12*).

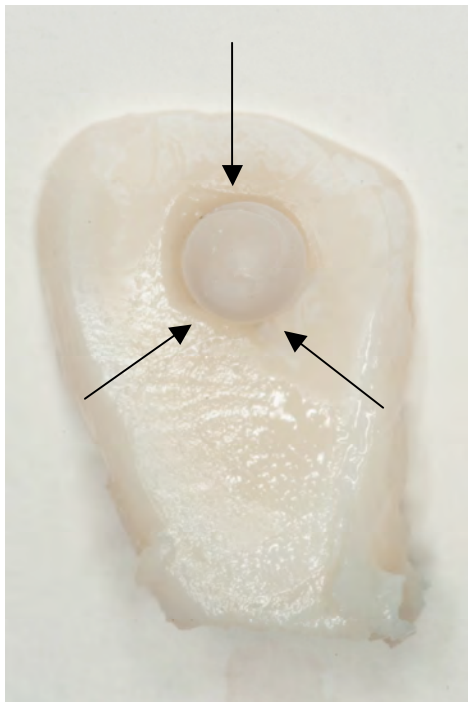


Abbildung 12: boviner Zahn mit beklebtem Komposit-Zylinder
(die Pfeile stellen die Richtung der Lichthärtung dar)

4.3.9. Lagerung der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden für 24 Stunden in einem Inkubator bei 37° C in Wasser gelagert.

4.3.10. Messung der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden für die Durchführung des Schertests in Gips fixiert. Die *in vitro* Haftwerte der einzelnen Prüfkörper wurden durch die Universaltestmaschine Zwick ermittelt (siehe *Abbildung 13*).

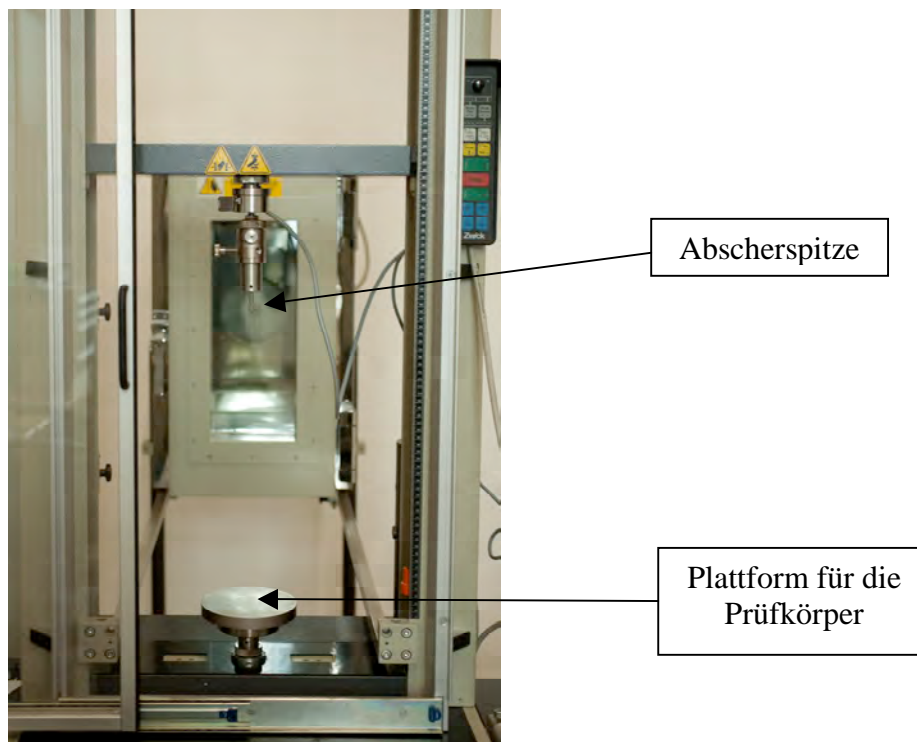


Abbildung 13: Universal Testmaschine Zwick

Die Abscherspitze aus gehärtetem Stahl drückt mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,8 mm/s parallel zur Dentinoberfläche des Zahnes auf den Komposit-Zylinder knapp neben seiner Basis (siehe *Abbildung 14*). Die Kraft, die benötigt wird, um den Komposit-Zylinder abzubrechen, wird von der Universaltestmaschine in Megapascal registriert.

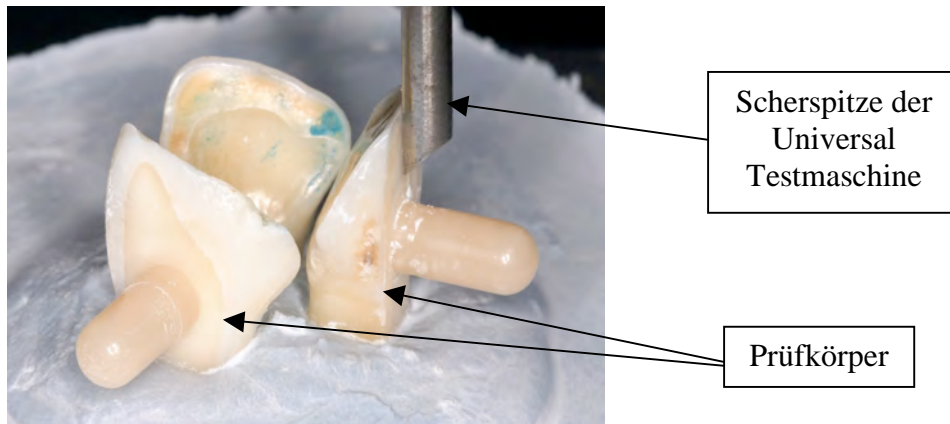


Abbildung 14: Vermessung der *in vitro* Haftwerte der in Gips stabilisierten Prüfkörper

4.3.11. Brüche

Innerhalb der Studie wurde zwischen 3 verschiedenen Brucharten unterschieden:

Adhäsiiver Bruch: Der Komposit-Zylinder ist im Bereich des Verbundes zwischen Komposit und Bonding abgebrochen.

Kohäsiver Bruch: Ein Stück Dentin ist mit dem Komposit-Zylinder ausgebrochen.

Kompositbruch: Der Bruch findet über der Basis des Komposit-Zylinders statt, so dass ein Stück Komposit am Zahn kleben bleibt.

5. Ergebnisse

5.1. Ergebnisse der Versuche in Konstanz

Die Ergebnisse der Vorversuche beim Hersteller von Xeno V sind in *Tabelle 7* aufgelistet.

Tabelle 7: in vitro Haftwerte der 13 Versuchsreihen in Konstanz

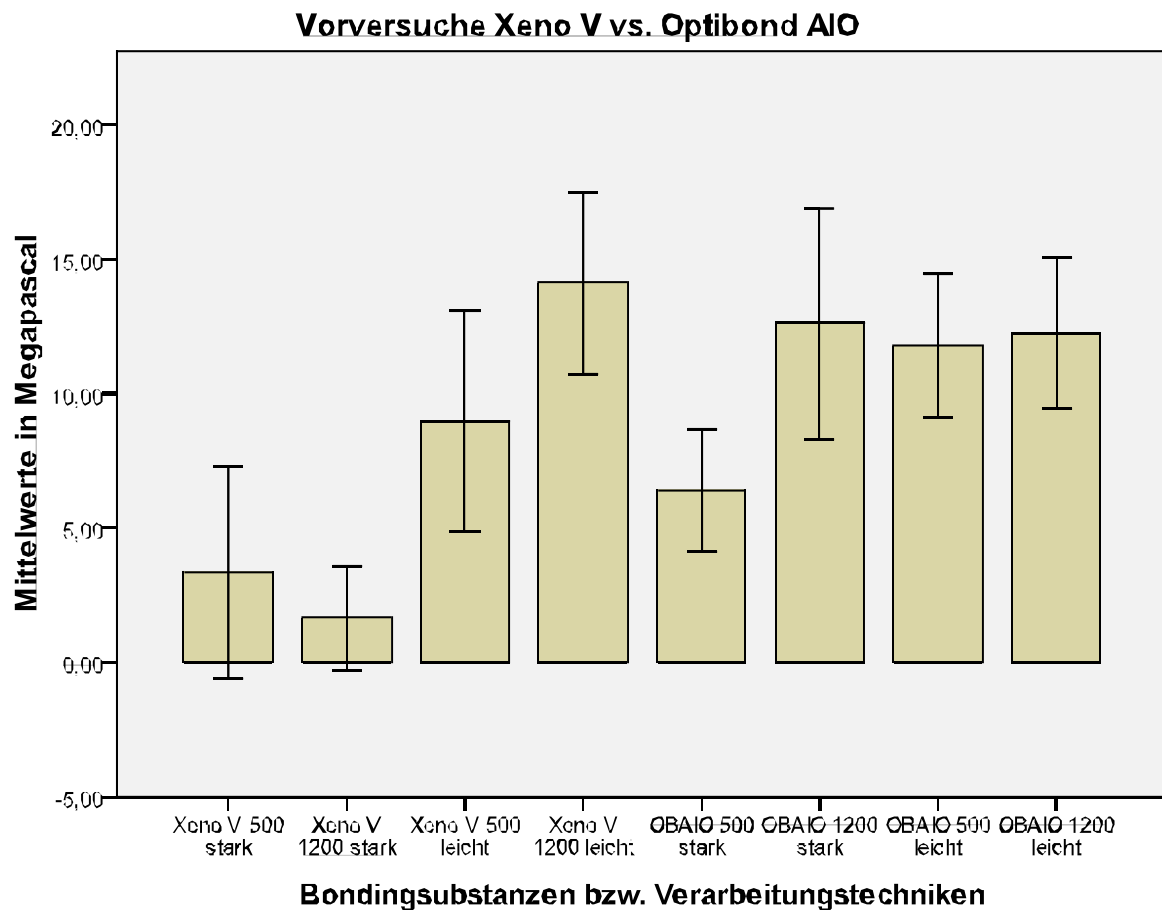
MW \pm Stddev: Mittelwert \pm Standardabweichung

Versuchsreihe (VR)	Adhäsive	Substrat	<i>In vitro</i> Haftwerte in MPa (MW\pm Stddev)
1. VR	Xeno V	humane Zähne	17,34
2. VR	Xeno V	humane Zähne	19,05
3. VR	Xeno V	humane Zähne	9,01
4. VR	Xeno V	humane Zähne	12,36
5. VR	Xeno V	humane Zähne	14,38
6. VR	Xeno V	humane Zähne	13,11
7. VR	Xeno V	humane Zähne	15,38
8. VR	Xeno V	bovine Zähne	17,4 \pm 3,3
9. VR	Xeno V	bovine Zähne	15,6 \pm 5,9
10. VR	Xeno V	bovine Zähne	15,1 \pm 6,3
11. VR	Xeno V	humane Zähne	11,7 \pm 5,4
12. VR	Xeno V	humane Zähne	15,8 \pm 6,0
13. VR	Optibond AIO	humane Zähne	21,2 \pm 2,8

5.2. Ergebnisse der Vorstudie

Die Vorstudie umfasste 48 bovine Zähne. Pro Verarbeitungstechnik wurden 6 Zähne verwendet. Die Mittelwerte pro Verarbeitungstechnik sind in *Grafik 3* dargestellt.

Grafik 3: Balkendiagramm. Mittelwerte der Vorstudie pro Verarbeitungstechnik



Die X-Achse entspricht den Gruppen (Verarbeitungstechniken), die Y-Achse entspricht den Mittelwerten (braune Balken) und den Standardabweichungen (schwarze Linien) der einzelnen Gruppen in MPa.

Die Mittelwerte, die Mediane, die Standardabweichung, die niedrigsten (Minimum) und die höchsten (Maximum) Haftwerte pro Verarbeitungstechnik im Rahmen der Vorstudie sind in *Tabelle 8* angegeben.

Tabelle 8: Werte der einzelnen Verarbeitungstechniken im Rahmen der Vorstudie

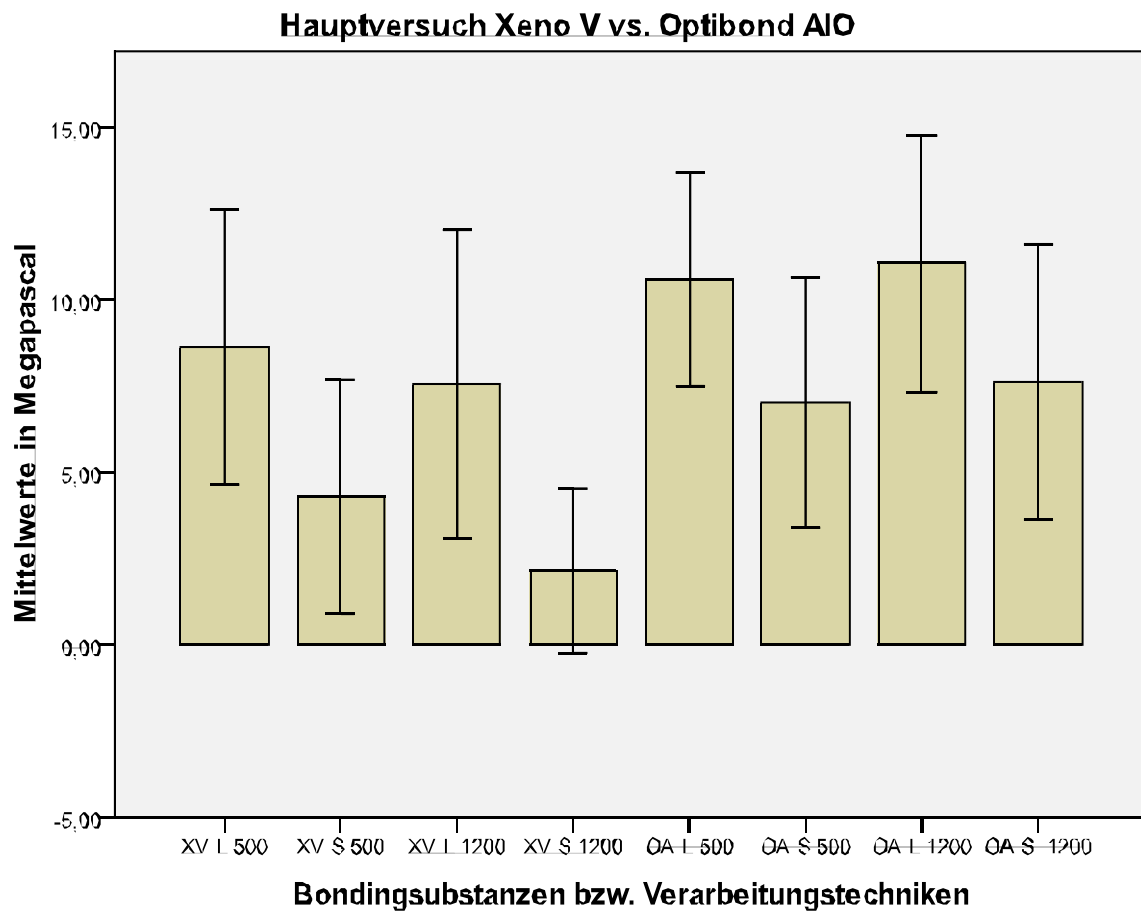
Bonding + Verarbeitungstechnik	Mittelwert	Mediane	Standard Abweichung	Minimum	Maximum
Xeno V, stark, 500 mW/cm ²	3,35	2,39	3,94	0,00	10,50
Xeno V, stark, 1200 mW/cm ²	1,64	1,09	1,96	0,00	4,64
Xeno V, leicht, 500 mW/cm ²	8,63	9,35	4,11	2,15	13,18
Xeno V, leicht, 1200 mW/cm ²	14,12	13,62	3,36	11,04	19,50
Optibond AIO, stark, 500 mW/cm ²	6,41	6,68	2,27	3,34	8,67
Optibond AIO, stark, 1200 mW/cm ²	12,63	12,74	4,30	5,29	17,39
Optibond AIO,leicht, 500 mW/cm ²	11,78	11,07	2,66	9,05	16,63
Optibond AIO,leicht, 1200 mW/cm ²	12,26	11,53	2,82	9,13	16,91

5.3. Ergebnisse der Hauptstudie

Aufgrund der Messausfälle konnten keine parametrischen Tests durchgeführt werden. Die statistische Ausarbeitung der Ergebnisse der Hauptstudie erfolgte durch einen Mann-Whitney-Test, mit einer Korrektur nach Bonferroni-Holm.

Im unten angeführten Balkendiagramm (*Grafik 4*) sind die Mittelwerte und die Standardabweichung der einzelnen Verarbeitungstechniken aufgezeichnet.

Grafik 4: Balkendiagramm. Mittelwerte der Hauptstudie pro Verarbeitungstechnik



Die X-Achse entspricht den Verarbeitungstechniken, die Y-Achse entspricht den Mittelwerten (braune Balken) und den Standardabweichungen (schwarze Linien) der einzelnen Gruppen im Rahmen des Hauptversuches.

Die Mittelwerte, die Mediane, die Standardabweichung, die niedrigsten (Minimum) und die höchsten (Maximum) Haftwerte pro Verarbeitungstechnik im Rahmen der Hauptstudie sind in *Tabelle 9* angegeben.

Tabelle 9: Werte der einzelnen Verarbeitungstechniken im Rahmen der Hauptstudie

Bonding + Verarbeitungstechnik	Mittelwert	Mediane	Standard Abweichung	Minimum	Maximum
Xeno V, leicht, 500 mW/cm ²	8,63	8,14	3,96	0,00	14,98
Xeno V, stark, 500 mW/cm ²	4,28	3,61	3,40	0,00	15,06
Xeno V, leicht, 1200 mW/cm ²	7,55	7,25	4,47	0,00	8,35
Xeno V, stark, 1200 mW/cm ²	2,16	2,63	2,37	0,00	8,35
Optibond AIO, leicht, 500 mW/cm ²	10,60	10,44	3,07	4,04	18,86
Optibond AIO, stark, 500 mW/cm ²	7,02	6,75	3,61	0,00	15,42
Optibond AIO, leicht, 1200 mW/cm ²	11,04	11,27	3,71	3,13	19,32
Optibond AIO, stark, 1200 mW/cm ²	7,62	6,79	4,00	0,00	17,39

Die unterschiedlichen Verarbeitungsgruppen wurden miteinander verglichen und in *Tabelle 10* dargestellt. In der linken Spalte befinden sich die verglichenen Gruppen. In der mittleren Spalte befinden sich die dazu gehörigen P-Werte, die durch einen Mann-Whitney-Test und einer Bonferroni-Holm-Korrektur berechnet wurden.

P-Werte größer als 0,001 sind gelb markiert und weisen daraufhin, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen gibt (in der rechten Spalte angeführt).

Tabelle 10: Vergleich zwischen den unterschiedlichen Verarbeitungsgruppen

Verglichene Verarbeitungsgruppen	Mann-Whitney Test + Korrektur nach Bonferroni - Holm	Signifikanz
XV L 500 – XV S 500	P1 < 0,0001	signifikant
XV L 500 – XV L 1200	P2 = 0,223	nicht signifikant
XV L 500 – XV S 1200	P3 < 0,0001	signifikant
XV L 500 – OAIO L 500	P4 = 0,040	nicht signifikant
XV L 500 – OAIO S 500	P5 = 0,064	nicht signifikant
XV L 500 – OAIO L 1200	P6 = 0,012	nicht signifikant
XV L 500 – OAIO S 1200	P9 = 0,163	nicht signifikant
XV S 500 – XV L 1200	P8 < 0,0001	signifikant
XV S 500 – XV S 1200	P9 = 0,006	nicht signifikant
XV S 500 – OAIO L 500	P10 < 0,0001	signifikant
XV S 500 - OAIO S 500	P11 < 0,0001	signifikant
XV S 500 – OAIO L 1200	P12 < 0,0001	signifikant
XV S 500 - OAIO S 1200	P13 < 0,0001	signifikant
XV L 1200 – XV S 1200	P14 < 0,0001	signifikant
XV L 1200 – OAIO L 500	P15 < 0,0001	signifikant
XV L 1200 – OAIO S 500	P16 = 0,458	nicht signifikant
XV L 1200 – OAIO L 1200	P17 < 0,0001	signifikant
XV L 1200 – OAIO S 1200	P18 = 0,916	nicht signifikant
XV S 1200 – OAIO L 500	P19 < 0,0001	signifikant
XV S 1200 - OAIO S 500	P20 < 0,0001	signifikant
XV S 1200 - OAIO L 1200	P21 < 0,0001	signifikant
XV S 1200 - OAIO S 1200	P22 < 0,0001	signifikant
OAIO L 500 – OAIO S 500	P23 < 0,0001	signifikant
OAIO L 500 – OAIO L 1200	P24 = 0,538	nicht signifikant
OAIO L 500 – OAIO S 1200	P25 < 0,0001	signifikant
OAIO S 500 – OAIO L 1200	P26 < 0,0001	signifikant
OAIO S 500 – OAIO S 1200	P27 = 0,504	nicht signifikant
OAIO L 1200 – OAIO S 1200	P28 < 0,0001	signifikant

Von 28 Vergleichen waren 10 Vergleiche nicht signifikant (siehe *Tabelle 11*).

Tabelle 11: nicht signifikante Vergleiche und ihre Aussagen

	Verglichene Gruppen	Aussage
P2	XV, leicht verblasen, 500 mW/cm ² / XV, leicht verblasen, 1200 mW/cm ²	Bei leichtem Verblasen von Xeno V zeigen die benutzten Lichtquellen keinen signifikanten Einfluss.
P4	XV, leicht verblasen, 500 mW/cm ² / OBAIO, leicht verblasen, 500 mW/cm ²	Durch leichtes Verblasen und Anwendung einer Halogen Lampe (500 mW/cm ²) zeigen die Adhäsive keinen signifikanten Unterschied in ihren Haftwerten.
P5	XV, leicht verblasen, 500 mW/cm ² / OAIO, stark verblasen, 500 mW/cm ²	Keine Aussage
P6	XV, leicht verblasen, 500 mW/cm ² / OAIO, leicht verblasen, 1200 mW/cm ²	Keine Aussage
P7	XV, leicht verblasen, 500 mW/cm ² / OAIO, stark verblasen, 1200 mW/cm ²	Keine Aussage
P9	XV, stark verblasen, 500 mW/cm ² / XV, stark verblasen, 1200 mW/cm ²	Bei starkem Verblasen von Xeno V zeigen die benutzten Lichtquellen keinen signifikanten Einfluss.
P16	XV, leicht verblasen, 1200 mW/cm ² OAIO, stark verblasen, 500 mW/cm ²	Keine Aussage

P18	XV, leicht verblasen, 1200 mW/cm ² / OAI0, stark verblasen, 1200 mW/cm ²	Keine Aussage
P24	OBAIO, leicht verblasen, 500 mW/cm ² OBAIO, leicht verblasen, 1200 mW/cm ²	Bei leichtem Verblasen von Optibond AIO zeigen die angewandten Lichtquellen keinen signifikanten Einfluss.
P27	OBAIO, stark verblasen, 500 mW/cm ² OBAIO, stark verblasen, 1200 mW/cm ²	Bei starkem Verblasen von Optibond AIO zeigen die angewendeten Lichtquellen keinen signifikanten Einfluss auf.

5.4. Registrierte Messausfälle der Hauptstudie

In *Tabelle 12* sind pro Verarbeitungstechnik die Anzahl aller im gesamten bearbeiteten Prüfkörper und die Anzahl aller Messausfälle (genaue Definition siehe 3.2.1.1. Definition: Messausfall) im Rahmen der Hauptstudie angegeben. Die höchste Anzahl an Messausfällen wurde bei Xeno V gemessen, welches durch eine Lichtstärke von 1200 mW/cm^2 gehärtet und mit starkem Luftstrom verblasen wurde.

Tabelle 12: Anzahl der Messausfälle in Summe und pro Verarbeitungstechnik

Xeno V	Total	Messausfälle	
		1. Art	2. Art
XV L 500	40	0	1 (2,5%)
XV S 500	40	0	7 (17,5%)
XV L 1200	40	0	3 (7,5%)
XV S 1200	40	2 (5%)	16 (40%)
	160	2 (1,25%)	27 (16,87%)
OAI0			
OAI0 L 500	40	0	0
OAI0 S 500	40	0	1(2,5%)
OAI0 L 1200	40	0	0
OAI0 S 1200	40	0	1 (2,5%)
	160	0	2 (1,25%)

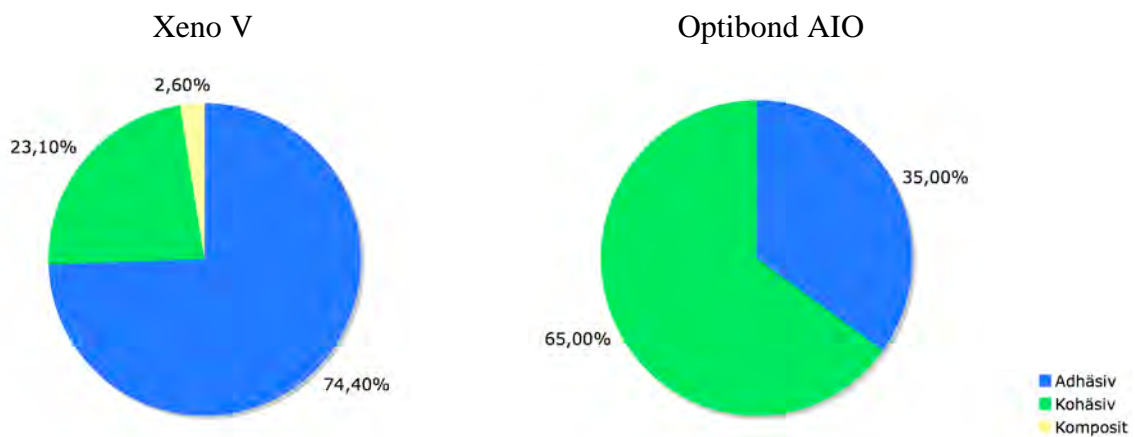
Messausfall der 1.Art: Die Komposit-Zylinder sind vor der Messung bereits abgefallen.

Messausfall der 2.Art: Die Messung musste abgebrochen werden, weil die Maschine aufgrund zu geringer Haftung keine Messung durchführen konnte.

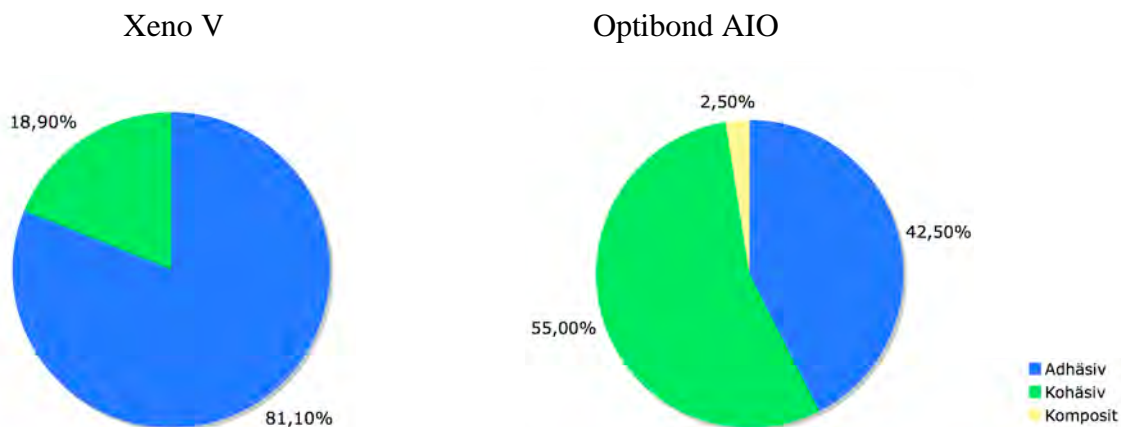
5.5. Registrierte Brüche der Hauptstudie

Der Prozentanteil der adhäsiven, kohäsiven und Komposit-Brüchen der einzelnen Gruppen ist in den *Grafiken 5* und *6* in Kreisdiagrammen dargestellt. Die Kreisdiagramme der Bondingsysteme Xeno V und Optibond AIO mit der gleichen Verarbeitungstechnik wurden einander gegenüber gestellt. Die adhäsiven Brüche sind in blau, die kohäsiven Brüche in grün und die Komposit-Brüche in gelb dargestellt.

Grafik 5: Kreisdiagramme. Brucharten innerhalb der leichten Verblasetechnik

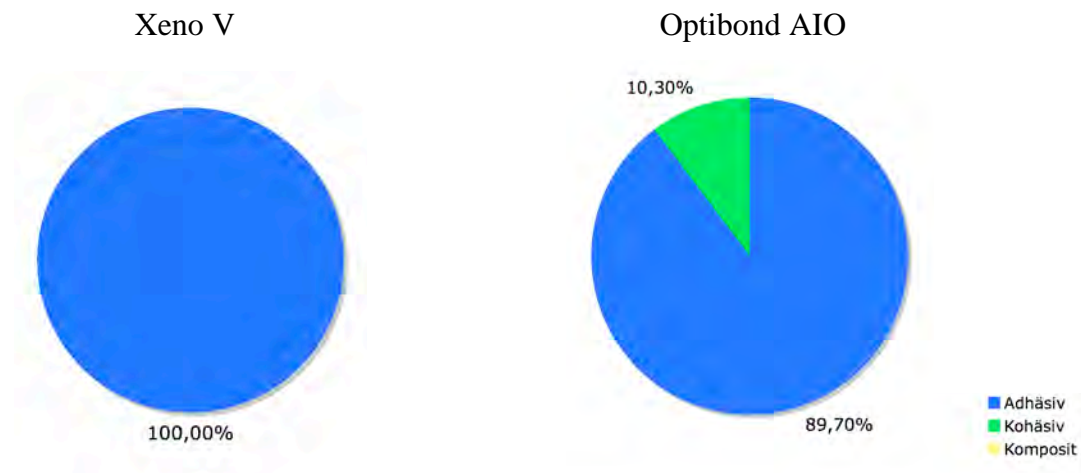


Verarbeitungstechnik: Lichtstärke 500 mW/cm², Leicht verblasen

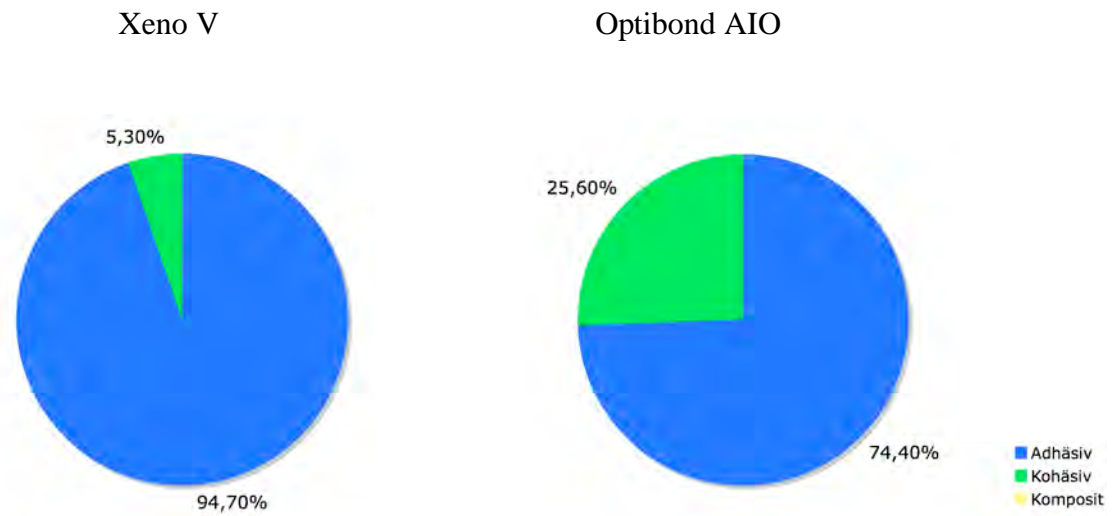


Verarbeitungstechnik: Lichtstärke 1200 mW/cm², Leicht verblasen

Grafik 6: Kreisdiagramme. Brucharten innerhalb der starken Verblasetechnik



Lichtstärke: 500 mW/cm², Stark verblasen



Verarbeitungstechnik: Lichtstärke: 1200 mW/cm², Stark verblasen

6. Diskussion

6. 1. Diskussion der Haftwerte

Wie bereits im Abschnitt „4. Material und Methode“ beschrieben, wurden beide Adhäsive durch 4 verschiedene Verarbeitungstechniken bearbeitet.

Xeno V erreichte seine höchsten Werte durch die Verarbeitungstechnik 1 (leicht, 500) mit 8,63 MPa und durch die Verarbeitungstechnik 3 (leicht, 1200) mit 7,55 MPa. Diese Mittelwerte unterscheiden sich nicht signifikant. Auch innerhalb der starken Verblasetechnik zeigen die Mittelwerte 4,28 MPa bei der Verarbeitungstechnik 2 (stark, 500) und 2,16 MPa bei der Verarbeitungstechnik 4 (stark, 1200) keinen signifikanten Unterschied. Sie sind jedoch signifikant niedriger als die Werte der leichten Verblasetechnik. Daraus folgt, dass die im Rahmen dieser Studie angewandten Lichtquellen keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte von Xeno V haben.

Die höchsten Mittelwerte von Optibond AIO wurden ebenfalls mit der leichten Verblasetechnik erzielt: 11,04 MPa (Verarbeitungstechnik 3 [leicht, 1200]) und 10,60 MPa (Verarbeitungstechnik 1 [leicht, 500]). Diese beiden Werte zeigen ebenfalls keinen signifikanten Unterschied.

Die Mittelwerte für Optibond AIO innerhalb der starken Verblasetechnik betragen 7,62 MPa (LED-Lampe 1200 mW/cm²) und 7,02 MPa (Halogen Lampe 500 mW/cm²). Diese Werte zeigen auch keinen signifikanten Unterschied zueinander, jedoch sind sie wie auch schon bei Xeno V signifikant niedriger als die Mittelwerte der leichten Verblasetechnik. Daraus folgt, dass in dieser Studie die angewandten Lichtquellen auch bei Optibond AIO keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte zeigen.

Die *in vitro* Haftwerte der getesteten Adhäsive (Xeno V, Optibond AIO) wurden innerhalb der gleichen Verarbeitungstechnik miteinander verglichen. Bei der Anwendung der Verarbeitungstechnik 1 (leicht, 500) gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Haftwerten der beiden Bondingsysteme. Die Vergleiche innerhalb der übrigen Verarbeitungstechniken stellten signifikant höhere Haftwerte für Optibond AIO dar.

6.2. Diskussion der Messausfälle

Für Xeno V wurde die niedrigste Anzahl an Messausfällen (2,5 %) durch die Verarbeitungstechnik 1 (leicht, 500) und die höchste Anzahl an Messausfällen (45%) durch die Verarbeitungstechnik 4 (stark, 1200) registriert.

Optibond AIO zeigte keine Messausfälle durch die Verarbeitungstechniken 1 (leicht, 500) und 3 (leicht, 1200) und je 2,5% durch die Verarbeitungstechniken 2 (stark, 500) und 4 (stark, 1200).

Aufgrund von veränderten und besser angepassten Verarbeitungstechniken, konnte im Vergleich zu den Studien des SSM 2 Studentenpraktikums im Jahr 2008 und 2009 eine Senkung der Messausfälle sowohl für Xeno V, als auch für Optibond AIO erreicht werden. In *Tabelle 13* ist der Prozentanteil der genannten Messausfälle dargestellt.

Tabelle 13: Prozentanteil der Messausfälle

	Xeno V	Optibond AIO
2008	57,1%	32,1%
2009	73,8%	8,6%
2010, leicht, 500	2,5%	0
2010, stark, 500	17,5%	2,5%
2010, leicht, 1200	7,5%	0
2010, stark, 1200	45%	2,5%

6.3. Vergleiche der aktuellen Studie mit Studien der Literatur

Nikhil et al. (2011) erreichten mit einem Tensile-Bond-Strength-Test einen ähnlichen Haftwert für Xeno V (8,67 MPa) wie die aktuelle Studie (8,63 MPa). Xeno V wurde einmalig auf die Dentinoberfläche aufgetragen und nach einer Einwirkzeit von 20 s für 5 s mit einer starken Windintensität verblasen und anschließend für 20 s lichtgehärtet. Über die angewandte Lichtquelle gibt es keine Informationen. Nach Fowler et al. (1992) zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen *in vitro* Haftwerten, die mit Shear-Bond-Tests oder Tensile-Bond-Tests gemessen wurden.

Hedge et al. (2011) untersuchten den Einfluss des Feuchtigkeitsgrades des Dentins auf die Haftwerte von zwei 2-Flaschen-Systemen und zwei 1-Flaschen-Systemen (u. a. Xeno V) auf humanen Zähnen. Das Dentin wurde entweder für 10 s mit einem Luftstrom getrocknet oder feucht gehalten. Nach Applikation der Bondingsysteme wurden diese mit einer Halogenlampe für 20 s gehärtet. Xeno V erbrachte mit den Mittelwerten (Tensile-Bond-Strength) von 8,5 ($\pm 1,54$) MPa auf getrocknetem Dentin und 14,68 ($\pm 1,28$) MPa auf feuchtem Dentin geringere Mittelwerte als die übrigen getesteten Bondingsysteme. Auf feuchtem Dentin erbrachten alle getesteten Adhäsive höhere Haftwerte als auf getrocknetem Dentin.

Asande Adebayo et al. (2008) untersuchten die Auswirkungen der Tubuliorientierung und der Dentinschicht (oberflächliches vs. tiefes Dentin) auf die Haftkräfte. Es wurde die „Micro-Shear-Bond-Strength“ von zwei 2-Schritt-Systemen und fünf 1-Schritt-Systemen (u. a. Optibond AIO) auf humanem Dentin gemessen. Die Adhäsivsysteme wurden mit einer LED Lampe mit einer Lichtintensität von 800 mW/cm² gehärtet. Über die Stärke des Verblasens gibt es keine Angaben. Anschließend wurden Mikro-Komposit-Zylinder aufgetragen und nach 24 Stunden die Haftwerte gemessen. Abhängig von der Tiefe und der Tubuliorientierung des Dentins wurden Mittelwerte von 16,1 ($\pm 3,66$) MPa, 16,7 ($\pm 4,67$) MPa, 17,2 ($\pm 2,97$) MPa und 18,1 ($\pm 4,46$) MPa für Optibond AIO registriert. Es konnte kein signifikanter Einfluss der Tubuliorientierung und der Dentintiefe für Optibond AIO ermittelt werden.

Die Studie von Kimmes et al. (2010) untersuchte den Einfluss der Applikationszeit von acht selbststützenden Adhäsivsystemen (u. a. Xeno V und Optibond AIO) und drei Total-Ätz-Systemen auf ihre Scherhaftung. Es wurde die vom Hersteller angegebene Applikationszeit der Adhäsive (XV: 20 s, OAIO: 40 s) mit einer verlängerten Applikationszeit von 60 s verglichen. Alle Adhäsivsysteme wurden mit einer Spectrum 800 Halogenlampe (Lichtintensität 600 mW/cm^2) gehärtet. Über die Verblasetechnik gibt es keine Informationen. Xeno V erreichte auf Dentin mit einem *in vitro* Haftwert von $40,4 (\pm 7,8)$ MPa bei 20 s Applikationszeit den 3. Platz und mit $36,6 (\pm 7,1)$ MPa bei einer Applikationszeit von 60 s den 5. Platz.

Optibond AIO belegte mit $26,2 (\pm 2,8)$ MPa bei einer Einwirkzeit von 40 s den 9. Platz und mit $23,8 (\pm 2,9)$ MPa bei einer Einwirkzeit von 60 s den letzten Platz zwischen allen Adhäsivsystemen. Die Einwirkzeit der Adhäsivsysteme zeigte keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte.

Innerhalb der Studie von Kimmes et al. (2010) erreichte Xeno V sehr hohe Haftwerte. Im Gegensatz zur aktuellen Studie verwendeten Kimmes et al. humane Zähne, Schleifpapier mit 4000 Grit und die Lichtquelle Spectrum 800 (Curing Unit, Dentsply Caulk mit 600 mW/cm^2).

McLeod et al. untersuchten die Scherhaftung von vier selbststützenden 1-Schritt-Systemen (u. a. Xeno V) und zwei Total-Ätz-Systemen. Dabei wurden zwei verschiedene Konfigurationsfaktoren (C-Faktor) miteinander verglichen (0,2 und 4,4). Der C-Faktor gibt das Verhältnis zwischen gebondeten und ungebondeten Flächen des Komposits zueinander an. Bei höherem C-Faktor sind mehr Flächen des Komposits an der Zahnschmelze befestigt. Dadurch entsteht eine höhere Randspannung bei der Polymerisation des Komposits. Ein hoher C-Faktor entspricht zum Beispiel einer Klasse I Restauration, ein niedriger C-Faktor entspricht beispielsweise einem Komposit-Zylinder, der häufig bei *in vitro* Untersuchungen angewendet wird. Die Adhäsive wurden mit einem leichten Luftstrom (keine Definition) für 5 s verblasen und mit einer Halogenlampe (Optilux 501) gehärtet. Xeno V erzielte bei einem hohen C-Faktor einen Mittelwert von $29,4 (\pm 8,2)$ MPa und bei einem niedrigen C-Faktor $34,6 (\pm 4,6)$ MPa. In jedem Fall erreichten die Adhäsive signifikant höhere Haftwerte bei einem niedrigen C-Faktor. McLeod et al. wiesen daraufhin, dass *in vitro* Haftwerte bei niedrigen C-Faktoren zu einer Überschätzung der Haftkräfte führen können.

In der Studie von Salz et al. (2010) wurde die Scherhaftung von sieben selbststützenden Adhäsivsystemen untersucht. Zwei Adhäsive (u. a. Xeno V) basierten auf Methacrylamid und fünf Adhäsive (u. a. Optibond AIO) basierten auf Methacrylat als Monomer. Es wurden bovine Zähne bearbeitet und die Prüfkörper bei 42°C über 16 Wochen gelagert, um eine beschleunigte Alterung zu simulieren. Die Scherhaftungen der Bondingsysteme wurden zu Beginn und nach 4, 8, 12 und 16 Wochen gemessen. Zu Beginn erlangte Optibond AIO mit 36,1 ($\pm 2,3$) MPa die höchste Scherhaftung, Xeno V im Gegensatz dazu mit 24,6 ($\pm 5,2$) MPa die niedrigste Scherhaftung. Jedoch zeigte Xeno V im Laufe der beschleunigten Alterung eine höhere Stabilität: nach 4 Wo 24,8 ($\pm 2,9$), 8 Wo 26,7 ($\pm 5,3$), 12 Wo 22,5 ($\pm 1,9$), 16 Wo 27,9 ($\pm 2,2$) MPa. Optibond AIO dagegen zeigte eine signifikante Abnahme der *in vitro* Haftwerte: nach 4 Wo 22,5 ($\pm 2,6$), 8 Wo 17,3 ($\pm 8,1$) MPa. Ab der 12. Woche waren die Haftwerte von Optibond AIO niedriger als 50 % der ursprünglichen Werte und wurden daher verworfen. Salz et al. (2010) führten die signifikante Abnahme der Haftwerte von Optibond AIO auf die Hydrolyseinstabilität von HEMA (2-Hydroxyethyl-Methacrylat) zurück.

Im Rahmen der aktuellen Studie zeigen die angewandten Lichtquellen (500, 1200 mW/cm²) keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte der Bondingsysteme innerhalb der Verblasetechnik. So zeigten auch unterschiedliche Lichtintensitäten (100, 300 und 500 mW/cm²) in der Studie von Shinkai et al. (2008) keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte (SBS) von zwei getesteten selbststützenden 1-Schritt-Systemen.

Die Studie von Yamamoto et al. (2006) untersuchte die Wirkung der Lichtintensitäten 150, 300, 600, and 900 mW/cm² auf die Scherhaftung von zwei 2-Schritt-Systemen und zwei selbststützenden 1-Schritt-Systemen. Durch die Anwendung der Lichtintensität 150 mW/cm² ergab sich eine signifikant niedrigere Scherhaftung für alle Systeme. Es zeigten sich keine Unterschiede zwischen den Lichtintensitäten 600 und 900 mW/cm².

Die Studie von Miyazaki et al. (1995) zeigte jedoch einen linearen Einfluss der Lichtstärke auf die *in vitro* Haftwerte der Bondingsysteme. Es wurden Lichtintensitäten von 200, 400, 600, 800 und 1000 mW/m² angewendet. Je niedriger die Lichtintensität, desto niedriger waren auch die mittleren Haftwerte der angewandten Adhäsive.

Wie in der Einleitung bereits erwähnt, unterscheiden sich Xeno V und Optibond AIO unter anderem auch durch ihre Monomere. Xeno V ist ein HEMA-freies Adhäsiv und enthält Acrylmonomere mit Amid-Gruppen (Nikhil et al. 2011). Optibond AIO dagegen beinhaltet unter anderem 20% HEMA (Van Landuyt et al. 2007). Die hydrophile Eigenschaft von HEMA führt zu einer besseren Benetzbarkeit von Dentin. Weiters hält HEMA das durch die Demineralisation freigelegte Kollagen feucht und vermindert so ein Kollabieren (Nikhil et al. 2011). Diese Eigenschaften des Monomers führen möglicherweise zu höheren Haftkräften von Optibond AIO.

Salz et al. (2010) und Asande Adebayo et al. (2008) sind jedoch der Meinung, dass die hydrophile Eigenschaft von HEMA zu Wasserspeicherung und Hydrolyse führen kann. Wie in der Studie von Salz et al. (2010) demonstriert, kann dies bei einer längeren Liegedauer zu einer starken Abnahme der Scherhaftung führen.

Ein weiterer Unterschied in der Zusammensetzung der Bondingsysteme sind ihre Lösungsmittel. Xeno V beinhaltet tertiäres Butanol als Lösungsmittel (Nikhil et al. 2011), während Optibond AIO aus einer Kombination von 35-45% Aceton, 4-9% Ethanol und Wasser als Lösungsmittel besteht ((Felizardo et al. 2011).

Selbsttätzende Adhäsivsysteme benötigen eine gewisse Menge an Wasser, um die Ionisation der sauren Monomere zu unterstützen und eine adäquate Demineralisation des Dentins zu gewährleisten (Asande Adebayo et al. 2008, Finger et al. 2007, Hiraishi et al. 2005).

Außerdem können Adhäsive mit Wasser und Ethanol als Lösungsmittel eine Re-Expansion von kollabiertem Kollagen in trockenem Dentin bewerkstelligen (Manso et al. 2007, Hedge et al. 2011) Diese Eigenschaft könnte in weiterer Folge zu höheren Haftwerten führen (Hedge et al. 2011, Reis et al. 2004).

In der aktuellen Studie haben beide Systeme durch leichtes Verblasen signifikant höhere Haftwerte als durch starkes Verblasen erreicht. Starkes Verblasen führt zu einer Verdünnung der Adhäsivschicht. Dies könnte möglicherweise zu einem Verlust der mechanischen Eigenschaften führen (Hedge et al. 2011). Weiters könnte eventuell durch die Sauerstoffinhibition der Oberfläche eine adäquate Haftung nicht mehr gewährleistet sein (Hellwig et al. 2009).

Auch die Randdichtigkeit von Adhäsivsystemen ist von Bedeutung. So wurde innerhalb der Studie von Blunck et al. (2011) die Randdichtigkeit von Optibond AIO, Xeno V und 10 weiteren Adhäsivsystemen untersucht. Nach 21 Tagen Lagerung in Flüssigkeit und Thermocycling mit 2000 Zyklen wurde die Randdichtigkeit der 12 Adhäsive in Prozent angegeben. Optibond AIO zeigte mit 83% die zweithöchste Randdichtigkeitsquote innerhalb der Studie. Xeno V war dagegen mit 45 % Randdichtigkeit nur an 9. Stelle.

Die Hypothese, dass Adhäsive der 7. Generation einfacher zu handhaben sind und unabhängig vom Erfahrungsgrad des Anwenders funktionieren, wurde innerhalb der Studie von Söderholm et al. (2005) widerlegt. Adhäsive der 4. Generation (Etch-and-Rinse-Technik) produzierten bei Anwendung durch einen unerfahrenen Benutzer signifikant höhere Werte als Adhäsive der 7. Generation.

7. Schlussfolgerung

Zusammengefasst zeigt die aktuelle Studie, dass die beiden Lichtquellen, die hier zum Einsatz kamen, keinen signifikanten Einfluss auf die *in vitro* Haftwerte der Bondingsysteme haben, wohingegen die Verblasetechnik einen signifikanten Einfluss zeigt.

Für beide Bondingsysteme gilt: Durch leichtes Verblasen erzielt man signifikant höhere Haftwerte und eine niedrigere Anzahl an Messausfälle als durch starkes Verblasen.

8. Abkürzungsverzeichnis

XV	= Xenon V
OAIO	= Optibond All in One
Optibond AIO	= Optibond All in One
L	= leicht verblasen
S	= stark verblasen
MPa	= Megapascal
500	= mit einer Lichtstärke von 500 mW/cm ² gehärtet
1200	= mit einer Lichtstärke von 1200mW/cm ² gehärtet
Bis-GMA	= Bis-phenol-A-bis-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)ether
GPDM	= Glycerophosphat Dimethacrylate
HEMA	= 2-Hydroxyethyl-Methacrylat
HFGA-GMA	= Hexafluoroglutaric Anhydride Glycerol Dimethacrylat
SBS	= Shear Bond Strength

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: links: boviner Frontzahn, rechts: humaner Seitzahn

Abbildung 2: Halogen Lampe (Optilux Demetron)

Abbildung 3: LED Lampe (1200 mW/cm²),
DEMI™ (Kerr Corporation, Middleton, USA)

Abbildung 4: Blasebalg

Abbildung 5: Windmessgerät Kestrel 4000

Abbildung 6: Eingespannter Rinderkiefer, Foto: Armando Guruianu

Abbildung 7: Schleifmaschine Metaserv 2000 8“

Abbildung 8: Beschleifen der Zähne auf Sandpapier

Abbildung 9: Eine zu 2/3 mit Komposit befüllte Gelatine kapsel

Abbildung 10: boviner Zahn mit verblasener Adhäsivschicht

Abbildung 11: Komposit-Zylinder im rechten Winkel zur Zahnoberfläche

Abbildung 12: boviner Zahn mit beklebtem Komposit-Zylinder
(die Pfeile stellen die Richtung der Lichthärtung dar)

Abbildung 13: Universal Testmaschine Zwick

Abbildung 14: Vermessung der *in vitro* Haftwerte der in Gips stabilisierten Prüfkörper

10. Grafikverzeichnis

Grafik 1: Ermittlung der Luftstromstärke in m/s

Grafik 2: Aufbau der Studie

Grafik 3: Balkendiagramm. Mittelwerte der Vorstudie pro Verarbeitungstechnik

Grafik 4: Balkendiagramm. Mittelwerte der Hauptstudie pro Verarbeitungstechnik

Grafik 5: Kreisdiagramme. Brucharten innerhalb der leichten Verblasetechnik

Grafik 6: Kreisdiagramme. Brucharten innerhalb der starken Verblasetechnik

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Bestandteile von Xeno V und ihre Funktionen

Tabelle 2: Vergleich der Mittelwerte \pm Standardabweichung der in vitro Haftwerte der Bondingsysteme im Jahr 2008 und 2009

Tabelle 3: Der Prozentanteil der Messausfälle der Bondingsysteme im Jahr 2008 und 2009

Tabelle 4: Unterschiede in der Arbeitsanleitung zwischen Dentsply und Zahnklinik

Tabelle 5: Materialien für die Hauptstudie

Tabelle 6: Einteilung der Verarbeitungstechniken

Tabelle 7: in vitro Haftwerte der 13 Versuchsreihen in Konstanz

Tabelle 8: Werte der einzelnen Verarbeitungstechniken im Rahmen der Vorstudie

Tabelle 9: Werte der einzelnen Verarbeitungstechniken im Rahmen der Hauptstudie

Tabelle 10: Vergleich zwischen den unterschiedlichen Verarbeitungsgruppen

Tabelle 11: nicht signifikante Vergleiche und ihre Aussagen

Tabelle 12: Anzahl der Messausfälle in Summe und pro Verarbeitungstechnik

Tabelle 13: Prozentanteil der Messausfälle

Tabelle 14: Reihenfolge der Gruppen (Verarbeitungstechniken) pro Versuchstag

12. Literaturverzeichnis

- Asande Adebayo O, Francis Burrow M, John Tyas M. Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontol Scand.* 2008 Jun;66(3):159-68.
- Asmussen E, Munksgaard EC. Bonding of restorative resins to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. *Int Dent J.* 1988 Jun;38(2):97-104.
- Bertassoni LE, Stankoska K, Swain MV. Insights into the structure and composition of the peritubular dentin organic matrix and the lamina limitans. *Micron.* 2011 Aug 12. [Epub ahead of print]
- Blunck U, Zaslansky P. Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *J Adhes Dent.* 2011 Feb;13(1):23-9. doi: 10.3290/j.jad.a18445.
- Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Van Meerbeek B. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:31-44. doi: 10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x.
- Castanho GM, Marques MM, Marques JB, Camargo MA, De Cara AA. Micromorphological and hardness analyses of human and bovine sclerotic dentin: a comparative study. *Braz Oral Res.* 2011 May-Jun;25(3):274-9
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. *Zahnärztliche Werkstoffe*, 1.Auflage, Elsevier GmbH, Urban & Fischer Verlag, 2006.
- Dietschi D, Jacoby T, Dietschi JM, Schatz JP. Treatment of traumatic injuries in the front teeth: restorative aspects in crown fractures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000 Oct;12(8):751-8; quiz 760.

- Dorri K, Schedle A, Franz A. Dentinhaftung selbststützender Bondingsysteme – Vergleich zweier Versuchsanordnungen. *Stomatologie*. 2009 Mai, 106(5):79.
- Dunn JR. Direct composites in a contemporary restorative practice. *Compend Contin Educ Dent*. 1998 Mar;19(3):271-2, 274, 276-8 passim; quiz 282.
- Felizardo KR, Lemos LV, Carvalho RV, Gonini Junior A, Lopes MB, Moura SK. Bond strength of HEMA-containing versus HEMA-free self-etch adhesive systems to dentin. *Braz Dent J*. 2011;22(6):468-72.
- Finger WJ, Shao B, Hoffmann M, Kanehira M, Endo T, Komatsu M. Does application of phase-separated self-etching adhesives affect bond strength? *J Adhes Dent*. 2007 Apr;9(2):169-73.
- Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. *Dent Mater*. 1992 Jul;8(4):265-9.
- Hegde MN, Manjunath J. Bond strength of newer dentin bonding agents in different clinical situations. *Oper Dent*. 2011 Mar-Apr;36(2):169-76.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung, 5. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, 2009.
- Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, Pashley DH, Tay FR. Water concentration in self-etching primers affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res*. 2005 Jul;84(7):653-8.
- Joldzic A. Dentinhaftung zweier selbststützender Einkomponenten – Adhäsive im Vergleich zu einem 3-Schritt-System. *Stomatologie* 2008 Mai, 105(5):106.
- Kanca J 3rd. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence Int*. 1991 Apr;22(4):285-90.

- Kimmes NS, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA. Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Oper Dent*. 2010 Jan-Feb;35(1):112-9.
- Krifka S, Börzsönyi 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 Jul;24(7):888-94. Epub 2007 Dec 26.
- Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: From first to sixth generation. *J Am Dent Assoc*. 2000;131:20–5.
- Laurance-Young P, Bozec L, Gracia L, Rees G, Lippert F, Lynch RJ, Knowles JC. 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 Apr;39(4):266-72. Epub 2011 Jan 28
- Manso AP, Marquezini L Jr, Silva SM, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. *Dent Mater*. 2008 Apr;24(4):476-82. Epub 2007 Aug 6.
- Marxcors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 2001, 5. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Kösel GmbH, Kempten
- Mcleod ME, Price RB, Felix CM. Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent*. 2010 Jan-Feb;35(1):84-93.
- Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. *Am J Dent*. 1995 Oct;8(5):245-8.
- Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):895-910.

- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73.
- Nikhil V, Singh V, Chaudhry S. Comparative evaluation of bond strength of three contemporary self-etch adhesives: An ex vivo study. *Contemp Clin Dent.* 2011 Apr;2(2):94-7.
- Product Manual Optibond All-in-One, KerrHawe SA, Schweiz, 2006
- Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):669-76.
- Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, Arola D. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med.* 2011 May;22(5):1127-35. Epub 2011 Apr 1.
- Salz U, Bock T. Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *J Adhes Dent.* 2010 Feb;12(1):7-10. doi: 10.3290/j.jad.a18439.
- Sano H, Yoshiyama M, Ebisu S, Burrow MF, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent.* 1995 Jul-Aug;20(4):160-7.
- Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent.* 1999 Apr;12(2):92-6.
- Shinkai K, Suzuki S, Katoh Y. Effect of light intensity for adhesives on shear bond strength to dentin. *Dent Mater J.* 2008 Sep;27(5):660-5.

- Söderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E. Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J Adhes Dent.* 2005 Spring;7(1):57-64.
- Steffens C. Hydrolysestabile Poly(meth)acrylamide: Synthese und Polymerisationsverhalten. Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Juni 2007)
- Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater.* 1988 Dec;4(6):371-8.
- Triolo PT Jr, Swift EJ Jr, Barkmeier WW. Shear bond strengths of composite to dentin using six dental adhesive systems. *Oper Dent.* 1995 Mar-Apr;20(2):46-50.
- Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007 Sep;28(26):3757-85. Epub 2007 May 7.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* 2003 May-Jun;28(3):215-35.
- Villarroel M, Fahl N, De Sousa AM, De Oliveira OB Jr. Direct esthetic restorations based on translucency and opacity of composite resins. *J Esthet Restor Dent.* 2011 Apr;23(2):73-87. doi: 10.1111/j.1708-8240.2010.00392.x. Epub 2011 Feb 25.
- Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, Takigawa T, Kuroda T, Miyazaki M. Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci.* 2006 Mar;48(1):21-6.

- Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* 2004 Jun;83(6):454-8.
- Yu X, Liang B, Jin X, Fu B, Hannig M. Comparative in vivo study on the desensitizing efficacy of dentin desensitizers and one-bottle self-etching adhesives. *Oper Dent.* 2010 May-Jun;35(3):279-86.

13. Anhang

Tabelle 14: Reihenfolge der Gruppen (Verarbeitungstechniken) pro Versuchstag

	1.Versuchs- -reihe	2.Versuchs- reihe	3.Versuchs- -reihe	4.Versuchs- reihe
1. Versuchstag	I	II	III	IV
2. Versuchstag	V	VI	VII	VIII
3. Versuchstag	III	V	I	VIII
4. Versuchstag	IV	II	VII	VI
5. Versuchstag	VII	III	VIII	II
6. Versuchstag	IV	I	VI	V
7. Versuchstag	III	II	VIII	VII
8. Versuchstag	V	I	IV	VI
9. Versuchstag	II	VIII	VII	III
10. Versuchstag	VI	V	I	IV
11. Versuchstag	VIII	VII	III	II
12. Versuchstag	I	IV	VI	V
13. Versuchstag	II	III	VIII	VII

13. Curriculum vitae

Name: Kimia Dorri

Geburtsdatum: 7. April 1986

Geburtsort: Schiraz, Iran

Staatsangehörigkeit: Österreich

Anschrift: Hanreitergasse 13/2/18, 1210 Wien

E-mail: kimia.dorri@gmail.com

Ausbildung

1993 – 1997 Volksschule Josefiaw, Salzburg

1997 – 2001 Bundes Real Gymnasium Akademie Strasse, Salzburg (Unterstufe)

2001 – 2005 Bundes Real Gymnasium Krottenbach Strasse 19, Wien (Matura)

Seit Oktober 2005 Zahnmedizinstudium , Medizinische Universität Wien

Sprachkenntnisse

1 Deutsch (fließend)

2 Englisch (fließend)

3 Farsi (fließend)