

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilian-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. R. Hickel

Mechanische Eigenschaften von Dentinadhäsiven als Funktion der Polymerisationsart und -dauer

Dissertation
Zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
An der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Kerstin Heitland
aus Amberg
2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann
Mitberichterstatter:	Priv-Doz Dr. M. Stöckelhuber
Mitbetreuung durch die promovierte Mitarbeiterin:	Dipl.-Ing. Dr. N. Ilie
Dekan:	Prof. Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	19.10.2006

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	3
2 Zielsetzung	5
3 Literaturübersicht	7
3.1. Einführung	7
3.2. Geschichte der Adhäsive	8
3.3. Schmelzhaftung	15
3.4 Chemische Struktur des Dentins und Dentinmorphologie	15
3.5. Dentinpermeabilität und Dentinadhäsion	17
3.6. einige Bestandteile von Adhäsiven und deren Funktion	20
3.7. Lösungsmittel	21
3.8. Monomere	22
3.8.1. chemische Formeln häufig in Kompositen und Adhäsiven verwendeter Monomere	24
3.9. Die Dentinadhäsive der Zukunft	24
3.9.1. Biochemie des Monomers MDPB	27
3.10. Polymerisationslampen	27
3.10.1. Hintergrund der Lampen	27
3.10.2. Halogenlampen	29
3.10.3. LED-Polymerisationslampen	30
3.10.4. Unterschiede Halogen - LED-Lampen	32
4. Material und Methode	34
4.1. Materialcharakterisierung	34
4.2. Probenherstellung	37
4.3. Messmethodik	38
4.4. Polymerisationslampen	41
4.4.1. Halogenlampe Astralis 10	42

Inhaltsverzeichnis

4.4.2. LED-Lampe Freelight 2	42
4.4.3. LED-Lampe LEDemetron	43
4.4.4. Übersicht über die verwendeten Polymerisationslampen	43
5. Ergebnisse	45
5.1. Vorversuch	45
5.2. Clearfil SE Bond	46
5.3. Clearfil Liner Bond 2V	49
5.4. FL-Bond	52
5.5. Heliobond	56
5.6. AdheSE	59
5.7. One-Up-Bond F	62
5.8. Dentinadhäsive welche nicht getestet werden konnten	65
5.9. Astralis 10	65
5.10. LEDemetron	66
5.11. Freelight 2	68
6. Diskussion	69
6.1. Betrachtung der mechanischen Eigenschaften	70
6.1.1. Vickershärte	70
6.1.2. E-modul	71
6.1.3. Kriechen	72
6.1.4. W_e/W_{tot}	73
6.2. Betrachtung der Adhäsive	74
6.3. Betrachtung der Polymerisationslampen	78
6.4. Verbesserungsvorschläge mit zukünftigen Untersuchungen	80
7. Zusammenfassung	82
8. Literaturverzeichnis	86
Lebenslauf	
Danksagung	

1 Einleitung

Dem Zahnmediziner steht heute eine verwirrende Anzahl von Adhäsivsystemen zur Verfügung. Viele davon stellen nicht nur hohe Anforderungen an das Können des Zahnarztes, sondern sind Zeit- und Materialaufwendig. Neuere Bondinggenerationen haben deshalb das Ziel, den Aufwand für den Behandler zu reduzieren und Fehlerquellen zu minimieren. Inzwischen hat die Entwicklung die „7. Generation“ der Dentinadhäsive erreicht, die die Anwendung des Adhäsivs auf einen einzigen Arbeitsschritt begrenzt.

Die Adhäsivsysteme unterscheiden sich nicht nur bezüglich Ihrer verschiedenen Inhaltsstoffe (Monomere, Lösungsmittel, Füllkörper, Initiatoren etc), sondern auch bezüglich Ihrer Verarbeitung.

Alle Adhäsive werden durch Polymerisation mit verschiedensten Lampenarten gehärtet. Sehr beliebt sind im alltäglichen Gebrauch die Halogenlampen, welche jedoch einige Mängel aufweisen. So haben Ihre Birnen zum Beispiel eine limitierte Lebensdauer (ca. 40-100 Stunden). Dies bedeutet das der Polymerisationseffekt im Lauf der Zeit abnimmt, zahnärztliche Materialien welche durch Licht aktivieren, werden schlechter gehärtet, das Risiko nimmt zu, Restaurationen frühzeitig zu verlieren. Um auf diese Problemen zu reagieren, wurde die LED (light emitting diode) -Technik vorgestellt, welche statt eines heißen Drahtes, wie in den Halogenlampen, eine Verbindung von Halbleitern zur Lichterzeugung verwendet. Diese LED- Lampen haben eine geschätzte Lebenszeit von

1 Einleitung

mehreren tausend Stunden (K.D. Jandt, 2000). Laut verschiedenen Studien sollen die LED-Lampen die herkömmlichen Halogenlampen bald vom Markt verdrängen. Aus diesem Grund wurden in der Arbeit zur Polymerisation der verschiedenen Adhäsive zwei LED-Lampen der zweiten Generation im Vergleich mit einer konventionellen Halogenlampe verwendet, um aufzuzeigen, ob tatsächlich signifikante Unterschiede existieren.

Je besser das Adhäsivsystem und die zur Aushärtung benutzte Polymerisationsart ist, umso seltener muss der Patient zur Erneuerung seiner Füllung zum Zahnarzt, was für das Gesundheitswesen im Rahmen der allgemeinen Einsparungspolitik sicher auch von Interesse sein dürfte.

Unter den oben genannten Gesichtspunkten, zum Wohle und im Sinne des Patienten als auch des Gesundheitssystems, werfen sich angesichts der vielen Variablen (Adhäsivsysteme, Belichtungsart, Belichtungsdauer) Fragen auf, die in der vorliegenden Arbeit geklärt werden sollen.

Zurzeit gibt es wenige Studien über das Aushärteverhalten von Dentinadhäsiven und mechanische Eigenschaften der Adhäsive nach der Polymerisation. Zu diesem Zweck wurden in der vorliegenden Arbeit unterschiedliche mechanische Eigenschaften verschiedener Generationen von Dentinadhäsiven, von der dritten Generation, bis hin zur letzten Entwicklung der selbststützenden Adhäsive, untersucht, nicht ohne dabei die Variablen Lampentyp und Belichtungsdauer außer acht zu lassen.

2 Zielsetzung

Immer noch gibt es wenige Studien über die verschiedenen mechanischen Eigenschaften von Dentinadhäsiven nach der Polymerisation.

Das Ziel dieser Studie war deshalb, die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften von Dentinadhäsiven in Abhängigkeit von der Polymerisationsart und -dauer zu untersuchen. Wichtig war auch, dass die Polymerisation mit unterschiedlichen Arten von Lampen erfolgen sollte, um zu untersuchen, wie groß die Unterschiede zwischen herkömmlichen Halogenlampen und der neueren Generation der LED-Lampen sind. Es sollte aufgezeigt werden, ob die Unterschiede so entscheidend sind, dass sie die Anschaffung einer weitaus kostspieligeren LED-Lampe befürworten können.

Ein weiteres Ziel war, zu prüfen, inwieweit die Materialeigenschaften mit der Belichtungsdauer zusammenhängen, da der praktisch tätige Zahnarzt häufig die vom Hersteller angegebenen Belichtungszeiten nicht einhält.

Da dem Zahnmediziner heute eine große Vielfalt an adhäsiven Restaurationsmaterialien zur Verfügung steht, welche mit einer breiten Palette an Polymerisationslampen gehärtet werden können (UV-Lampen, Halogenlampen, Plasmalampen, LED-Lampen, Argon-Laser), wurden mehrere Generationen von Adhäsiven (ein besonderer Augenmerk galt den neuesten Generationen) mit einer Halogenlampe und zwei LED-Lampen der zweiten Generation untersucht.

2 Zielsetzung

Letzten Endes galt es herauszufinden, welches Adhäsiv in Kombination mit welcher Lampenart die besten Ergebnisse erzielte und zu prüfen, wie groß die Unterschiede im Hinblick auf die Belichtungsdauer bei einer Lampe sind.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen somit folgende Fragen geklärt werden:

1. Zeigen sich Unterschiede bezüglich der mechanischen Eigenschaften (Vickershärte, E-Modul, W_e/W_{tot}) zwischen den verschiedenen Adhäsiven?
2. Zeigen sich Unterschiede in den Ergebnissen hinsichtlich der unterschiedlichen Belichtungszeiten?
3. Kann man eine Empfehlung für den Verbraucher bezüglich der Verwendung einer bestimmten Lampen/Adhäsivkombination aussprechen?
4. Kann man eine Empfehlung aussprechen, ob sich die Anschaffung einer neuen LED-Lampe lohnt, wenn bereits eine konventionelle Halogenlampe vorhanden ist?

3 Literaturübersicht

3.1. Einführung

Die Dentinhaftung ist im Bereich der restaurativen Zahnheilkunde grundlegend geworden. Traditionelle mechanische Methoden, um direkte und indirekte Restaurationen zu erhalten, wurden durch zahnerhaltende, adhäsive Methoden ersetzt (Bonilla *et.al.*, 2003 Manhart *et al.*, 2000; Christensen, 1998). Die erfolgreiche Haftung an Zahnhartgewebe ist eine grundlegende Anforderung vor dem Einbringen von zahnfarbenen Restaurationsmaterialien, wie z.B. Kompositen. Die Polymerisations-schrumpfung von Kompositen verursacht eine Belastung zwischen ausgehärteten Restaurationen und der Zahnwand, was möglicherweise eine Lückenbildung ergibt. Nur eine perfekte Adaptation ist in der Lage, Mikroleakage und folglich Sekundärkaries und Pulpairritationen zu vermeiden (R. Frankenberger *et al.*, 2001).

Auf dem Gebiet der Zahnerhaltung wurden innerhalb der letzten Dekade in keinem anderen Bereich so immense Fortschritte erzielt wie bei der Seitenzahnrestauration mit plastischen Kompositmaterialien. Dies ist nicht zuletzt auf eine rapide sinkende Akzeptanz des Amalgams zurückzuführen. Komposite sind definitionsgemäß zusammengesetzte Werkstoffe. Einer anorganischen Matrix werden anorganische Füllkörper zugesetzt, um die Polymerisationsschrumpfung von ca. 15% auf ca. 3% zu reduzieren (R. Frankenberger *et al.*, 2001).

Ohne Vorbehandlung der Kavität wird eine gute Adaptation an die Zahnhartsubstanzen, neben dem ungünstigen Wärmeausdehnungskoeffizienten, vor allem durch die Polymerisationsschrumpfung der Komposite verhindert, wodurch eine klebende Verankerung zwingend erforderlich wird. Die ohne Adhäsion auftretende Sekundärkaries wird

noch heute als potenzieller Hauptnachteil von Kunststofffüllungen, vor allem im kaulasttragenden Seitenzahnbereich, angesehen (Frankenberger, 2001).

3.2. Geschichte der Adhäsive

Der Grundstein jeglicher Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurde bereits 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore gelegt (Perdigao, 2002).

Die Adhäsion dentaler Kunststoffe an Schmelz und Dentin hat in den letzten 40 Jahren, seit Buonocore die Säureätztechnik am Schmelz eingeführt hat, um die Adhäsion von kunststoffbasierten Füllungsmaterialien an den Schmelz zu verbessern, enorme Fortschritte gemacht. Die anfänglichen Systeme waren lediglich in der Lage, eine Adhäsion am Schmelz zu erzeugen, wobei kaum eine Adhäsion oder gar Randdichtigkeit am Dentin gegeben war (Dunn, 2004).

Die Entwicklung der Bondingsysteme war in den letzten 50 Jahren ein kontinuierlicher Prozess mit ständigen Verbesserungen und Veränderungen, was die Chemie, den Mechanismus, die Anzahl der Lösungen, die Applikationstechnik und die Effektivität anbelangt. Ein Versuch Klarheit zu schaffen, ist die Klassifizierung der verschiedenen Adhäsive in Generationen (Dunn, 2004).

Das Ätzen des Zahnschmelzes mit 30-40%-iger Phosphorsäure schafft eine ideale Oberflächenmorphologie für die mikromechanische Verankerung von Kunststoffen. Die adhäsive Verbindung von hydrophoben Kompositmaterialien und Dentin gestaltete sich im Vergleich zur Verbindung mit dem Schmelz jedoch erheblich schwieriger. Durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material sind für den Verbund deutlich ungünstigere Voraussetzungen vorhanden.

3 Literaturübersicht

Die beiden ersten Generationen Dentinadhäsive erreichten nie das Potential für die klinische Anwendung. Während bei der ersten Generation die das Dentin nach der Präparation bedeckende Schmierschicht entfernt wurde, erfolgte im Rahmen der zweiten nur ein Ankoppeln an die Schmierschicht, welche aus zermahlenden Dentinresten, Wasser und Bakterien besteht. Die schlechten Ergebnisse der frühen Dentinadhäsive kamen daher, dass die Schmierschicht eben nicht entfernt wurde, sondern es zu einer Anhaftung des Adhäsivs an die zermahlenden Dentinreste und nicht an das darunterliegende Dentin kam (Watanabe, 1994).

Die dritte Generation bedient sich einer anderen Herangehensweise. Der Schmelzrand der Kavität wird konventionell geätzt, das Dentin soll dabei aber ursprünglich ausgespart werden. Mittels selbstätzender Primerlösung mit Zugabe schwach dosierter Säuren wie z.B. 1-4%-iger Maleinsäure wird die Schmierschicht aufgelöst und darüber hinaus das darunterliegende Dentin oberflächlich demineralisiert. Durch die im Primer enthaltenen amphiphilen Moleküle, z.B. Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) werden die kollagenen Fasern imprägniert und für das Umfließen mit einem konventionellen Bondingharz vorbereitet, welches in die nanoskopischen Zwischenräume des Kollagennetzwerkes fließt und eine Mischzone aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff erzeugt. Diese Zone wird Hybridschicht genannt und bildet den Schlüsselfaktor für ein erfolgreiches Dentinbonding. Die klinische Anwendung der dritten Generation ist jedoch diffizil, da ein selektives Ätzen der oft dünnen Schmelzränder nicht immer umzusetzen ist. Oft erfolgt auch ein unbeabsichtigter Mehraustritt an Phosphorsäure aus der Applikationsspritze. Vor allem in kleinen Kavitäten erscheint ein simultanes Konditionieren beider Zahnhartsubstanzen wünschenswert. Laut Nakabayashi (2000) verhält sich die Hybridschicht wie eine

3 Literaturübersicht

impermeable Membran, die schädigende Stimuli davon abhalten kann, ins Pulpengewebe durch die Dentintubuli einzudringen. Hybridisiertes Dentin verringert das Risiko von Mikroleakage, Sekundärkaries und damit verbundene postoperative Hypersensibilitäten.

Mit der Einführung der vierten Generation Dentinadhäsive ist die gleichzeitige Ätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure vorgesehen. („Total-Etching“) Der Primer hat lediglich die Aufgabe, mit Hilfe amphiphiler Moleküle den Brückenschlag von der hydrophilen Unterlage Dentin zum hydrophoben Kunststoff zu gewährleisten. Das Dentin wird, im Vergleich zum Vorgehen der dritten Generation, nach der Säurekonditionierung abgespült, was das Eliminieren sämtlicher gelöster anorganischer Bestandteile zur Folge hat: Durch das klinisch notwendige Trocknen der Schmelzränder, zur Visualisierung der kreidig-opaken Erscheinung eines ausreichenden Schmelzätzmusters, wird dem empfindlichen Kollagennetzwerk im Dentin Feuchtigkeit entzogen und es droht ein Kollaps dieser Zone mit erheblich reduzierter Möglichkeit der Penetration von Haftvermittlern. Daraus entstand der Begriff des „Wet Bonding“, nach der Kontrolle des Schmelzätzmusters soll das Dentin erneut angefeuchtet werden (re-wetting). Unter Berücksichtigung der notwendigen Vorsichtsmaßnahmen sind in der Literatur für die vierte Generation die höchsten Haftwerte *in vitro* dokumentiert (Frankenberger, 2001; Eick *et al.*, 1997). Mehrere Gruppen fanden heraus, dass wenn demineralisiertes Dentin mit Phosphorsäure angeätzt wurde, es feucht gehalten und anschließend z.B. Biphenyldimethacrylat (BPDM) in Azeton aufgetragen wurde, mit dieser so genannten „moist-bonding“-Technik gute Haftwerte erreicht werden konnten (Suh, 1991; Kanca, 1992; Gwinnett, 1992).

Charakteristisch für die bislang beschriebenen Adhäsivsysteme ist eine Trennung von Primer und Bonding-Agent. In der Praxis ist diese

3 Literaturübersicht

Trennung für das zahnärztliche Team kompliziert und teilweise verwirrend. Oft werden Fläschchen verwechselt, die richtige Reihenfolge nicht eingehalten. Die Forderung an die Hersteller war daher, ein Bondingsystem in einer Komposition aus einer Flasche für beide Zielsetzungen, Penetration und Verbindung, bereitzustellen. Burke et al beschrieben 1995, dass Adhäsive der 4. Generation bei in vitro Versuchen bereits Scherkräfte des Bonds am Dentin erreicht haben, welche mit denen am Schmelz zu vergleichen sind.

Diese Adhäsivsysteme werden alle als „One-Bottle-Bonds“ der fünften Generation zugeordnet. Bei den Einflaschenhaftvermittlern der fünften Generation finden sich auch alle Eigenschaften der beiden Vorgängergenerationen wieder. Es sind sowohl selbstkonditionierende Adhäsive als auch Materialien für Total-etching in dieser Generation vorhanden. Charakteristisch ist, dass das eigentliche Bondingsystem, unabhängig von der Art der zu applizierenden Säure, immer in einer Flasche vorzufinden ist („One-Bottle-Bonds“) (Frankenberger, 2001).

Die sechste Bondinggeneration, die Ende der 90er Jahre, zu Beginn des 21. Jahrhunderts eingeführt wurde, eliminierte schließlich den separaten Ätzschritt, indem ein saurer Primer nach Präparation und Trockenlegung der Kavität direkt auf Schmelz und Dentin appliziert wurde. Der Primer verblieb auf der Zahnschmelz und das Adhäsiv wurde zusätzlich aufgetragen. Spätere Produkte der sechsten Generation erforderten ein Anmischen des Primers und des Adhäsivs vor der Applikation (Dunn, 2004). Für das frische Anmischen der Lösungen wurden aus Gründen der chemischen Stabilität verschiedene Applikationsformen entwickelt. Die einfachste Version (z.B. Tokuyama One-Up-Bond F) mischt zwei Tropfen, die einzeln vorgelegt werden, der Mischvorgang wird durch Farbumschlag angezeigt. Eine andere Lösung besteht darin, die Dosierung der beiden Komponenten zu kombinieren, d.h. zum Beispiel

3 Literaturübersicht

zwei Komponenten in zwei Flaschen aufzubewahren die gleichzeitig mit einem Fingerdruck vorgelegt werden (z.B. Vivadent AdheSE). Eine weitere Lösung besteht darin, nur eine Komponente zu verwenden (z.B. AQ-Bond, Sun Medical). Bei dieser Lösung liegt ein fein abgestimmtes Gleichgewicht der Komponenten vor, das im Kontakt mit der Restfeuchtigkeit der Zahnoberfläche so verändert wird, dass die Protonen freigesetzt werden die zur Ätzung der Zahnoberfläche führen (Kunzelmann, 2003).

Die Systeme der siebten Generation wurden Ende 2002 eingeführt und beinhalten Konditionierer, Primer und Adhäsiv in nur einer Flasche und eliminieren dadurch das Anmischen oder separate Auftragen mehrerer Lösungen (Dunn, 2004), z.B. iBond, (Kulzer) dieses ist ein nicht anzumischendes, selbstkonditionierendes Einkomponenten-Adhäsiv, es umfasst Ätzen, Primen, Bonden und Desensibilisieren in einem Schritt.

Die Einführung von selbstätzenden Materialien, bei denen der Schritt der Säureätzung nicht mehr nötig ist, da der Primer ätzende Monomere enthält, wirft neue Fragen auf. Es wurde festgestellt, dass die selbstätzenden Primer die Fähigkeit besitzen, wahrscheinlich aufgrund ihres intrinsischen Säureverhaltens, die Dentinschmiere zu durchdringen und das darunterliegende Dentin zu imprägnieren (Nakabayashi, 1996).

Dentinadhäsive können, neben den Generationen, auch nach anderen Kriterien eingeteilt werden, zum Beispiel nach den enthaltenen Lösungsmitteln wie Aceton, Wasser, Alkohol oder nach der Zahl der Applikationsschritte.

In der folgenden Tabelle wird ein kurzer Überblick über die verschiedenen Generationen der Adhäsivsysteme, das Jahr Ihrer Einführung und jeweils ein Beispiel, aufgezeigt.

Tabelle 3.2.-1 Überblick über die verschiedenen Generationen der Adhäsive

Generation	Jahr der Einführung	Beispiele/Prinzip
1. und 2.	60er bis 80er	Scotchbond (Dentinbonding insuffizient)
3.	Ende 80er	Syntac (Smearlayer modifiziert)
4.	Beginn 90er	ScotchbondMP, Optibond (Total etch)
5.	Mitte 90er	Prime&Bond (One-Bottle-Adhäsive)
6.	Ende 90er	Prompt-L-Pop (ohne Phosphorsäure)
7.	Ende 2002	iBond (one – step)

In jüngerer Zeit wird zunehmend eine neue Klassifizierungsart verwendet (2nd International ESPE Dental Symposium, Philadelphia Mai 2000), die sich auf die Anzahl klinischer Arbeitsschritte und die Art der Interaktion des Adhäsivs mit dem Dentin bezieht und daher auf nahezu alle modernen Adhäsive angewendet werden kann. Im Folgenden wird diese Klassifizierungsart dargestellt.

3 Literaturübersicht

Tabelle 3.2.-2 Typisierung von Adhäsiven nach Anzahl klinischer Arbeitsschritte und Art der Interaktion mit dem Dentin (aus: Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis)

Typ	Charakteristikum	Beispiele/Lösungsmittel A=Aceton/E=Ethanol/W=Wasser
Typ 1 3 klin. Arbeitsschritte, Schmierschicht wird entfernt	Simultanes Ätzen von Schmelz und Dentin (Total-etching)	Optibond FI (Kerr) /EW
Typ 2/ Composite 2 klin. Arbeitsschritte, Schmierschicht wird entfernt	Wie Typ1 (Total-etching) lediglich Primer und Bond in einer Flasche („One- Bottle-Bond“)	Excite (Vivadent) / E Scotchbond 1 (3M ESPE) /EW
Typ 2/ Compomere 2 klin. Arbeitsschritte, Bei sep. Ätzschritt wird Schmierschicht entfernt, sonst modifiziert	Vorbehandlung von Schmelz und Dentin mit selbstkond. Primer- Bonding- Universaladhäsiv (enthält keine Säure, zusätzl. Ätzung verbessert Haftkraft)	Prime&Bond NT (Detrey)/ A
Typ 3 2 klin. Arbeitsschritte, Schmierschicht wird aufgelöst	Selbstätzender Primer ohne separate Phosphorsäureätzung, getrenntes Bonding Agent	Clearfil Liner Bond 2V (Kuraray)/ E
Typ 4 1 klin. Arbeitsschritt, Schmierschicht wird aufgelöst	Mischpräparat zur simultanen Vorbehandlung von Schmelz und Dentin und „All-in-one“ Produkte (d.h. alle Komponenten in einer Verpackung)	Prompt-L-Pop (3M ESPE)/W Clearfil SE Bond (Kuraray)/W

3.3. Schmelzhaftung

Die Schmelzhaftung ist in der restaurativen Zahnheilkunde eine Routinetechnik. Die Phosphorsäureätzung (normalerweise mit 35%-40%ige Phosphorsäure) von Zahnschmelz kann die Oberfläche verändern, um sie empfänglicher für die Haftung von Adhäsiven zu machen. Ausgehärtete Adhäsivausläufer (auch als „tags“ bezeichnet) dringen in die Mikroporositäten von geätztem Schmelz ein, welche eine widerstandsfähige und dauerhafte Verbindung bilden (Lopes *et al.*, 2002).

3.4. Chemische Struktur des Dentins und Dentinmorphologie

Dentin ist ein vitales, zusammengesetztes Material mit strukturellen Bestandteilen und Eigenschaften, die, je nach Lage, variieren. Diese Abweichungen erlauben eine Klassifizierung in mehrere Formen des Dentins (Marshall *et al.*, 1997).

Dentin besteht aus mehreren identifizierbaren Strukturen, flüssigkeitsgefüllte Tubuli mit Stoffwechsel, hoch mineralisiertes peritubuläres Dentin und intertubuläres Dentin, welches hauptsächlich aus Kollagen und abgelagertem Apatit besteht. Die strukturelle Organisation und mikrostrukturelle Variation hängt von verschiedenen Einflüssen ab, wie zum Beispiel Zahngröße, Zahnform und Abweichungen, die durch Alter und Krankheit verursacht wurden (Marshall Jr., 1993). Dentin ist im Gegensatz zu Schmelz ein lebendes, weniger stark mineralisiertes Gewebe. Es besteht zu 70 Gew. % aus anorganischem Material, zu 20 Gew. % aus organischem Material und zu 10 % aus Wasser. Der größte Teil des organischen Anteils sind Kollagen und kollagenartige Verbindungen (91-92%). Der mineralische Anteil besteht, ebenso wie der des Zahnschmelzes, hauptsächlich aus Phosphat und Kalzium, aber auch Spurenelemente sind im Dentin zu

3 Literaturübersicht

finden. Da Dentin sehr porös ist, weist es eine wesentlich höhere Permeabilität als Schmelz auf (Hellwig, 1999).

Die charakteristische Dentinmorphologie ist seine flüssigkeitsgefüllte tubuläre Struktur, welche die Pulpa mit der Schmelz-Zement-Grenze verbindet.

Wenn Schmelz verloren gegangen ist und Dentin freiliegt, können Flüssigkeitsverschiebungen durch externen Stimulus entstehen, welche Nerven in der Pulpa aktivieren und Schmerzen auslösen. Diese Flüssigkeitsbewegungen innerhalb der Dentinkanälchen wird transdentinale Permeabilität genannt und ist verantwortlich für die Sensibilität von freiliegendem Dentin und auch von restauriertem Dentin. Diese Permeabilität ist auch verantwortlich für die ständige Feuchtigkeit freiliegender Dentinoberflächen (Pashley *et al.*, 1997). Wenn demineralisiertes Dentin mit dem Luftbläser getrocknet wird, kann es bis zu 65 Vol% kollabieren (Carvalho *et al.*, 1996). Während der Austrocknung kommen die Kollagenfibrillen in engeren Kontakt und ermöglichen Verbindungen zwischen Polypeptidketten. Diese wären in der Anwesenheit von Wasser nicht möglich gewesen. Solche interpeptidalen Kräfte stabilisieren die Struktur von trockenem Dentin und machen es steifer (Maciel *et al.*, 1996). Das Schrumpfungsphänomen reduziert den interfibrillären Platz, welcher als Diffusionskanal für die Infiltration des Bondings dient und letztendlich die Haftung des Adhäsivsystems an das Dentin zulässt (Gwinnett, 1994).

3.5. Dentinpermeabilität und Dentinadhäsion

Die Permeabilität von Dentin für Adhäsive ist von großer Bedeutung um eine gute Dentinhaftung zu erreichen. In den Systemen, welche die Schmierschicht entfernen, besteht für das Harz die Möglichkeit die Dentintubuli und das intertubuläre Dentin zu infiltrieren. Das Eindringen des Harzes in die Dentintubuli kann die Tubuli versiegeln und zur Haftkraft beitragen, wenn das Harz an den Wänden der Tubuli haftet (Pashley, 1993).

Die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins (Dentinkanälchen mit Dentinliquor, organische Bestandteile, Schmierschicht, s.o.) lässt eine mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials nicht zu. Es wurden daher die Dentinhaftvermittler (Adhäsive) entwickelt, die eine chemische Bindung mit dem organischen bzw. anorganischen Anteil des Dentins eingehen sollen. Ein solcher Dentinhaftvermittler lässt sich prinzipiell mit folgender Formel darstellen: **M-R-X**.

Dabei bedeutet M eine Methacrylatgruppe, R einen Distanzhalter und X eine funktionelle Gruppe, die mit dem Dentin reagieren soll. Die funktionelle Gruppe kann als Phosphatester mit dem Kalzium des Hydroxylapatits im Dentin reagieren, eine zweite Möglichkeit besteht in der Reaktion einer funktionellen Gruppe mit den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten, z.B. dem Kollagen des Dentins. Zahlreiche Untersuchungen konnten zeigen, dass eine derartige chemische Haftung mit dem Dentin unwahrscheinlich ist. Ein modernes Adhäsivsystem besteht also aus einem Konditionierer (Säuren, Komplexbildner), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere). Als Säuren werden dabei Zitronensäure (10%ig), Phosphorsäure (10-40%ig), Salpetersäure (4%ig), Maleinsäure (2-4%ig) verwendet.

3 Literaturübersicht

Zusätzlich können auch Komplexbildner (EDTA, 5-16%ig) zur Konditionierung verwendet werden. In Primern findet man wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate, wie zum Beispiel HEMA, sowie phosphorisierte Mono-, Di- und Polymethacrylate wie zum Beispiel Dipentaerytritol-pentamethacryloyloxyphosphat (PENTA) sowie Säuremonomere und Lösungsmittel, wie Wasser, Aceton und Alkohol. Das Dentinadhäsiv besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten zum Beispiel 4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrit (4-META). Zusätzlich können Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat (BisGMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) bzw. Urethan-dimethacrylat (UDMA) enthalten sein (Hellwig, 1999).

Die Beziehung zwischen Dentinpermeabilität und Dentinhaftung war nicht immer offensichtlich. Frühe Adhäsive wurden direkt auf die Schmierschicht aufgetragen und ergaben ziemlich niedrige Haftwerte (ca. 5 MPa) (Pashley *et al.*, 1997), da sie nicht gut ins Dentin eindringen. Die Schmierschicht wurde definiert als eine Schicht von zermahlenden Dentinresten auf der Oberfläche von Zahngewebe die entsteht, nachdem der Zahn beschliffen wird (Eick, Wilko *et al.*, 1970). Sie variiert in Dicke, Rauigkeit, Dichte und dem Grad der Haftung an darunterliegender Zahnstruktur. Als Teil der restaurativen Vorgänge die durch die adhäsive Zahnmedizin nötig werden, muss die Schmierschicht entfernt, modifiziert oder mit dem Haftvermittler imprägniert werden, um eine Haftung zwischen dem Zahn und dem Füllungsmaterial zu erlauben (Oliveira, 2003). Der Zusatz von HEMA verbessert die Haftkraft, da es die Adhäsive hydrophiler macht und dadurch das tiefere Eindringen in die Schmierschicht fördert. In Anbetracht der begrenzten Stärke der Schmierschicht sind die beiden einzigen Möglichkeiten die Haftung an Dentin zu erhöhen entweder das Entfernen der Schmierschicht oder die Verbesserung der Eindringtiefe der Mittel durch die Schmierschicht in die

3 Literaturübersicht

darunterliegenden Dentinstrukturen. Beide Prozeduren wurden erfolgreich angewandt (Pashley, Cavalho, 1997).

Entscheidend für die Liegezeit einer Restauration im Mund ist nach wie vor der Randschluss. Sie verringert sich wenn es nicht dauerhaft gelingt, die Füllungsrän­der gegen Leakage-Phänomene abzudichten. Die Haftung an der darunterliegenden Zahns­ubstanz beruht auf einem Austauschprozess, bei dem anorganisches Zahnmaterial durch Kunststoff ersetzt wird (van Meerbeck *et al.*, 2004). Theoretisch kann Dentinbonding durch Haftung an seine organischen Komponenten (Kollagen), seine anorganischen Komponenten (Hydroxylapatit) oder an beides erfolgen. Da Kalzium im Dentin reichlich vorhanden ist, versuchten frühere Generationen von Dentinadhäsiven eine chemische Haftung durch Ionenbindung an Kalzium herzustellen. Obwohl beschrieben wird, dass HEMA und Lösungen, die auf Glutaraldehyd basieren, zu einer chemischen Haftung an Kollagen oder EDTA-behandeltem Dentin fähig sind, wird angenommen, dass diese Haftung Ergebnis eines mikromechanischen Haftmechanismus an das Kollagengeflecht ist (Pashley, Cavalho, 1997; Perdigao *et al.*, 2003). Forscher haben herausgefunden, dass sklerotisches Dentin sich von normalem Dentin unterscheidet, was die Säureätzung und adhäsive Vorgänge betrifft. Van Meerbeck und andere (1994) haben beschrieben, dass das Ätzen von peri-und intertubulärem, sklerotischem Dentin schwieriger ist, was eine dünnere Hybridschicht und eine geringere Ausbildung von Resinzapfen innerhalb der Dentintubuli ergibt. Laut Lopez *et al.* (2003) würde diese Schicht, unter Umständen, an manchen Stellen gar nicht ausgebildet sein.

3.6. einige Bestandteile von Adhäsiven und deren Funktion

Ein Adhäsivsystem besteht, ob auf mehrere Fläschchen verteilt oder in einer einzigen Flasche, aus einem Konditionierer (Säuren wie zum Beispiel Zitronensäure 10%ig, Phosphorsäure 10-40%ig u.a., zusätzlich können auch Komplexbildner wie EDTA 5-16%ig verwendet werden), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel, zum Beispiel HEMA und Wasser, Aceton oder Alkohol) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere wie z.B. 4-Meth-acryloyloxyethyl-trimellitatanhydrit (4-META) und zusätzlich z.B. BisGMA, UDMA u.a.) (Hellwig,1999).

In der folgenden Tabelle soll eine Übersicht über einige Bestandteile gegeben werden.

Tabelle 3.6.-1 Bestandteile von Adhäsiven und deren Funktion (Dunn,2004)

Bestandteil	Eigenschaft/ Funktion
4-Meth-acryloyloxyethyl-trimellitatanhydrit (4-META)	-Konditionierung von Schmelz / Dentin - Benetzung der Oberfläche - Infiltrationspromoter - Anbindung an das Kollagen über Wasserstoffbindungen - Anbindung an Kalziumionen des Apatits über Komplexbildung
UDMA	- Filmbildung - Vernetzung
Glutaraldehyd	- Desensibilisierung - Vernetzung der Kollagenfasern - antibakterielle Wirkung
Aceton	- Lösungsmittel für Monomere

	<ul style="list-style-type: none">- Erleichtert die Lösungsmittel- evaporation
Wasser	<ul style="list-style-type: none">- Hydrolyse von 4-META zu 4-MET (=Säure)- Stellt Wasser für den Ätzbvorgang zur Verfügung- Lösungsmittel für Monomere

Einige Studien stellten dar, dass die meisten Komponenten von Adhäsivsystemen eine zytotoxische Wirkung auf Fibroblasten haben. Es zeigte sich, dass bereits niedrige Konzentrationen von 2-hydroxyethylmethacrylat (HEMA), bisglycidylmethacrylat (Bis-GMA), bisphenol A (BPA), tri-ethylen-glycol-dimethacrylat (TEGDMA), urethan-dimethacrylat (UDMA) und andere Bestandteile eine bestimmte Zytotoxizität auf Zellkulturen haben (de Souza Costa *et al.*, 2001). Andere Untersuchungen lassen jedoch vermuten, dass die Menge freigesetzten HEMAs aus Adhäsivmaterialien eine zytotoxische Dosis nicht erreicht (Kaga *et al.*, 2001).

3.7. Lösungsmittel

Unter einem Lösungsmittel (oft auch als Lösemittel bezeichnet) versteht man eine Flüssigkeit, die Gase, andere Flüssigkeiten oder Feststoffe lösen kann, ohne dass es dabei zu chemischen Reaktionen zwischen gelöstem Stoff und lösender Flüssigkeit kommt (www.wikipedia.org).

Während einige Adhäsive auf Wasserbasis sind, benutzen andere Ethanol oder Azeton als Lösungsmittel. Wenn solche wasserfreien Adhäsive auf demineralisiertes, trockenes, kollabiertes Dentin appliziert werden, ist die Re-Expansion abhängig von der Fähigkeit der

Lösungsmittel oder Monomere sich mit dem Kollagen zu verbinden und interpeptidale Wasserbindungen zu durchbrechen. Idealerweise sollte eine Primerlösung, welche auf demineralisiertes, trockenes Dentin aufgetragen wird, ein Lösungsmittel enthalten, welches eine höhere Fähigkeit der Wasserbindung an das Kollagen hat, als die Peptide für sich selber haben, um eine adäquate Öffnung des interfibrillären Raumes zu erlauben, damit das Adhäsiv eindringen kann (Carvalho *et al.*, 2003). In der Studie von Carvalho *et al.* kamen sie zu dem Ergebnis, dass die höchsten Haftwerte erreicht wurden, nachdem trockenes Dentin mit HEMA/Ethanol Primer behandelt wurde, gefolgt von HEMA/Methanol und HEMA/Wasser, letztere waren nicht sehr unterschiedlich. Niedrigere Haftwerte wurden erreicht, nachdem das Dentin mit HEMA/Propanol behandelt wurde.

Wasser – bzw. ethanolhaltige Adhäsive können auf trockenerem Dentin verarbeitet werden, da sie leicht kollabierte Kollagenfasern wieder anfeuchten können. Übertrocknung sollte jedoch vermieden werden.

Acetonhaltige Adhäsive können auf feuchterem Dentin verarbeitet werden, da sie Wasser stärker verdrängen können. "Wasserpfüten" sollten jedoch vermieden werden (Frankenberger, 2000).

3.8. Monomere

Monomere (griech. mono "ein, einzel" meros "Teil") sind niedermolekulare, reaktionsfähige Moleküle, die sich zu molekularen Ketten oder Netzen, zu unverzweigten oder verzweigten Polymeren, zusammenschließen können (www.wikipedia.org).

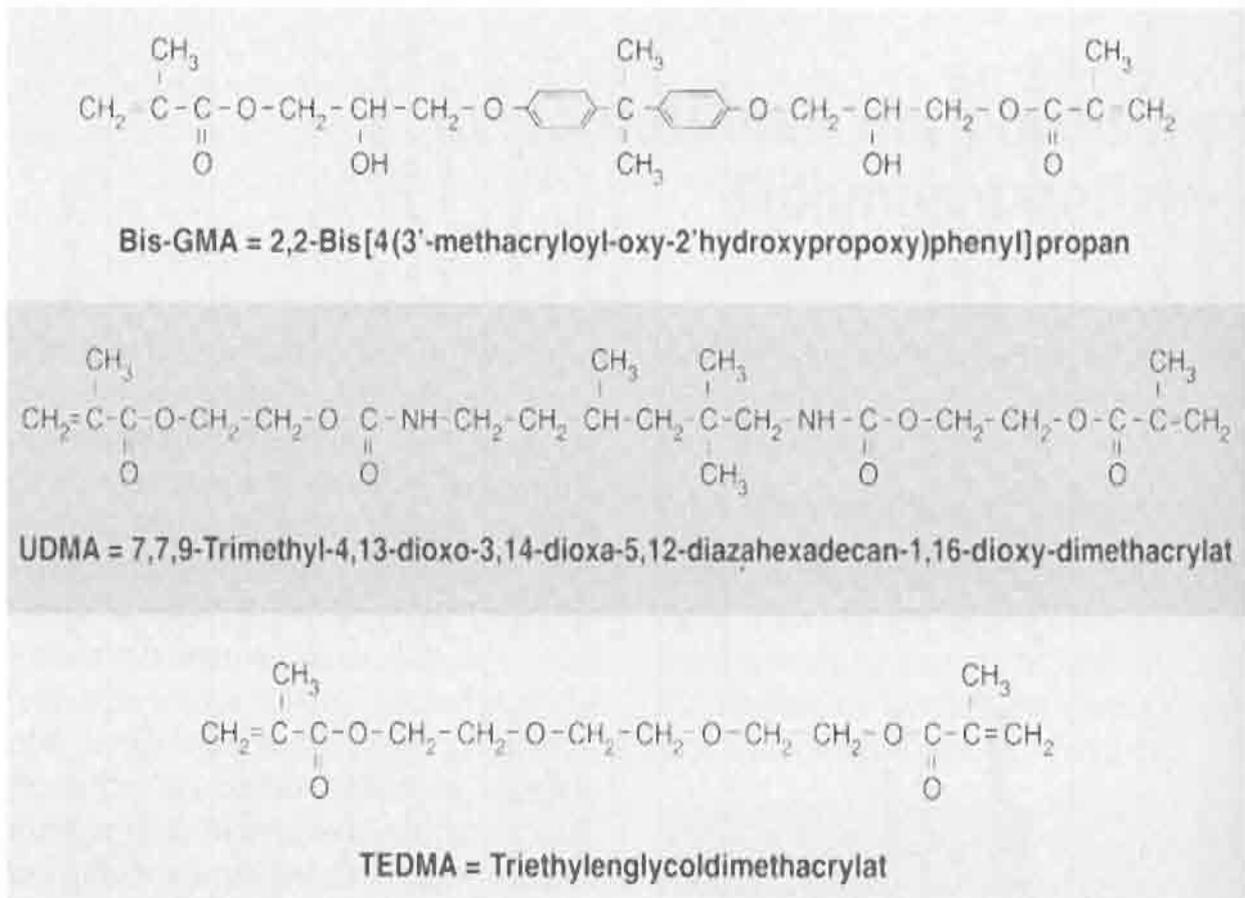
Bisher ist in zahlreichen Dentinadhäsiven das Monomer HEMA enthalten, das auf Grund seiner hydrophilen Eigenschaften über ein gutes Penetrationsverhalten verfügt (Nakabayashi *et al.*, 1992). Auch Erickson (1992) fand heraus, dass das Monomer HEMA die Haftkraft

3 Literaturübersicht

verstärkt, wenn es auf die konditionierte Dentinoberfläche aufgetragen wird. Generell finden sich häufig in den Primern hydrophile oder amphiphile Monomere (wie z.B. HEMA, 4-META). In den selbstkonditionierenden Primer sind zusätzlich saure Monomere (Maleinsäure-, Oligomaleinsäure-Methacrylate) enthalten (Hellwig, 1999). Im Bondingmaterial selber sind meist un- oder geringgefüllte Diacrylate wie z.B. Bis-GMA oder UDMA enthalten, sowie TEGDMA zur Viskositätsminderung und ebenfalls HEMA, für eine bessere Benetzbarkeit. Die neuen selbstkonditionierenden, selbstprimenden Bondingmaterialien enthalten häufig saure Monomere wie z. B. Pyrophosphate um ein Ätzmuster im Schmelz zu schaffen und gleichzeitig das Dentin zu konditionieren (Frankenberger, 2001).

Viele der heute erhältlichen Komposite nutzen Bisphenol-A-glycidylmethacrylat (BisGMA) als hauptsächliches Monomer im Polymer. Dieses visköse, unhandliche Monomer hat eine hohe Reaktivität, ein hohes Molekulargewicht und produziert ein kreuzartig verbundenes, dreidimensionales Harznetzwerk (Peutzfeld, 1997). Auf Grund der hohen Viskosität von BisGMA muss die Harzphase von Kompositen verdünnt werden um die Verarbeitung zu verbessern. Das Monomer, welches für diesen Zweck am meisten verwendet wird, ist Triethylen-glycol-dimethacrylat (TEGDMA), ein herkömmliches Glycoldimethacrylat (Feilzer *et al.*, 2003).

3.8.1. chemische Formeln häufig in Kompositen und Adhäsiven verwendeter Monomere



(aus Hellwig,1999)

3.9. Die Dentinadhäsive der Zukunft

Der gegenwärtige Trend in der Entwicklung der Dentinadhäsive versucht die Arbeitsschritte zu vereinfachen und sie noch freundlicher für den Anwender zu gestalten. Ein-Flaschen-Systeme wurden in jüngerer Vergangenheit entwickelt, um die Anwendung der Adhäsive zu vereinfachen und zu verkürzen (Miyazakui *et al.*, 2002). Obwohl sich die Dentinadhäsive im letzten Jahrzehnt stark verbessert haben, werden postoperative Sensibilitäten, unvollständige Randständigkeit und die Biokompatibilität immer noch als mögliche Probleme erachtet, die mit der

3 Literaturübersicht

Anwendungsart verbunden sind. Mit den Fortschritten in der Biomimetrik könnten die Monomere zukünftig Bereiche umfassen, die sich von Unterwasser-Bioadhesiven auf Proteinbasis ableiten, die von Meerestieren wie Mies.-und Entenmuscheln abgesondert werden. Das Konzept der kontrollierten Freigabe nutzend, können die Dentinadhäsive der Zukunft fluoreszierende Biosensoren enthalten, die pH-Wert Veränderungen rund um insuffiziente Füllungen auffinden. Sie haben sogar die Fähigkeit zur Selbstheilung als Reaktion auf kleine Sprünge, die durch funktionale Beanspruchung innerhalb des Adhäsivverbundes entstehen (Tay, Pashley, 2002).

Auf Grund der Häufigkeit einer Sekundärkaries nach der Füllungstherapie wurde große Aufmerksamkeit auf den therapeutischen Effekt gerichtet, der durch direkte Füllungsmaterialien entsteht. Die Remineralisation durch Fluoridabgabe ist eine charakteristische Wirkung, der antibakterielle Effekt ist eine bedeutende Eigenschaft, da die Inaktivierung der Bakterien eine direkte Möglichkeit darstellt, um den Grund für die Entstehung von Karies auszurotten. Die antibakterielle Aktivität der Dentinadhäsive wird im Sinne einer Desinfektion der Kavität genauso wie einer Inaktivierung der Bakterien dargelegt (Karanika-Kouma *et al.*, 2001; Herrera *et al.*, 2000). Eine Gruppe, die antibakterielle Aktivität zeigt, sind Produkte welche Glutaraldehyde beinhalten. Obwohl Glutaraldehyd ursprünglich eingesetzt wurde um die Haftkraft an Dentin zu steigern, ist es auch ein starkes Desinfektionsmittel, welches in der Zahnklinik oft zur Instrumentensterilisation eingesetzt wird. In allen Studien die Dentinadhäsive, welche Glutaraldehyd enthalten, getestet haben, konnte die Produktion von eindeutigen Inhibitionszonen gegen Laktobazillen, Streptokokken und Aktinomyzeten beobachtet werden (Imazato, 2003; Meiers *et al.*, 1996). In einer anderen Studie wiesen

3 Literaturübersicht

Imazato et al. (1998) den antibakteriellen Effekt des Monomers 12-methacryloyoxydodecylpyridiniumbromide (MDPB) gegen *Streptococcus mutans* nach. 2002 fanden Imazato et al heraus, dass Chlorhexidin, welches einem Primer zu Versuchszwecken beigefügt wurde, eine deutlich höhere antibakterielle Wirkung gegenüber den Spezies *Streptococcus mutans*, *Laktobazillus casei* und *Aktinomyces viscosus* zeigte als kommerziell erhältliche Adhäsivsysteme. Gleichzeitig zeigte sich in der Studie, dass selbstätzende Adhäsive mit einem niedrigen pH-Wert keinen größeren antibakteriellen Effekt im Vergleich zu Lösungen, bestehend aus Primer und Bond, aufwiesen (Imazato *et al.*, 2002).

Die bakterielle Invasion des Dentins weist zwei Zonen auf:

In der ersten, pulpanahen Zone finden sich hauptsächlich grampositive Laktobazillen und Stäbchen.

In der zweiten Zone, der sekundären Welle, liegt eine bunte Mischinfektion vor.

Bei den bakteriellen Produkten, die durch die Dentinkanälchen zur Pulpa gelangen, handelt es sich um Enzyme, Endotoxine, Polysaccharide, Peptide, somatische Antigene, Mitogene, Chemotaxine, Immunkomplexe, organische Säuren und andere vergleichbare Substanzen. Neben diesen bakteriellen Produkten spielen möglicherweise auch Speichelbestandteile oder Abbauprodukte der zerstörten Zahnhartsubstanzen eine Rolle (Hellwig ,1999).

Antibakteriell wirkende Adhäsive sind der Beginn einer neuen Ära in der restaurativen Zahnheilkunde, so könnten durch Randspalten und Mikroleakage eingedrungene Bakterien bekämpft und Sekundärkaries verhindert werden. Die Entwicklung des antibakteriellen Monomers MDPB begann 1994, es folgten zahlreiche In-vitro-Studien. So zeigten Imazato et al., 2003 in einer Untersuchung, dass der Zusatz von MDBP

im Bonding nach der Lichthärtung zu einer antibakteriellen Aktivität führt, ohne das dadurch die Härte beeinflusst wird.

3.9.1. Biochemie des Monomers MDPB

Die Verbindung MDPB enthält quaternäres Ammonium als antibakteriellen Stoff sowie die Methacryloylgruppe zur Polymerisation und wird als antibakterielles Monomer bezeichnet. Das Monomer besitzt eine ähnliche Strukturformel wie das bekannte und antimikrobiell wirksame Cetylpyridiniumchlorid (CPC). CPC dient als Bakterizid in Zahnpasten und Mundwässern. Als Monomer besitzt diese Substanz eine sehr starke antibakterielle Aktivität und kann die bakterielle Zellmembran zerstören. Imazato erklärt: "Zuerst werden die in der Kavität potenziell noch vorhandenen überlebenschfähigen Bakterien mit dem antimikrobiellen Monomer im Primer behandelt und die Kavität auf diese Weise gereinigt. Bei der Applikation des Primers in der Kavität diffundiert das MDPB in die Zahnschubstanz. Körpereigene Zellen werden nicht angegriffen, es verringert postoperative Sensibilitäten und ist pulpenfreundlich (Imazato, 2004).

3.10. Polymerisationslampen

3.10.1. Hintergrund der Lampen

Die optimale Polymerisation von lichthärtenden Werkstoffen im Patientenmund ist eine nötige Voraussetzung für den längerfristigen Behandlungserfolg.

Eine adäquate Polymerisation der Kunststoffe kann wesentlich dazu beitragen die Langlebigkeit einer Restauration zu verbessern. Eine Untersuchung an der Universität in Rom hat einen Vergleich gezogen zwischen LED-Lampen und den momentan erhältlichen Alternativen zur

3 Literaturübersicht

Polymerisation von Kompositen und Adhäsiven. Momentan sind Halogenlampen die am meisten verwendeten Lichtquellen, diese Technologie erlaubt allerdings keine weitere Entwicklung (La Torre, 2003). Die innovative Technologie der LED'S eröffnet neue und interessante Aussichten auf dem Gebiet der Polymerisation. Zu den Vorteilen zählen eine sichere Effektivität, Wirtschaftlichkeit und Langlebigkeit der LED-Lampe.

Die Literaturrecherche der römischen Gruppe ergab, dass trotz der geringeren Lichtemission die Qualität der Polymerisation mit den anderen Lichtquellen mithalten kann. Sie fanden heraus, dass physikalische und mechanische Eigenschaften, der Grad der Umwandlung, Tiefe der Aushärtung und die Endhärte der Komposite die mit einer LED-Lampe ausgehärtet wurden, ähnliche Werte wie mit einer Halogenlampe erreichten, wobei die Temperaturzunahme wesentlich geringer ist und keine Gefahr für die Pulpa darstellt. Mit dem Voranschreiten der Technologie könnten LED-Lampen eine interessante Alternative zu existierenden herkömmlichen Halogenlampen werden.

Auch eine Untersuchung der Louisiana State Universität in New Orleans, USA, fand heraus, dass LED-Lampen die Polymerisationslampen der Zukunft sind. Der Wert der Unterstützung durch verschiedene Belichtungsarten (soft, exponentiell und pulsartig) um die Randdichtigkeit zu verbessern und Randspaltbildung zu reduzieren, wird untersucht (Burgess, 2002).

Die Entwicklung in Richtung neuer technischer Arbeitsmittel und der Klärung offener Fragen ist in erheblichem Maße fortgeschritten, so dass es opportun erscheint, den gegenwärtigen Stand von Wissenschaft und Technik aufzuzeigen.

Die Polymerisation von lichthärtenden Füllungs- und Befestigungsmaterialien mit Geräten verschiedener Art ist einer der zahlreichen, sich

oft wiederholenden Arbeitsschritte in der zahnärztlichen Praxis, der - bei aller Routine - immer wieder der Überprüfung und Anpassung bedarf. Dies gilt sowohl bei einem Wechsel von Materialien und deren Verarbeitungseigenschaften als auch für die Eigenart und die Betriebsverlässlichkeit der technischen Lichtquellen.

Nachdem sich herausgestellt hatte, dass die ursprünglich benutzten UV-Lampen vor allem aus arbeitshygienischen Gründen nicht geeignet sind, wurden zuerst Halogengeräte für die Lichtpolymerisation eingesetzt, bis 1998 die Plasmalampen und 2001 die LED-Geräte hinzukamen, während die zwischenzeitlich (1997) eingeführten Argon-Laser kaum eine Rolle spielen konnten (Kimmel, 2002).

3.10.2. Halogenlampen

Die bisher meist verwendeten Lichtquellen für die Polymerisation von Kompositen sind Halogenlampen (QTH = quartz tungsten halogen).

Bei Halogenlampen wird das blaue Licht durch das Fließen eines elektrischen Stroms durch einen Wolfram – Faden erzeugt. Der auf etwa 8000°C aufgeheizte Faden gibt ungefähr 8 Prozent der Energie in Form von sichtbarem Licht ab. Halogenlampen zeigen ein breites Lichtspektrum auf. Der Nachteil dabei sind zusätzlich notwendige optische Filter, welche das sichtbare Licht auf 400 – 500 nm beschränken, desweiteren ausreichend Kühlung und erforderliche Ventilatoren. Der Vorteil aber ist, dass alle in der Zahnheilkunde verwendeten lichthärtenden Materialien polymerisiert bzw. ausgehärtet werden können. Die Halogenlampe ist zudem vergleichsweise günstig (Ganzaug, 2004). Die emittierte Strahlung dieser Lampen wird zu einem Spektrum gefiltert, das zwischen 380 nm und 400 nm beginnt und zwischen 500 und 520 nm endet (Hofmann, 2002). Die daraus

resultierenden spezifischen Leistungswerte liegen zwischen 268,3 mW/cm² und 862,6 mW/cm², was auf eine erhebliche Bandbreite der auf dem Dentalmarkt angebotenen Geräte schließen lässt (Kimmel, 2002). Da nur ein kleiner Teil des von den Halogenlampen ausgestrahlten Spektrums für das Aktivieren der Fotoinitiatoren benutzt werden kann, ist die Leistung der Halogenlampen vergleichsweise niedrig. Zusätzlich wird eine beträchtliche Menge Hitze erzeugt, die den Gebrauch von Kühlventilatoren erfordert. Die Weiterentwicklungen dieser Lampen konzentrierten sich nicht nur auf einer Leistungssteigerung der Belichtung, sondern stellten auch verschiedene Bestrahlungsprotokolle wie z. B. die soft-cure-Polymerisation zur Verfügung, die eine bessere Kontrolle der Polymerisationskinetik und dadurch auch der Schrumpfung und Spannungsentwicklung im polymerisierten Material erlaubt.

3.10.3. LED-Polymerisationsgeräte

Die letzten Entwicklungen in der Lichtpolymerisationstechnologie sind die LED-Lampen. Die ersten LED – Lampen kamen im Jahr 2001 auf den dentalen Markt. Diese Licht emittierenden Dioden-(=LED) Lampen beruhen auf der Halbleitertechnik, bei der aus elektronisch angeregten Atomen Licht in geringer Intensität und mit beschränktem Spektrum ausgesendet wird (Kimmel 2002). Eine Leuchtdiode besteht aus zwei Halbleitern, einer mit Elektronenüberschuss, der andere mit Elektronenmangel. Durch das Anlegen einer Spannung entsteht dann Licht mit einem schmalen Spektrum. Nach den Angaben der Hersteller nutzen LED – Geräte etwa 30 Prozent der Energie für die Erzeugung blauen Lichts, sparen somit erheblich Strom. Die LED – Lampen können jedoch im Gegensatz zu den Halogengeräten aufgrund ihres schmalen Spektrums (430 bis 480 nm) nicht alle Komposite aushärten. Deshalb muss das Material vorweg sorgfältig ausgesucht werden. Die LED-

3 Literaturübersicht

Lampe ist oft handlicher als beispielsweise die Halogenlampe und hat einen geringeren Stromverbrauch (Ganzauge, 2004).

Gegenüber dem Halogen- und vor allem dem Plasmalicht ist die Wärmeentwicklung gering, es wird keine Kühlung gebraucht. Die akkubetriebenen und damit kabellosen Geräte funktionieren geräuschlos. Lichtleistung und Intensität sind konstant, die Polymerisationszeit kann um etwa 25 Prozent verkürzt werden (Kimmel, 2002).

Im Gegensatz zu Halogenlampen ist bei LED-Lampen das Emissionsspektrum, wie oben beschrieben, eingeschränkt und nahe am Absorptionsmaximum von Kampherquinon. LEDs produzieren Licht durch Elektrolumineszenz, während Halogenlampen Licht durch Weißglühen produzieren. Ein Draht wird erhitzt, dies verursacht eine Anregung von Atomen über einen weiten Bereich von Energiestufen die ein breites Spektrum produzieren. Deshalb ist ein Filter nötig um das ausgesandte Licht auf den blauen Bereich einzuschränken, der für das Aushärten notwendig ist (Soh, 2003). Während die ersten Generationen der LED-Lampen noch keine klinisch ausreichenden Aushärtetiefen sicher erreichten, haben laut einer Studie von C.P. Ernst et al. die neuen Hochleistungs-LED-Lampen kein Problem mehr mit den Halogenlampen mitzuhalten (Ernst, 2004).

3.10.4. Unterschiede Halogen – LED-Lampen

Herkömmliche Halogenlampen haben einige spezifische Nachteile wie z.B. abnehmende Lichtleistung im Lauf der Zeit. Dies kann auf einen geringeren Grad der Monomerumwandlung der Komposite hinauslaufen was zu negativen klinischen Folgen führt. Studien haben gezeigt, dass LED-Lampen das Potenzial haben zahnärztliche Komposite zu polymerisieren, ohne den oben beschriebenen Nachteil der Halogenlampen zu haben. Seit diese Studien durchgeführt wurden, hat die LED-Technologie bedeutende Fortschritte gemacht, kommerzielle LED-Lampen sind nun erhältlich (Mills *et al.*, 2002).

In einer weiteren Studie testeten Uhl und Mills die Zeitabhängigkeit der Knoop-Härte und die Aushärtetiefe von zahnärztlichen Kompositen nach Polymerisation mit Halogen – und LED-Lampen. Sie fanden heraus, dass die konventionellen Halogenlampen Komposite signifikant tiefer aushärteten als es die LED-Lampen vermochten. Beide Typen härteten jedoch das Komposit tiefer als nach dem Hersteller und ISO 4049 erforderlich war. Die Studie zeigte auch, dass es keinen gravierenden Unterschied in der Festigkeit der Proben gab (Jandt *et al.*, 2000). Auch Micali *et al* waren aufgrund der Ergebnisse ihrer Studie der Ansicht, dass es keine bedeutenden Unterschiede in der Effektivität bei der Belichtung von Kompositen mit LED-Lampen oder Halogenlampen gibt (Micali *et al.*, 2004).

Die mögliche bedrohliche Folge einer Temperaturzunahme auf Pulpengewebe während einer restaurativen Behandlung war lange Zeit Gegenstand des Interesses. Polymerisationslampen können eine Temperaturzunahme bewirken die der Pulpa schaden kann. Die Übertragung der Hitze auf die Pulpa ist abhängig von der Farbe des Materials, Dicke, Zusammensetzung, Porosität, Belichtungsdauer und Restdentinstärke.

3 Literaturübersicht

In Ihrer Studie fanden Yap und Soh ein Temperaturspektrum für LED-Lampen von 4,1°C bis 12,9°C während die Halogenlampen Temperaturen in einem Bereich von 17,4°C bis 46,4°C erzeugten. Die Wärmeentwicklung der LED-Lampen war bedeutend geringer als die der Halogenlampen (Yap *et al.*, 2003). Auch die Gruppe von Uhl und Mills fanden in ihrer Studie 2003 heraus, dass alle Komposite, die mit einer Halogenlampe belichtet wurden, eine bedeutend höhere Temperatur in einer Tiefe von 2 mm aufwiesen als diejenigen, die mit einer LED-Lampe gehärtet wurden.

4 Material und Methode

4.1. Materialcharakterisierung

Für die Durchführung der Experimente wurden 10 verschiedene Dentinadhäsive ausgewählt. Die Auswahlkriterien orientierten sich in erster Linie an Unterschieden in den Generationen. Es wurden Adhäsive der Generationen 5 und 6 untersucht, im Vergleich dazu ein Bond aus einer früheren Generation.

Die folgende Tabelle 4.1-1 gibt eine Übersicht über die Materialien, sowie die Hersteller und Chargen- Nummern, die Zusammensetzungen der untersuchten Materialien, den pH-Wert, die Fläschchenanzahl sowie die Lösungsmittel der verwendeten Adhäsive.

Tabelle 4.1-1: Zusammenfassung: Materialien, Hersteller und Chargen-Nummer, Zusammensetzung der Materialien, pH-Wert, Fläschchenanzahl und Lösungsmittel der verwendeten Adhäsive

Material	Hersteller	Chargen-Nummer	Generationen	Zusammensetzung		pH-Wert	Fläschchen	Lösungsmittel
				Matrix	Füllkörper			
Clearfil SE Bond	Kuraray MDP	41201	5	Bond: Bis-GMA, HEMA, MDP, DMA, Katalysatoren	Ja	2,0	2, selbstätzender Primer & Bond	Wasser
Clearfil Liner Bond 2V	Kuraray MDP	41168	5	Bond: MDP, Bis-GMA, HEMA, DMA, Katalysatoren	Ja	2,5	selbstätzender PrimerA & PrimerB & Bond	Wasser
FL Bond	Shofu	0501	5	HEMA	nicht bekannt	nicht bekannt	selbstätzender PrimerA & PrimerB & Bond	nicht bekannt
Heliobond	Vivadent Ivoclar	D54164	Bestandteil Syntac Adhäsiv System 3	Bis-GMA, DMA, Initiatoren, Stabilisatoren	nicht bekannt	nicht bekannt	(Syntac classic system: Ätzen, Primer, Adhäsiv) & Bond	nicht bekannt
AdheSE	Vivadent Ivoclar	E35881	5	DMA, HEMA, SiO ₂	nicht bekannt	Primer: 1,3 Bond: neutral	Als Doppelflasche oder 2 Einzelflaschen	Wasser
One-Up-Bond F	Tokuyama	X001902	6	Mac-10, polyfunkt. Monomer, Bis-GMA,	nicht bekannt	1,8	BondA & bondB vermischen (one-step)	Wasser
Prompt-L-Pop	3M ESPE	134275	6	Methacrylierte Phosphate	nicht bekannt	1,0	1 Blister, 3 Kammern	Wasser

Material	Hersteller	Chargen- Nummer	Generationen	Zusammensetzung		pH-Wert	Fläschchen	Lösungs- mittel
				Matrix	Füllkörper			
AQ Bond	Sun Medical	FG1	6	4- META,UDMA	nicht bekannt	1,8	1Bond (one- step)	Azeton- Wasser
Xeno CFII Bond	Sankin	359-004	6	Pyrophosphat (Pyro-EMA-SK)	nicht bekannt	< 1	1Bond (one- step)	Ethanol- Wasser
iBond	Heraeus Kulzer	010034	6	4- META,UDMA, Glutardialdehyd	nicht bekannt	nicht bekannt	1Bond (one- step)	Azeton- Wasser

Clearfil SE Bond, Clearfil Liner Bond 2V und AdheSE sind zweischrittige, selbstkonditionierende Adhäsivsysteme (= selbstkonditionierender Primer & Bond). Sie bestehen aus zwei Komponenten und beinhalten zwei klinische Schritte.

Prompt-L-Pop, Xeno CFII Bond und One-Up-Bond F sind einschrittige, selbstkonditionierende Adhäsivsysteme (=All – in - one Produkte). Es sind zwar zwei Komponenten, aber nur ein klinischer Schritt. Aus Gründen der chemischen Stabilität müssen die Komponenten vor der Anwendung frisch gemischt werden.

iBond und AQ Bond haben nur eine Komponente, sie werden im Kontakt mit der Restfeuchtigkeit des Zahnes so verändert, dass es zur Ätzung kommt. Die Adhäsive sind alles Schmierschichtauflösende Adhäsive.

4.2. Probenherstellung

Die Adhäsive wurden in dünnen Schichten aufgetragen (ca. 0,4mm). Aus diesem Grund musste getestet werden, ob die Unterlage die Eigenschaften der dünnen Adhäsivschichten beeinflussen kann. Hierfür wurden in einem Vorversuch zwei Unterlagen mit großen Unterschieden in der Härte verwendet. Eine Glasplatte mit einer Vickershärte von 700 und eine Acrylplatte mit einer Härte von ~ 28.

Da die Messungen keine signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der Unterlage gezeigt hatten, wurden die weiteren Versuche auf einer Glasplatte durchgeführt. Hierfür wurden die Adhäsivfläschchen mit einer Kanüle so präpariert, dass jeder Tropfen, welcher auf der Glasplatte aufgebracht wurde, immer annähernd die gleiche Größe hatte. Die verwendete Glasplatte wurde nicht silanisiert, da es in der vorliegenden Arbeit nicht um den Verbund zwischen dem Untergrund (der Glasplatte) und dem Adhäsiv ging und davon auszugehen war, dass die

Silanisierung der Glasplatte keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Adhäsive hat. Es wurde darauf geachtet, dass die Glasplatte sauber war. Auf den aufgetragenen Tropfen wurde ein Frasacostreifen gelegt, der bei allen Proben gleich groß war, und somit das gleiche Gewicht hatte. Durch das Auflegen des Frasacostreifens auf den Tropfen wurde eine vergleichbare Schichtdicke erreicht, gleichzeitig konnte auch das Entstehen einer Sauerstoffinhibitionsschicht verhindert werden. Das Lösungsmittel der Adhäsive wurde nicht verblasen, um Lufteinschlüsse zu vermeiden, außerdem hätte das Verblasen des Tropfens zu einer immer anderen Schichtstärke des Adhäsives geführt. Das Lösungsmittel sollte verdunsten. Die so vorbereiteten Proben wurden sofort mit der Polymerisationslampe belichtet. Der Abstand der Lampe zur Oberfläche der Probe war, justiert durch ein Stativ, immer gleich. Die Lampe wurde direkt über der Oberfläche fixiert, ohne diese jedoch zu berühren.

Pro Adhäsiv, Belichtungslampe und – Dauer wurden 6 Proben hergestellt, welche wiederum an 3 verschiedenen Stellen gemessen wurden, insgesamt also 18 Messungen pro Adhäsiv, Lampe und Dauer. Die Polymerisation erfolgte mit den unten beschriebenen drei verschiedenen Lampen.

4.3. Messmethodik

Für die zehn ausgewählten Dentinadhäsive wurden ausführliche Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften durchgeführt.

Die mechanischen Eigenschaften wurden in einem Universalhärtemessverfahren (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen, Deutschland) gemessen. Die Messung erfolgte durch eine kontinuierliche Steigerung der Prüfkraft zwischen 0 mN und 500 mN, wobei gleichzeitig die Eindringtiefe des Vickersdiamanten gemessen

4 Material und Methode

wurde. Es konnten Ergebnisse über mechanischen Eigenschaften gewonnen werden.

Das E-Modul, die Vickershärte, Kriechen und das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgebrauchten Arbeit (W_e/W_{tot}), wurden bestimmt. Die zu diesem Zweck hergestellten Proben (s.o.) wurden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften mit den unten aufgelisteten Lampen polymerisiert.

Das in dieser Studie angewandte Messsystem ist für die Messung der Universalhärte gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Technical Report ISO TR 14 577 konzipiert. Hierfür wurden Kraft/Eindringtiefe-Wertepaare registriert und neben dem Härtewert weitere Informationen wie Elastizitätsmodul, plastische Härte, Anteil der plastischen und elastischen Verformung, Kriechen, gewonnen.

Ein Eindringkörper aus Diamant in Form einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem Winkel $\alpha = 136^\circ$ zwischen gegenüberliegenden Flächen (Vickerspyramide) wurde in die Oberfläche einer Probe eingedrückt. Während des Prüfvorganges wurden die Prüfkraft F und die Eindringtiefe h sowohl bei Prüfkraftzunahme als auch – rücknahme gemessen. Da die Geometrie des Vickersdiamanten bekannt ist, konnte aus der Eindringtiefe der Universalhärtewert $H_U = F/A$ (A = Oberfläche des Eindrucks) berechnet werden. Durch eine große Reihe von Messungen verschiedener Materialien konnte der Gerätehersteller einen genauen Zusammenhang zwischen der Universal- und Vickershärte in der Software zu Verfügung stellen, was eine Umrechnung erlaubt.

Aus der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve bei $F = F_{max}$ wurde das elastische Eindringmodulus Y_{HU} bestimmt, der mit dem Elastizitätsmodul des Probenwerkstoffes verglichen werden kann. Die Prüfkraft wurde über eine Zeitspanne von 5 s konstant gehalten und die

4 Material und Methode

bei konstanter Prüfkraft veränderliche Eindringtiefe in Abhängigkeit von der Haltezeit der Prüfkraft gemessen (Kriechen).

Die beim Eindringen der Diamantpyramide aufgewendete mechanische Arbeit W_{total} wird nur teilweise als plastische Deformationsarbeit $W_{\text{plastisch}}$ verbraucht. Der Rest wird bei Rücknahme der Prüfkraft als Arbeit der elastischen Rückverformung $W_{\text{elastisch}}$ wieder freigesetzt. Aus der gemessenen Abhängigkeit der Prüfkraft (F) und Eindringtiefe (h) und entsprechend der Definition der mechanischen Arbeit $W = \int F dh$ wurde der plastische und elastische Anteil der Eindringarbeit berechnet (Ilie *et al.*, 2005).



Abb. 4.3.-1 Universalhärtemessgerät (Fischerscope H100C, Fischer Sindelfingen, Deutschland)

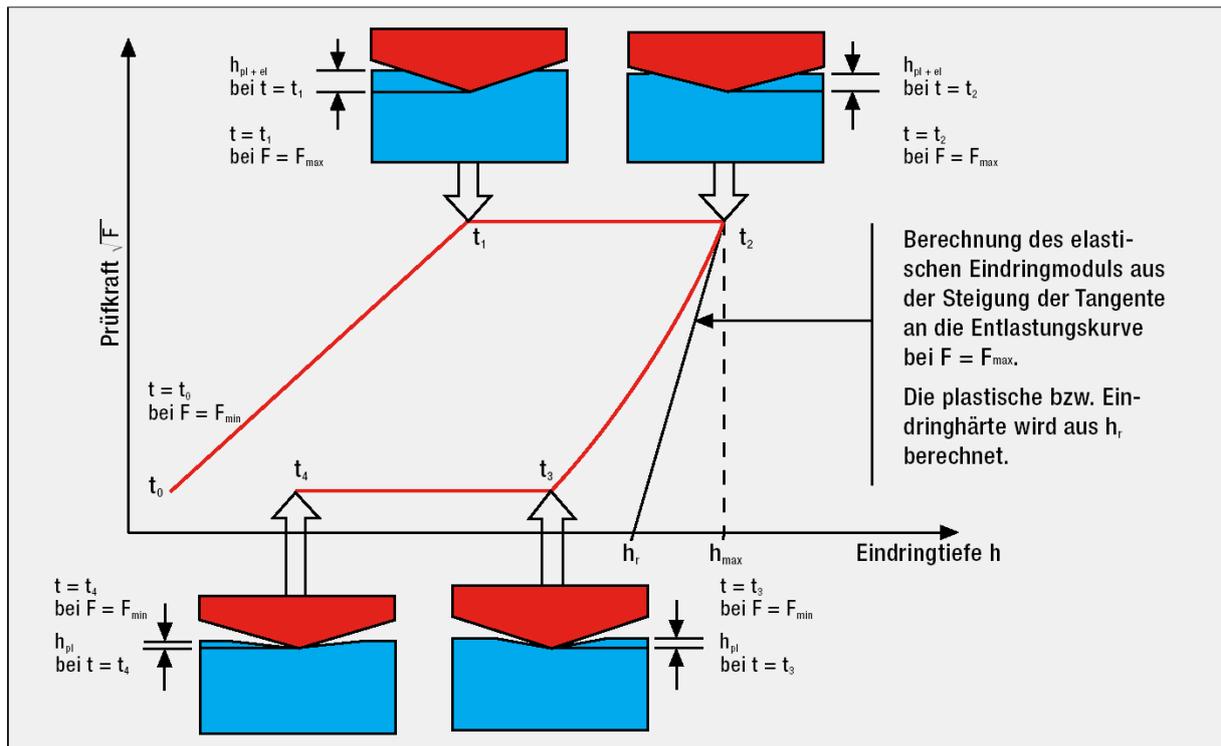


Abbildung 4.3.-2: Messzyklus des Härteprüfgerätes Fischerscope H100C mit folgenden Zeitabschnitten:

t0 – t1: Prüfkraftaufbringung von minimaler bis maximaler Prüfkraft. Plastische und elastische Verformung ergeben den gesamten Härteeindruck. Nur in diesem Zeitabschnitt erfolgt eine Härteberechnung.

t1 – t2: Die maximale Prüfkraft wird während einer vorwählbaren Zeitdauer konstant gehalten. Die gemessene Eindringtiefenänderung gibt Aufschluss über das Kriechverhalten des Materials.

t2 – t3: Rücknahme der Prüfkraft. Aus der Steigung der sich ergebenden Kurve bei F_{max} wird der „Elastische Eindringmodul“ berechnet.

t3 – t4: Die minimale Prüfkraft wird konstant gehalten.

(www.helmut-fischer.com)

4.4. Polymerisationslampen

Um einen Vergleich zwischen den konventionellen Halogenlampen und der neuen Generation der LED – Lampen ziehen zu können, wurden beide Arten in dieser Arbeit verwendet.

4.4.1. Halogenlampe Astralis 10

Laut Herstellerangaben ist Astralis 10 das erste Halogenlichtgerät, bei welchem die Intensität standardmässig 1200 mW/cm^2 beträgt und das über eine 100 Watt Halogen Glühbirne verfügt, dadurch lassen sich lichthärtende Komposite und Adhäsive in 10 Sekunden polymerisieren. Bei der Polymerisation von Adhäsiven in pulpanahen Bereichen kann entsprechend mit niedriger Intensität von 650 mW/cm^2 polymerisiert werden. In der vorliegenden Arbeit wurde das spezielle Adhäsivprogramm „Adh“ verwendet, das 20 Sekunden dauert.

4.4.2. LED-Lampe Freelight 2

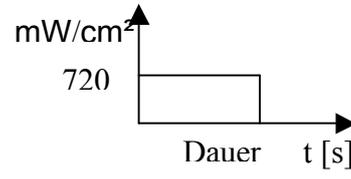
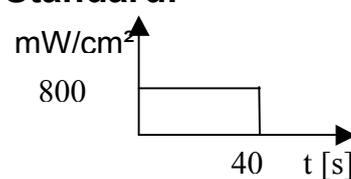
Laut dem Hersteller kann Elipar Freelight 2 mit einer Lichtintensität von ca. 1000 mW/cm^2 die empfohlene Belichtungszeit von Dentalmaterialien mit Photoinitiator im Wellenlängenbereich von 430 – 480 nm um die Hälfte verkürzen. Das LED – Emissionsspektrum ist auf den üblichen Photoinitiator Campherchinon abgestimmt. Der kabellose Betrieb des Lichthärtegeräts garantiert zusätzlich ein flexibles Arbeiten. Ein Mikroprozessor im Handteil sorgt für eine gleich bleibende Lichtintensität, unabhängig vom Ladezustand der Batterie. Die Belichtungszeiten der Freelight 2 sind in vier Stufen von 5 bis 20 Sekunden einstellbar. Es stehen zwei Betriebsmodi zur Wahl. Im Standardmodus erfolgt die Belichtung während der gesamten Belichtungszeit konstant mit voller Intensität. Im Exponentiellmodus steigt die Lichtintensität exponentiell über 5 Sekunden auf die maximale Lichtintensität an. Anschließend erfolgt die Belichtung für die Dauer der eingestellten Zeit. In dieser Arbeit wurden die Adhäsive im Standardmodus polymerisiert, jeweils für 10, 20 und 40 Sekunden.

4.4.3. LED-Lampe LEDemetron

Die LED – Lampe aus dem Hause Kerr ist seit 2001 auf dem Markt und verfügt über eine durchschnittliche Lichtintensität von 200 – 800 mW/cm² bei Standardlichtleiter und 200 – 1100 mW/cm² mit Turbolichtleiter. Die Wellenlänge liegt in einem Bereich von 450 – 470 nm; durchschnittliche Belichtungszeiten von 10, 20 und 40 Sekunden sind wählbar. Ein aufwärtzählendes Display für sekundengenaues Aushärten, ein Modus – Wahlknopf mit drei verschiedenen Timereinstellungen, eine Akkuwechselanzeige durch Lichtsignal und ein im Akkuladegerät integrierter Radiometer erleichtern die Anwendung. Laut des Herstellers hat die LEDemetron eine hohe Austrittsleistung mit Turbo – Lichtleiter, verfügt über einen kabellosen Betrieb, ist leicht zu handhaben und hat einen internen Ventilator.

4.4.4. Übersicht über die verwendeten Polymerisationslampen

Tabelle 4.2.4-1: Intensität, angewandtes Programm, Dauer und Dosis der verwendeten Polymerisationslampen

Art	Lampe	Intensität [mW/cm ²]	Programm	Dauer [s]	Dosis [mWs/cm ²]	Abk.
LED	L.E.Demetron (Kerr) Serien Nr.: 761000129	~720	Standard: 	10	7200	LED
				20	14400	
				40	28800	
	Elipar Freelight 2 (3M ESPE) Serien Nr.: P000021	800	Standard: 	10	8000	F2
				20	16000	
				40	32000	

4 Material und Methode

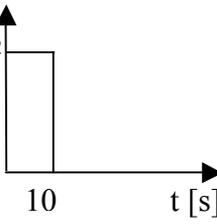
Halogen	Astralis 10 (Vivadent) Serien Nr.: 013336	~700	ADH: mW/cm^2 $\frac{700}{10}$ 	20	14000	AST
---------	---	------	---	----	-------	------------



Abb. 4.2-1: Polymerisationslampen
 von links nach rechts: L.E. Demetron (Kerr), Astralis 10 (Vivadent),
 Freelight 2 (3M ESPE)

5 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften - Vickershärte, E-Modul, W_e/W_{tot} und Kriechen - für alle messbaren sechs Dentinadhäsive, in Abhängigkeit von Belichtungsart und Belichtungsdauer, dargestellt. Die Messungen erfolgten im Universalhärtemessverfahren (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen).

5.1. Vorversuch

Die Adhäsive wurden in dünnen Schichten aufgetragen (ca 0,4 mm). Es musste getestet werden, ob die Unterlage die Eigenschaften der dünnen Adhäsivschichten beeinflussen kann. Für diesen Vorversuch wurden zwei Unterlagen mit grossen Unterschieden in der Härte verwendet. Eine Glasplatte mit einer Vickershärte von 700 und eine Acrylplatte mit einer Härte von ~28 HV.

Da die Messungen keine signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit von der Unterlage gezeigt hatten, wurden die weiteren Versuche auf der Glasplatte durchgeführt.

Die Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften werden für die getesteten Adhäsive im folgenden als Funktion der Belichtungsquelle angegeben.

5.2. Clearfil SE Bond

Clearfil SE Bond ist ein zweiseitiges selbstkonditionierendes Adhäsivsystem. (= selbstkonditionierender Primer & Bond). Es besteht aus zwei Komponenten und beinhaltet zwei klinische Schritte.

Die folgende Tabelle 5.2-1 fasst die Ergebnisse für Clearfil SE Bond zusammen. Die jeweilige Standardabweichung wird in Klammern angegeben.

Tabelle 5.2.-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von Clearfil SE Bond

Clearfil SE Bond	Intensität (mW/cm ² s)	Vickershärte HV	E – Modul [Gpa]	We/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	800	4,9 ^a (1,5)	2,3 ^a (0,4)	24,9 ^a (5,3)	7,8 (0,5)
FL2 standard 20 sec	800	6,1 ^b (2,6)	2,9 ^b (0,5)	23,7 ^a (7,1)	8,0 (0,6)
FL2 standard 40 sec	800	7,8 ^c (1,6)	3,1 ^b (0,6)	26,5 ^a (4,4)	7,9 (0,5)
L.E.Demetron 10 sec	720	4,6 ^a (1,1)	2,4 ^a (0,4)	23,6 ^a (4,2)	8,0 (0,5)
L.E.Demetron 20 sec	720	6,3 ^b (2,0)	3,3 ^b (0,7)	22,9 ^a (5,8)	7,6 (0,8)
L.E.Demetron 40 sec	720	8,3 ^c (1,4)	3,4 ^b (0,6)	26,8 ^a (4,2)	7,6 (0,5)
Astralis 10 Adh 20 sec	700	15,4 ^d (7,5)	4,8 ^c (0,4)	30,4 ^b (9,0)	6,6 (0,9)

Tukey-B-Test

Die Ergebnisse zeigen, dass Clearfil SE Bond die höchste Vickershärte (15,4 HV) nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 erreicht, die im Adhäsivmodus für 20 Sekunden benutzt wurde. Nach Belichtung mit den beiden LED - Lampen konnten keine signifikanten Unterschiede gemessen werden. Der niedrigste HV-Wert wurde nach der Belichtung

5 Ergebnisse

mit der LEDemetron für 10 Sekunden gemessen (4,6 HV), der Unterschied zu 10 Sekunden Belichtungsdauer mit der Freelight 2 war gering. Hier wurde ein Wert von 4,9 HV gemessen. Der maximale Wert für das E-Modul konnte ebenso nach Belichtung mit der Halogenlampe erreicht werden (4,8 GPa). Der niedrigste Wert (2,3 GPa) wurde nach der Belichtung mit der Freelight 2 für 10 Sekunden festgestellt, gefolgt von der Belichtung mit der LEDemetron, ebenfalls für 10 Sekunden (2,4 GPa).

Im folgenden werden Tabellen in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und We/Wtot für das Adhäsiv Clearfil SE Bond dargestellt.

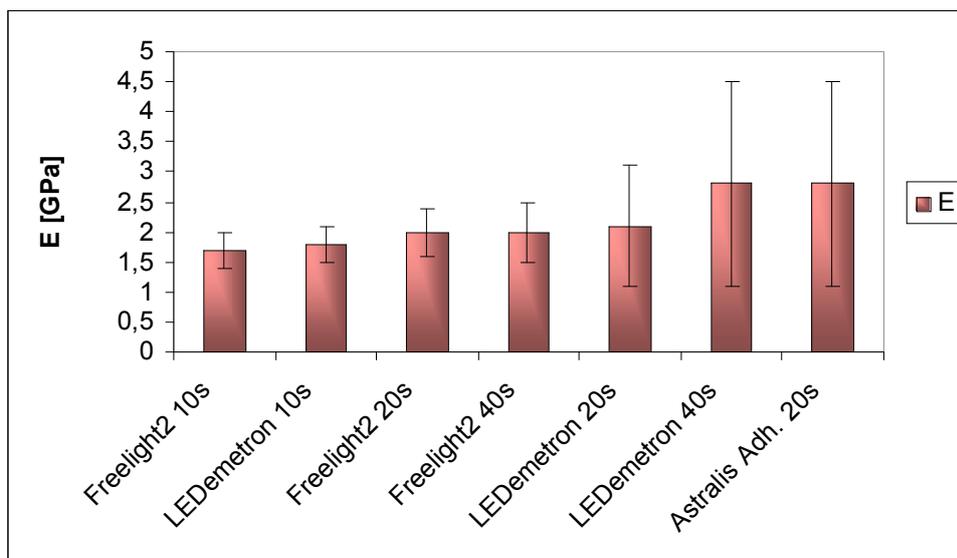


Abb.5.2.-3 E-Modul von Clearfil SE Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Clearfil SE Bond zeigt die höchsten Werte für das E-Modul nach einer Belichtungszeit von 20 Sekunden im Adhäsivmodus der Halogenlampe Astralis 10. Der niedrigste Wert konnte nach Belichtung mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen.

5 Ergebnisse

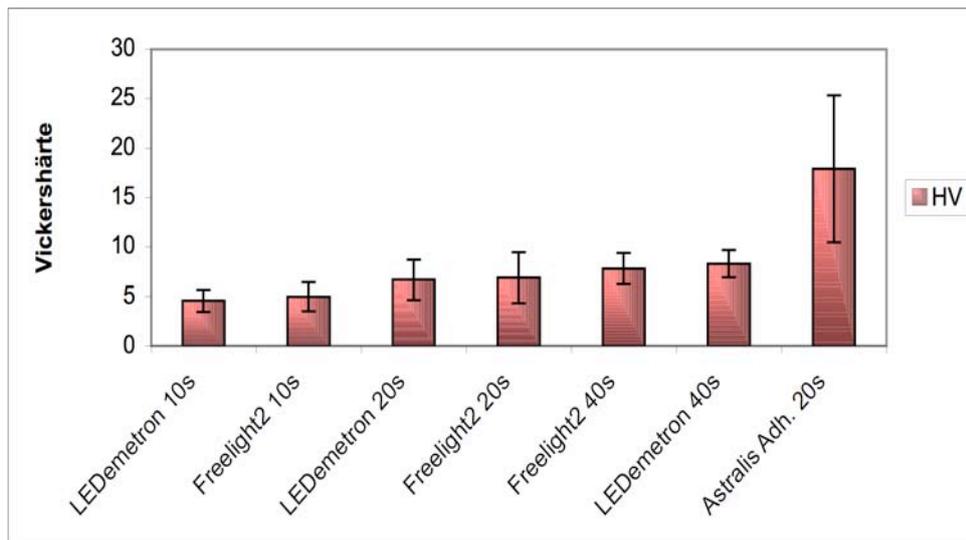


Abb. 5.2.-4 Vickershärte von Clearfil SE Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Auch bei der Vickershärte werden für das Adhäsiv Clearfil SE Bond die höchsten Werte mit Astralis 10 nach 20 Sekunden Polymerisation erreicht. Die übrigen Werte liegen alle recht eng beieinander.

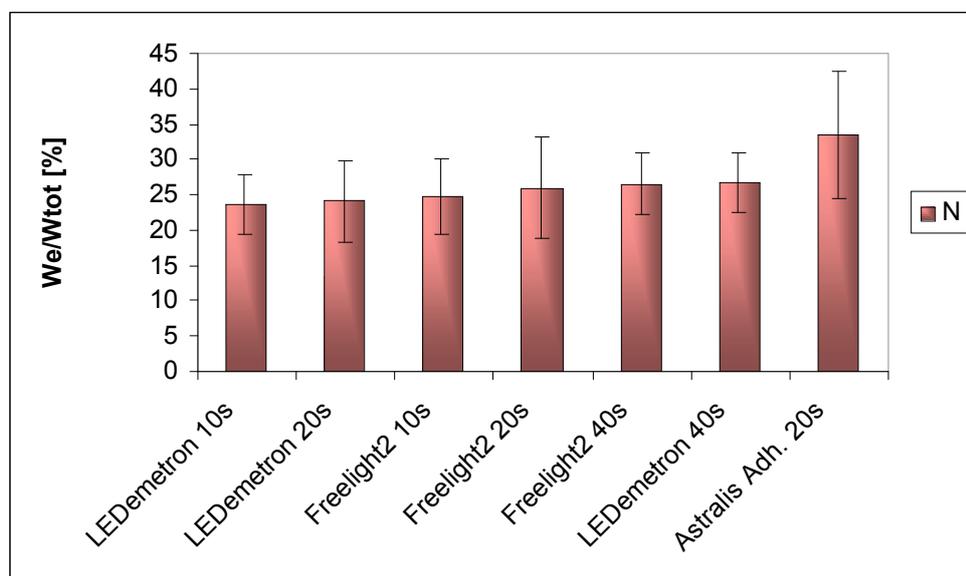


Abb. 5.2.-5 We/Wtot von Clearfil SE Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Ebenfalls für die mechanische Eigenschaft We/Wtot werden höchste Werte mit der Halogenlampe Astralis 10 gemessen.

5.3. Clearfil Liner Bond 2V

Clearfil Liner Bond 2V ist ein zweisechrittiges selbstkonditionierendes Adhäsivsystem. (= selbstkonditionierender Primer & Bond). Es besteht aus zwei Komponenten und beinhaltet zwei klinische Schritte.

Tabelle 5.3.-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von Clearfil Liner Bond 2V

Clearfil Liner Bond 2V	Vickershärte HV	E – Modul [GPa]	We/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	7,0 ^a (1,6)	3,0 ^a (0,6)	28,8 ^a (17,6)	8,2 (0,4)
FL2 standard 20 sec	8,2 ^{a,b,c} (1,4)	3,7 ^c (0,5)	24,6 ^a (2,8)	7,7 (0,4)
FL2 standard 40 sec	10,4 ^{c,d} (3,3)	3,5 ^{b,c,d} (0,4)	29,3 ^a (6,7)	7,4 (0,4)
L.E.Demetron 10 sec	7,3 ^a (2,8)	3,2 ^{a,b,c} (0,6)	26,0 ^a (8,5)	7,5 (0,7)
L.E.Demetron 20 sec	7,7 ^{a,b} (1,3)	3,4 ^{a,b,c} (0,9)	24,9 ^a (3,9)	7,8 (0,4)
L.E.Demetron 40 sec	11,4 ^d (4,2)	3,6 ^{b,c} (0,5)	30,6 ^a (8,5)	7,3 (0,8)
Astralis 10 Adh 20 sec	10,1 ^{b,c,d} (3,3)	3,1 ^{a,b} (0,4)	31,4 ^a (7,5)	7,4 (0,6)

Tukey-B-Test

Wie in der obigen Tabelle ersichtlich wird, weist Clearfil Liner Bond 2V die größte Vickershärte – 11,4 – nach der Belichtung mit der

5 Ergebnisse

LEDemetron für 40 Sekunden auf, gefolgt von der Halogenlampe Astralis 10 (10,1) und der LED-Lampe Freelight 2 für 40 Sekunden (10,4). Die geringste Vickershärte wurde nach der Belichtung mit der Freelight 2 für 10 Sekunden gemessen werden (7,0). Der höchste Wert für das E-Modul liegt bei 3,7 GPa nach Belichtung für 20 Sekunden mit der Freelight 2. Die Werte für das E-Modul liegen dicht beieinander - die Spanne von 3,1 GPa mit der Freelight 2 für 10 Sekunden und 3,6 GPa mit derselben Lampe für 20 Sekunden – ist sehr gering. Auch bei den Ergebnissen für die mechanische Eigenschaft W_e/W_{tot} lassen sich keine signifikanten Unterschiede feststellen, niedrigster Wert liegt bei 24,6% nach Belichtung mit der Freelight 2 für 20 Sekunden, während der größte Wert bei 31,4% mit der Halogenlampe Astralis 10 gemessen wurde.

Die unten dargestellten Abbildungen zeigen Tabellen in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und W_e/W_{tot} für das Adhäsiv Clearfil Liner Bond 2V.

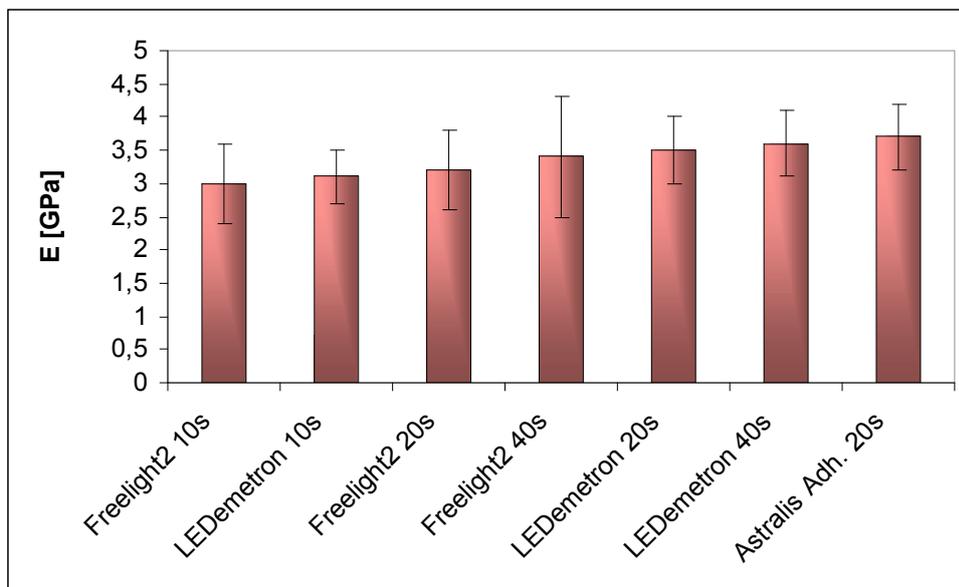


Abb. 5.3.-3 E-Modul von Clearfil Liner Bond 2V in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Clearfil Liner Bond 2V zeigt den höchsten Wert für das E-Modul nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 für 20 Sekunden. Der

5 Ergebnisse

geringste Wert wurde nach einer Polymerisationsdauer von 10 Sekunden mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen.

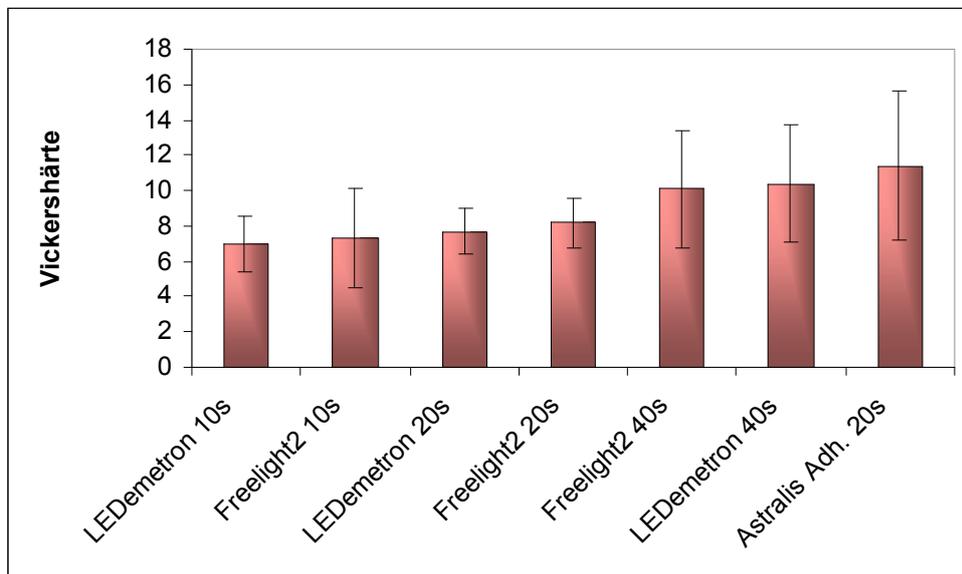


Abb. 5.3.-4 Vickershärte von Clearfil Liner Bond 2V in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Auch die Vickershärte für das Adhäsiv Clearfil Liner Bond 2V ist nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 nach 20 Sekunden Polymerisation am höchsten, der geringste Wert wurde nach einer Belichtungsdauer von 10 Sekunden mit der LED-Lampe LEDemetron gemessen.

5 Ergebnisse

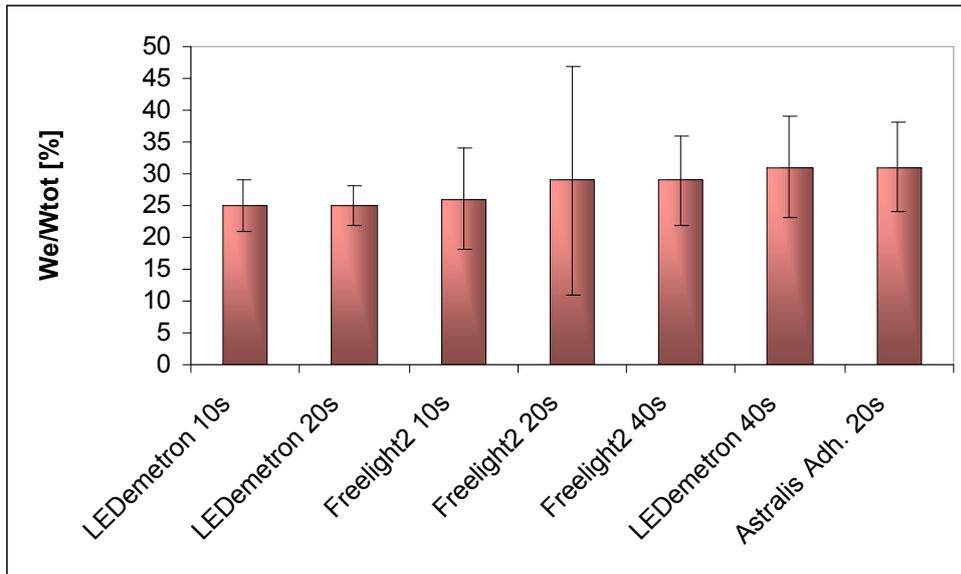


Abb. 5.3.-5 *We/Wtot* von Clearfil Liner Bond 2V in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Der höchste Wert für die mechanische Eigenschaft *We/Wtot* wurde mit 31,4% nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 für 20 Sekunden gemessen.

5.4. FL – Bond

FL Bond ist ein mehrschrittiges selbstätzendes Adhäsivsystem. Es besteht aus drei Fläschchen (PrimerA, PrimerB, Bond) und beinhaltet zwei klinische Schritte.

Tabelle 5.4-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von FL-Bond

FL Bond	Vickershärte HV	E – Modul [GPa]	Weg/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	5,0 ^a (1,0)	3,9 ^a (1,0)	18,6 ^{a,b} (2,2)	7,6 (0,7)
FL2 standard 20 sec	6,6 ^{a,b} (4,2)	3,7 ^a (1,3)	22,5 ^b (9,5)	7,5 (1,2)
FL2 standard 40 sec	7,4 ^b (1,5)	4,1 ^a (1,0)	22,2 ^b (1,7)	7,6 (0,8)
L.E.Demetron 10 sec	4,5 ^a (1,5)	4,9 ^a (2,9)	18,0 ^a (3,3)	6,1 (2,1)
L.E.Demetron 20 sec	7,9 ^b (3,2)	4,6 ^a (2,4)	22,6 ^b (5,5)	7,2 (0,9)
L.E.Demetron 40 sec	8,7 ^b (2,7)	5,5 ^a (2,5)	21,4 ^{a,b} (2,7)	7,1 (0,7)
Astralis 10 Adh 20 sec	8,0 ^b (3,1)	6,1 ^a (3,5)	20,4 ^{a,b} (4,1)	7,4 (1,1)

Tukey-B-Test

Bei dem Dentinadhäsiv FL Bond liegen die Werte für die gemessenen mechanischen Eigenschaften allgemein nah beieinander. Die geringste Vickershärte wurde nach einer Belichtungszeit von 10 Sekunden mit der LEDemetron mit 4,5 gemessen, der Spitzenwert liegt bei 8,7 nach 40 Sekunden Polymerisation mit der LEDemetron. Die Halogenlampe Astralis 10 erreicht nach 20 Sekunden (Adhäsivprogramm) einen Wert von 8,0 HV. Auch bei den Werten für das E-Modul ist die Spanne gering, es gab keine signifikanten Wertunterschiede. Mit der Halogenlampe Astralis 10 wird der höchste Wert von 6,1 GPa erreicht, der geringste Wert (3,9 GPa) wurde nach der Polymerisation mit der LED-Lampe Freelight 2 nach 10 Sekunden Belichtungsdauer gemessen. Maximaler Wert bei We/Wtot: 22,6 nach 20 Sekunden Belichtung mit der

5 Ergebnisse

LEDemetron, der minimale Wert liegt nach 10 Sekunden Belichtungsdauer mit derselben Lampe bei 18,0.

Zur besseren Visualisierung werden Tabellen in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und We/Wtot für das Adhäsiv FL- Bond dargestellt.

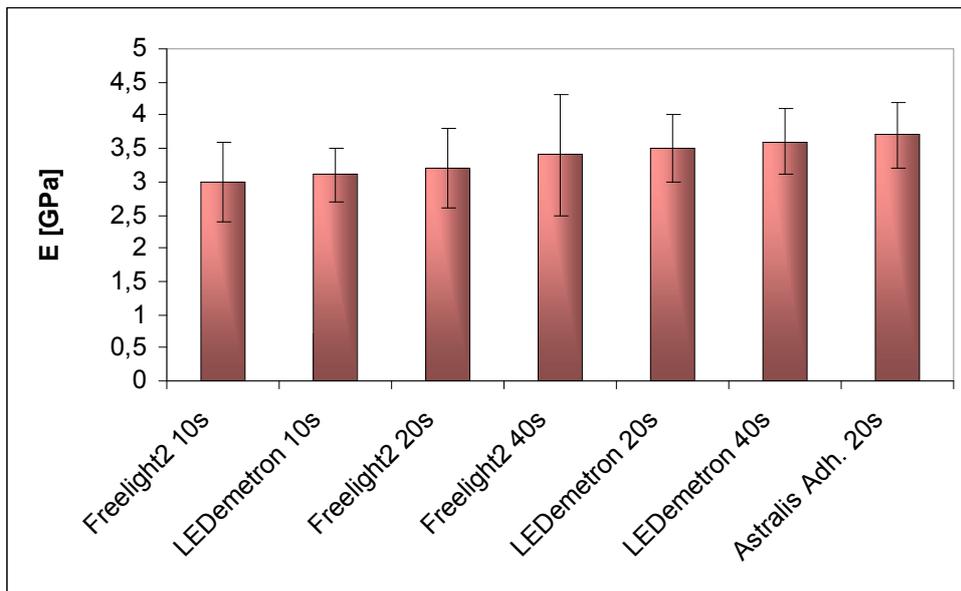


Abb. 5.4.-3 E-Modul von FL Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

FL-Bond zeigt den höchsten Wert für das E-Modul nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 für 20 Sekunden. Der geringste Wert wurde nach einer Polymerisationsdauer von 10 Sekunden mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen.

5 Ergebnisse

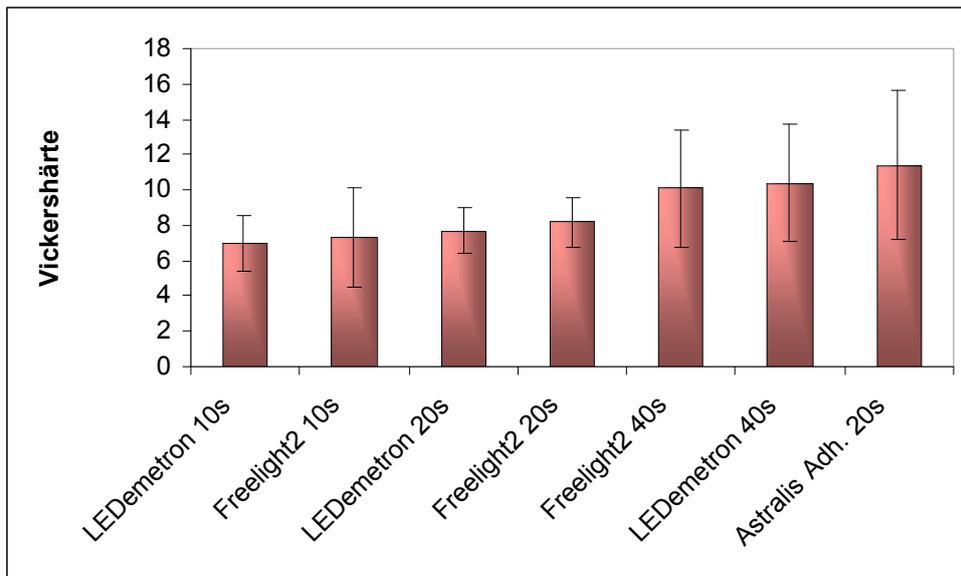


Abb. 5.4.-4 Vickershärte von FL Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

Auch die Vickershärte für das Adhäsiv FL-Liner Bond ist nach der Belichtung mit der Halogenlampe Astralis 10 nach 20 Sekunden Polymerisation am höchsten, der geringste Wert wurde nach einer Belichtungsdauer von 10 Sekunden mit der LED-Lampe LEDemetron gemessen.

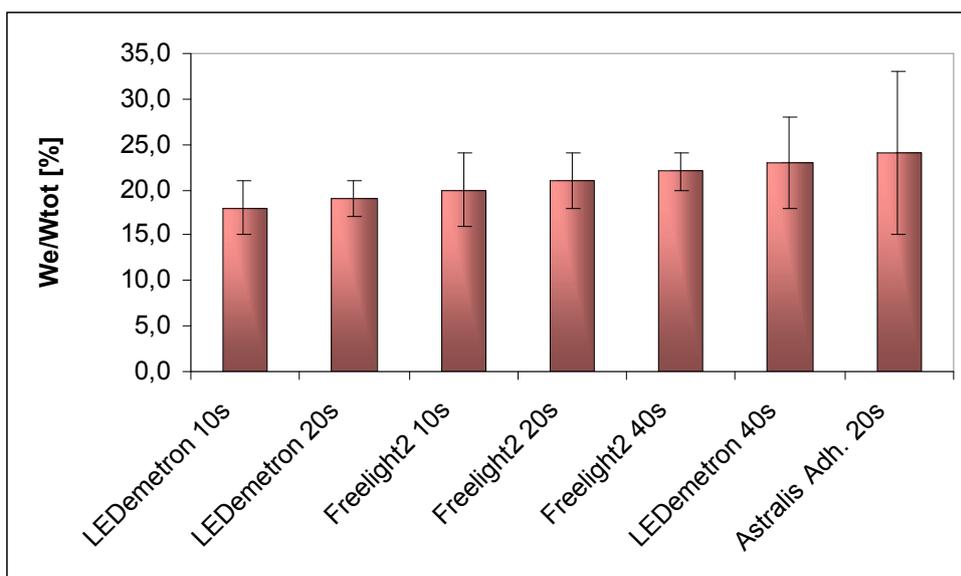


Abb.5.4.-5 We/Wtot von FL Bond in Abhängigkeit von Belichtungsart- und Dauer

5.5. Heliobond

Heliobond stammt aus dem Syntac classic system mit Primer, Adhäsiv und Bond, es ist nicht selbstätzend.

Tabelle 5.5.-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von Heliobond

Heliobond	Vickershärte HV	E – Modul [GPa]	We/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	4,5 ^{a,b} (1,5)	1,8 ^a (0,4)	29,1 (5,3)	7,2 (0,6)
FL2 standard 20 sec	5,6 ^{b,c} (1,9)	1,8 ^{a,b} (0,3)	31,2 (8,0)	7,4 (0,5)
FL2 standard 40 sec	6,2 ^c (1,4)	1,9 ^{a,b} (0,3)	31,4 (4,0)	7,6 (0,4)
L.E.Demetron 10 sec	4,0 ^a (1,2)	2,0 ^{a,b} (1,0)	26,3 (3,4)	7,1 (0,7)
L.E.Demetron 20 sec	5,1 ^{a,b,c} (1,9)	2,8 ^b (1,7)	24,7 (2,0)	7 (0,6)
L.E.Demetron 40 sec	5,8 ^{b,c} (1,5)	2,8 ^b (1,7)	26,2 (2,5)	7,3 (0,5)
Astralis 10 Adh 20 sec	5,4 ^{a,b,c} (1,1)	2,1 ^{a,b} (0,5)	28,8 (4,5)	7,3 (0,6)

Tukey-B-Test

Bei Heliobond sind die Unterschiede in den Ergebnissen hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften gering. Der größte Wert für die Vickershärte (6,2) wurde nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit der Freilight 2 gemessen, der niedrigste Wert nach der Polymerisation mit der LEDemetron für 10 Sekunden, er beträgt 4,0. Die Halogenlampe liegt nach den 20 Sekunden im Adhäsivmodus - mit 5,4 - nahe an der LED – Lampe LEDemetron nach 40 Sekunden. Hier beträgt der Wert 5,8. Der maximale Wert für das E-Modul liegt nach einer Polymerisation mit der LEDemetron für 20 Sekunden bei 2,8 GPa. Er verändert sich nach einer Verlängerung der Belichtungsdauer von 20 Sekunden auf 40 Sekunden nicht. Der geringste Wert liegt bei 1,8 GPa

5 Ergebnisse

nach der Belichtung mit der Freelight 2 für 10 Sekunden. Er verändert sich nach einer längeren Belichtung nicht und liegt ebenso nach 20 Sekunden mit dieser Lampe bei 1,8 GPa. Für We/Wtot liegt der maximale Wert bei 31,4% nach 40 Sekunden Polymerisation mit der Freelight 2, der geringste Wert bei 24,7% nach 20 Sekunden Belichtung mit der LEDemetron.

Es werden im folgenden Tabellen in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und We/Wtot für das Adhäsiv Heliobond dargestellt.

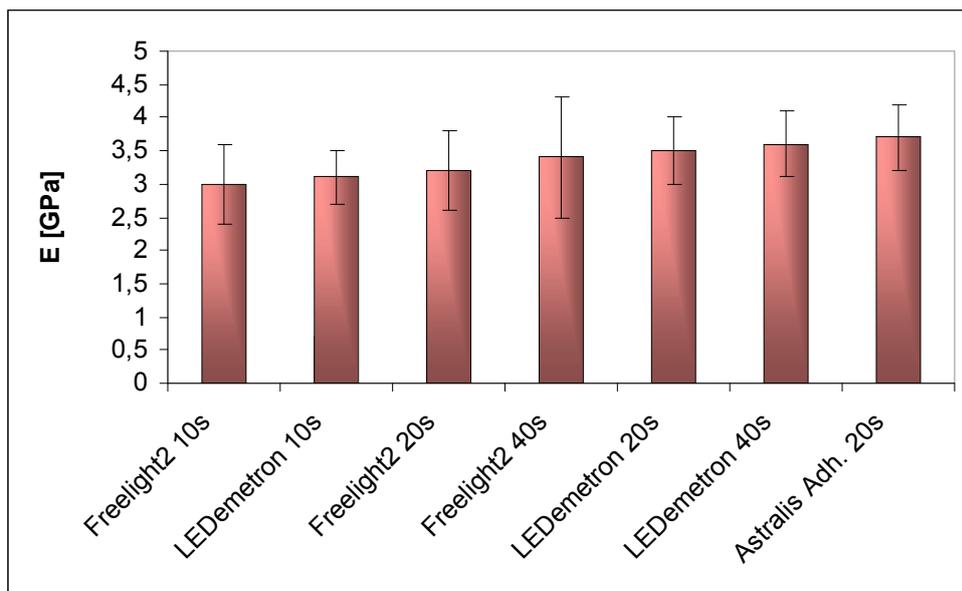


Abb. 5.5.-3 E-Modul von Heliobond in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Der höchste Wert für das E-Modul wird nach einer Belichtung mit der LEDmetron erreicht, der geringste Wert wird nach der Belichtung mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen.

5 Ergebnisse

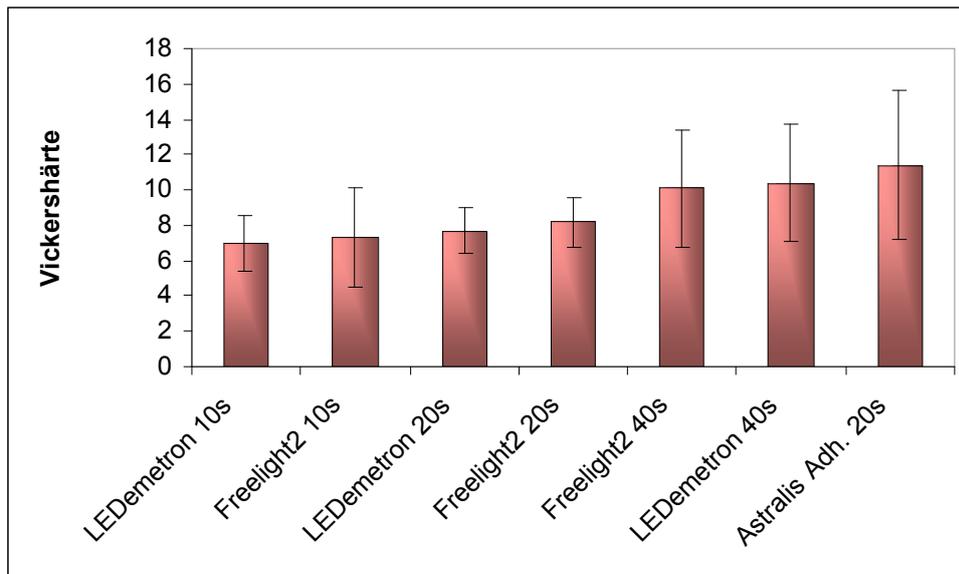


Abb. 5.5.-4 Vickershärte von Heliobond in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Die Vickershärte des Adhäsives Heliobond ist nach der Polymerisation mit der Halogenlampe Astralis 10 am höchsten, der geringste Wert wird nach einer Belichtungsdauer von 10 Sekunden mit der LED-Lampe LEDemetron gemessen.

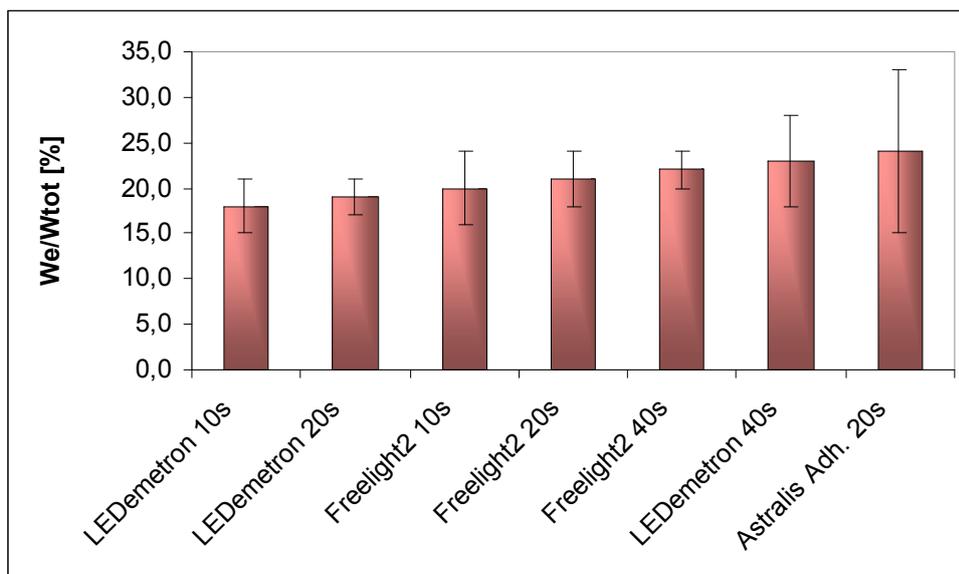


Abb. 5.5.-5 We/Wtot von Heliobond in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

5.6. AdheSE

AdheSE ist ein zweisechrittiges selbstkonditionierendes Adhäsivsystem. (= selbstkonditionierender Primer & Bond). Es besteht aus zwei Komponenten und beinhaltet zwei klinische Schritte.

Tabelle 5.6.-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von AdheSE

AdheSE	Vickershärte HV	E – Modul [GPa]	We/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	3,9 ^{a,b} (0,9)	2,2 ^a (0,9)	25,6 (5,0)	6,9 (0,9)
FL2 standard 20 sec	3,7 ^a (1,0)	2,0 ^a (0,8)	25 (3,3)	7,4 (0,6)
FL2 standard 40 sec	6,6 ^c (1,7)	3,6 ^b (1,6)	26 (3,6)	6,8 (0,7)
L.E.Demetron 10 sec	3,8 ^a (2,0)	2,6 ^{a,b} (2,0)	22,5 (4,0)	6,9 (2,0)
L.E.Demetron 20 sec	4,0 ^{a,b} (1,3)	1,6 ^a (0,3)	29,3 (6,0)	7,7 (0,6)
L.E.Demetron 40 sec	5,1 ^b (1,7)	2,3 ^a (2,0)	27,1 (5,3)	7,3 (0,6)
Astralis 10 Adh 20 sec	4,5 ^{a,b} (0,7)	1,9 ^a (0,5)	28 (2,2)	7,7 (0,4)

Tukey-B-Test

Die größte Vickershärte konnte für das Adhäsiv AdheSE nach einer Belichtungszeit von 40 Sekunden mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen werden, der Wert beträgt 6,6. Der geringste Wert liegt bei 3,7 HV, gemessen nach der Polymerisation mit der Freelight 2 für 20 Sekunden. Für das E-Modul konnte der maximale Wert nach 40 Sekunden Belichtungsdauer mit der Freelight 2 gemessen werden, er

5 Ergebnisse

beträgt 3,6 GPa. Bei dieser mechanischen Eigenschaft liegt der minimale Wert bei 1,6, gemessen bei einer Belichtungszeit von 20 Sekunden mit der LEDemetron. Die E-Moduli der übrigen Belichtungszeiten und –arten liegen alle in einer Spannbreite von 1,9 und 2,6 GPa. Für W_e/W_{tot} konnte ein Spitzenwert von 29,3% nach 20 Sekunden Belichtung mit der LEDemetron festgestellt werden, der geringste Wert liegt hier bei 22,5% - nach 10 Sekunden Polymerisation mit derselben Lampe.

Zur besseren Visualisierung werden Tabellen in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und W_e/W_{tot} für das Adhäsiv AdheSE dargestellt

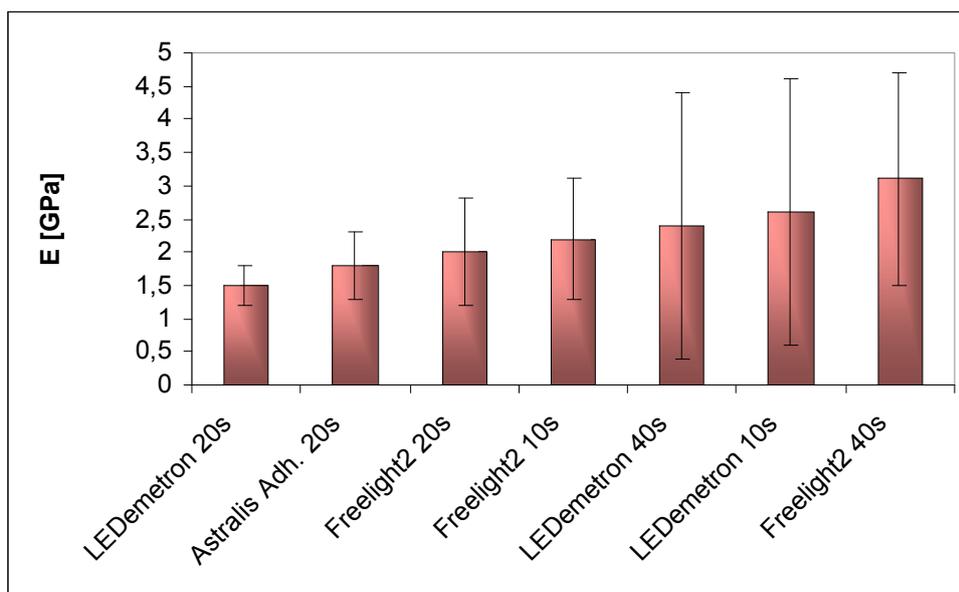


Abb. 5.6.-3 E-Modul von AdheSE in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Der höchste Wert für das E-Modul wird nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit der LED-Lampe Freelight 2 erreicht, der geringste Wert nach 20 Sekunden Polymerisation mit der LEDemetron.

5 Ergebnisse

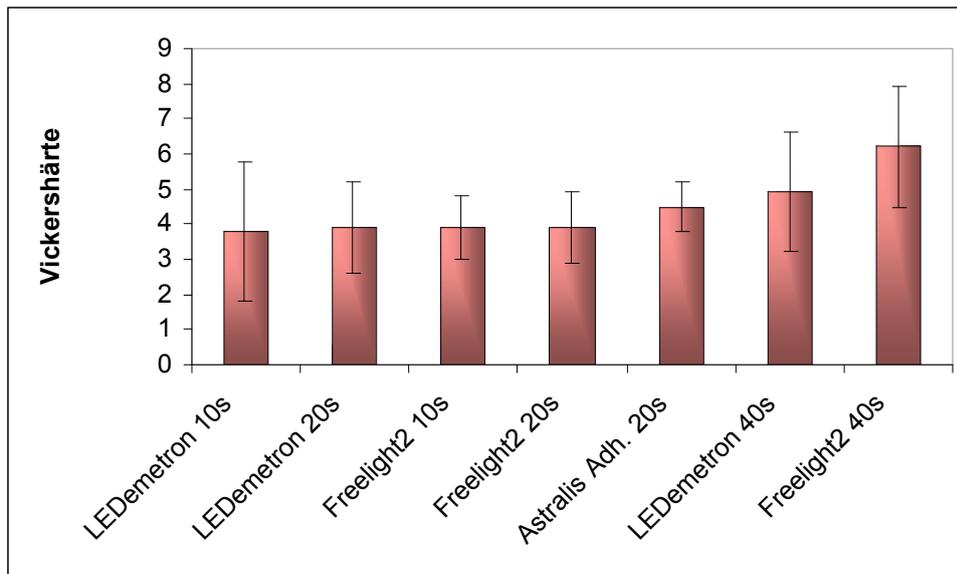


Abb.5.6.-4 Vickershärte von AdheSE in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Der höchste Wert für die Vickershärte wird nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit der LED-Lampe Freelight 2 erreicht.

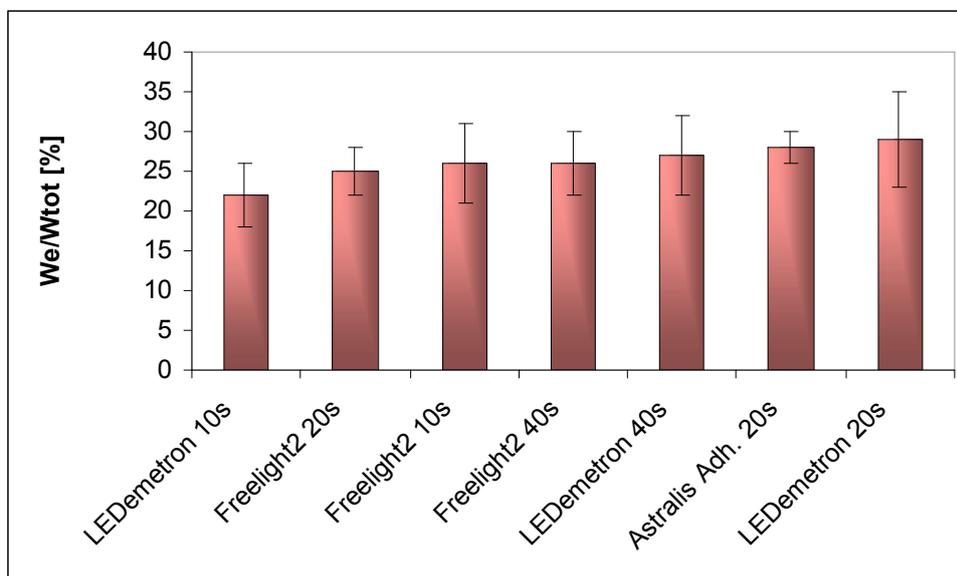


Abb. 5.6.-5 We/Wtot von AdheSE in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Nach einer Polymerisationsdauer von 20 Sekunden mit der LED-Lampe LEDemetron wird der höchste Wert für We/Wtot erreicht.

5.7. One-Up-Bond F

One-Up-Bond F ist ein einschrittiges, selbstkonditionierendes Adhäsivsystem (=All – in - one Produkt), besteht aber aus zwei Flaschen die vor dem Auftragen miteinander vermischt werden müssen.

Tabelle 5.7.-1: Ergebnisse der mechanischen Eigenschaften von One-Up-Bond F

One – Up – Bond F	Vickershärte HV	E – Modul [GPa]	We/Wtot [%]	Kriechen [%]
FL2 standard 10 sec	4,1 ^{a,b} (2,3)	3,1 ^{a,b} (0,9)	22,9 (4,5)	5,5 (2,4)
F2 standard 20 sec	5,5 ^{b,c} (1,4)	2,2 ^a (0,4)	26,8 (3,4)	7,6 (0,6)
FL2 standard 40 sec	7,1 ^{c,d} (2,9)	2,5 ^a (0,9)	29,0 (4,8)	7,4 (0,7)
L.E.Demetron 10 sec	2,9 ^a (1,4)	2,1 ^a (1,0)	21,8 (4,5)	5,6 (1,9)
L.E.Demetron 20 sec	8,7 ^d (1,8)	5,9 ^c (2,0)	20,9 (2,5)	6,2 (0,4)
L.E.Demetron 40 sec	8,8 ^d (2,7)	4,5 ^{b,c} (2,3)	23,9 (2,6)	7,0 (0,8)
Astralis 10 Adh 20 sec	4,9 ^b (1,2)	2,6 ^a (1,3)	24,4 (3,2)	7,7 (0,6)

Tukey-B-Test

Für das Adhäsiv One–Up–Bond F liegt maximale Wert der Vickershärte bei 8,8 – dieser wurde gemessen nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit der LEDemetron. Auch der geringste Wert von 2,9 konnte nach der Belichtung mit dieser Lampe gemessen werden, hier nach einer Zeit von 10 Sekunden. Für das E-Modul ergab sich der größte Wert nach der Polymerisation mit der LEDemetron für 20 Sekunden – er liegt bei 5,9 GPa. Geringster Wert bei dieser mechanischen Eigenschaft wurde nach 10 Sekunden Polymerisation mit der LED – Lampe LEDemetron mit 2,1 GPa. Hier ist der Unterschied zum nächsthöheren

5 Ergebnisse

Wert – 2,2 GPa nach 20 Sekunden Belichtung mit der Freelight 2 – gering. Der geringste Wert, der bei W_e/W_{tot} gemessen wurde, liegt bei 20,9%, belichtet wurde hier für 20 Sekunden mit der LEDemetron. Der größte Wert konnte nach 40 Sekunden Polymerisation mit der Freelight 2 verzeichnet werden.

Die unten dargestellten Tabellen werden in Säulenform nach aufsteigenden Werten für E-Modul, Vickershärte und W_e/W_{tot} für das Adhäsiv One-up-Bond F dargestellt.

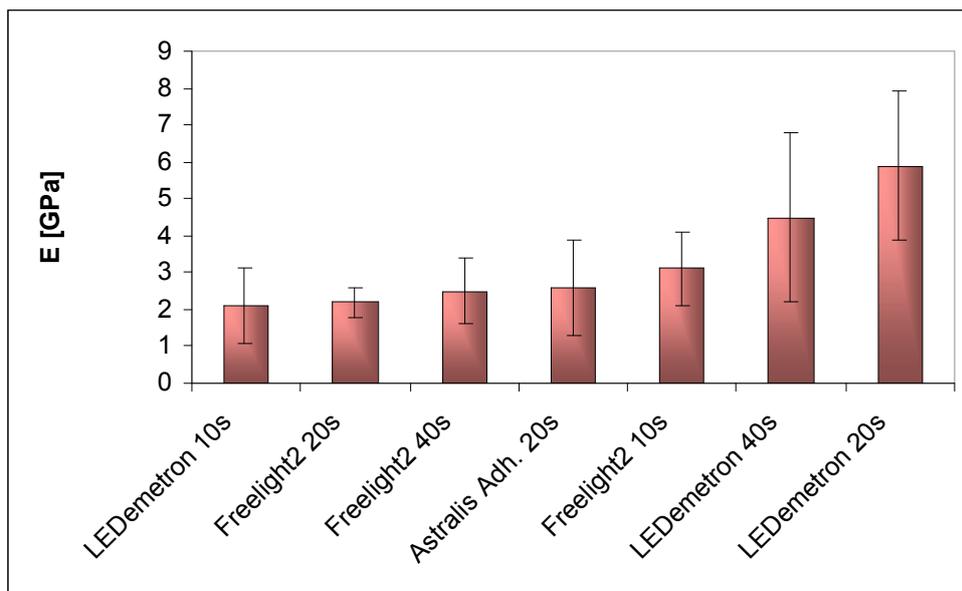


Abb. 5.7.-3 E-Modul von One-Up-Bond F in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Der höchste Wert für das E-Modul wird nach einer Belichtungsdauer von 20 Sekunden mit der LEDemetron erreicht, der geringste Wert nach 10 Sekunden mit dieser Lampe.

5 Ergebnisse

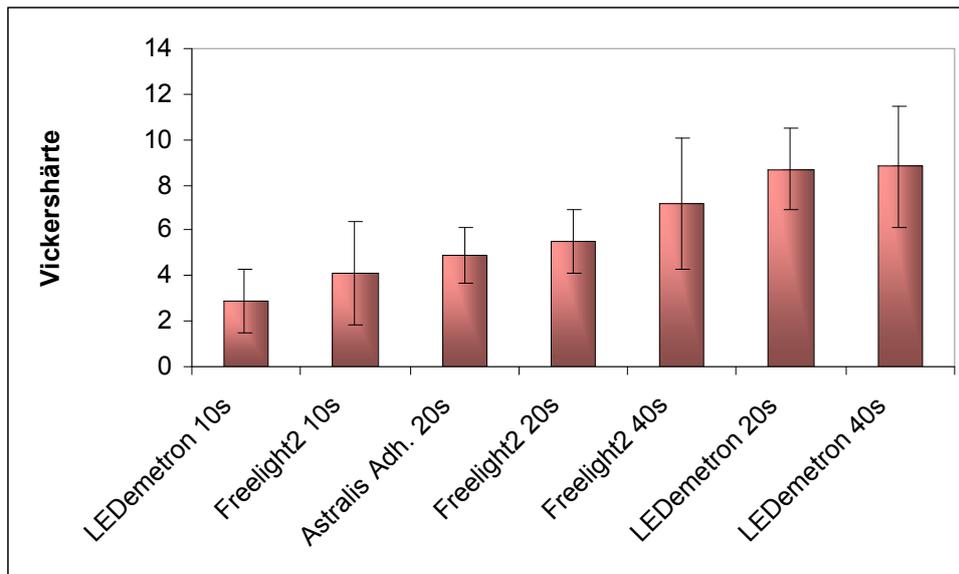


Abb. 5.7.-4 Vickershärte von One-Up-Bond F in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Der höchste Wert für die Vickershärte wird mit der LEDemetron nach einer Polymerisationsdauer von 40 Sekunden erreicht, der geringste Wert nach einer Belichtung mit der gleichen Lampe für 10 Sekunden.

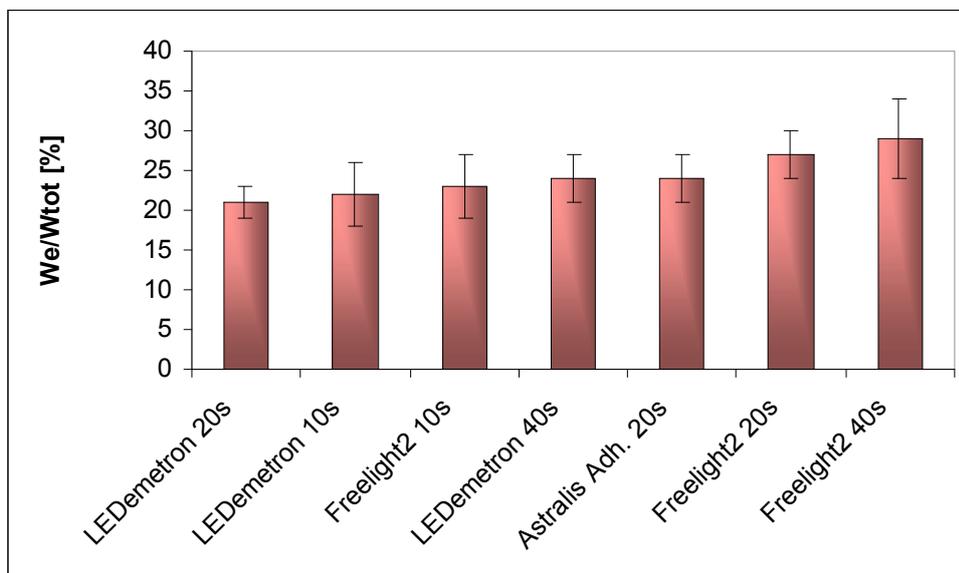


Abb. 5.7.-5 We/Wtot von One-Up-Bond F in Abhängigkeit von Belichtungsart – und Dauer

Für die mechanische Eigenschaft We/Wtot wurde mit der LED-Lampe Freelight 2 nach einer Belichtung für 40 Sekunden der höchste Wert.

erreicht, der geringste Wert wurde nach der Belichtung mit der LEDemetron für 20 Sekunden gemessen.

5.8. Dentinadhäsive welche nicht getestet werden konnten

Tabelle 5.8: Adhäsive und Hersteller, welche nicht getestet werden konnten

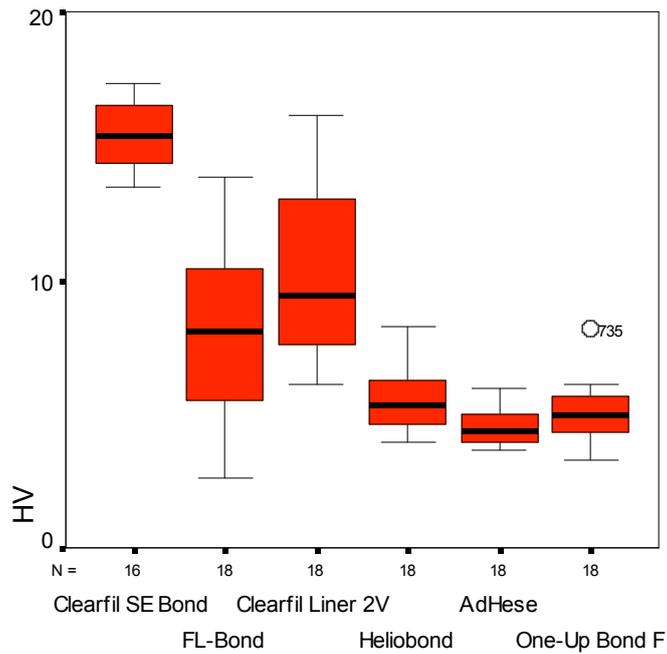
Adhäsiv	Hersteller
Prompt-L-Pop	3M ESPE
AQ Bond	Sun Medical
Xeno CFII Bond	Sankin
iBond	Heraeus Kulzer

Die oben dargestellte Tabelle zeigt die vier Dentinadhäsive, welche in die Arbeit hätten einbezogen werden sollen. Sie konnten allerdings nicht getestet werden, da sie entweder nicht fest genug wurden, (Prompt-L-Pop, AQ Bond, iBond) oder aber die Oberfläche so blasig war, dass der Eindringdiamant keine plane Stelle fand, um eine Testreihe starten zu können (Xeno CFII Bond). Die Adhäsive wurden jeweils für 10, 20 und für 40 Sekunden mit beiden LED-Lampen (LEDemetron, Freelight 2) und für 20 Sekunden im Adhäsivmodus der Halogenlampe (Astralis10) belichtet, ohne dass sie fest und somit messbar wurden. Diese Adhäsive sind alles sogenannte one-step-Produkte, d.h. es ist nur ein klinischer Schritt nötig um zu Ätzen, Primen, Bonden und Desensibilisieren.

5.9. Astralis 10

Die unten dargestellte Abbildung zeigt die Ergebnisse für alle Dentinadhäsive nach der Polymerisation mit der Halogenlampe Astralis10.

5 Ergebnisse



MATERIAL

Abb. 5.9.1 Vickershärte aller Dentinadhäsive polymerisiert mit der Halogenlampe Astralis10

Die größte Vickershärte nach der Belichtung mit der Halogenlampe, welche im Adhäsivmodus für 20 Sekunden angewendet wurde, ist aus diesem Diagramm deutlich für Clearfil SE Bond zu sehen. An zweiter Stelle liegt Clearfil Liner Bond 2V, gefolgt von dem Adhäsiv FL – Bond. Die Dentinadhäsive Heliobond, AdheSE und One–Up–Bond F liegen dahinter alle dicht beieinander.

5.10. L.E.Demetron

Die unten dargestellte Abbildung zeigt die Vickershärte aller Dentinadhäsive welche mit der LED-Lampe LEDemetron für 10, 20, und 40 Sekunden polymerisiert wurden.

5 Ergebnisse

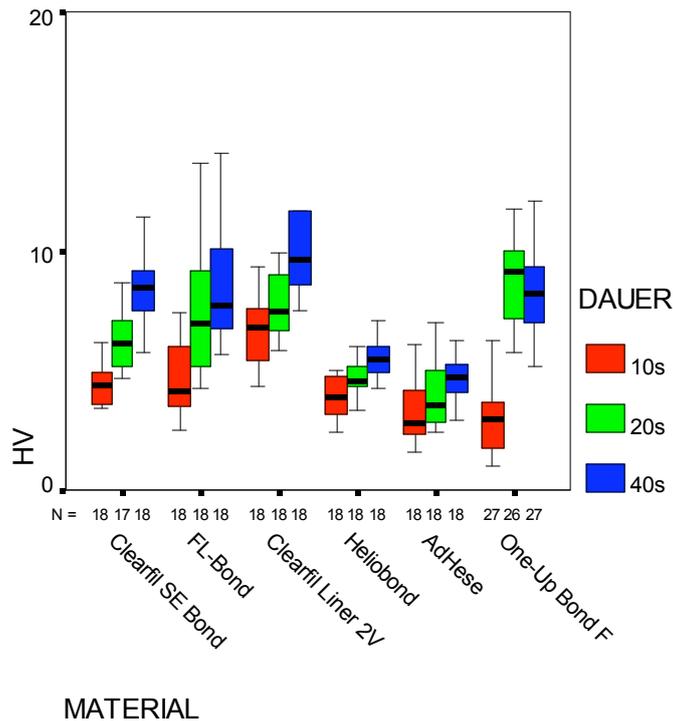


Abb. 5.10.1 Vickershärte aller Dentinadhäsive, polymerisiert mit der LED-Lampe LEDemetron für 10, 20 und 40 Sekunden

Aus dieser Tabelle wird ersichtlich, dass nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden das Adhäsiv Clearfil Liner 2V den maximalen Wert erreicht, gefolgt von One-Up-Bond F, welches seinen Spitzenwert bereits nach einer Belichtungsdauer von 20 Sekunden mit dieser Lampe erreicht. Relativ nah beieinander liegen die Werte für alle Adhäsive nach einer Belichtungszeit von nur 10 Sekunden, hier erreicht als einzigstes Adhäsiv Clearfil Liner 2V Werte, welche von den übrigen Adhäsiven erst nach einer Dauer von 20 Sekunden erreicht werden können. Sehr geringe Werte werden mit dieser Lampe für das Adhäsiv AdheSE erzielt.

5.11. Freelight 2

Die unten dargestellte Abbildung zeigt die Vickershärte aller Dentinadhäsive welche mit der LED-Lampe Freelight 2 für 10, 20, und 40 Sekunden polymerisiert wurden.

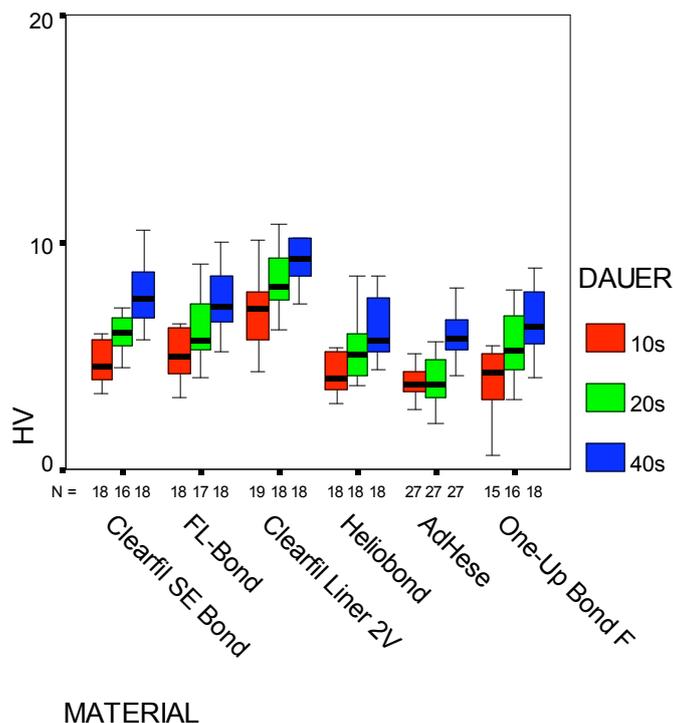


Abb. 5.11.1 Vickershärte aller Dentinadhäsive polymerisiert mit der LED - Lampe Freelight 2 für 10, 20 und 40 Sekunden

Bei der Belichtung mit dieser Lampe liegen die Ergebnisse für alle Adhäsive dicht zusammen. Der maximale Wert wird nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit dem Adhäsiv Clearfil Liner 2V erreicht. Auch die Polymerisation für 20 Sekunden führt bei diesem Adhäsiv zu einem Wert, der noch über den Werten der übrigen Adhäsive liegt, welche für 40 Sekunden belichtet wurden. Nach einer Belichtung für 10 Sekunden liegen abermals alle Adhäsive sehr nah beieinander, lediglich das Adhäsiv Clearfil Liner 2V hat nach nur 10 Sekunden Polymerisation einen höheren Wert erzielt als die anderen Adhäsive.

6 Diskussion

Der rasche chemische und technische Fortschritt auf dem Gebiet der Adhäsivtechnologie hat in den letzten Jahren zunehmend Bedeutung für viele Formen der Zahnbehandlung erhalten. Durch die Anwendung verschiedener moderner Methoden der Oberflächencharakterisierung werden die Adhäsivmechanismen immer besser verstanden, die Adhäsivtechniken dadurch immer weiter verfeinert und verbessert (Gasser, 2001). Viele Forschungsgruppen beschäftigen sich mit den Ergebnissen der Untersuchungen von Adhäsiven in Verbindung zum Dentin bzw. zum Kunststoff. Bei der praktischen Arbeit am Patienten löst der schwer zu überblickende Zusammenhang zwischen Substratbeschaffenheit, Adhäsivverfahren und anzuwendenden Adhäsiven immer wieder Unsicherheit darüber aus, welche Adhäsivmethode in einer gegebenen klinischen Situation nach dem derzeitigen Wissensstand als angebracht einzustufen ist und was bei der Handhabung der Materialien im einzelnen zu beachten ist, um dauerhafte therapeutische Erfolge zu erzielen. Diese Situation ist für die zahnärztliche Praxis dadurch abgemildert, dass in der letzten Zeit die einfache und zuverlässige Anwendung der Adhäsivprodukte zunehmend an Bedeutung gewonnen hat.

In der vorliegenden Studie sollten Ergebnisse über Unterschiede der verschiedenen Generationen der Adhäsive gewonnen werden, das heißt es sollte herausgefunden werden, ob die neuesten „one-bottle-systeme“ hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften gleichzusetzen sind mit den herkömmlichen Systemen. Außerdem spielten in dieser Arbeit auch

die unterschiedlichen Belichtungsarten eine Rolle, es sollte herausgefunden werden ob neue LED-Lampen mit herkömmlichen Halogenlampen zu vergleichen sind.

6.1. Betrachtung der mechanischen Eigenschaften

6.1.1 Vickershärte

Eine wichtige mechanische Eigenschaft, welcher besondere Bedeutung in der Beurteilung der verschiedenen Dentinadhäsive zukommt, ist die Vickershärte. Härte ist der mechanische Widerstand, den ein Körper dem Eindringen eines anderen, härteren Körpers entgegensetzt. Die Härte eines Körpers lässt Rückschlüsse auf vielerlei Eigenschaften zu, wobei sich diese nach der Art des Körpers richten. Ein Beispiel ist das Verschleißverhalten. Harte Brillengläser verkratzen weniger, harte Zahnräder nutzen langsamer ab. Die Vickershärte kann als indirektes Maß der Polymerisation herangezogen werden.

Die Polymerisation ist eine chemische Reaktion, bei der Monomere, meist ungesättigte organische Verbindungen, unter Einfluss von Katalysatoren und bei Auflösung der Mehrfachbindungen zu Polymeren (Moleküle mit langen Ketten, bestehend aus miteinander verbundenen Monomeren) reagieren. Die Polymerisation schreitet solange fort, bis die Reaktion durch den Zerfall des Initiators oder durch die entstehende Gelbildung limitiert wird. Ab dem Gelzeitpunkt findet kaum noch eine Bewegung der Moleküle statt.

Wenn die Vickershärte als Maß für die Polymerisation eines Dentinadhäsives betrachtet werden kann (s.o.), dann bedeutet dies für die vorliegende Arbeit, dass das Adhäsiv Clearfil SE Bond (Kuraray) mit einem

6 Diskussion

maximalen erreichten Wert von 15,4 HV nach Polymerisation mit der Halogenlampe Astralis 10 für 20 Sekunden, die meisten Monomere zu Polymeren umwandeln kann. Gehäuft ergaben sich bei Untersuchungen für Clearfil SE Bond maximale Werte. (Sasakawa et al., 2005; Torres et al., 2005; Atash et al, 2005). Hier wurden jeweils μ -TBST (Microtensile strength bond test), zur Untersuchung der Haftfestigkeit der Adhäsive, durchgeführt.

Die Hersteller geben leider nicht an, welche Initiatoren und Katalysatoren sie genau ihren Produkten beimengen, weswegen es schwer ist, eine Aussage über den Einfluss dieser Parameter zu treffen.

Generell ist es schwierig, Werte aus getrennten Untersuchungen miteinander zu vergleichen; die verfahrensspezifischen Unterschiede sind wesentlich größer als die Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten.

6.1.2 E-Modul

Eine weitere wichtige mechanische Eigenschaft ist der in der Arbeit gemessene Elastizitätsmodul. Er beschreibt das Verhältnis aus Zugspannung und Dehnung, also ein Maß für den Widerstand, den ein Werkstoff seiner elastischen Verlängerung entgegensetzt. Der Betrag des Elastizitätsmoduls ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt. Ein Material mit hohem Elastizitätsmodul ist also steif, ein Material mit niedrigem Elastizitätsmodul ist nachgiebig (www.wikipedia.org). Ein niedriges E-Modul wirkt stressreduzierend auf den adhäsiven Verbund. Die Theorie der „Stressabsorption“ durch die Verwendung von fließfähigen Kompositwerkstoffen mit niedrigem E-Modul als initiale „elastische“ Füllungskomponente in der Funktion als

6 Diskussion

„Stresspuffer“ oder „Stressbreaker“ in Kombination mit hochviskösen Kompositen als weitere stabilisierende Füllungskomponente ist häufig untersucht worden und konnte überwiegend bestätigt werden (Kemp-Scholte, Davidson, 1990a,b, Unterbrink, 1999, Jain, Belcher, 2000). Einige Adhäsivsysteme sind mit feinen Füllkörpern versehen, dadurch wird die Schicht stärker, wodurch eine bessere Elastizität (= stressbreaker) zwischen Dentin und dem Füllungsmaterial erreicht werden soll.

Der höchste Wert für das E-Modul wurde in der vorliegenden Arbeit für das Adhäsiv FL-Bond nach 20 Sekunden Belichtungszeit mit der Halogenlampe Astralis 10 gemessen, d.h., dieses Adhäsiv ist am unnachgiebigsten gegenüber Verformung, es ist steif und unelastisch. Der geringste Wert konnte für das Adhäsiv Heliobond mit 1,8 GPa nach 10 Sekunden Belichtung mit der LED-Lampe Freelight 2 gemessen werden und verändert sich auch nach einer Verlängerung der Belichtungsdauer nicht. Clearfil SE Bond, welches den maximalen Wert bei der Messung der Vickershärte, nach einer Polymerisation mit der Astralis 10 im Adhäsivmodus, erreicht hat, hat einen relativ hohen E-Modul nach dieser Belichtungsdauer (4,8 GPa).

6.1.3 Kriechen

Unter Kriechen versteht man die bei konstanter Prüfkraft veränderliche Eindringtiefe, in Abhängigkeit von der Haltezeit der Prüfkraft.

Bei Werkstoffen bezeichnet der Begriff Kriechen, die zeit- und temperaturabhängige Verformung eines Werkstoffes unter Last. Kriechen bei Kunststoffen tritt bei thermoplastischen Kunststoffen auf und wird durch den Aufbau der Thermoplaste aus großen Molekülketten begünstigt. Diese gleiten im Laufe der Zeit voneinander ab und ermöglichen dem

6 Diskussion

jeweiligen Kunststoff sich zu dehnen. Je nach Herstellung und Material kann die Dehnung mehr als 1000 % betragen (wikipedia.org). In der vorliegenden Arbeit wurde die zeitabhängige Verformung der Adhäsive unter Last gemessen (5s konstante maximal Kraft).

Die Werte für die gemessene mechanische Eigenschaft „Kriechen“ liegen zwischen 5,5% (One-Up-Bond F für 10 Sekunden Belichtung mit der Freelight 2) und 8,2% (Clearfil Liner Bond 2V für 10 Sekunden mit der Freelight 2) und sind damit alle sehr nah beieinander. Der minimale und der maximale Wert wurden beide nach der Belichtung mit der LED-Lampe Freelight 2 für 10 Sekunden gemessen.

6.1.4 W_e/W_{tot}

Hierbei handelt es sich um das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors (im Universalhärtemessverfahren, s.o.) zur totalen aufgebrauchten Arbeit (W_e/W_{tot}). Elastisch = rückgängige Deformation, Plastisch = Bleibende Deformation. Bei einem hohen W_e/W_{tot} -Wert liegt ein signifikant höherer, elastischer prozentualer Anteil der Eindringarbeit, und damit eine geringere plastische Verformung, vor. Die hier gemessenen Werte liegen zwischen einem minimalen Wert von 18,6% (FL-Bond, 10 Sekunden Belichtung mit Freelight 2) und einem maximalen Wert von 31,4% (Clearfil Liner 2V, Astralis 10 für 20 Sekunden und Heliobond nach 20 Sekunden mit der Freelight 2).

6.2. Betrachtung der Adhäsive

Das Hauptziel dieser Arbeit war die unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften von Dentinadhäsiven in Abhängigkeit von der Polymerisationsart- und Dauer zu untersuchen. Die Testvorbereitungen waren kompliziert, da eine exakt gleiche Dosierung der Tropfen aus den verschiedenen Fläschchensystemen durch die unterschiedliche Viskosität nahezu unmöglich war. Die allerneuesten „all-in-one“ Adhäsive der 6. und 7. Generation konnten nicht untersucht werden, da sie mit keiner Lampe aushärteten, auch nicht nach einer Dauer von über 40 Sekunden. Dies wurde mehrfach überprüft.

Es lassen sich in der Literatur nur wenige Quellen finden, die – wie in der vorliegenden Arbeit - ausschließlich die mechanischen Eigenschaften der Adhäsive untersuchten. Allerdings gibt es viele Aussagen über Adhäsive in Verbindung mit Dentin, oberflächliches oder tiefes (Toledano 2003), kariöses oder kariesfreies (Ceballos 2003), Rinderdentin oder humanes Dentin und auch mit Kunststoff. Cheong et al. fanden z.B. 2003 heraus, dass die one-step-Systeme, darunter auch das in dieser Arbeit verwendete Xeno CFII, schlechter an das Komposit ankoppelten als dies bei den 2-Flaschen-Systemen der Fall war. Sie führten dieses Ergebnis auf die unterschiedlichen chemischen Interaktionen zwischen den sehr sauren Adhäsiven und dem Komposit zurück. Der pH-Wert der all-in-one Produkte liegt weit unter dem der anderen Systeme. Der pH-Wert des Testsiegers Clearfil Liner Bond 2V ist mit 2,5 höher, als die pH-Werte der nicht messbaren Adhäsive, welche einen pH-Wert von zum Teil unter 1 (Xeno CFII) hatten. Allerdings lagen zwei Adhäsive mit einem pH-Wert von 1,8 gleich, wobei eines davon (AQ Bond) nicht hart wurde. In der Li-

teratur lassen sich Angaben finden, welche belegen, dass der pH-Wert nicht der entscheidende Faktor ist, der die Wirkung der selbstätzenden Adhäsive beeinflusst (Gregoire et al., 2005). Wie der Hersteller im Internet bekannt gibt handelt es sich bei iBond, ein Adhäsiv welches ebenfalls nicht getestet werden konnte, um ein selbstkonditionierendes Adhäsiv welches auf die Säurewirkung von 4-META (4-metacryloxyethyl trimellitate anhydride) zurückgreift. In entsprechender Umgebung kommt es am Zahn zu einer Dissoziation, wobei H^+ -Ionen frei werden. Dadurch kommt es zu einer Konditionierung von Schmelz und Dentin, 4-META bindet an Calcium des Hydroxylapatits. Im Lauf dieses Vorgangs kommt es durch Auflösung von Hydroxylapatit zur Neutralisation der Säure, so dass sich die ätzende Wirkung mit der Zeit selbst limitiert und allmählich zum Stillstand kommt. Dabei kommt es gleichzeitig zu einem Anstieg des pH-Wertes (www.ibond-info.com). Auch AQ Bond verwendet als azidische Komponente 4-META.

Laut einer Studie von Oliverira et al. (2003), haben die aktuellen selbstätzenden Materialien einen höheren pH-Wert als die Säuren, welche mit den total-etch-Systemen angewandt werden, dadurch wird die Schmierschicht oder Ihre Bestandteile in die verbundenen Bereiche mit aufgenommen. Möglicherweise sind auch die in den Adhäsivsystemen verwendeten Initiatoren Grund für das Scheitern der Polymerisation. Das Prinzip der Lichthärtung läuft über Startermoleküle (=Initiatoren, meist das gelbliche Kampherchinon mit einem Absorptionsmaximum von 468 nm), welche unter dem Einfluss einer Polymerisationslampe Radikale bilden, die den Anstoß zu einer Polymerisationsreaktion (Kettenwachstum) geben und somit das vormals plastische Material starr werden lassen (www.zahnwissen.de). Da die Hersteller keine Angaben zu den

verwendeten Initiatorsystemen machen, kann vermutet werden, dass ein anderer Initiator als Kampherchinon verwendet wird, dessen Absorptionsmaximum außerhalb des Wellenlängenbereichs der verwendeten Polymerisationslampen liegt. So berichtet z.B. BZB - online 2003, dass in manchen Adhäsiven oder Kompositen neben dem Kampherchinon Initiatoren eingesetzt werden, die bei tieferen Wellenlängen absorbieren. In einer anderen Studie untersuchten Ceballos et al. 2003 die Mikrozugfestigkeit von total-etch und selbstätzenden Adhäsiven und kamen zu dem Ergebnis, dass die total-etch Systeme, darunter auch Clearfil SE Bond, höhere Haftwerte erreichten, als die selbstätzenden Systeme. Wesentlich geringere Werte wurden mit Prompt-L-Pop gemessen. Auch Frankenberger et al. kamen in einer Studie 1999 zu dem Schluss, dass die one-bottle-Systeme bezüglich der Haftwerte und der Randdichtigkeit, im Vergleich mit Systemen der dritten (darunter auch Syntac Classic) und vierten Generation, welche aus mehreren klinischen Schritten bestehen, schlechter abschnitten.

Es kann angenommen werden, dass die one-step-Systeme eine gewisse Restfeuchtigkeit des Dentins, bzw. das Milieu der Mundhöhle brauchen, um die chemische Reaktion in Gang zu setzen, welche zur Aushärtung beiträgt. Im Gegensatz zu den in der vorliegenden Arbeit gewonnenen Ergebnissen, belegen viele in-vivo Studien jedoch, dass die selbstätzenden one-step Systeme hohe Haftwerte erzielen können. Hinsichtlich der Anwenderfreundlichkeit muss man dann vor allem bei der Arbeit mit Kindern, diesen Systemen ein großes Zukunftspotential zuweisen, da Applikationsschritte wegfallen und Zeit gespart wird.

6 Diskussion

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Adhäsive die nicht polymerisierten und somit nicht untersucht werden konnten waren alle Adhäsive der 6. Generation (Prompt-L-Pop, AQ Bond), bzw. der 7. Generation (i-Bond). Ein Adhäsiv, Xeno CFII, wurde bei der Belichtung zwar fest, hatte aber unter dem Mikroskop betrachtet eine so blasige Oberfläche, dass es auch nicht getestet werden konnte, das heißt der Eindringdiamant fand keine plane Oberfläche, um eine Testreihe starten zu können. Die größte Vickershärte wurde bei dem Adhäsiv Clearfil SE Bond gemessen, gefolgt von Clearfil Liner 2V, beides Adhäsive der 5. Generation. Das Adhäsiv Clearfil SE Bond erreichte die größte Vickershärte aller getesteten Adhäsive nach der Polymerisation im Adhäsivprogramm der Halogenlampe Astralis 10, welches 20 Sekunden dauert. Das Adhäsiv Clearfil Liner Bond 2V erreicht den zweitbesten Wert nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit der LED-Lampe LEDemetron, allerdings ist hier kein signifikanter Unterschied zur Astralis 10 zu erkennen. Beide Adhäsive sind Bestandteil eines zweiseitigen selbstkonditionierendem Adhäsivsystem. Heliobond, welches Ende der 80er Jahre entwickelt wurde, zeigt größtenteils keine wesentlich schlechteren Ergebnisse. Es stammt aus dem Syntac classic System und ist nicht selbstätzend. Allgemein liegen die Werte für die Vickershärte und das E-Modul bei allen getesteten Adhäsiven recht nah zusammen.

Das Initiatorsystem, die Monomerzusammensetzung, die enthaltenen Lösungsmittel und der Füllstoffgehalt des Adhäsivs sind mögliche Faktoren, welche die Polymerisation und die resultierenden mechanischen Eigenschaften beeinflussen können.

1. Über die verwendeten Initiatorsysteme geben die Hersteller keine Auskunft.

2. Die verwendeten Adhäsivsysteme enthalten unterschiedliche Monomere.

So ist z.B. das adhäsive Monomer MDP (10 Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphat) Bestandteil von Clearfil Liner Bond 2V und Clearfil SE Bond. One-step-Dentinadhäsive wie iBond und AQBond enthalten in den Monomeren die Säurefunktionalität, das beigefügte Monomer ist hier 4-META (4-methacryloxyethyl trimellitanhydride).

3. Die Lösungsmittel der Adhäsivsysteme, die in Systeme auf wasser-, ethanol und azetonhaltiger Basis unterteilt werden können, spielen eine Rolle. Die Lösungsmittel der Adhäsive Heliobond und FL-Bond sind nicht bekannt. Die meisten der untersuchten Adhäsivsysteme verwenden Wasser als Lösungsmittel, lediglich AQ-Bond und iBond verwenden ein Azeton-Wasser-Gemisch, Xeno CFII Bond enthält Ethanol-Wasser. Diese Adhäsive konnten nicht getestet werden.

4. wie Labella et al 1999 feststellten, waren die Adhäsive am steifsten, welche am dichtesten gefüllt waren. Zu der Art der in den getesteten Adhäsiven enthaltenen Füllkörper, machen die Hersteller keine Angaben.

6.3. Betrachtung der Polymerisationslampen

Was die verschiedenen Polymerisationslampen angeht, so kamen zahlreiche Gruppen (Ernst et al., 2004; Micali et al., 2004; Besnault et al. 2003) zu einem ähnlichen Ergebnis: es kann kein eindeutiger, wesentlicher Unterschied im Aushärteverhalten zwischen den konventionellen Halogenlampen und den neuen LED-Lampen gefunden werden. In der

6 Diskussion

vorliegenden Studie nahmen die Härtewerte für alle Adhäsive mit der Belichtungszeit mit allen Lampen zu.

Ein deutlicher Anstieg der Härtewerte konnte bei den LED-Lampen nach einer Verlängerung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden Dauer beobachtet werden, die Unterschiede der Werte nach einem weiteren Anstieg der Belichtungsdauer von 20 auf 40 Sekunden waren weniger ausgeprägt. Die Halogenlampe Astralis 10 wurde im Adhäsivmodus (20 s) benutzt, es gibt daher keine Vergleichswerte. Zwischen den beiden LED Lampen (Freelight 2 und LEDemetron) konnte kein bedeutender Unterschied festgestellt werden, weder nach einer Belichtungsdauer von 10 Sekunden noch nach 20 und 40 Sekunden.

Fast alle Adhäsive erreichten nach einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden mit den LED-Lampen die höchsten Härtewerte, der Unterschied im Vergleich zu den Ergebnissen nach einer Belichtungsdauer von 20 Sekunden im Adhäsivmodus der Halogenlampe waren jedoch nicht signifikant. Nach einer Belichtungsdauer von 20 Sekunden hatte die Halogenlampe für fast alle Adhäsive bessere Ergebnisse als die LED-Lampen nach 20 Sekunden. Aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit und ohne Effektivität, Wirtschaftlichkeit und Langlebigkeit zu beachten, lässt sich aussagen, dass die Unterschiede innerhalb der verschiedenen Formen der Polymerisationslampen hinsichtlich Ihrer Härte und den Auswirkungen auf den Elastizitätsmodul der verschiedenen Adhäsive mit Sicherheit nicht so groß und bedeutsam sind, dass Sie die Anschaffung einer neueren Lampe, wie der LED-Lampe, befürwortet. Die Halogenlampe Astralis 10 funktioniert im Adhäsivmodus von 20 Sekunden bei 700 mW/cm^2 Intensität. Für eine vergleichbare Polymerisation muss mit den in der Arbeit verwendeten LED-Lampen die Belichtungsdauer verdoppelt

werden (auf 40 Sekunden). Einige Untersuchungen haben allerdings gezeigt, dass die LED-Lampen hinsichtlich verschiedener anderer Kriterien wie zum Beispiel Hitzeentwicklung und Verschleiß deutliche Vorteile gegenüber den konventionellen Halogenlampen aufzeigen.

6.4. Verbesserungsvorschläge für zukünftige Untersuchungen

Grundsätzlich sollte bei weiteren Untersuchungen von Dentinadhäsiven sichergestellt werden, dass vorhandene Säuren ausreichend neutralisiert werden und Lösungsmittel genügend verdunsten.

Unabhängig von Dentin oder Kunststoff, sollten verschiedene Faktoren in zukünftige Untersuchungen mit einbezogen werden, wie zum Beispiel die Umgebungstemperatur und evtl. auch die Luftfeuchtigkeit. Auch die Hitzeentwicklung der Polymerisationslampen sollte gemessen werden. Ganz generell muss zwischen der Härte der Adhäsive an sich und Ihren Haftwerte an Substanzen wie z.B. Dentin und Kunststoff unterschieden werden. Vielleicht spielt auch die Temperatur des zu untersuchenden Prüfstoffes eine Rolle, etwa ob die Adhäsive in den Praxen im Kühlschrank oder in der Schublade aufbewahrt werden. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Adhäsive wurden alle im Kühlschrank aufbewahrt.

Die selbstätzenden Adhäsive sind zu einer Zeit auf den zahnärztlichen Markt gebracht worden, als Zahnärzte nach einfacheren und weniger technikempfindlichen Adhäsiven verlangten. Obwohl diese Eigenschaf-

6 Diskussion

ten für den Kliniker sehr reizvoll sein können, sollte man sich weiter darum bemühen herauszufinden, wie diese neuen Materialien auf die Dentinoberfläche einwirken.

7 Zusammenfassung

Vor dem Hintergrund der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten folgende Antworten auf die in der Zielsetzung formulierten Fragen gefunden werden:

1. Zeigten sich Unterschiede bezüglich der mechanischen Eigenschaften (Vickershärte, E-Modul, We/Wtot) zwischen den verschiedenen Generationen der Adhäsive?

Wie in der unten abgebildeten Tabelle ersichtlich gibt es nur geringe Unterschiede bei den mechanischen Eigenschaften der Adhäsive. Die höchste Vickershärte und das geringste E-Modul sind rot markiert.

Tabelle 7.1-1 Übersicht der Ergebnisse

Lampe / Adhäsiv	Clearfil SE Bond		Clearfil Liner 2V		FL Bond		Heliobond		AdheSE		One-Up-Bond F	
	HV	E	HV	E	HV	E	HV	E	HV	E	HV	E
FL2 standard 10 s	4.9 ^a	2,3 ^a	7.0 ^a	3,0 ^a	5.0 ^a	3,9 ^a	4.5 ^{a.b}	1,8 ^a	3.9 ^{a.b}	2,2 ^a	4.1 ^{a.b}	3,1 ^{a.b}
FL2 standard 20 s	6.1 ^b	2,9 ^b	8.2 ^{a.b.c}	3,7 ^c	6.1 ^{a.b}	3,7 ^a	5.6 ^{b.c}	1,8 ^{a.b}	3.7 ^a	2,0 ^a	5.5 ^{b.c}	2,2 ^a
FL2 standard 40 s	7.8 ^c	3,1 ^b	10.4 ^{c.d}	3,5 ^{a,b,c}	7.4 ^b	4,0 ^a	6.2 ^c	1,9 ^{a.b}	6.6 ^c	3,6 ^b	7.1 ^{c.d}	2,5 ^a
L.E.Demetron 10 s	4.6 ^a	2,4 ^a	7.3 ^a	3,2 ^{a,b,c}	4.5 ^a	4,9 ^a	4.0 ^a	2,0 ^{a.b}	3.8 ^a	2,6 ^{a.b}	2.9 ^a	2,1 ^a
L.E.Demetron 20 s	6.3 ^b	3,3 ^b	7.7 ^{a.b}	3,4 ^{a,b,c}	7.9 ^b	4,6 ^a	5.1 ^{a.b.c}	2,8 ^b	4.0 ^{a.b}	1,6 ^a	8.7 ^d	5,9 ^c
L.E.Demetron 40 s	8.3 ^c	3,4 ^b	11.4 ^d	3,6 ^{b,c}	8.7 ^b	5,5 ^a	5.8 ^{b.c}	2,8 ^b	5.1 ^b	2,3 ^a	8.8 ^d	4,5 ^{b.c}
Astralis Adh 20 s	15.4 ^d	4,8 ^c	10.1 ^{b.c.d}	3,1 ^{a,b}	8.0 ^b	6,1 ^a	5.4 ^{a.b.c}	2,1 ^{a.b}	4.5 ^{a.b}	1,9 ^a	4.9 ^b	2,6 ^a

Die Adhäsive die nicht polymerisierten und somit nicht untersucht werden konnten waren alle Adhäsive der 6. Generation (Prompt-L-Pop, AQ Bond), bzw. der 7. Generation (iBond). Ein Adhäsiv, XenoCFII, wurde bei der Belichtung zwar fest, hatte aber unter dem Mikroskop betrachtet eine so blasige Oberfläche, dass es auch nicht getestet werden konnte. Es handelt sich bei diesen Adhäsiven um one-step Produkte. Die größte Vickershärte wurde bei dem Adhäsiv Clearfil SE Bond gemessen, gefolgt von Clearfil Liner 2V, beides Adhäsive der 5. Generation. Heliobond welches Ende der 80er Jahre entwickelt wurde, zeigt größtenteils keine wesentlich schlechteren Ergebnisse. Allgemein liegen die Werte für die Vickershärte und das E-Modul bei allen getesteten Adhäsiven nah zusammen.

2. Zeigten sich Unterschiede in den Ergebnissen hinsichtlich der unterschiedlichen Belichtungszeiten?

Die Härtewerte für alle Adhäsive nahmen mit der Belichtungszeit mit allen Lampen zu.

Ein deutlicher Anstieg der Härtewerte konnte bei den LED-Lampen nach einer Verlängerung der Belichtungszeit von 10 auf 20 Sekunden Dauer beobachtet werden, die Unterschiede der Werte nach einem weiteren Anstieg der Belichtungsdauer von 20 auf 40 Sekunden waren weniger signifikant. Die Halogenlampe Astralis 10 wurde im Adhäsivmodus (20s) benutzt, es gibt daher keine Vergleichswerte. Zwischen den beiden LED Lampen (Freelight 2 und LEDemetron) konnte kein bedeutender Unterschied festgestellt werden, sowohl nach einer Belichtungsdauer von 10 Sekunden als auch nach 20 und 40 Sekunden. Bei einem Vergleich der Ergebnisse nach 20 Sekunden Polymerisation mit der

7 Zusammenfassung

Halogenlampe, konnten fast immer bessere Werte gemessen werden, als nach einer Belichtung mit der LED-Lampe für 20 Sekunden. Um ähnliche Werte mit der LED-Lampe zu erreichen, wie sie mit der Halogenlampe nach 20 Sekunden gemessen wurden, musste die Belichtungszeit auf 40 Sekunden verdoppelt werden.

3. Kann man eine Empfehlung für den Verbraucher bezüglich der Verwendung einer bestimmten Lampen/Adhäsivkombination aussprechen?

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass alle untersuchten Adhäsive sowohl mit den LED Lampen als auch mit der Halogenlampe gehärtet werden konnten. Die höchsten mechanischen Eigenschaften konnten mit dem Adhäsiv Clearfil SE Bond (Kuraray) nach Aushärtung mit der Halogenlampe (Astralis 10) im Adhäsivmodus für 20 Sekunden gemessen werden.

Die niedrigsten Härtewerte, welche mit der Halogenlampe gemessen wurden, wurden mit dem Adhäsiv AdheSE erreicht. Nach einer Belichtungsdauer von 20 Sekunden hatte die Halogenlampe für fast alle Adhäsive bessere Ergebnisse als die LED-Lampen nach 20 Sekunden.

4. Kann man eine Empfehlung aussprechen ob sich die Anschaffung einer neuen LED-Lampe lohnt, wenn bereits eine konventionelle Halogenlampe vorhanden ist?

Allein aufgrund der vorliegenden Ergebnisse und ohne Effektivität, Wirtschaftlichkeit und Langlebigkeit zu beachten, kann kein Vorteil in der Anwendung der LED-Lampen gesehen werden. Alle Adhäsive welche getestet werden konnten, ließen sich mit den Halogenlampen

7 Zusammenfassung

polymerisieren, die höchste Vickershärte die ein Adhäsiv erreichte, wurde nach der Belichtung mit der Halogenlampe gemessen.

Sollte bereits ein LED Gerät vorhanden sein, so empfiehlt sich, eine Belichtungszeit von 40 Sekunden einzuhalten, um vergleichbare Werte zu erzielen, wie vormals mit der Halogenlampe.

Jedoch sind bei der Anschaffung einer Polymerisationslampe immer verschiedene Kriterien zu beachten.

8 Literaturverzeichnis

Atash R, Van den Abbeele A. *Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth.* Int J Paediatr Dent. 2005 Jul;15(4):264-73.

Besnault C., Pradelle-Plasse N., Picard B., Colon P. *Effect of a LED versus halogen light cure polymerisation on the curing characteristics of three composite resins.* Am J Dent 2003 Oct;16(5):323-8

Bonilla E.D., Stevenson R.G., Yashar M., Caputo A.A. *Effect of Application Technique and dentin bonding Agent Interaction on Shear Bond Strength.* Operative Dentistry, 2003, 28-5,568-573

Burgess J.O., Walker R.S., Porche C.J., Rappold A.J. *Light curing – an update.* Compend Contin Educ Dent. 2002 Oct; 23 (10):889 – 92,894,896 passim; quiz 908

Burke F.J., McCaughey A.D. *The four generations of dentin bonding.* Am J Dent.1995 Apr;8(2):88-92

Carvalho R.M., Yosdhiyama M., Pashley E.L., Pashley D.H. *In vitro study on the dimensional changes of human dentin after demineralisation.* Arch Oral biol 1996; 41:369-377

Carvalho R.M., Mendonca J.S., Santiago S.L., Siveira R.R., Garcia F.C.P., Tay F.R., Pashley D.H. *Effects of HEMA/Solvent Combinations on Bond Strength to Dentin.* J Dent Res 2003 82(8): 597-601

Ceballos L., Camejo D.G., Victoria Fuentes M., Osorio R., Toledano M., Carvalho R.M., Pashley D.H. *Microtensile bond strength of total-etch and self-etching adhesives to caries affected dentine.* J Dent 2003 Sep;31 (7):469-77

Cheong C., King N.M., Pashley D.H., Ferrari M., Toledano M., Tay F.R. *Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems.* Oper Dent 2003 Nov-Dec;28(6):747-5

Christensen G.J. *Amalgam vs composite resin*. J of the Am Dent Ass 1998;129(2)1757-1759

Dunn J.R. *Ein Adhäsivsystem der siebten Generation*. ZMK, Juni 2004, Nr.6, 422 – 426

Eick J.D., Gwinnett, A.J., Pashley, D.H., Robinson, S.J. *Current concepts on adhesion to dentin*. Crit Rev Oral Biol Med 8,306, 1997

Eick J.D., Robinson S.J., Byerley T.J., Chappelow C.C. *Adhesives and Nonshrinking dental resins of the future*. Quintessence Int.24(9)632-639,1993

Eick J.D., Wilko R.A., Anderson C.H., Sorensen S.E. *Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe*. J Dent Res 1970;49(6):1359-68

Erickson R.L. *Surface interactions of dentin adhesive materials*. Oper Dent 1992;(suppl5):81-94

Ernst C.P., Meyer G.R., Muller J., Stender E., Ahlers M.O., Willershausen B. *Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7 mm*. J Adhes Dent 2004 Summer;6(2):141-50

Feilzer A.J., Davuillier B.S. *Effect of TEGDMA/BisGMA Ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites*. J Dent Res 82 (10):824-828,2003

Frankenberger R., Perdigao J., Rosa B.T., Lopes M. *“No-bottle“ vs „multi-bottle“ dentin-adhesives – a microtensile bond strength and morphological study*. Dent Mat 17(2001) 373-380

Frankenberger R. *Zur Dauerhaftigkeit des Dentinverbundes*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 57(2002),3 S. 155-167

Frankenberger R. *Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnologie*. Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M ESPE, Mai 2001

Frankenberger R., Sindel J., Kramer N., Petschelt A. *Dentin bond strenght and marginal adaption: direct composite resins vs ceramic inlays*. Oper Dent 1999 May-Jun;24(3):147-55

Gasser, O. *Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnologie*. Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, 3M ESPE, Mai 2001

Ganzauge K. *Polymerisationslampen – eine Entscheidungshilfe*. Dental Magazin 2/2004, S. 94

Gregoire G, Millas A. *Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH*. Oper Dent. 2005 Jul-Aug;30(4):481-91.

Gwinnett A.J. *Dentin bond strenght after air drying and rewetting*. Am J Dent 1994;7:144-148

Gwinnett A.J. *Moist vs dry dentin: its effect on shear bond strength*. Am J Dent 1992;5:127-129

Haller B. *Recent developments in dentin bonding*. Am J Dent 2000 Feb;13(1):44-50

Hellwig E., Klimek J., Attin T. *Einführung in die Zahnerhaltung*. Urban & Fischer, 2. Auflage, 1999, S.7, 136-139, 227

Herrera M., Carrion P., Bravo M., Castillo A. *Antibacterial activity of four dentin bonding systems*. Int J Antimicrob Agents 2000 Aug;15(4):305-9

Hofmann N., Hugo B., Klaiber B. *Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness*. Eur J Oral Sci 2002 Dec;110(6):471-479

Ikeda et al. *Effect of operating experience on bond strenghts of three dentin bonding systems*. Adhes Dent 21:68-73

Imazato S. *Neue Ära in der restaurativen Zahnheilkunde*. Dental Magazin 2/2004 S 90-91

Imazato S. *Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems*. Dental materials 19 (2003) 449-457

Imazato S., Kinomoto Y., Tarumi H., Ebisu S., Tay F.R. *Antibacterial activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB*. Dent Mat 2003 19(4):313-9

Imazato S., Kuramoto A., Kaneko T., Ebisu S., Russell R.R. *Comparison of antibacterial activity of simplified adhesive systems*. Am J Dent 2002 Dec;15(6):356-60

Imazato S., Imai T., Russell R.R., Torii M., Ebisu S. *Antibacterial activity of cured dental resin incorporating the antibacterial monomer MDPB and an adhesion-promoting monomer*. J Biomed Mat Res 1998 Mar 15;39(4):511-5

Ilie N, Kunzelmann K.-H., Hickel R. *Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 60 (2005) 6 S. 321-334

Jain, P., Belcher, M. *Microleakage of Class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box*. American Journal of Dentistry, Vol. 13, No. 5 (10/ 2000).

Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Ashworth S.H. *Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs)*. Dent Mater 16 : 41 – 47 (2000)

Kaga, M., Noda, M., Ferracane, J.L., Nakamura, W., Oguchi, H., Sano, H. *The in vitro cytotoxicity of eluates from dentin bonding resins and their effect on tyrosine phosphorylation of L929 cells*. Dent Mater 17: 333-339 (2001)

Kanca J.III. *Effect of resin primer solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin*. Am J Dent 1992;5:213-215

Karanika-Kouma A., Dionysopoulos P., Koliniotou-Koubia E., Kolokotronis A. *Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins*. J Oral Rehabil. 2001 Feb;28(2):157-60

Kemp-Scholte, Ch. M., Davidson, C. L. *Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems.* J Prosthet Dent 64, 658 (1990a).

Kemp-Scholte, Ch. M., Davidson, C.L. *Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility.* J Dent Res 69, 1240-1243 (1990b).

Koibuchi H., Yasuda N., Nakabayashi N. *Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers.* Dent Mat 17 (2001)122-126

Kimmel K.-H., zm 2/2002, Seite 36

Kunzelmann K.-H. *Hand-out Ludwig-Maximilian-Universität, München, 2003*

Labella R., Lambrechts P., van Meerbeek B., Vanherle G. *Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives.* Dent Mater. 1999 Mar;15(2):128-37.

La Torre G., Marigo L., Pascarella G.A., Rumi G. *Light-emitting diodes (LED) technology applied to the photopolymerisation of resin composites.* Minerva Stomatol 2003 May; 52(5):193-200

Leinfelder K.F. *Dentin adhesives for the twenty-first century.* Dent Clin North Am 2001Jan;45(1):1-6

Lopes G.C., Vieira L.C.C., Monteiro Jr S., Caldeira de Andrada M., Baratieri C.M. *Dentin Bonding: Effect of Degree of Mineralization and Acid Etching Time.* Op Dent 2003,28-4,429-439

Lopes G.C., Baratieri L. N., Caldeira de Andrada M. A., Vieira L. C. *Dental adhesion: present state of the art and future perspectives.* Quintessence int 2002;33:213-224

Luthardt S. *Polymerisationslampen – Sie haben die Wahl.* Dentalzeitung, 5.Jahrgang, 2/2004,S. 014

Lussi A., Zimmerli B., Aregger T., Portmann P. *Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten.* Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol 115: 12/2005, 1182-1187

Maciel K.T., Carvalho R.M., Ringle R.D., Preston C.D., Russell C.M., Pashley D.H. *The effects of acetone, ethanol, HEMA, and air on the stiffness of human decalcified dentin matrix.* J Dent Res 1996;75:1851-1858

Manhart J., Kunzelmann K.H., Chen H,Y,, Hickel R. *Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins.* Dent mat 2000,16(1),33-40

Marshall Jr G.W., Marshall S.J., Kinney J.H., Balooch M. *The dentin substrate:Structure and properties related to bonding.* J Dent 1997 Nov;25(6):441-458

Marshall Jr G.W. *Dentin: microstructure and characterization.* Quintes-
sence Int 1993 Sep;24(9):606-617

Meerbeek B. van, de Munck J., Yoshida Y., Inoue S., Vargas M., Vijay P., Landuyt K. van, Lambrechts P., Vanherle G. *Adhäsion an Schmelz und Dentin, aktueller Stand und zukünftige Aufgaben.* Ästhetische Zahnmedizin 1/2004,S.71

Meiers J.C., Miller G.A. *Antibacterial activity of dentin bonding systems, resin-modified glass ionomers, and polyacid-modified composite resins.* Oper Dent 1996 Nov-Dec;21(6):257-64

Micali B., Basting R.T. *Effectiveness of composite resin polymerisation using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units.* Pesqui Odontol Bras 2004 Jul-Sept;18(3):266-70

Mills R.W., Uhl A., Blackwell G.B., Jandt K.D. *High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerisation of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strenght and radiometric properties.* Biomaterials 2002 Jul; 23(14):2955-63

Miyazaki M., Iwasaki K., Onose H. *Adhesion of single Application Bonding Systems to Bovine Enamel and Dentin.* Op Dent,2002,27,88-94

Nakabayashi N., Saimi Y. *Bonding to intact dentin.* J Dent Res 1996;75(9):1706-15

Nakabayashi N., Pashley D.H. *Hybridization of dental hard tissues*. Tokyo:Quintessence,1998

Nakabayashi N., Hiranuma K. *Effect of etchant variation on wet and dry dentin bonding primed with 4-META/acetone*. Dent Mat 16(2000)274-27

Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. *Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA*. Dent Mater. 1992 Jul;8(4):259-64.

Oliveira S.A., Pugach M.K., Hilton J.F., Watanabe L.G., Marshall S.J., Marshall Jr. G.W. *The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. A total –etch system*. Dental materials 19 (2003) 758-767

Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H., Horner J.A. *Permeability of dentin to adhesive agents*. Quintessence Int.24,(9)618-630,1993

Pashley D.H., Cavalho R.M. *Dentine permeability and dentine adhesion*. Journal of Dentistry, Vol.25,No.5,pp.355-372,1997

Peutzfeldt A. *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. Eur J Oral Sci 1997; 105:97-116

Prchala G. *Ein Leben voll Qualität* , zm 15/2004, Seite 26

Perdigao J. *Dentin bonding as a function of dentin structure*. Dent Clin North Am. 2002 Apr;46(2):277-301,vi.

Perdigao J., Duarte Jr S., Lopes M.M. *Advances in dentin adhesion*. Compend Contin Educ Dent 2003 Aug;24(8 Suppl): 10-6;quiz 61

Richter W. *Die Evolution der Dentin – Adhäsive*. DZW – Spezial 6-7/03

Sasakawa W, Nakaoki Y, Nagano F, Horiuchi S, Ikeda T, Tanaka T, Noda M, Inoue S, Sano H, Sidhu SK. *Micro-shear bond strength of five single-step adhesives to dentin*. Dent Mater J. 2005 Dec;24(4):617-27

Soh M.S., Yap A.U.J, Siow K.S. *The Effectiveness of Cure of LED and Halogen Curing Lights at Varying Cavity Depths*. Operative Dentistry, 2003, 28-6, 707-715

Souza Costa de C.A., Lopes do Nascimento A.B., Teixeira H.M., Fontana U.F. *Response of human pulps capped with a self-etching adhesive system.* Dental materials 17 (2001) 230-240

Suh, B. I., Schiltz, M. Y. *Effects of pH of single-bottle adhesive on shear bond strength.* J Dent Res 80 (SI): 50 (2001), Nr. 114.

Suh B.I. *All-Bond-fourth generation dentin bonding system.* J Esth Dent 1991;3:139-14

Tay F.R., Pashley D.H. *Dental Adhesives of the future.* J Adhesive Dentistry 2002 Summer;4(2):91-103

Tay F. *Advantages of SE Bond and ABF and Characteristics of self-etching adhesives.* European Adhesive Forum, Landshut 2003

Toledano M., Osorio R., Ceballos L., Fuentes M.V., Fernandes C.A., Tay F.R., Carvalho R.M. *Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths.* Am J Dent 2003 Oct;16(5):292-8

Torres CP, Ciccone JC, Ramos RP, Corona SA, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. *Tensile bond strength of self-etching adhesive systems to primary dentin.* Am J Dent. 2005 Dec;18(6):327-32

Uhl A., Mills R.W., Jandt K.D. *Polymerisation and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology.* Biomaterials. 2003 May;24 (10): 1809-20

Unterbrink, G. L., Liebenberg, W.H. *Flowable composites as „filled adhesives“: Literature review and clinical recommendations.* Quintessence Int 30: 249-257 (1999).

Watanabe L.G., Nakabayashi N., Pashley D.H. *Bonding to ground dentin by a phenyl-P self etching primer.* J Dent Res 1994; 73 (6): 1212-20

www.wikipedia.org

www.zahnwissen.de

www.bzb-online.de/apr03/41.pdf

Yap A.U.J., Soh M.S. *Thermal Emission by Different Light – Curing Units*. Operative Dentistry, 2003, 28-3, 260-266

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Kerstin Cornelia Heitland
Geburtsdatum: 27. August 1974
Geburtsort: Amberg/Oberpfalz
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Eltern: Prof. Dr. Wolf-Ulrich Heitland, Chirurg
Verena Heitland, Orthoptistin
Geschwister: Dr. Tim Heitland, Arzt
Fabian Heitland, Pilot

Schulbildung

1981-1985 Grundschule Wurmlingen
1985-1987 Wildermuth Gymnasium Tübingen
1987-1990 Ernst-Mach Gymnasium, Haar
1990-1994 Edith-Stein-Gymnasium, München

Hochschulausbildung

1996 Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilian-Universität, München
1997 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2000 Zahnärztliche Vorprüfung
2003 Zahnärztliche Prüfung – Staatsexamen
Approbation

Berufstätigkeit

Seit April 2003 Assistenz Zahnärztin in München

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen Dank sagen, die zur Entstehung dieser Arbeit mit beigetragen haben.

Im Besonderen bedanke ich mich sehr herzlich bei:

Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilian-Universität München, für die Überlassung des Dissertationsthemas und seiner stets freundlichen Unterstützung bei der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit.

Frau Dr. Nicoleta Ilie für die umfassende und hilfsbereite Betreuung bei der technischen Durchführung der Messungen, der theoretischen Ausarbeitung, Korrektur und Umsetzung der Arbeit. Sie stand jederzeit mit Rat und Tat zur Verfügung.

Meiner ganzen lieben Familie für die großzügige finanzielle und moralische Unterstützung die mir das Studium der Zahnheilkunde erst ermöglichte und mir half, niemals aufzugeben.

Meinem Freund , der mich mit viel Liebe und Verständnis während des Studiums und der Promotion unterstützt und motiviert hat.

Herzlichen Dank!