

**Abrasionsbeständigkeit eines adhäsiven
Befestigungskomposit in vivo**

Inauguraldissertation
Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Daniel von Knippenberg
aus Marktoberdorf

Gießen 2017

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
Abteilung für Kinderzahnheilkunde
Der Justus-Liebig-Universität
Direktor: Prof. Dr. Dr. Norbert Krämer

Gutachter: Prof. Dr. Krämer

Gutachter: PD Dr. Dr. Streckbein

Tag der Disputation: 8.6.17

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	1
2.	Literaturübersicht	2
2.1	Keramikinlays.....	2
2.1.1	Aufbau von Keramiken	2
2.2	Herstellungsverfahren von keramischen Zahnersatz	2
2.3	Adhäsives Befestigungssystem.....	4
2.3.1	Schmelzhaftung	5
2.3.2	Dentinhaftung.....	6
2.3.3	Haftung an der Keramik	7
2.4	Befestigungskomposite.....	8
2.4.1	Zusammensetzung	8
2.4.2	Anforderungen an Befestigungskomposite	8
2.4.3	Chemisch und lichthärtende Komposite – Dualhärtung.....	9
2.4.4	Das Befestigungssystem RelyX Unicem	10
2.5	Die Klebefuge – Substanzverlust durch Abrasion und Verschleiß	11
2.6	Möglichkeiten der Modellanalyse	13
2.6.1	Quantitative Bewertung des Klebefugenverschleißes	13
2.6.2	Bewertung der Randqualität	15
3.	Zielsetzung	16
4.	Material und Methode	17
4.1	Methodik der klinischen Behandlung.....	17
4.2	Methodik der experimentellen Randspaltanalyse.....	19
4.3	Methodik der klinischen Beurteilung	21
4.4	Methodik der Modellauswertung	21

4.4.1	Abdrucknahme und Replikaherstellung	21
4.4.2	Quantitative Bestimmung der Klebefuge	22
4.4.3	Auswertung mit XPert® und SPSS®	23
4.4.4	Qualitative Randspaltanalyse	24
4.4.5	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	25
4.5	Statistische Auswertung	28
5.	Ergebnisse.....	29
5.1	Quantitative Randspaltanalyse	29
5.2	Semiquantitative Randspaltanalyse	32
5.3	Vergleich von Primärstudie zu Folgestudie	40
6.	Diskussion	42
6.1	Diskussion der Methode	42
6.1.1	Herstellung des Replikats	42
6.1.2	Qualitative Bestimmung.....	43
6.1.3	Messgenauigkeit der Profilometrie.....	43
6.1.4	Datenauswertung	44
6.1.5	Einschränkungen	45
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	45
6.2.1	Quantitativer Direktvergleich der beiden Systeme.....	47
6.2.2	Qualitativer Direktvergleich der beiden Systeme.....	48
6.2.3	Qualitativer Direktvergleich von Primär- und Folgestudie	50
6.3	Ausblick.....	52
7.	Zusammenfassung	53
8.	Abbildungsverzeichnis	58
9.	Tabellenverzeichnis.....	60
10.	Literaturverzeichnis	61

11.	Anhang	73
12.	Ehrenwörtliche Erklärung	79
13.	Danksagung	80
14.	Lebenslauf	81

1. Einleitung

Eine wesentliche Leistung in der Zahnmedizin ist die stetige Entwicklung und Weiterentwicklung der Möglichkeiten, Defekte der Zahnhartsubstanz zu rekonstruieren. Kleinere Defekte im Front- und Seitenzahnbereich werden vor allem adhäsiv mit zahnfarbenen Kompositen restauriert. Diese Materialien garantieren eine funktionelle und zugleich ästhetische Rekonstruktionsmöglichkeit und werden somit den hohen Ansprüchen der Patienten gerecht [52]. Bei größeren Substanzdefekten im Seitenzahnbereich kommen indirekte Restaurationen aus Gold zum Einsatz. Inlays, Teilkronen und Kronen aus Gold stellen nach wie vor eine bewährte Restaurationsmethode dar [38]. Adhäsive Keramikrestaurationen wurden ab 1985 eingeführt, als es gelang, diese mit Flusssäure anzuätzen und zu silanisieren. Etwa ab 1990 wurden thermoplastische Presstechniken und industriell vorgefertigte Keramiken sowie computerunterstützte und mechanische Schleifverfahren entwickelt. Dadurch konnte die Qualität der Restaurationen im Vergleich zum Sinterverfahren deutlich erhöht werden [122]. Allerdings sind dies durch sehr aufwändige Herstellungs- und Verarbeitungsverfahren und einen sehr hohen Materialpreis sehr kostenintensive Lösungen.

Der Keramikversorgung kommt schon seit langem aufgrund verbesserter Befestigungsmethoden eine wachsende Bedeutung zu [7]. Die ebenfalls ab 1990 eingeführten Dentinadhäsive verbesserten den Verbund zwischen Zahn und Restauration [122]. Eine fehlerfreie adhäsive Befestigung stellt dabei eine fundamentale Voraussetzung für den klinischen Erfolg dar [34]. Durch eine stetige wissenschaftliche Fortentwicklung konnte die klinische Zuverlässigkeit erhöht und außerdem die Anwendung vereinfacht werden [120]. In einer kontrollierten klinischen Studie über einen Zeitraum von 12 Jahren wurde eine Überlebensrate der Restaurationen von 86 % erzielt [33]. Die Fortschritte haben wesentlich dazu beigetragen, dem Patienteninteresse nach Substanzschonung, Biokompatibilität der Werkstoffe sowie der Zahnfarbe gerecht zu werden [22]. Dies zeigt sich daran, dass im Zeitraum von 1985 bis 2010 über 28 Millionen vollkeramische Restaurationen hergestellt und eingegliedert wurden [4;67;102].

2. Literaturübersicht

2.1 Keramikinlays

2.1.1 Aufbau von Keramiken

Keramiken für die Herstellung von indirekten Restaurationen bestehen aus einer amorphen Glasmatrix (SiO_2) mit einer typischen Porenstruktur und oxidischen Füllstoffen (z.B. Al_2O_3 , Leuzit). Die Hauptbestandteile dental verwendeter Keramiken sind Feldspat (60-80 Gew. %), Quarz (15-25 Gew. %) und Kaolin (0-5 Gew. %) [109].

Feldspat ist ein Mischkristallsystem und setzt sich aus Kali- (Orthoklas), Natron- (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) zusammen. Feldspat verleiht durch die Tendenz zur Leuzitkristallbildung den dentalkeramischen Massen eine hohe Viskosität und Standfestigkeit. Dies ist die Voraussetzung, dass die modellierte Form während des Brennvorgangs bestehen bleibt und nicht zerfließt [18].

Quarz ist Siliziumoxid (SiO_2) und kompensiert durch sein thermovolumetrisches Verhalten weitgehend die beim Brennen auftretende Schrumpfung der Keramik [18].

Kaolin ist Aluminiumsilikat ($\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2 \times 2\text{H}_2\text{O}$) und bildet mit Wasser ein modellierfähiges System. Es verleiht der Keramikmasse Plastizität und Formbarkeit und aufgrund von Lichtstreuung die gewünschte Opazität. Die in der Keramik darüber hinaus enthaltenen Flussmittelzusätze (Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, etc.), Farbzusätze (Eisen, Chrom, Kobalt, Iridium, etc.) und Fluoreszenzbildner (Caesium, Samarium, Uran) ermöglichen der Keramik nach dem Brennen ein natürliches Aussehen [18].

2.2 Herstellungsverfahren von keramischem Zahnersatz

Gegenwärtig gibt es verschiedene Möglichkeiten keramischen Zahnersatz herzustellen. Zum einen besteht die Möglichkeit eines *additiven* Verfahrens über Sinter-, Guss- oder Presstechnik. Der andere Weg ist ein *subtraktives* Herstellungsverfahren mittels Frästechnik. Man ist mittlerweile dazu übergegangen, die Keramiken anhand ihrer Herstellungsverfahren untereinander zu unterscheiden und einzuteilen [55;107].

Sinterkeramiken sind niedrig schmelzende dentalkeramische Massen (800-900 °C), die direkt und individuell auf feuer- und kantenfeste Modellstümpfe modelliert werden. Beim Sintervorgang wird ein Flüssigkeits-Pulver-Schlicker durch Erhitzen oberflächlich zum

Schmelzen gebracht, welches ein Zusammenbacken der einzelnen Teilchen bewirkt. Das bringt eine Verdichtung des Materials mit sich und eine damit verbundene Volumenschrumpfung (20-30 Vol.%). Die Schrumpfung wird mittels Schichttechnik kompensiert. Es gibt Sinterkeramik auf Feldspatbasis und auf Aluminium-Magnesium-Mischoxidbasis [18,62].

Für das **Heißpressverfahren** werden höher visköse Glasschmelzen verwendet, z. B. beim IPS-Empress[®] System (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Vom Hersteller vorgefertigte Glaskeramikhlinge werden über Erhitzung (bei 1180°C) zum Schmelzen gebracht und mit einem Druck von 3,5 bis 5 bar in die Negativform eines zuvor aus Wachs modellierten Inlays gepresst. Die Oberflächenfarbe kann anschließend mit aufbrennbaren Malfarben optimiert werden. Um das sprödharte Verhalten der Keramiken zu verbessern, werden Keramiken mit Leuzitkristallen verstärkt. Trifft ein Riss zwischen den zwei Phasen des Materials auf einen Leuzitkristall, kommt es im günstigsten Fall zu keiner weiteren Ausdehnung des Risses. Zumindest wird die Rissfortpflanzung erschwert, denn der Defekt müsste erst um den Kristall herumgeleitet werden. Aufgrund dieser Tatsache wurde zur Verstärkung der Dentalkeramiken der Leuzitanteil (Minimum 11% K₂O) erhöht. Man erhoffte sich damit eine längere Lebenserwartung für den Zahnersatz [14;18;71].

Die Einführung der Frästechnik, als Vertreter des subtraktiven Herstellungsverfahrens, hat den Begriff des „optischen Abdrucks“ in der Zahnmedizin geprägt. Hierbei wird die fertig präparierte Kavität mittels spezieller intraoraler Kamera optisch „abgeformt“ und die visuellen Informationen von einem Computer in ein dreidimensionales Videostandbild umgewandelt [52;82]. Computergestützt kann nun das Inlay am Monitor individuell modelliert werden (CAD=Computer **A**ided **D**esign) und schließlich computergestützt das Inlay aus einem maschinell gefertigten Keramikrohling (sog. Preforms) herausgefräst (CAM=Computer **A**ided **M**anufacturing) werden. Die ersten kommerziellen Vertreter dieser CAD/CAM Methodik war das von *Mörmann* und *Brandestini* eingeführte **Cerec**[®] (Computer Assisted **C**eramic **R**econstruction, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim). Durch die Entwicklung des inzwischen verbesserten Cerec[®] 3D konnte die Passgenauigkeit und das Handling der Software signifikant verbessert werden [5;13].

Die Vorteile dieses Verfahrens liegen im relativ kurzen Herstellungsprozess und im vergleichsweise niedrigen Preis, als nachteilig wird die nachträgliche Diamantbearbeitung der spröden Keramiken genannt [70].

Mit den Dentalkeramiken hat man einen Werkstoff gefunden, der hinsichtlich der physikalischen Eigenschaften dem Zahnschmelz am nächsten kommt [77;78]. Diese Keramiken besitzen durch ihre hohe Transluzenz und gute Farbbeständigkeit eine hervorragende Ästhetik. Ein besonderes Charakteristikum von Keramiken ist das so genannte Spröbruchverhalten. Dies bedeutet, dass Spannungen nicht durch Verformungen des Materials abgebaut werden können, es bleibt bis zur äußersten Belastung formstabil. Wird jedoch ein bestimmter Schwellenwert (Bruchwert) überschritten, kommt es zum katastrophalen Versagen des Materials [70]. Herstellungs- und bearbeitungsinduzierte Inhomogenitäten (wie Poren, Risse) führen bei einer Überschreitung der Schwellenbelastung zu Frakturen innerhalb des Werkstoffes. Das Ausbreiten dieser Risse, die sog. Rissfortpflanzung, führen dann zum Versagen des Materials [11;27;70;71].

2.3 Adhäsives Befestigungssystem

Mit dem Begriff „adhäsiv“ bezeichnet man das unlösliche Verbinden zweier oder mehrerer gleichartiger oder verschiedener Materialien durch Anwendung eines Haftvermittlers (Adhäsivsystems), der das Gefüge der verklebten Werkstoffe nicht verändert [36]. Qualität, Lebensdauer und Ästhetik von zahnfarbenen Restaurationen, die heutzutage ausschließlich adhäsiv eingesetzt werden, sind maßgeblich von der Belastbarkeit und Beständigkeit des Verbundes mit den Zahnhartsubstanzen abhängig [61;70]. Entscheidend für den langfristigen Erfolg der Restauration ist also der dauerhafte Verbund zwischen Zahn und Befestigungskomposit, sowie zwischen Befestigungskomposit und Inlay [94;144]. Die am Verbund beteiligten Substrate Schmelz, Dentin und Keramik weisen höchst verschiedene Oberflächen auf und können im Ausgangszustand dem Befestigungskomposit weder chemische noch mechanische Retention bieten (Abb. 1). Eine Vorbehandlung der unterschiedlichen Oberflächen ist daher unumgänglich. Im weiteren Verlauf wird daher auf die unterschiedlichen Vorbehandlungen eingegangen.

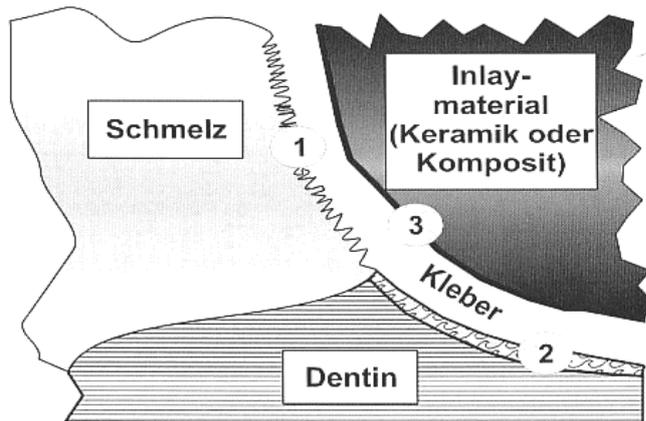


Abb. 1 Schematische Darstellung des Verbundsystems adhäsiv befestigter Inlays mit den Zahnhartsubstanzen [70].

2.3.1 Schmelzhaftung

In diesem Befestigungssystem ist Zahnschmelz aufgrund seines hohen Anteils an mineralischen Bestandteilen sehr gut als Haftungspartner geeignet. Um für den sicheren Verbund ein mikromechanisches nutzbares Schmelzrelief herzustellen, ist es nötig, ihn mit z. B. Phosphorsäure, Maleinsäure, Oxalsäure, Aluminiumnitrat oder Zitronensäure anzuätzen [103]. Durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit der zentralen und peripheren Schmelzprismen wird ein mikroretentives Ätzmuster mit einer Rautiefe von 5 bis 50 μm erzeugt [132, 136]. Die klassische Schmelzkonditionierung erfolgt mit 30-40%-iger Phosphorsäure, womit ein optimales Ätzmuster bei einer Einwirkzeit von 30 s bis 45 s erzielt wird [40]. Die mikromechanische Anbindung erfolgt über niedrigvisköse Haftvermittler, sogenannte Schmelzadhäsive (z. B. Syntac, Ivoclar Vivadent AG) [35]. Da sich durch das Anätzen die Oberflächenenergie und damit die Benetzbarkeit erhöht [9], kann der Haftvermittler bis zu 200 μm in die Zwischenräume eindringen [61;70]. Um der Polymerisationsschrumpfung der Komposite entgegenzuwirken, sollte eine Mindesthaftung von 17 MPa erreicht werden [25;58]. Allerdings bestehen signifikante Unterschiede zwischen den Messmethoden [149]. Somit stellt seit Einführung der Schmelz-Ätz-Technik von Buonocore 1955 der Verbund Schmelz-Komposit keinen limitierenden Faktor mehr dar. Ebenso wird ein optimaler initialer Randschluss gewährleistet [26;103].

2.3.2 Dentinhaftung

Beim Verbund Dentin-Komposit stellt sich grundsätzlich die Problematik, ein hydrophobes Material (Komposit) an eine hydrophile Oberfläche (Dentin), bedingt durch die intrinsische Feuchtigkeit zu binden. Des Weiteren kommt die tubuläre Mikrostruktur, der höhere organische Anteil im Vergleich zum Schmelz und die präparationsbedingte Schmierschicht (Smear-layer) hinzu [35].

Die Lösung des Problems steckt in der Überwindung der grundsätzlich unterschiedlichen chemischen Eigenschaften der Oberflächen (hydrophiles Dentin, hydrophobes Komposit). Bei Adhäsivsystemen der ersten Generation kommt der Verbund durch chemische Bindung mit den anorganischen oder organischen Komponente des Dentins zustande [85]. Das Basismolekül ist bifunktionell. Es besitzt auf der einen Seite eine freie Methacrylat-Doppelbindung für eine Kopolymerisation mit dem Komposit und auf der anderen Seite eine funktionelle Gruppe für die Adhäsion am Dentin. Die funktionelle Gruppe reagiert mit den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten [142]. Diese Systeme konnten sich jedoch aufgrund der Hydrolyseanfälligkeit und des feuchten Milieus an dieser Stelle nicht durchsetzen [70;143]. Bewährt haben sich heute Verfahren, die über das Kollagenfasergeflecht im intertubulären Bereich des Dentins eine mikromechanische Anbindung an das Befestigungskomposit erreichen. Dazu muss die Schmierschicht entfernt werden [70;116]. Dentinadhäsive der vierten Generation wirken, indem entsprechende Oberflächenkonditionierungsmittel (z. B. 30-40 %-ige Phosphorsäure) die Schmierschicht vollständig entfernen und das oberflächliche Dentin dekalzifizieren. Aus dem intertubulären und peritubulären Dentin werden die Hydroxyapatitkristalle aus dem Kollagenetzwerk herausgelöst die Kollagenfasern werden freigelegt [44]. In das Kollagenetzwerk kann eine amphiphile Mischung aus Monomeren, beispielsweise HEMA (Hydroxy-ethyl-methacrylat) oder TEGDMA (Triethylen-glycol-dimethacrylat), sowie Lösungsmittel mit hydrophilen, funktionellen Gruppen eindringen. Geeignete Lösungsmittel sind Wasser, Aceton oder Alkohol. Möglich ist auch eine Mischung aus Aceton oder Alkohol mit Wasser. Bei wasserhaltigen Lösungsmitteln quillt die Kollagenmatrix wieder auf [46;64]. Nach der Verdunstung des Lösungsmittels und der Polymerisation der Monomere bildet sich ein festes Netzwerk zwischen den Proteinketten und dem Bondingharz aus [26;28; 70]. Diese Mischzone aus demineralisiertem Kollagen und ungefülltem Bond wird als Hybridschicht bezeichnet, die je nach Schichtdicke (1 bis 5µm) als Maß für die Wirksamkeit des **Dentin-Bonding-Agents (DBA)** angesehen werden

kann [116;143]. Des Weiteren wird die mikromechanische Verankerung und die Versiegelung der Dentinwunde erhöht, indem das Bonding Agent in die freigelegten Dentinkanälchen penetrieren kann, wodurch, je nach verwendetem System, längere bzw. kürzere Kunststoffzotten („tags“) ausgebildet werden [45]. Diese „tags“ sind mittels Rasterelektronenmikroskop darstellbar [23; 70].

Eine grobe einmassierende Applikation der Dentinadhäsive ist zu vermeiden, da In-vitro-Studien eine hierdurch verursachte Zerstörung des Schmelzätzusters belegen [25]. Ebenso konnte bewiesen werden, dass die Kontamination des Schmelzätzusters mit DBA keine negative Beeinflussung auf die Randschlussqualität zur Folge hat [89].

2.3.3 Haftung an der Keramik

Keramische Versorgungen benötigen eine spezifische Oberflächenbehandlung, um eine stabile Verbindung mit Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz einzugehen. Der „Goldstandard“ bei Silikatkeramiken besteht in der Ätzung der Keramik und anschließender Silanisierung. Die Ätzung wird mit 5%-iger Flusssäure für maximal 60 s durchgeführt [37]. Alternativ kann die Ätzung mit 10%-igem Ammoniumhydrogendifluorid für 60 s vorgenommen werden. Durch den Angriff des Ätzmittels kommt es überwiegend zur Reduktion der Glasphase im interkristallinen Raum. Der Substanzabtrag der Glasphase beträgt ca. 2 μm , wodurch ein retentives Muster entsteht [127]. Eine Erhöhung der Säurekonzentration oder der Einwirkzeit würde nicht zur Retentionsverbesserung führen, sondern den Substanzabtrag vergrößern. Dadurch flacht die Oberfläche ab, was eher eine Verschlechterung der Verbundfestigkeit zur Folge hat [127;132].

Der mikromechanische Verbund zwischen Komposit und Keramik wird durch eine weitere chemische Verbindung ergänzt. Diese wird durch das Auftragen eines Haftsilans bewerkstelligt. Dem Wirkprinzip bei der Einbindung der Füllkörper in die Kunststoffmatrix der Kompositfüllmaterialien folgend, werden auch hier bifunktionale reaktive Gruppen verwendet. Die im Silan enthaltenen Methacrylgruppen sind in der Lage, sowohl mit den Hydroxylgruppen der Keramik, als auch mit den Methacrylgruppen des Komposits zu reagieren [70]. Über Silanisierung und der Ausbildung von kovalenten Sauerstoffbrücken zur Keramik sowie Polymerisation mit den Monomeren des Matrixharzes kann ein sehr stabiler Verbund zwischen Keramik und Kunststoff hergestellt werden [65, 100].

2.4 Befestigungskomposite

Die Entwicklung der Befestigungskomposite erlaubte die Eingliederung von zahnfarbenem Zahnersatz, da die Komposite einen wirklichen Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz und z. B. Einlagefüllungen ermöglichen [70].

2.4.1 Zusammensetzung

Befestigungskomposit setzt sich aus **organischer Matrix, anorganischem Füllkörper und Verbundphase (Silane, Kopolymere)** zusammen [97].

Die *organische Matrix* besteht im plastischen Zustand aus Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten, Additiva und **Monomeren**. Als Monomere werden ausschließlich Di- und Triester der Methacrylsäure verwendet, die nur zu einer vergleichsweise geringen Polymerisationsschrumpfung führen [70].

Die eigentliche Polymerisationsreaktion wird durch chemische oder physikalische Aktivierung des **Initiators** (Di-Benzoylperoxid, Campherchinon) in Gang gesetzt. Diese zerfallen in energiereiche Radikale, welche ungesättigte Verbindungen im Monomer (C=C) aufspalten und somit eine Vernetzung über C-C Einfachbindungen zu Makromolekülen (Polymergeflecht) auslösen [18;52;152].

Stabilisatoren (sterische Phenole) verhindern durch das Abfangen von Radikalen eine zu schnelle Aushärtung.

Weitere Komponenten sind Komonomere (TEGDMA, UDMA), Farbpigmente (Eisenoxide), Additive wie Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller [52;137].

Anorganische Füllstoffe wie Quarz, Keramik und Siliciumoxid verbessern die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Materials [52;137]. Außerdem werden die Polymerisationsschrumpfung, der lineare thermische Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme verringert [15;63].

2.4.2 Anforderungen an Befestigungskomposite

Für die heutigen Befestigungskomposite bestehen neben der volumenauffüllenden Funktion noch weiteren Forderungen an die Materialeigenschaften. Es muss ein dauerhafter und fester Verbund zwischen den Füge­teilen gewährleistet sein. Ein dauerhaft

stufenloser, Hochglanz polierbarer Übergang zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz soll gesichert sein. Die Biegefestigkeit der keramischen Einlagen wird erhöht. Das Inlay wird stabilisiert und Randfrakturen des Materials werden vorgebeugt [8; 70].

Für einen hochwertigen Verbund von Zahn und Inlay ist eine gute Benetzbarkeit der Substratoberflächen und damit geringe Viskosität des Klebers entscheidend. Hochgefüllte Komposite besitzen zwar eine höhere Abrasionsbeständigkeit [88], allerdings auch eine erhöhte Viskosität. Durch die Einführung der **USI** (=Ultra-Sonic-Insertion)-Technik können wegen ihrer thixotropen Eigenschaften auch hochgefüllte Befestigungskomposite zum Einsetzen adhäsiver Restaurationen verwendet werden [68;83;108].

2.4.3 Chemisch und lighthärtende Komposite – Dualhärtung

Die Aushärtung von Kompositen geschieht durch eine Polymerisationsreaktion, wobei die einzelnen Monomere (Methacrylate) sich zu langkettigen, quervernetzten Polymerketten verbinden. Bei den **lichthärtenden Befestigungskompositen** wird die Polymerisation durch den Aktivator Licht und den Initiator Campherchinon/Amine in Gang gesetzt. Hierbei ist die Durchhärtetiefe abhängig von der Schichtstärke, der Transluzenz des Materials (Keramik oder Komposit) und der Farbe [43;54;72;93]. Bis zu einem Abstand von ca. 3 mm vom Lichtleiter unterhalb eines Keramikinlays kann eine sichere Polymerisation erwartet werden [88;108].

Wird die Aushärtung durch chemische Aktivierung initiiert, spricht man von Autopolymerisaten. Als Initiator wird meist Dibenzoylperoxid eingesetzt. Als Akzelerator kann z. B. N,N-Bis-(2-Hydroxyethyl)-paratoluidin (DHEPT), ein tertiäres Amin, verwendet werden [52].

Kombiniert man in einem Produkt die Initiatorsysteme (z. B. das in dieser Studie verwendete Referenzsystem Variolink[®] II Low) spricht man von **Dualhärtung**. Durch die Lighthärtung ist zum einen eine ausreichend lange Verarbeitungszeit garantiert, zum anderen ist durch die chemische Härtung eine genügende Polymerisation in lichtunzugänglichen Bereichen gesichert [19;110]. Jedoch wird auch für diese Gruppe grundsätzlich die Lighthärtung empfohlen [14;96].

2.4.4 Das Befestigungssystem RelyX Unicem®

Seit einigen Jahren werden selbstadhäsive, so genannte Universal-Befestigungskomposite angeboten, welche selbsthärtend sind, alternativ aber auch durch Licht polymerisiert werden können. Dabei ist nach Angaben der Hersteller die Vorbehandlung von Schmelz und Dentin nicht mehr nötig, während die Haftflächen der indirekten Restauration wie üblich vorbehandelt werden sollten. Bifunktionelle Monomere ermöglichen die Befestigung indirekter Restaurationen ohne Konditionierung und Bonding [21].

Die Monomere des Komposite-Befestigungszements RelyX Unicem® (3M ESPE, Seefeld) sind phosphorylierte Methacrylate. Diese enthalten jeweils mindestens zwei Phosphorsäuregruppen und mindestens zwei Kohlenstoffdoppelbindungen (C=C). Die Phosphorsäuregruppen bereiten zunächst die Konditionierung von Schmelz und Dentin vor. Darauf reagieren sie mit den basischen Füllstoffen und dem Apatit der Zahnhartsubstanz unter Freisetzung von Wasser. Das Komposit wird hydrophil und kann sich so gut an das Dentin anlagern. Die folgende Polymerisationsreaktion verläuft wegen der zwei Kohlenstoffdoppelbindungen mit einer hohen Reaktivität. Hierbei und bei der Zementreaktion mit den basischen Füllstoffen werden aus dem Glas Fluoridionen freigesetzt und das Wasser wird wieder verbraucht. Dadurch wird das Befestigungszement nach seinem Abbinden wieder hydrophob, so dass das ausgehärtete Material einer geringeren Quellung unterliegt [121]. So entsteht letztlich eine hydrophobe mundbeständige Klebefuge [78]. Die Dentinhaftfestigkeiten der beiden selbstadhäsiven Kompositzemente RelyX Unicem® und Maxcem (Kerr, Orange, CA, USA), des Zink-Phosphat-Zements DeTrey Zinc (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland), des konventionellen Glasionomerzements Fuji I (GC Corporation, Tokio, Japan), des kunststoffmodifizierten Glasionomerzements Fuji Plus (GC Corporation, Tokio, Japan), ein etch-and-rinse (früher total-etch-Verfahren; Phosphorsäureätzung von Schmelz und Dentin) Kompositzement Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sowie zwei self-etch-Kompositzemente Panavia F2.0 (Kuraray Medical, Okayama, Japan) und Multilink (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Schmelz und Dentin werden mit sauren Primern vorbehandelt) wurden miteinander verglichen. Hierzu wurden zylindrische Probekörper aus den sechs Restaurationsmaterialien Gold, Titan, Feldspat-Keramik, Leuzit-Glaskeramik, Zirkon sowie Komposit nach entsprechender Vorbehandlung auf das Dentin extrahierter dritter Molaren zementiert. Mit dem selbstadhäsiven RelyX Unicem® ließen sich gleich gute Haftwerte erreichen, wie mit den self-etch-Kompositzementen

[120]. Allerdings bleibt festzuhalten, dass hier ausschließlich der Verbund vom Restaurationsmaterial zu Dentin untersucht wurde. Um bessere Haftwerte zum Schmelz zu erreichen wird entgegen der Herstellerangaben trotzdem eine selektive Schmelzätzung empfohlen [31].

Auf der anderen Seite konnte speziell für RelyXUnicem® bereits gezeigt werden, dass ein zusätzliches Konditionieren mit Phosphorsäure die Haftung zum Schmelz zwar deutlich erhöhen kann, im Dentin dafür allerdings signifikant verschlechtern kann, da das hoch visköse Material nicht ausreichend in das Kollagenetzwerk eindringen kann [57]. Die Haftung der selbstadhäsiven Zemente an vorbehandelter Glaskeramik und auch an Zirkonoxidkeramik ist vergleichbar mit der von herkömmlichen Befestigungskompositen [8;104;120].

In zwei Studien konnte gezeigt werden, dass der Konversionsgrad der umgesetzten Monomere des selbstadhäsiven Befestigungskomposits RelyX Unicem® mit zusätzlicher Lichthärtung höher war, als bei rein chemischer Autopolymerisation [3, 86].

2.5 Die Klebefuge – Substanzverlust durch Abrasion und Verschleiß

Wichtig für die Überlebensdauer eines Keramikinlays ist die Abrasion des Befestigungszements und somit die Degradation der Klebefuge [24;80].

Nach *Kunzelmann* und *Hickel* werden zahnmedizinische Verschleißbegriffe nach Form und Ursache differenziert:

1. Abrasion ist Abrieb von der Oberfläche der Zahnhartsubstanz während der Demastikation (alle Arten von Nahrungsmitteln), durch Fremdkörper (z. B. Zahnpasta, Kaugummi) oder Iatrogen (z. B. Fingernägelkauen, Piercing). Besonders kauintensive Rohkost führt zu verstärkter Abrasion. Diese kann bis zur Bissabsenkung führen [111].
2. Attrition entsteht durch den Kontakt der Zähne ohne Beteiligung von Nahrung. Ursachen sind Parafunktionen wie Pressen oder Knirschen, bei denen sehr hohe intermaxilläre Kräfte auftreten können. Charakteristisch sind exzessive Schliffflächen und -muster [111].
3. Erosion ist die chemische Auflösung (Demineralisation) von Zahnhartsubstanz ohne mikrobiologische Beteiligung. Der Zahnschmelz ist sehr säureempfindlich. Der Kontakt mit Säuren kann eine Reihe von Ursachen haben wie die Ernährung

(z. B. säurehaltige Getränke, Obst oder Essig), Medikamente (z. B. Ascorbinsäure), Speichelinsuffizienz oder Magensäure (z. B. Reflux, Bulimie). Es kommt zu einer unregelmäßigen Ausfransung der Schneidekanten [112].

In verschiedenen Studien wurde ein Zusammenhang zwischen Fugenbreite (somit auch Fugentiefe) und der Überlebenswahrscheinlichkeit einer Restauration festgestellt [71;87]. Gründe hierfür liegen in den unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften des Komposits zum Zahnschmelz und der Keramik [36]. Der Verschleißmechanismus eines Komposits trägt zur Abrasion bei, denn durch unterschiedliche Härte der Matrix und der Füllkörper kommt es zuerst oberflächlich zum Abbau der Matrix. Füllkörper ragen stetig weiter heraus, bis auch der Verlust dieser ansteht [131]. Daher ist ein guter Verbund zwischen Matrix und Füller essentiell, um ein Eindringen von Wasser, Säuren und Oxidationsmitteln zu verhindern [99].

Für die Menge des Volumenverlustes ist neben dem guten chemischen Verbund von Matrix und Füllstoffen auch Art und Typ der Füllkörper entscheidend. *De Gee* wies darauf hin, dass konventionelle Makrofüller nur zu Beginn schneller abradieren, darauffolgend aber die hervorstehenden, harten Füllkörper vor weiterem Materialverlust schützen [70]. So wurde in einer Studie festgestellt, dass der Verschleiß durch die Klebefugenabrasion im ersten Jahr nach der Eingliederung der Restauration in vivo am stärksten war, danach verlangsamte sich die Abrasion deutlich [59].

Untersuchungen von *Kunzelmann* zeigen, dass Komposit an der Grenzfläche zum Zahn oder Inlay mehr abradert wird als im Zentrum der Klebefuge. Das als „weak boundary layers“ beschriebene Phänomen resultiert aus der geringeren Wahrscheinlichkeit für die Monomere an den Randbereichen einen Bindungspartner zu finden. Dadurch ist der Vernetzungsgrad im Zentrum höher als in den Randbereichen, was die Gefahr der Randspaltbildung birgt [106]. *Krämer* konnte einen linearen Zusammenhang zwischen Fugenbreite und Fugentiefe feststellen, daher definierte er eine geringe Spaltausdehnung als beste „Abrasionsprophylaxe“ [70].

Der Verschleiß der Klebefuge und die damit verbundenen Volumenverluste können auf das Zusammenwirken von thermischen, chemischen und physikalischen Belastungsfaktoren sowie der damit verbundenen Ermüdung der Kunststoffmatrix zurückgeführt werden [70,151]. Durch die Ermüdung kommt es zu Materialdefekten unter der Oberfläche, die ein Ausbrechen größerer Kompositteile ermöglichen [81].

Die Abrasion des Befestigungskomposits korreliert mit der Breite der Klebefuge. Allerdings wird die Klebefugenabrasion nach *Frankenberger* [24] heutzutage nicht mehr als zwingender Risikofaktor für die Überlebensdauer einer Restauration angesehen. Die Polymerisationsschrumpfung des Komposits stellt ein Verbundrisiko dar. Durch die Schrumpfung weist der gestresste Kleber bei Belastung weniger Abrasionswiderstand auf. Auf der anderen Seite führt eine breitere Klebefuge (=größere freie Oberfläche) zu einer Verringerung des Konfigurationsfaktors (C-Faktor), definiert als Quotient aus gebundener und freier Oberfläche [30]. Dies ist wiederum günstig, da ein kleinerer C-Faktor geringere Kontraktionsspannungen zur Folge hat [105,146].

2.6 Möglichkeiten der Modellanalyse

Krejci et al. [84] stellen verschiedene Methoden vor, Oberflächenveränderungen quantitativ zu erfassen. Sie unterscheiden zwischen optischen, raster-elektronenmikroskopischen und volumetrisch/mechanischen Verfahren.

2.6.1 Quantitative Bewertung des Klebefugenverschleißes

Optische Verfahren tasten die Oberfläche eines Objektes mittels eines Lasersensors ab. Speziell für die Vermessung von Zahnoberflächen wurde in Zusammenarbeit mit der Poliklinik für Zahnerhaltung der Universität München ein Laserscanner entwickelt (Willytec[®] Laserscan 3D, Gräfelfing). Dieses System entspricht dem Prinzip der Laser-Triangulation. Hierbei wird ein Lichtstreifen senkrecht auf ein Objekt projiziert, die Reflexionen der Oberfläche werden in einem definierten Winkel (25°) von einer CCD-Kamera erfasst und einer Auswerteelektronik zugeführt. Mittels Vorschubmotor wird eine einzelne Linienmessung alle 30 µm durchgeführt und somit eine komplette Probe vermessen [51;101;150]. Vorteil dieser Methode ist, dass die Erfassung unabhängig von der Form und Beschaffenheit der Oberfläche ist. Als Hauptvorteil stellt sich die kurze Abtastdauer dar. Die reproduzierbare Genauigkeit des Systems wird mit 2 µm angegeben, nach dem 3D-Matching von 8,5 µm [101;150]. Nachteilig ist eine im Vergleich zur mechanischen Profilometrie geringere Tiefenschärfe [91;95] und die Oberfläche des Objektes muss mit einem Puder vorbehandelt werden. Diese Methode der Abtastung ist inzwischen von der SD Mechatronik GmbH[®] (Feldkirchen-Westerham) mit ihrem Laser Abrasion Measurement System (LAS 20[®]) weiterentwickelt worden. Dieses System beruht

nach wie vor auf dem Prinzip der Triangulation. Allerdings wird hier nicht eine Linie vermessen, sondern die Probenoberfläche wird punktuell abgetastet. Der Vorschub in Y-Richtung kann auf bis zu $1\ \mu\text{m}$ reduziert werden, da der Lichtpunkt nur eine Breite von $1\ \mu\text{m}$ aufweist. Beim Vorgängermodell von Willitec hatte der Scanstrahl eine Breite von $22\ \mu\text{m}$, daher resultieren die Scanschritte des Willytec Laserscan 3D[®] in y-Richtung von $30\ \mu\text{m}$ [51]. Für den LAS 20[®] ergibt sich eine Genauigkeit von $1\ \mu\text{m}$. Die Handhabung vereinfacht sich, indem die Oberfläche keine weitere Vorbehandlung mehr benötigt [130].

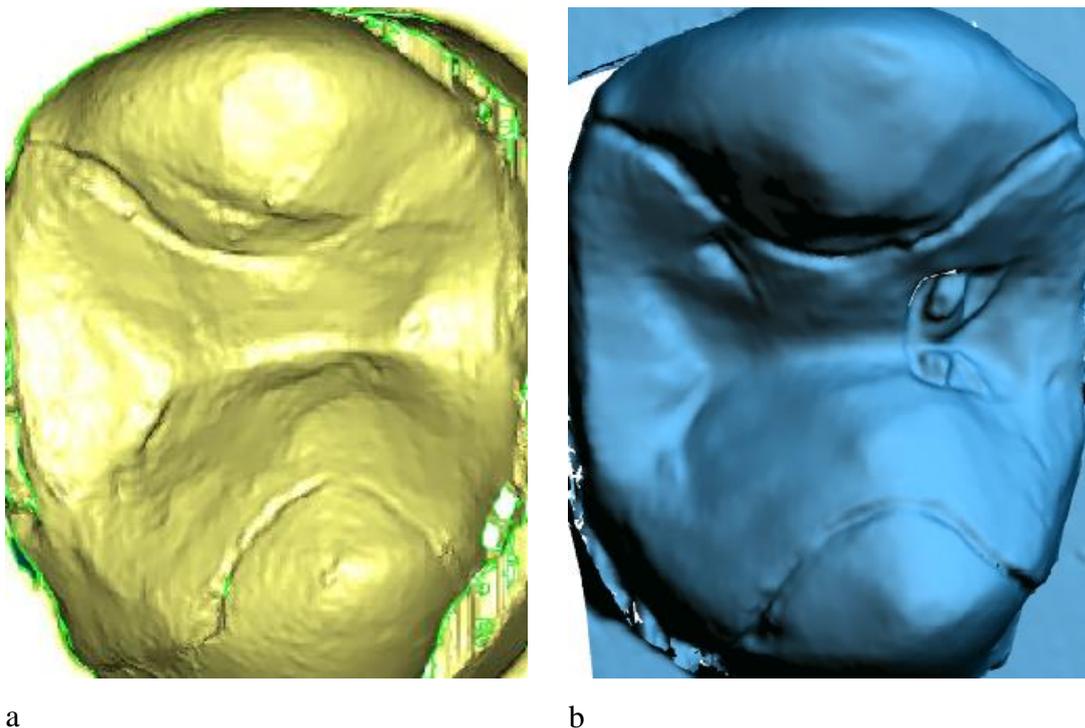


Abb. 2 Übersichtsaufnahme eines Prämolaren 15 bei Baseline (a) und nach einem Jahr (b). Aufgenommen mit dem Laser Abrasion Measurement System (LAS 20[®]) von SD Mechatronik GmbH[®] (Pat. Nr. 115).

Als Standardmesssystem des **mechanischen** Verfahrens hat sich die computergestützte Profilometrie etabliert. Hierbei werden die Proben auf einen Präzisionstisch fixiert und mittels Freitastsystem (vertikale Richtung) abgefahren. Durch ein Vorschubsystem (horizontale Richtung) lässt sich diese Einzelmessung so lange wiederholen bis die gesamte Probe abgefahren ist. Alle gewonnenen Daten werden direkt auf einen angeschlossenen PC übertragen und zu einer 3-D Oberflächengrafik verarbeitet. Die Profilometrie bietet eine sehr hohe Präzision, theoretisch wird eine Genauigkeit von $1\ \mu\text{m}$ angegeben. Der Nachteil ist ein immenser Zeitaufwand (Molar bis zu 8 Stunden) und

extreme Anatomien des Zahnes (starke Höckerneigung, tiefe Fissuren) können ein Verhaken oder Springen der Abtastnadel verursachen [91].

2.6.2 Bewertung der Randqualität

Für eine Untersuchung im **Rasterelektronenmikroskop** muss bei Proben aus einem nicht leitenden Material erst eine Leitfähigkeit hergestellt werden. Dies geschieht in einer Sputteranlage, diese überzieht das zu untersuchende Material mit einer dünnen Goldschicht von ca. 20 nm. Bei der Rasterelektronenmikroskopie wird ein Ausschnitt der Probenoberfläche mit einem fein fokussierten Elektronenstrahl von wenigen Nanometern Durchmesser abgetastet. Durch die Wechselwirkung der Elektronen mit dem Material in den oberen Schichtbereichen entsteht durch die Struktur der Oberfläche und der Zusammensetzung unterschiedlicher Materialien ein mehr oder weniger kontrastreiches Bild. Theoretisch kann so eine Vergrößerung bis zu 900000-fach und eine Auflösung bis 1,2 nm erreicht werden. Eine quantitative Vermessung einer Klebefuge ist allerdings nicht möglich, da zwar sehr detaillierte Bilder eines Zahnes oder Zahnausschnitts entstehen, es können aber keine 3-dimensionalen Daten generiert werden. Doch für eine qualitative Beurteilung der Klebefuge ist diese Methode sehr gut geeignet [123].

3. Zielsetzung

In dieser prospektiven klinischen Studie sollten

- RelyX Unicem[®] als Versuchsmaterial und
- Syntac[®] Classic, Variolink[®] II Low als Kontrollmaterial

miteinander verglichen werden.

Es wurden folgende Nullhypothesen formuliert:

1. Die beiden Befestigungssysteme zeigen nach 1 Jahr keine quantitativ signifikanten Unterschiede bezüglich der Klebefugenabrasion.
2. Das selbstadhäsive Befestigungssystem zeigt keinen Unterschied bezüglich der Randqualität nach 1 Jahr Beobachtungszeit im Vergleich zu dem konventionellen Mehrschritt-Adhäsiv-Befestigungsmaterial.

4. Material und Methode

4.1 Methodik der klinischen Behandlung

Die prospektive klinische Langzeitstudie wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Erlangen-Nürnberg zwischen 2002 und 2005 durchgeführt. Bei 50 Patienten wurden 143 Keramikinlays (IPS Empress[®]-Inlays (Ivoclar Vivadent) von insgesamt sechs Behandlern eingegliedert. Die Studie wurde von der Ethik-Kommission der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg unter der Bearbeitungs-Nr. 2628 am 13.05.2002 bewilligt.

Bei den Teilnehmern erfolgte die Verteilung nach dem „Split-mouth-design“, wobei die IPS Empress[®]-Inlays (Ivoclar Vivadent) in einen Quadranten mit dem Referenzbefestigungssystem Variolink[®] II Low (Ivoclar Vivadent) und Syntac[®] Classic (Ivoclar Vivadent) eingesetzt wurde. Das zu testende System RelyX Unicem[®] wurde für die Befestigung eines weiteren Empress[®]-Inlays in einen anderen Quadranten verwendet.

Die Kavitäten wurden mittels Doppelmischabdruck mit einem additionsvernetzenden Silikon (Dimension[®], 3M Espe, Seefeld) abgeformt, anschließend wurde ein Provisorium aus Protemp[®] Garant 3 (3M Espe) hergestellt. Eingesetzt wurden diese mit dem eugenolfreien, temporären Zement RelyX Temp NE[®] oder Temp Bond NE[®]. Die Herstellung der 40 IPS Empress[®]-Inlays erfolgte zum einen im zahntechnischen Labor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie (Primärstudie), zum anderen in dem freien Labor der Fa. Riedel GmbH (Folgestudie). Beide zahntechnische Labore hielten sich bei der Inlayanfertigung an die Angaben des Herstellers Ivoclar Vivadent [60].

Vor dem definitiven Einsetzen wurden die Restaurationen aufgepasst, d. h. auf Passgenauigkeit und spannungsfreies Einbringen in die Kavität überprüft. Dies geschah mit einer speziellen Messlehre, der HuFriedy-Sonde (EXS6L/EXD-5, Leimen). Diese wurde unter dem Lichtmikroskop bei einem Durchmesser von 100 µm markiert und ab diesem Durchmesser mit der Sandblastmethode mattiert.

Um unerwünschte Überschüsse zu vermeiden und zum Schutz der Nachbarzähne wurden Frasacostreifen (Fa. Frasco, Tettang, Deutschland) eingebracht und mit Keilen fixiert. Zum Einbringen der Restaurationen war das Anlegen des Kofferdams zwingend notwendig, die Präparationsgrenzen mussten vollständig freiliegen, was in der Präparationssitzung schon verifiziert wurde. Die Keramikinlays wurden mit Alkohol

gereinigt, getrocknet und mit dem IPS Keramik Ätzgel (4,5%-ige Fluorwasserstoffsäure, Ivoclar Vivadent) 60 s angeätzt und anschließend 60 s lang abgesprüht. Die anschließende Silanisierung der Inlays (60 s Einwirkzeit, 5 min Wartezeit nach Lufttrocknung) erfolgte mit dem Einkomponenten-Haftvermittler Monobond[®] S (Ivoclar Vivadent). Jede der 40 Kavitäten wurde im Vorfeld durch gründliches Spülen mit einem Öl freien Luft-Wasser-Gemisch gesäubert (Dauer 10 s), anschließend luftgetrocknet. In der Primärstudie haben sich durch die Kavitätenreinigung mit H₂O₂ bzw. Airflow-Natriumbikarbonat-haltigem Pulver Verschlechterungen im adhäsiven Verbund ergeben [1], so ist ein Inlay schon bei der Kontrollsituation verloren gegangen. Es erfolgte deshalb ein Abbruch der Studie. Nach dem Erkennen des Problems wurden die Kavitäten mit Wasser gesäubert. Diese Änderung wird als Sekundärstudie bezeichnet.

Bei der Studiengruppe RelyX Unicem[®] wurde die zu versorgende Oberfläche nicht weiter bearbeitet. Bei der Kontrollgruppe Variolink[®] II Low wurde die Kavität mit 35%-iger Phosphorsäure behandelt (Ätzzeit: 30 s Schmelz; 15 s Dentin). Das Adhäsivsystem (Variolink[®] II Low mit Syntac[®] Classic) wurde nach Herstellerangaben appliziert. Somit konnte sichergestellt werden, dass überschüssiges Material optimal abfließen kann. Vor der Lichthärtung wurden grobe Kleberüberschüsse mittels Schaumstoffpellets (Pele Tip, Voco, Cuxhaven) entfernt. Approximal sollte die Zahnseite Superfloss[®] (Braun Oral-B, Schwalbach am Taunus) zur Überschusskontrolle verwendet werden. Zur Verhinderung einer sich bildenden Sauerstoffinhibitionsschicht beschickte man die Klebefugen mit einem Glyceringel (Airblock[®], Dentsply DeTrey, Konstanz). Nach dem Aushärten (von allen Seiten mindestens 20s) wurden Überschüsse mit einem Scaler (Hu-Friedy, Rotterdam, Niederlande) entfernt. Soweit die Indikation bestand, wurde das EVA-Set Intensiv (Reichardt Dental Service, Hassloch) mit Proxoshape-Feilen approximal eingesetzt. Die Politur erfolgte mittels Metallstreifen (New Metal Strips, Körnungen 200, 300, 600 und 1000) (GC, Leuven, Belgien), Finierstreifen (Epitex, Körnungen mittel, fein, extrafein) (GC, Leuven, Belgien), Polierscheiben (Soflex, 3M Espe, Seefeld), Dia-Finish E Filzscheiben, Kegel (Renfert, Hilzingen) sowie mit Brinell Polierpaste (Renfert). Abschließend führte man eine Fluoridierung mittels Elmex Gelee[®] (CP GABA GmbH, Hamburg) durch.

4.2 Methodik der experimentellen Randspaltanalyse

Folgende- Ein und Ausschlusskriterien waren vorgesehen:

Einschlusskriterien der Patienten

- Nach der Aufklärung wurde eine schriftliche Einverständniserklärung zur Teilnahme gegeben.
- In zwei unterschiedlichen Quadranten besteht die Notwendigkeit einer Restauration.
- Die für die Studie vorgesehenen Zähne sind beschwerdefrei.
- Das Anlegen von Kofferdam ist möglich.
- Es besteht ein angemessenes Mundhygienebewusstsein, erkennbar an einem SBI < 70 %.

Einschlusskriterien der Zähne für die Modellanalyse

- Die Zähne liegen im Bereich der Abtastbarkeit für ein Perthometer, d. h. der Winkel der Höckerneigung liegt unterhalb von 45°.
- Es handelt sich um das Kauzentrum (Prämolaren 5er, Molaren 6er).

Ausschlusskriterien der Patienten

- Die Patienten weisen Habits (Knirschen, Pressen) auf.
- Der SBI Wert (Sulcus-Blutungs-Index) liegt ≥ 70 %.

Ausschlusskriterien der Zähne für die Modellanalyse

- Es handelt sich um nicht vitale oder endodontisch vorbehandelte Zähne.
- Die Zähne sind parodontal vorgeschädigt, d. h. es liegt parodontaler Abbau, Furkationsbefall oder Lockerung vor.

Für die Patienten wurde eine Teilnahme an allen Nachuntersuchungen gemäß Prüfplan vorausgesetzt. Eine weitere Bedingung war eine vollständige, blasenfreie Abformung der Restaurationen bei den folgenden Nachuntersuchungen.

Im Rahmen der Primärstudie wurden 2002 bei 20 Patienten (11 Frauen, 9 Männer) 58 IPS Empress[®]-Inlays eingegliedert. Von diesen wurden 9 Patienten (5 Frauen, 4 Männer) mit einem Durchschnittsalter von 40,9 Jahren zur Modellanalyse herangezogen (Tab. 1). In der Sekundärstudie wurden im Zeitraum von 2003-2005 bei 30 Patienten (19 Frauen, 11 Männer) 85 Restaurationen, ebenfalls IPS Empress[®]-Inlays, von einem Behandler

eingesetzt. Es wurden ebenfalls 9 Patienten (6 Frauen, 3 Männer) zur Analyse herangezogen. Das Durchschnittsalter betrug 33 Jahre.

Insgesamt handelte es sich um 50 versorgte Patienten (30 Frauen, 20 Männer) von denen 18 Patienten (11 Frauen, 7 Männer) für die Modellanalyse ausgewählt wurden. Das Durchschnittsalter lag bei 37 Jahren (Tab. 1).

Tab. 1 Teilnehmer der Primär- und Sekundärstudie

		Primärstudie	Sekundärstudie	Gesamt
Eingliederung	Patienten	20	30	50
	w/m	11/9	19/11	30/20
	Inlays	58	85	143
Modellanalyse	Patienten	9	9	18
	m/w	4/5	3/6	7/11
	Alter [Jahre]	40,9	33	37
	Inlays	20	20	40

In der Primär- und der Sekundärstudie wurden jeweils 20 Inlays zur Modellanalyse herangezogen. Die häufigsten Zähne für die Modellanalyse waren OK-Prämolaren (Tab. 2, S. 20). 16 Patienten erhielten jeweils ein Paar Inlays und zwei Patienten zwei Paar Inlays. Die Auswahl der Inlays richtete sich nach der Abdruckqualität.

Tab. 2 Verteilung der Klebersysteme anhand von Lage und Art der versorgten Zähne

	Primärstudie		Sekundärstudie		Gesamt
	Variolink [®] II Low mit Syntac [®] Classic	RelyX Unicem [®]	Variolink [®] II Low mit Syntac [®] Classic	RelyX Unicem [®]	
OK-Prämolar	3	5	5	5	18
OK-Molar	3	0	3	3	9
UK-Prämolar	1	0	2	2	5
UK-Molar	3	5	0	0	8
gesamt	10	10	10	10	40

4.3 Methodik der klinischen Beurteilung

Die Nachuntersuchungen wurden in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg durchgeführt. Sie wurden von sechs Zahnärzten vorgenommen. Die Nachuntersuchungen erfolgten unmittelbar im Anschluss an die Kontrollsitzung sowie nach 6 Monaten und einem Jahr. Die Nachuntersuchung beruht auf der von Ryge und Snyder (1973) [126] veröffentlichten Systematik für die Beurteilung der klinischen Qualität von zahnärztlichen Restaurationen. Dabei wurden die für plastische Füllungsmaterialien entwickelten Kriterien für zahnfarbene Inlaysysteme modifiziert. Von besonderem Interesse war dabei die marginale Integrität. Für eine genauere Beschreibung der klinischen Situation wurde die Anzahl der Bewertungskategorien von vier auf fünf erhöht ("klinisch sehr gut", "klinisch gut - mit Nachkorrektur klinisch sehr gut", "klinisch ausreichend", "klinisch mangelhaft", "klinisch schlecht") [73].

4.4 Methodik der Modellauswertung

4.4.1 Abdrucknahme und Replikaherstellung

Etwa zwei Wochen nach dem definitiven Einsetzen der Restaurationen wurden exakte, blasenfreie Abformungen mittels Doppelmischtechnik mit Dimension[®] (3M Espe, Seefeld) von Oberkiefer und Unterkiefer genommen. Zusätzlich wurde ein Teilabdruck vom versorgten Quadranten speziell für die Replika hergestellt. Nachuntersuchungen der Restaurationen erfolgten nach sechs bzw. zwölf Monaten. Die Abformungen mit Dimension[®] im Rahmen der ersten bis dritten Nachuntersuchung wurden mit AlphaDie[®]MF (Schütz Dental Group, Rosbach) (Primärstudie) und AlphaDie[®]Top (Sekundärstudie) ausgegossen. Nach einer Abbindezeit von ca. 20 min im Drucktopf (um eventuell entstehende Blasen zu reduzieren) ist das Material soweit ausgehärtet, dass es aus der Abformung entnommen werden kann. Mittels Trimmer und Fräsen wurde der zu untersuchende Zahn vom restlichen Block isoliert. Anschließend wurde der Replikazahn mit Alabastergips in normierten Kunststoffschienen (Siebenkees, Neunkirchen am Brand) fixiert. Ebenso wurde dieses Vorgehen bei den Nachuntersuchungen nach sechs bzw. zwölf Monaten wiederholt, so dass sich nach zwölf Monaten jeweils drei Exemplare eines Versuchszahnes (Baseline, sechs Monate, ein Jahr) in der Schiene eingebettet befanden.

4.4.2 Quantitative Bestimmung der Klebefuge

Die quantitative Analyse der Klebefuge erfolgte an den 40 Versuchszähnen zu den Zeitpunkten Baseline, 6 Monate und 12 Monate. Um den Einfluss von Fehlern beim Einkleben der Inlays (Überschuss, Unterschuss, Sauerstoffinhibition etc.) möglichst gering zu halten, wurden die Werte der ersten Nachuntersuchung als Baseline definiert [70].

Die dreidimensionale Vermessung im okklusalen Bereich erfolgte mit dem Perthometer S3P[®] (Fa. Perthen, Göttingen) mit der Auflösung X/Y/Z=25/25/0,5 µm (Abb. 3, S. 22).

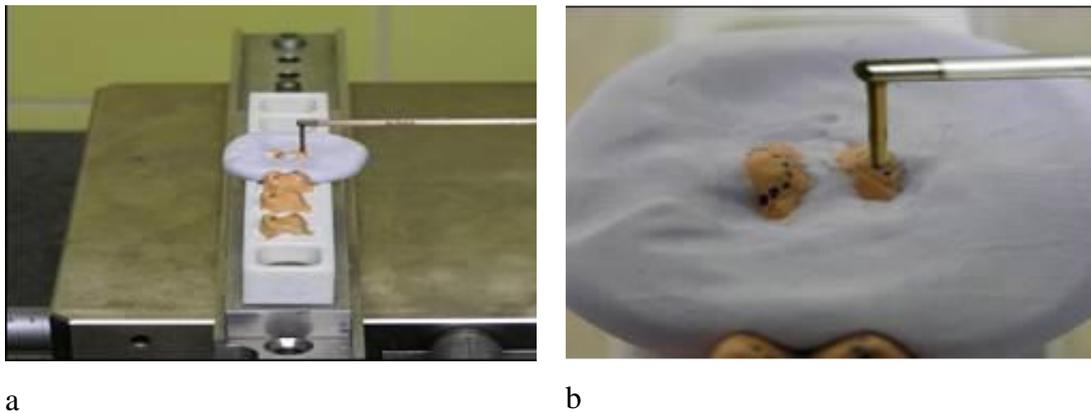


Abb. 3 a, b Versuchsanordnung zur mechanischen 3D-Datenerhebung der Replika mittels Perthometer S3P[®]. Tiefe Fissuren werden mit einem individuellen Silikonwall ausgeblockt um den Messbereich des Perthometers nicht zu überschreiten und ein Verhaken der Messnadel zu verhindern.

Die Gesamtkonstruktion bestand aus dem Perthometer S3P[®], dem Mikrotastsystem RFHTB, einer Abtastnadel FRW 750 (Mahr, Göttingen) mit Diamantkegelspitze, dem Vorschubgerät PGK (Bewegung des Mikrotasters in X-Richtung) sowie einem Messständer mit Stellmotor (Bewegung in Y-Richtung). Die angefertigten Schienen wurden in Normbohrungen fixiert. Die Messnadel wurde auf den Anfangspunkt der zu vermessenden Replika eingestellt. Mittels Feineinstellschraube konnte der Z-Bereich eingestellt werden, um komplett im möglichen Messbereich des Perthometers zu liegen (+/- 750 µm, Programm T8 FRW-750 750 CAL). Die individuelle X- und Y-Richtung konnte durch ein PC-unterstütztes Programm S3P[®] vorgegeben werden. Durch diese Voraussetzungen hatte man die Möglichkeit, die Klebefuge gut zu erfassen. Die erforderlichen Parameter Vertikalmessbereich (Z-Richtung) und Taststrecke wurden individuell bestimmt.

4.4.3 Auswertung mit XPert[®] und SPSS[®]

Ausgewertet wurden die mittels Perthometer gewonnenen Daten mit dem eigens für die Klebefugenanalyse entwickelten Programm XPert[®] für Windows 95[®]. Mit diesem Programm wurden die Daten grafisch dargestellt (Abb. 4, S. 23).

Unter Verwendung der Option Kantenfinder konnten mittels „Mausklick“ die sichtbaren Ränder (Rand zum Zahn bzw. Rand zum Inlay) der Klebefuge abgefahren und markiert werden (Abb. 4, S. 23).

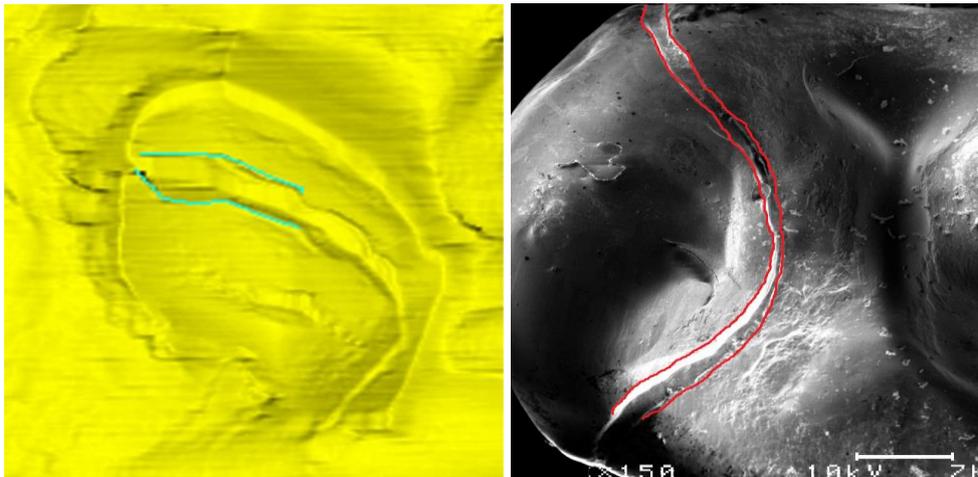


Abb. 4 Darstellung der teilmarkierter Abschnitt der Klebefuge in Xpert[®]. Mit dem Programmtool „Kantenfinder“ wird per Mausclick die Klebefuge markiert.

Das Prinzip dieser Software beruht darauf, dass mit Hilfe dieser eingegebenen Ebene die dreidimensionale Bestimmung metrischer Daten unterhalb dieses „Plateaus“ möglich ist. Mit dem Abstand von 25 µm erfolgten die einzelnen Abtastungen, woraus die mittlere und maximale Tiefe, sowie mittlere und maximale Breite der Klebefuge ermittelt wurden [24;70].

Das Programm XPert für Windows[®] 95 verbreitert die eingezeichnete Klebefuge (Abb. 5a, S. 24, hier: innere Punkte) segmentweise um einen bestimmten Betrag (Abb. 5a, S. 24, hier: äußere Punkte). Durch bilineare Interpolation werden die Pixel der so gewonnenen beiden Streifen gemittelt und eine Ebene (Abb. 5a, S. 24, hier: Pfeil) errechnet, die dem Oberrand der Klebefuge möglichst bündig aufliegt. Die Breite der Fuge ist durch die Breite der interpolierten Ebene (Länge der Linie) vorgegeben. Das Volumen des Segments unterhalb dieses Plateaus wird als mittlere Tiefe ausgegeben. Die gestrichelte Linie

kennzeichnet die maximale Tiefe des Klebefugensegments. Ausgewertet wurde ein Segment nur dann, wenn 70% der Messpunkte unterhalb der interpolierten Ebene lagen [42].

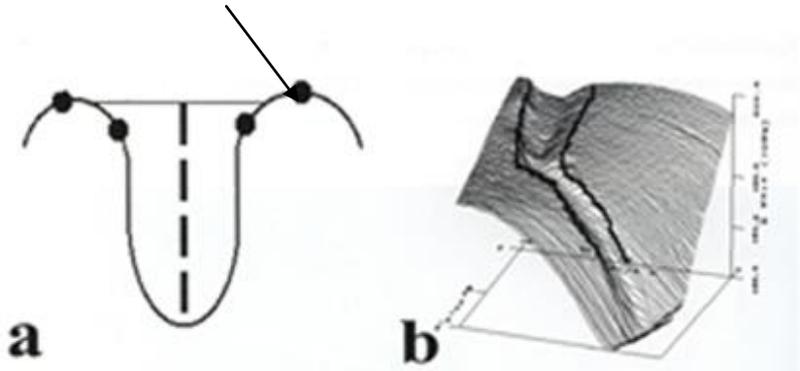


Abb. 5 a) Darstellung des Schnittbildes zur Berechnung einer Klebefuge und b) 3D-Darstellung des Bereichs nach Abtastung (Programm XPRISM 3D, Khoros) [70].

4.4.4 Qualitative Randspaltanalyse

Zur Überprüfung und Bestätigung der gewonnenen Perthometer- und XPert[®]- Daten erfolgte parallel dazu eine qualitative Deskription der Klebefuge. Diese Analyse wurde ebenfalls an allen 40 Probezähnen zu den Zeitpunkten Baseline, 6 Monate und 1 Jahr durchgeführt. Die hierfür verwendeten Geräte waren ein Stereolichtmikroskop SV 11 (Zeiss, Deutschland), eine Farbkamera (3CCD Color Video Camera, Sony, Köln, Deutschland), mit der die Bilder digital aufgenommen wurden und zwei Beleuchtungseinheiten (KL 1500 electronic, Zeiss). Mit dem Programm KS100 Version 3.0 (Zeiss, Oberkochen) wurde zuerst eine Übersichtsaufnahme der Okklusalfäche angefertigt, danach wurden Einzelbilder der Klebefuge mit dem Vergrößerungsfaktor 15 angefertigt. Wie bei der perthometrischen Auswertung wurde auch hier die Software XPert[®] for Windows herangezogen, um durch Überlagerung der Einzelbilder den gesamten Randspalt nach vorgegebenen Kriterien zu beurteilen. Das Prinzip beruht darauf, dass anhand einer gegebenen Ebene eine dreidimensionale Bestimmung der metrischen Daten des Bereiches unterhalb dieser Ebene vorgenommen wird [70]. Das Programm verfügt über einige hilfreiche Funktionen. Beispielsweise hebt der „Kantenfinder“ die Kanten grafisch

hervor und vereinfacht so ein Abfahren und Markieren der Klebefugenränder mit einer Maus. Zur Bestimmung der Breite der Klebefugenränder werden die Abstände jeweils gegenüberliegender Punkte am rechten und linken Klebefugenrand gemessen. Aus zahlreichen Einzelmessungen errechnet das Programm die maximale, minimale und mittlere Klebefugenbreite. Für die Bestimmung der Klebefugentiefe wird die Fuge in 30-50 µm-Segmente aufgeteilt. Für jedes Segment ermittelt das Programm eine Ebene, die dem Oberrand der Klebefuge möglichst bündig aufliegt. Die Klebefugentiefe entspricht den Punkten unterhalb dieser Ebene. Das Programm errechnet wieder die maximale, minimale und mittlere Klebefugentiefe [50].

Die Abschnitte der Klebefuge wurden gleichzeitig mit dem entsprechenden Parameter (Bewertungskriterien A – G) belegt. Das Auswertungsprogramm XPert[®] lieferte im Anschluss die prozentualen Anteile der jeweiligen Parameter, sowie die Gesamtlänge des Spaltes pro Zahn.

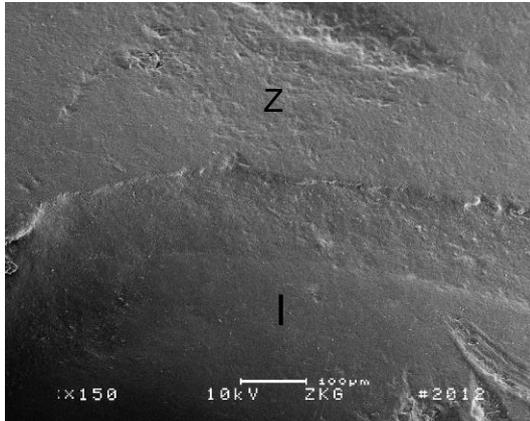
Die Bewertungskriterien (A - F) werden anhand von Beispielen fotografisch verdeutlicht (Abb. 6, S. 26, Abb. 7, S. 27). Zusätzlich musste das Kriterium „nicht beurteilbar“ (G) eingeführt werden. Diese Bewertung wurde vergeben, falls es durch fehlende Tiefenschärfe nicht möglich war, von dem entsprechenden Teilabschnitt ein sauberes und eindeutiges Bild anzufertigen oder wenn der Verlauf der Klebefuge nicht eindeutig erkennbar war.

4.4.5 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

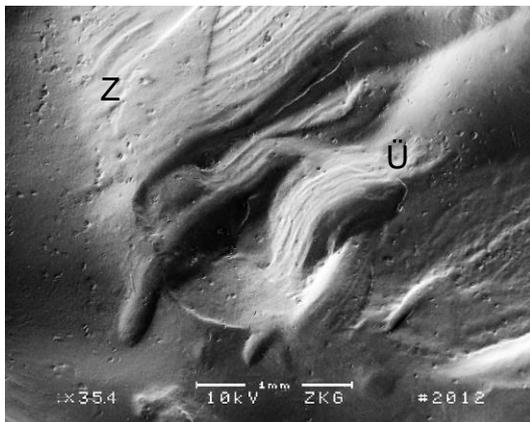
Mit einem Rasterelektronenmikroskop Amray 1610 Turbo (REM) (Amray Inc. Bedford, Massachusetts, USA) wurden Übersichtsaufnahmen (15fache Vergrößerung) sowie Teilabschnitte der Klebefugen (100- bzw. 150fache Vergrößerung) an den exemplarisch ausgesuchten Prämolaren (Zahn 15 und 35) zweier Patienten angefertigt. Die Auswahl der Prämolaren erfolgte anhand der Kriterien „vollständige Untersuchungsreihe der jeweiligen Replikazähne entlang der Nachuntersuchungen“ sowie „blasenfreie, exakte Detailwiedergabe des gesamten Klebefugenverlaufs entlang der Nachuntersuchungen“.

Um eine Aussage bezüglich der Befestigungssysteme zu erlangen, wurde jeweils ein Vertreter der zwei Adhäsivsysteme untersucht. Die Proben wurden im Vorfeld in einer Sputteranlage (Coater SC502, Polaron, Uckfield, Großbritannien) mit Goldpartikel (120 s bei 30 mA) beschickt, um die nötige Probenleitfähigkeit für das REM-Bild zu erhalten. Als Ausgangspunkt der Randspaltanalyse mittels REM diente ein Übersichtsbild der Restauration bei 15facher Vergrößerung. Daraufhin wurde eine aussagekräftige Stelle

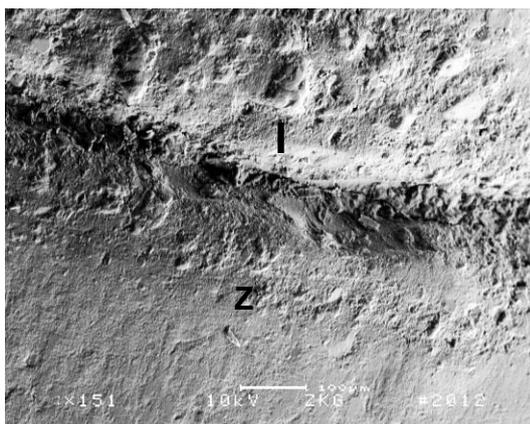
hinsichtlich der Parameter Fraktur, negative Stufe und Überschuss entlang der Nachuntersuchungen bildlich bei 100- bis 150facher Auflösung dokumentiert.



Perfekter Rand (A; Pfeil markiert Klebefuge)

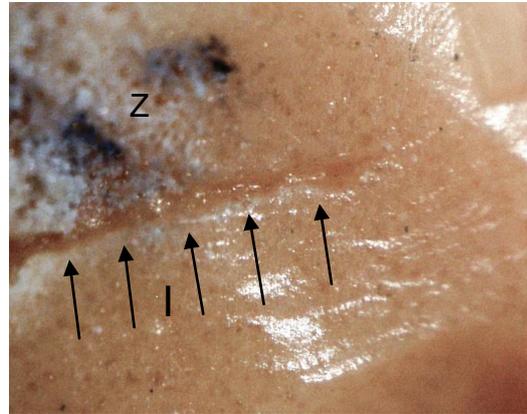
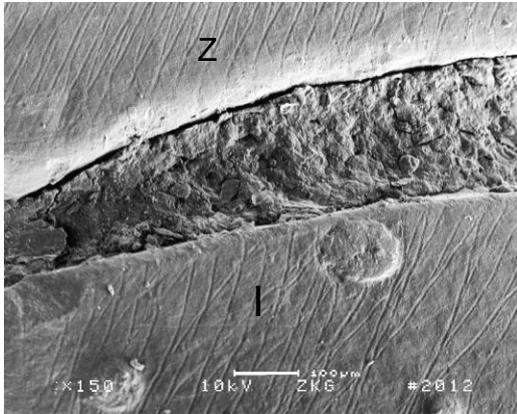


Überschuss von Befestigungskomposit (B; Pfeil markiert Überschuss)

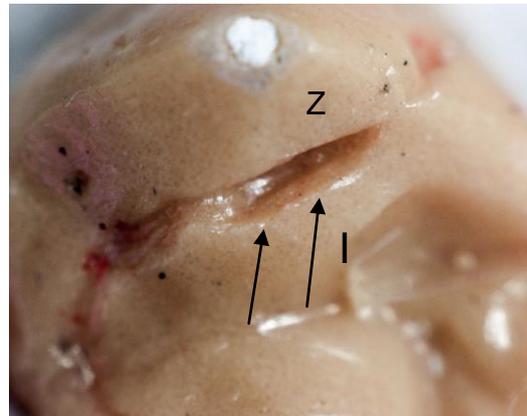
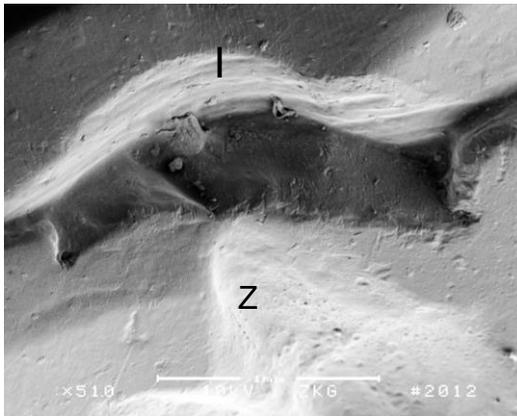


Positive Stufe (C)

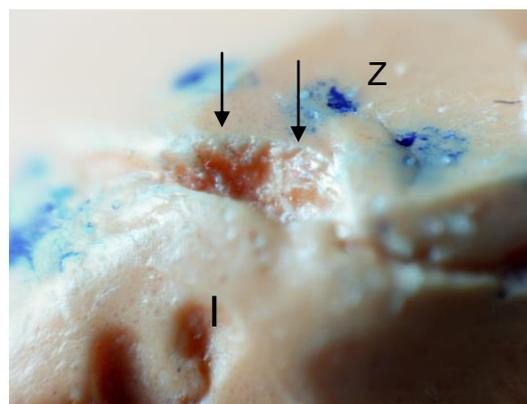
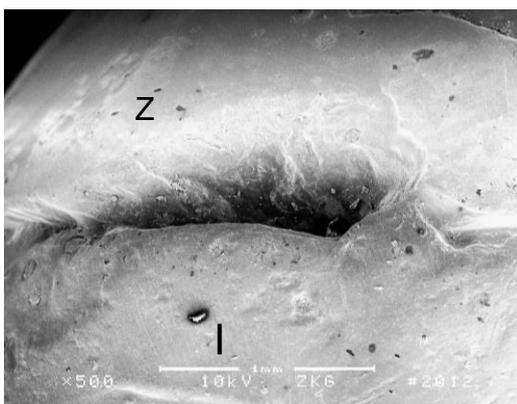
Abb. 6 Beurteilungskriterien A-C (I=Inlay; Z=Zahn, Ü=Überstand)



Negative Stufe / vertikaler Substanzverlust (D; Pfeile markieren Klebefuge)



Spalt zum Inlay (E; Pfeile markieren Fraktur am Inlay)



Spalt zum Zahn (F; Pfeile markieren Fraktur am Zahn)

Abb. 7 Beurteilungskriterien D-F

4.5 Statistische Auswertung

Die mithilfe des XPert[®] - Programmes gewonnenen Daten wurden im Anschluss mit dem Programm SPSS[®] für Windows (IBM, New York) Version 15.0 statistisch ausgewertet.

Um die Veränderungen der Stichproben im Zeitablauf (Baseline, 6 Monate und 12 Monate) zu analysieren, wurde der nichtparametrische Friedman-Test für verbundene Stichproben verwendet. Der Mann-Whitney-U-Test für unverbundene Stichproben wurde herangezogen, um signifikante Unterschiede zwischen den Proben von Variolink[®] II Low und RelyX Unicem[®] zu ermitteln. Auch um Unterschiede zwischen der Primär- und der Sekundärstudie zu ermitteln, wurde dieser Test herangezogen [16;148]. Bei beiden Tests wurde das Signifikanzniveau mit $p < 0,05$ festgelegt. Zur Bestimmung eines Zusammenhangs zwischen den Parametern „Mittlere Breite“ und „Mittlere Tiefe“ wurde eine einfache Regressionsanalyse durchgeführt.

5. Ergebnisse

5.1 Quantitative Randspaltanalyse

Die vier Parameter „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“ und „Gesamtunterschuss“ erhöhten sich von der ersten zur zweiten Nachuntersuchung und von der zweiten zur dritten Nachuntersuchung. Bei allen vier Parametern war die Zunahme zwischen allen Nachuntersuchungen signifikant (Friedman-Test, $p < 0,05$) (Tab. 3).

Tab. 3 Auflistung der Kriterien „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“, „Gesamtunterschuss“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Friedman-Test) beider Kleber in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).

	1. NU		2. NU		3. NU		Sig.
	Mittelwert	σ	Mittelwert	σ	Mittelwert	σ	p
Mittlere Fugentiefe [μm]	17,9	8,7	24,1	13,0	27,3	10,6	0,000
Mittlere Fugenbreite [μm]	161,1	57,7	197,2	62,2	232,0	53,1	0,000
Gesamtlänge der auswertbaren Fuge [μm]	3646	2250	5484	2605	6816	3253	0,000
Gesamtunterschuss [%]	29,2	15,5	44,8	15,8	54,8	15,7	0,000

Für die 40 abgetasteten Inlays konnten zu den drei Zeitpunkten (entsprechend 120 Modellen) für beide Befestigungssysteme gemeinsam in einer linearen Regressionsanalyse eine positive Korrelation zwischen dem Substanzverlust des Klebers (=relative Fugentiefe) und der Klebefugenbreite ermittelt werden. Zu allen drei Zeitpunkten der Nachuntersuchung lag der Determinationskoeffizient R^2 deutlich unter 0,2, die Stärke der Beziehung war damit sehr schwach (Abb. 8).

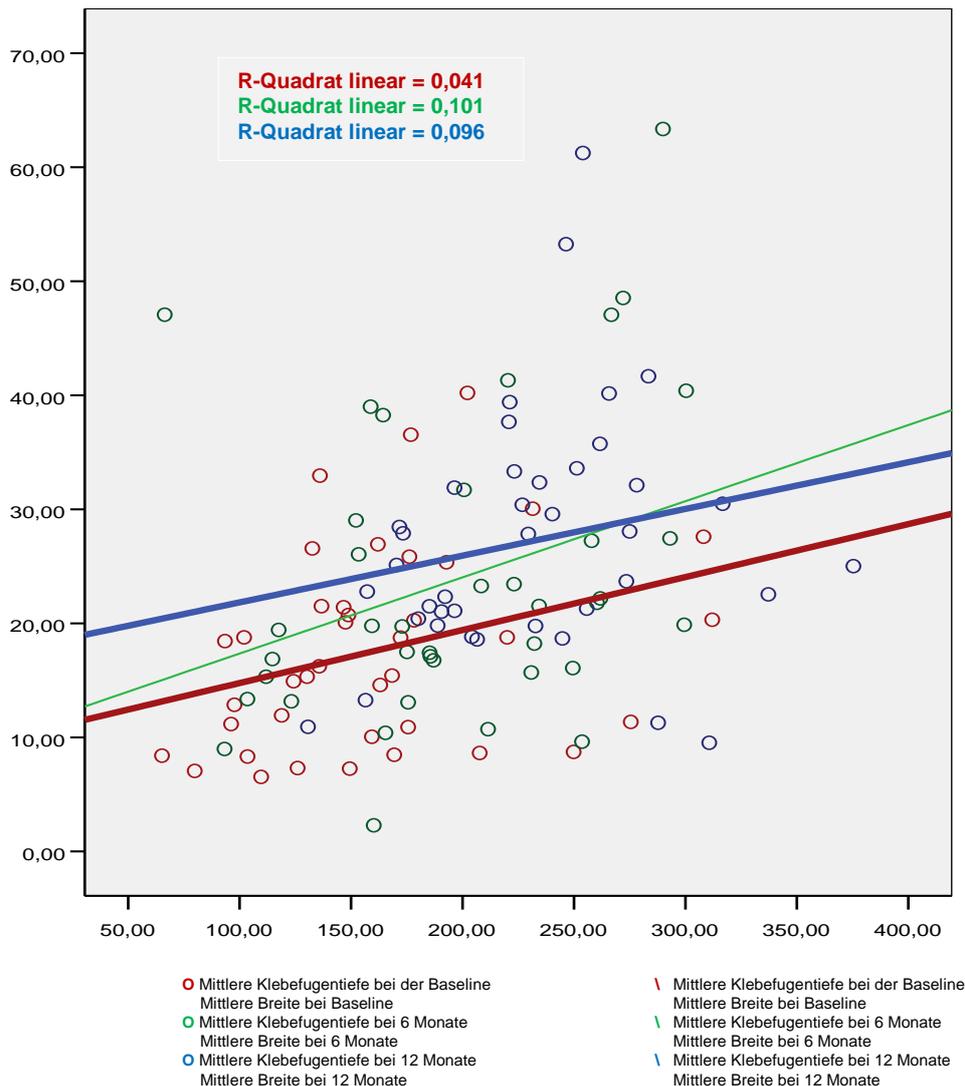


Abb. 8 Einfluss der Fugenbreite auf die Fugentiefe beider Adhäsivsysteme in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU). Nach 6 Monaten (grün) war die Stärke der Beziehung (R^2) deutlich höher als zur Baseline (rot). Die Stärke der Beziehung blieb darauf bis 12 Monate (blau) nahezu unverändert.

Zu allen drei Zeitpunkten lagen die Mittelwerte der vier Parameter „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“ und „Gesamtunterschuss“ beim Referenzsystem Variolink® II Low niedriger als beim Befestigungskomposit RelyX Unicem®. Diese Unterschiede waren bei der mittleren Fugentiefe signifikant zur zweiten und dritten Nachuntersuchung. Im Hinblick auf die Gesamtlänge der auswertbaren Fuge bestand nur zur ersten Nachuntersuchung ein signifikanter Unterschied. Schließlich unterschied sich der Gesamtunterschuss signifikant zu allen drei Zeitpunkten zwischen den beiden Systemen (jeweils $p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Test). Alle anderen Unterschiede waren nicht signifikant (jeweils $p > 0,05$, Mann-Whitney-U-Test) (Tab. 4).

Tab. 4 Auflistung der Kriterien „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“, „Gesamtunterschuss“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Kleber zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).

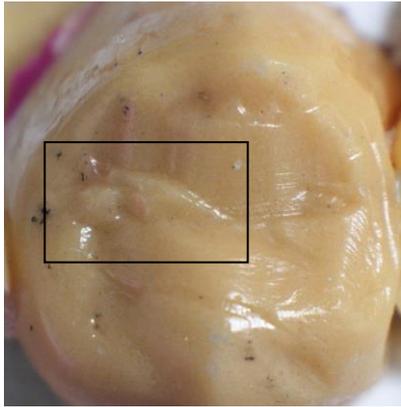
	1. NU		2. NU		3. NU	
	Unicem	Variolink	Unicem	Variolink	Unicem	Variolink
Mittlere Fugentiefe [μm]/ σ	19,10/ 7,97	16,67/ 9,46	31,23/ 13,31	17,01/ 8,04	31,59/ 10,32	23,00/ 9,16
Signifikanz p	0,213		0,000		0,007	
Mittlere Fugenbreite [μm]/ σ	162,49/ 45,67	159,70/ 68,43	203,87/ 68,05	190,93/ 57,20	239,88/ 57,81	224,45/ 48,44
Signifikanz p	0,589		0,626		0,536	
Gesamtlänge der auswertbaren Fuge [μm]/ σ	4345,7/ 2340,7	2981,94/ 1995,82	6011,7/ 2293,7	4983,12/ 2837,10	7520,9/ 2948,5	6145,75/ 3458,51
Signifikanz p	0,035		0,094		0,068	
Gesamtunterschuss [%]/ σ	35,42/ 17,50	23,38/ 10,81	49,87/ 15,89	39,90/ 14,38	61,58/ 14,77	48,34/ 13,97
Signifikanz p	0,015		0,035		0,004	

5.2 Semiquantitative Randspaltanalyse

Die qualitative Analyse der 40 Replikazähne zu den drei Zeitpunkten (entsprechend 120 Untersuchungen) mittels Lichtmikroskop zeigte die signifikante zeitliche Abnahme der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“ und „Nicht beurteilbar“ ($p < 0,05$, Friedman-Test). Für die Parameter „Spalt zum Inlay/Zahn“ (Frakturen) und „Negative Stufe“ konnte eine signifikante zeitliche Zunahme des Anteils an der Gesamtklebefugenlänge bestimmt werden ($p < 0,05$, Friedman-Test) (Tab. 5).

Tab. 5 Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Positive Stufe zum Inlay“, „Spalt zum Inlay/ Zahn“, „Negative Stufe zum Inlay“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Friedman-Test) beider Kleber in Abhängigkeit von der Studiedauer (NU).

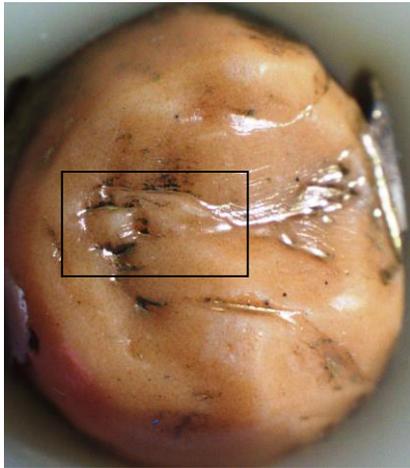
	1. NU		2. NU		3. NU		Sig.
	Mittelwert	σ	Mittelwert	σ	Mittelwert	σ	p
Perfekter Rand [%]	8,52	11,58	1,62	4,81	0,037	0,19	0,000
Überschuss [%]	2,65	8,41	1,44	6,47	0,596	3,77	0,035
Positive Stufe zum Inlay [%]	---	---	---	---	---	---	---
Spalt zum Inlay/ Zahn [%]	---	---	1,63	4,54	3,31	6,85	0,000
Negative Stufe zum Inlay [%]	74,69	21,61	90,00	11,35	92,80	7,89	0,000
Nicht beurteilbar [%]	14,11	12,66	5,29	6,74	3,24	4,81	0,000
Gesamtlänge [mm]	12,42	4,25	12,33	4,05	12,35	4,19	0,461



a



b



c



d



e



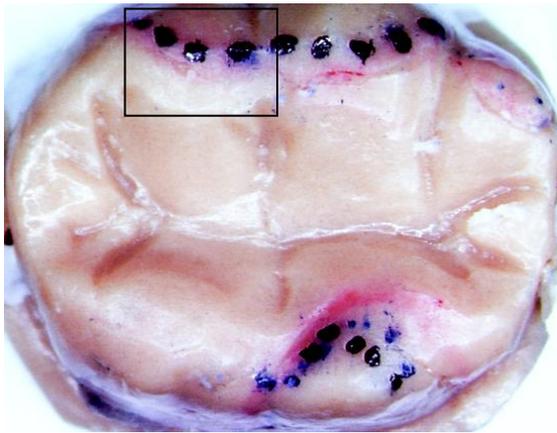
f

Abb. 9 a-d Übersichtsaufnahme und entsprechende Detailaufnahmen vom Zahn 35 (Pat. Nr. 58) jeweils zum Zeitpunkt Baseline (a, b) und nach 1 Jahr (c, d). e-f klinische Aufnahme des entsprechenden Zahnes, Kasten markiert Überschuss. Im direkten Vergleich von Baseline zu einem Jahr ist kein Substanzabtrag des Überschusses zu erkennen.

Exemplarisch sind für die Kriterien „Überschuss“ und „Spalt zum Zahn/Inlay“ aussagekräftige klinische Bilder angefertigt worden. Augenscheinlich gut zu erkennen ist der Überschuss (Kasten) am Zahn 35. Nach einem Jahr war mit dem Auge nur ein geringer Abbau zu erkennen (Abb. 9, S. 33).

Anders verhält es sich bei einer Fraktur am Zahn 46. Bei der dritten Nachuntersuchung war im Vergleich zur ersten Nachuntersuchung ein deutlicher Unterschied zu erkennen, die Fraktur hat sich vertieft (Abb. 10, S. 35).

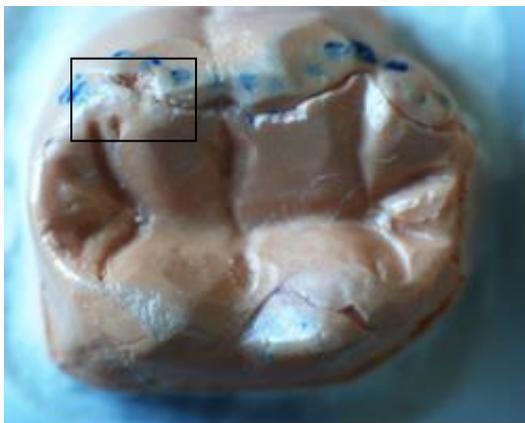
Zwischen den beiden Befestigungssystemen konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der bewerteten Kriterien mit Ausnahme für die Parameter „Überschuss“ und „Negative Stufe“ zur Baselineuntersuchung kalkuliert werden ($p < 0,05$, Mann-Whitney-U-Test) (Tab. 6, S. 36).



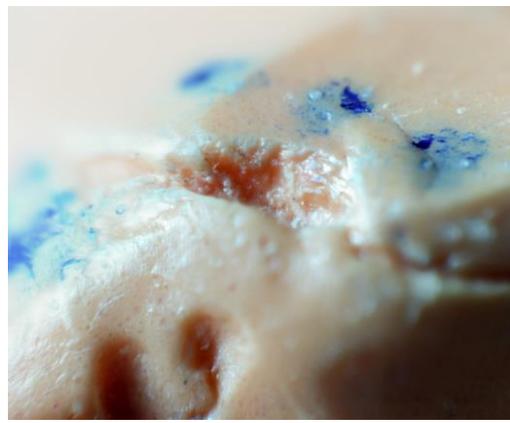
a



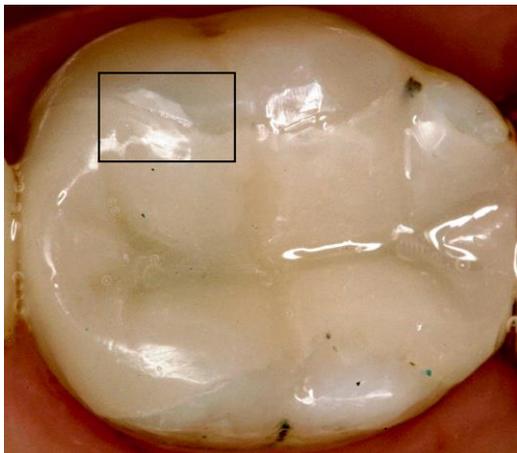
b



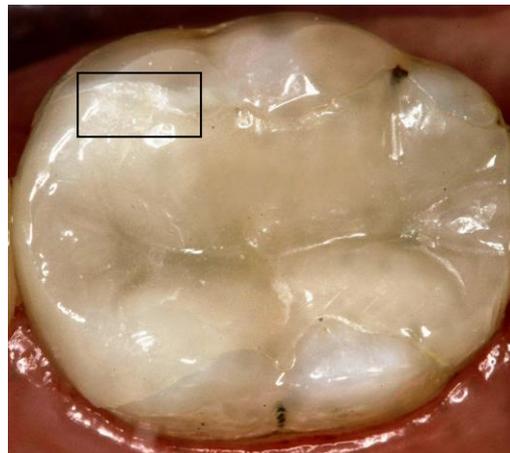
c



d



e



f

Abb. 10 a-d Übersichtsaufnahme und entsprechende Detailaufnahmen vom Zahn 46 (Pat. Nr. 55) jeweils zum Zeitpunkt Baseline (a, b) und nach 1 Jahr (c, d). e-f klinische Aufnahme des entsprechenden Zahnes, Kasten markiert Fraktur. Im direkten Vergleich von Baseline zu einem Jahr ist ein Substanzverlust an der Frakturstelle zu erkennen.

Tab. 6 Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Positive Stufe zum Inlay“, „Spalt zum Inlay/ Zahn“, „Negative Stufe zum Inlay“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Kleber zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).

	1. NU		2. NU		3. NU	
	Unicem	Variolink	Unicem	Variolink	Unicem	Variolink
Perfekter Rand [%]/ σ	5,43/ 8,57	11,61/ 13,49	0,69/ 2,16	2,55/ 6,40	0,00/ 0,00	0,075/ 0,269
Signifikanz p	0,079		0,236		0,152	
Überschuss [%]/ σ	---	5,31/ 11,42	---	2,88/ 9,03	---	1,19/ 5,33
Signifikanz p	0,019		0,152		0,317	
Positive Stufe zum Inlay/ Zahn [%]/ σ	---	---	---	---	---	---
Signifikanz p	---		---		---	
Spalt zum Inlay/ Zahn [%]/ σ	0,00/ 0,00	0,00/ 0,00	3,04/ 6,09	0,228/ 1,021	5,35/ 8,82	1,26/ 3,13
Signifikanz p	1,000		0,064		0,098	
Negative Stufe [%]/ σ	83,48/ 15,13	65,91/ 23,82	93,06/ 7,62	86,93/ 13,66	92,44/ 9,05	93,16/ 6,75
Signifikanz p	0,01		0,173		1,000	
Nicht beurteilbar [%]/ σ	11,07/ 9,64	17,15/ 14,71	3,19/ 5,27	7,39/ 7,51	2,20/ 3,60	4,29/ 5,68
Signifikanz p	0,231		0,061		0,253	
Gesamtlänge [mm]/ σ	12,47/ 3,42	12,37/ 5,02	12,59/ 3,65	12,06/ 4,49	12,79/ 3,50	11,91/ 4,84
Signifikanz p	0,387		0,516		0,279	

Zur Veranschaulichung der Ergebnisse sind die Veränderungen am Klebefugenrand im Untersuchungszeitraum exemplarisch in den folgenden Abbildungen dargestellt. Der Prämolare 35 (Pat. Nr. 114) des Befestigungssystems System RelyX Unicem[®] ist als Baseline (links) und zur dritten Nachuntersuchung (rechts) abgebildet. Auf den klinischen Bildern lassen sich mit dem bloßen Auge kaum Degradationen erkennen (Abb. 11). Ebenso verhält es sich auf der REM-Übersichtsaufnahme. Erst im REM-Detail (150fache Vergrößerung) lassen sich Veränderungen erkennen. So erscheinen die Ränder als schärfer. Außerdem hat die mittlere Tiefe der Klebefuge von 250 µm auf 288 µm zugenommen (Abb. 12, Abb. 13, S. 38).

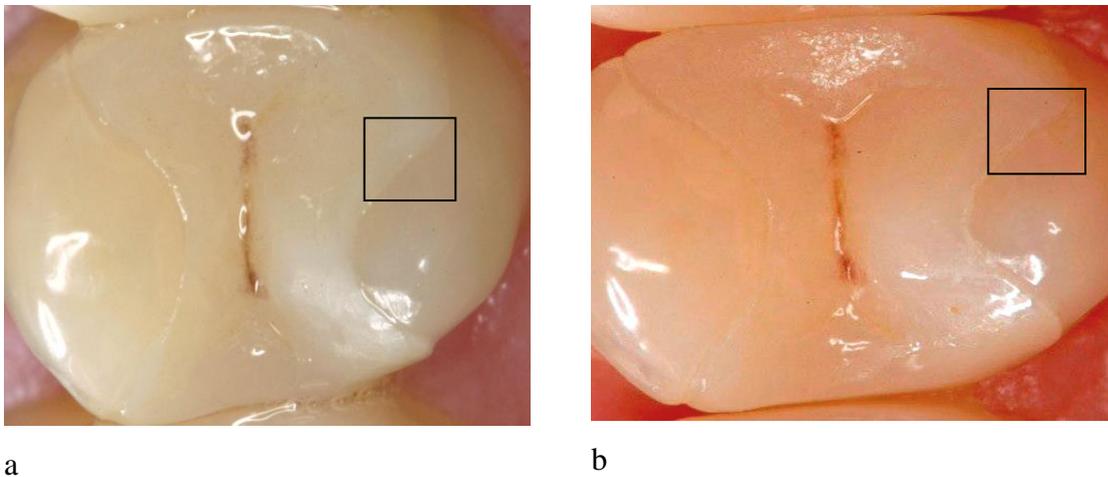


Abb. 11 Klinische Übersichtsaufnahme eines Prämolaren 35 (Kleber = Unicem) nach dem Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b)

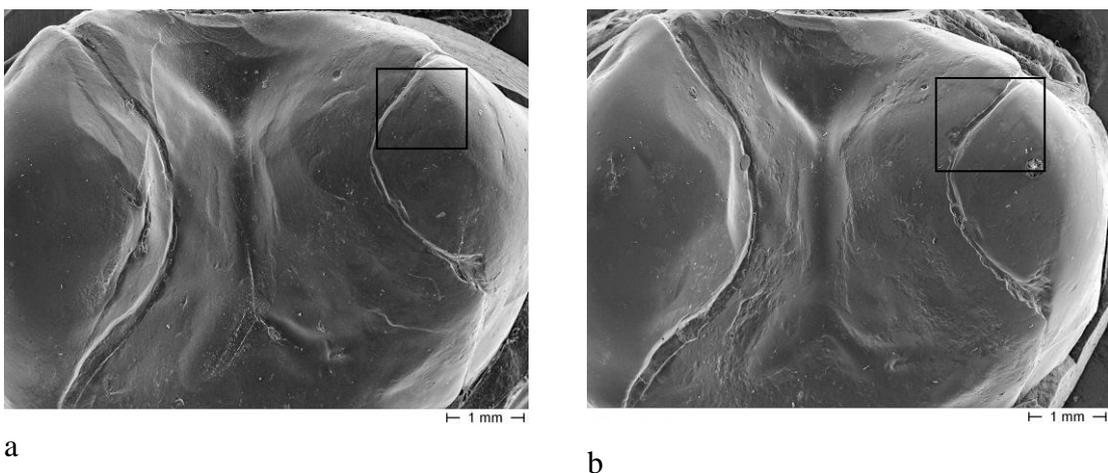
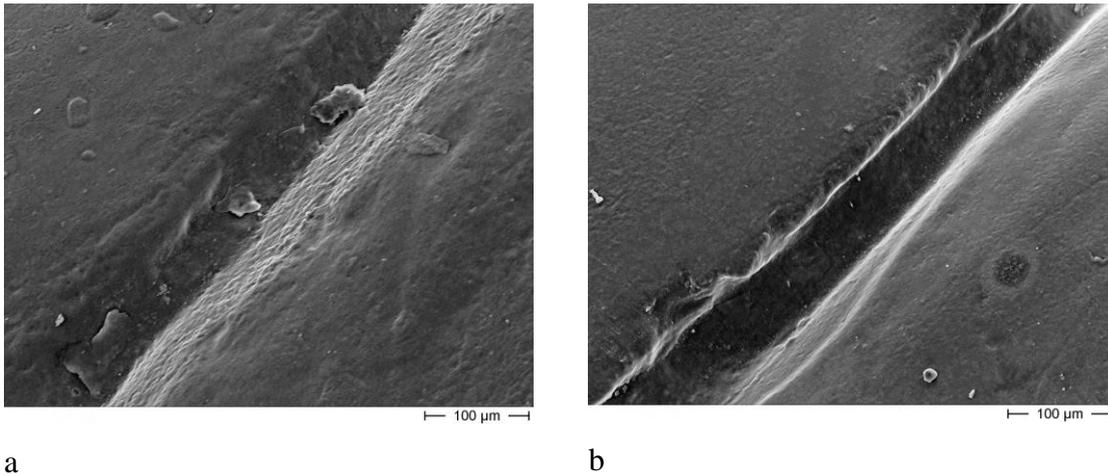


Abb. 12 REM-Aufnahme eines OK Prämolaren (Kleber = Unicem) nach dem Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b) bei 15facher Vergrößerung. Kasten markiert vergrößerten Ausschnitt.

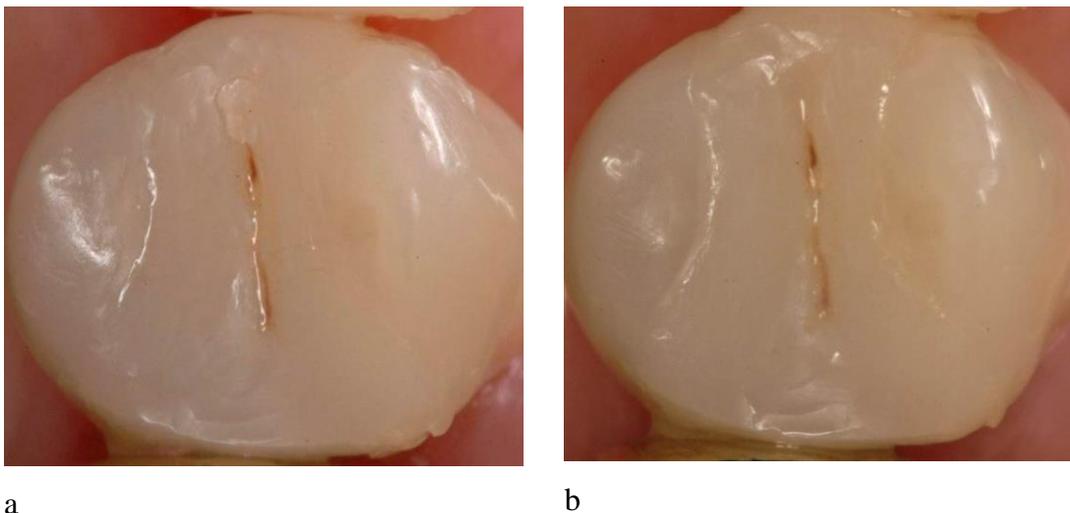


a

b

Abb. 13 150fache Vergrößerung der markierten Klebefuge 2 Wochen nach Einsetzen (Baseline, Bild a). V. l. n. r.: Inlay, Klebefuge, Zahn und nach einem Jahr (3. NU, Bild b)

Der Prämolare 15 (Pat. Nr. 86) des Referenzsystem Variolink® II Low wurde ebenfalls exemplarisch dargestellt. Am klinischen Bild kann eine Tiefenzunahme als Klebefugenverschleiss nicht sicher ausgemacht werden. Der Randspalt an der bukkalen Höckerspitze ist nach einem Jahr zu erahnen (Abb. 14). Bei diesem Zahn hat die mittlere Tiefe von der 163 µm (Baseline) auf 233 µm (3. NU) zugenommen (Abb. 15, S. 39, Abb. 16, S. 39).



a

b

Abb. 14 Klinische Übersichtsaufnahme des Prämolaren 15 nach Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b).

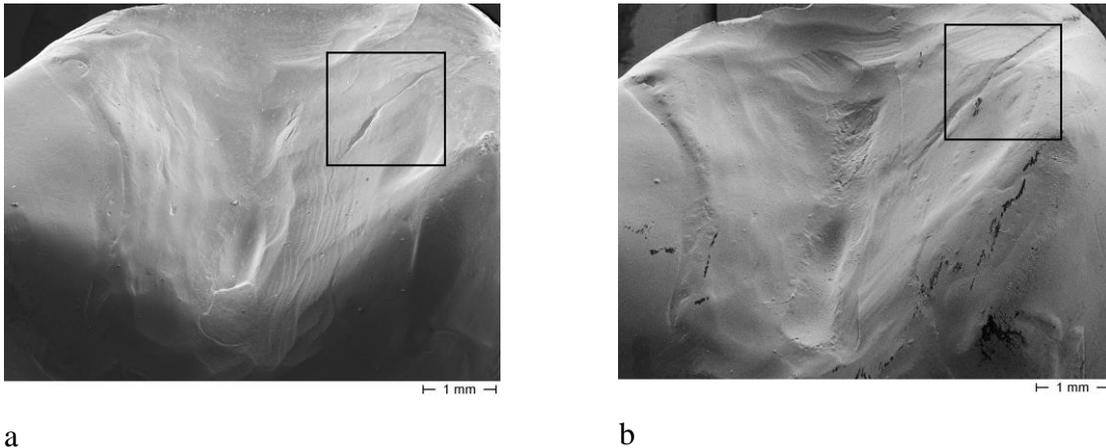


Abb. 15 REM-Aufnahme eines OK Prämolaren (Kleber = Variolink) nach Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b) bei 15facher Vergrößerung. Kasten markiert vergrößerten Ausschnitt.

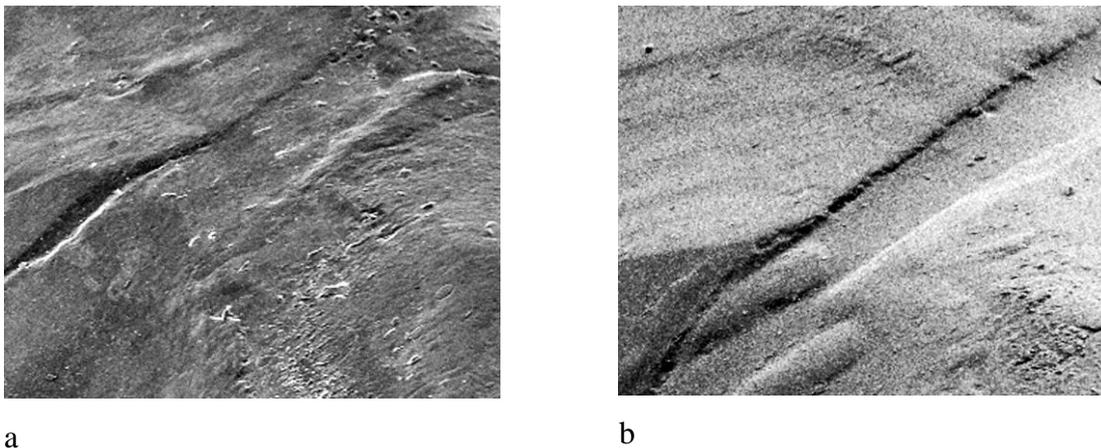


Abb. 16 150fache Vergrößerung der markierten Klebefuge 2 Wochen nach Einsetzen (Baseline, Bild a). V. l. n. r.: Inlay, Klebefuge, Zahn und 1 Jahr nach Einsetzen (3.NU, Bild b).

Zusammenfassend ist sowohl bei dem zu testenden System RelyX Unicem[®] (Abb. 11, S. 37) als auch beim Referenzsystem Variolink[®] II Low (Abb. 14, S. 38) im klinischen Bild kaum eine Veränderung zu erkennen. Das Gleiche gilt für die REM-Übersichtsaufnahme (Abb. 12, S. 37, Abb. 15, S. 39). Nur im REM-Detail (150fache Vergrößerung) sind Veränderungen im Sinne einer Degradation der Klebefuge deutlich sichtbar (Abb. 13, S. 38, Abb. 16, S. 39). Bei beiden Systemen wurde das Befestigungskomposit aus der Klebefuge herausgelöst, eine Stufenbildung ist erkennbar. Ebenso erkennbar ist eine Verbreiterung der Klebefuge, welche mit der Fugentiefe in Korrelation steht (Abb. 13, S.

38, Abb. 16, S. 39). Eine Spaltbildung zwischen Zahn und Befestigungskomposit oder Befestigungskomposit und Inlay ist nicht auszumachen.

5.3 Vergleich von Primärstudie zu Folgestudie

Zwischen der Primärstudie und der Sekundärstudie bestanden, bis auf eine Ausnahme, keine signifikanten Unterschiede. Dies galt für alle Parameter „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Spalt zum Zahn/Inlay“, „Negative Stufe“, „Nicht beurteilbar“ und „Gesamtlänge“ zu allen drei Zeitpunkten der Nachuntersuchungen (jeweils $p > 0,05$, Mann-Whitney-U-Test) (Tab. 7, S. 41). Der einzige signifikante Unterschied wurde beim Parameter „negative Stufe“ zur ersten Nachuntersuchung errechnet, diese war in der Primärstudie höher als in der Folgestudie ($p=0,026$, Mann-Whitney-U-Test).

Tab. 7 Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Spalt zum Inlay/Zahn“, „Negative Stufe“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Studien zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).

	1. NU		2. NU		3. NU	
	Primär- studie	Folge- studie	Primär- studie	Folge- studie	Primär- studie	Folge- studie
Perfekter Rand [μm]/ σ	981,3 / 1764,30	1149,18 / 1280,80	196,75 / 481,32	210,16 / 614,53	12,25 / 41,24	---
Signifikanz p	0,198		0,744		0,152	
Überschuss [μm]/ σ	24,55/ 109,79	661,78/ 1647,10	--- ---	511,16/ 1575,73	--- ---	173,86/ 777,52
Signifikanz p	0,132		0,152		0,317	
Spalt zum Inlay/ Zahn [μm]/ σ	--- ---	--- ---	2,76/ 6,10	0,50/ 1,56	4,40/ 8,81	2,22/ 4,07
Signifikanz p	1,000		0,296		0,735	
Negative Stufe [μm]/ σ	10141,30 / 4084,35	8291,68 / 3588,64	11071,9 / 3301,49	10879,65 / 3758,36	11017,60 / 4106,55	11765,08 / 3492,83
Signifikanz p	0,026		0,487		0,248	
Nicht beurteilbar [μm]/ σ	1324,05 / 1179,71	2277,83 / 1903,23	578,00 / 892,97	792,52 / 939,34	687,85 / 870,58	243,71 / 524,70
Signifikanz p	0,068		0,128		0,086	
Gesamt-länge [mm]/ σ	12,47 / 4,82	12,38 / 3,71	12,16 / 3,89	12,50 / 4,31	12,21 / 4,71	12,50 / 3,73
Signifikanz p	0,626		0,738		0,565	

6. Diskussion

6.1 Diskussion der Methode

6.1.1 Herstellung des Replikats

Im Rahmen dieser In-vivo-Studie wurde das Abrasionsverhalten und die Adhäsivqualität von RelyX Unicem[®] mittels einer quantitativen und qualitativen Randspaltuntersuchung über den Zeitraum von einem Jahr untersucht.

Der Nachteil von In-vivo-Studien liegt darin, dass sich nie absolut reproduzierbare und gleiche Bedingungen erreichen lassen. Dies betrifft die Versuchszähne sowie patientenabhängige Einflussfaktoren wie individuelle Mundhygiene, anatomische Besonderheiten, abrasive Nahrung, unterschiedliche Kaukräfte oder Speichelflussrate [12;147]. Ein weiterer Nachteil von klinischen Studien liegt darin, dass sie oft nicht repräsentativ sind. So werden sie an Universitäten unter Idealbedingungen durchgeführt, wie beispielsweise bei besonders motivierten Patienten die nicht die durchschnittlichen Patienten einer Praxis repräsentieren [125]. Demgegenüber wurden in unserer Studie Patienten herangezogen, die keiner besonderen Selektion unterlagen.

Zur Bestimmungen der Klebefugenabrasion wurden Replikas verwendet. Diese Vorgehensweise ist für die Untersuchung von Randspalten wegen der hohen Genauigkeit besonders geeignet [40;69;113;124,135]. Um zu gewährleisten, dass die Datenerhebung möglichst exakt dem tatsächlichen klinischen Klebefugenverschleiß entspricht, wurde bereits bei der Abdrucknahme mit dem A-Silikon Dimension[®] auf eine blasenfreie, korrekt vorgenommene Abformung und auf eine vollständig im Material gefasste Inlayrestauration geachtet. Nur bei sehr genauer Wiedergabe auch der kleinsten Details ist eine fehlerfreie Analyse möglich [50].

Das verwendete Abdruckmaterial sollte eine ausreichende Festigkeit, hohe Dimensionstreue und Detailwiedergabe aufweisen [50]. Das verarbeitete Abformmaterial Dimension[®] erfüllt diese Bedingungen und ist außerdem lagerungsbeständig [2].

Bei der Herstellung der Replikazähne wurde auf ein genaues und blasenfreies Umsetzen der Abformung geachtet. Jede Blase, vor allem im Randspaltbereich, erzeugt eine Verfälschung der Abtastergebnisse und kann ein „Hängenbleiben“ der diamantierten Abtastnadel zur Folge haben. Bei der Profilometrie als mechanischem Messverfahren dürfen die Messungen keine Materialverformungen verursachen [50]. Das hier verwendete

Replikamaterial AlphaDieMF[®] ist hierfür gut geeignet, da es sich nach Herstellerangaben durch seine leichte Gießfähigkeit, exakte Detailwiedergabe, hohe Dimensionsstabilität und Abrasionsfestigkeit auszeichnet [129]. Die hohe Abrasionsfestigkeit ist im Zusammenhang mit der mechanischen Profilometrie von Bedeutung, da durch Abrasionen der Abtastnadel die spätere Bildauswertung mittels XPert[®] negativ beeinflusst werden könnte [113;114].

6.1.2 Qualitative Bestimmung

Die mikroskopische Detailerfassung erfolgte mit der Lichtmikroskopie. Veränderungen des Randspaltes können dabei indirekt in vivo beurteilt werden [10]. Das Verfahren wurde bereits in weiteren Studien zur semiquantitativen Randspaltanalyse von Kompositinlays eingesetzt [41;56;76;79]. Der nach eigener Erfahrung hauptsächlich limitierende Faktor bei der Auswertung mittels Lichtmikroskop ist die geringe Tiefenschärfe. Die maximal 15fache Vergrößerung hatte stellenweise eine zu geringe Bildqualität, um Klebefugenteilabschnitte eindeutig auswerten zu können. Dies ist ein Grund für die Einführung des Parameters „Nicht beurteilbar“ in das Programm XPert[®], um Fehlbeurteilungen in der Auswertung zu vermeiden.

Die letzte Überprüfung der gewonnenen Daten erfolgte mit einer REM-Untersuchung von jeweils einem Vertreter der Befestigungssysteme. Hierbei diente eine weitaus höhere Vergrößerung (bis zu 150fach) der Überprüfung der Klebefuge. Ein weiterer Vorteil des REM ist im Vergleich zum Lichtmikroskop die größere Tiefenschärfe und der höhere Kontrast [124]. Die REM-Untersuchung zeigte eine deutliche Degradation der Klebefuge bei beiden Befestigungssystemen. Allerdings wurden nur jeweils ein Prämolare (15, 25) pro Befestigungssystem zur exemplarischen Darstellung per REM untersucht. In der REM-Analyse ist ebenfalls eine Zunahme der mittleren Fugentiefe, der Fugenbreite und die Zunahme der Gesamtlänge anhand der Bilder erkennbar.

6.1.3 Messgenauigkeit der Profilometrie

Die mechanische Abtastung der Replikazähne erfolgte mittels Profilometrie. Die bisher vorgestellten Verfahren zur In-vivo-Bestimmung der Klebefugenabrasion wurden als Screeningmethoden eingestuft, bei denen anhand von Vergleichsskalen und Replika der Abrieb des Befestigungskomposits geschätzt wurde [20;53;59].

Demgegenüber hat die Profilometriemethodik die Vorteile einer überlegenen Auflösung und Messgenauigkeit, die eine genaue Identifizierung von Oberflächenveränderungen

erlaubt. Theoretisch wäre eine laterale Auflösung von 1,25 µm möglich. Da eine Messung bei dieser hohen Auflösung jedoch sehr zeitaufwändig wäre, wird in der Praxis allgemein eine Auflösung von 10 x 10µm bis 25 x 25 µm eingesetzt [70]. Die vertikale Auflösung ist mit 0,5 µm ebenfalls sehr hoch und ermöglicht dadurch genaue Aussagen zu vertikalen Veränderungen der Klebefuge [115]. Mögliche Messfehler der Profilometrie ergeben sich aus der Trägheit von Mikromotor und Verstelltisch und den daraus resultierenden Schrittmotorverlusten [114]. Auch die Eichung des Tasters auf plane Flächen ist problematisch. Besondere Schwierigkeiten bereitet die exakte Erfassung von sehr tiefen und engen Fugen [70;114]. Da die Diamantnadel mit ihrem Spitzen-Krümmungsradius von 5 µm im Längsschnitt die Form eines gleichseitigen Dreiecks hat, kann prinzipiell nur eine Fugentiefe von 50 % der Fugenbreite gemessen werden [50]. Ein weiteres Problem stellen stark zerklüftete Oberflächen mit Spalten und Rissen dar, da die Abtastnadel beim Darüberfahren hängen bleiben und verbogen werden kann [84;113]. Starke Höckerneigungen mit Winkeln von mehr als 45° erschweren zudem die Messungen [70;113;114]. Bei der praktischen Durchführung wurde deshalb auf möglichst flache Okklusalfächen geachtet und Zähne mit einer zu steilen Höckerneigung gekippt.

Der relativ geringe vertikale Messbereich von 1,5 mm (-750 µm bis +750 µm) wurde ausgeglichen, indem die großen Höhenunterschiede im okklusalen Relief mit einer Silikonabblockung nivelliert wurden.

6.1.4 Datenauswertung

Die gewonnenen Daten werden mithilfe der Software XPERT ausgewertet. Wenn die Klebefugenbegrenzungen nicht genau eingezeichnet werden, kommt es zu einer Verfälschung der Messergebnisse. Eine visuelle Kontrolle des Inlayverlaufes durch die lichtmikroskopisch angefertigten Zahnübersichtsaufnahmen ist deshalb obligat. Außerdem wird die visuelle Kontrolle durch die Software XPRISM 3D-Diagramm mit der Funktion „Kantenfinder“, bei der Kanten kontrastverstärkt dargestellt werden, erleichtert [65;80]. Fehler können auch dadurch vermieden werden, indem nur Messungen berücksichtigt werden, bei denen mindestens 70 % der Messpunkte unterhalb der von XPERT berechneten Ebene liegen. Trotz dieser Fehlermöglichkeiten ist die Auswertung mit XPert® eine sehr verlässliche Methode zur Bestimmung der Klebefugenabration [42;70]. Bei sorgfältiger Auswahl der Inlays (Höckerrelief mit Neigungswinkel < 45°, keine

Verbundprobleme, Randspaltbildung oder Überschuss, negative Fuge) kann die von Pelka et al. postulierte Genauigkeit von $\pm 2 \mu\text{m}$ erreicht werden [113].

6.1.5 Einschränkungen

Mit der in der vorliegenden Studie durchgeführten quantitativen und qualitativen Randspaltuntersuchung können nur Unterschiede hinsichtlich der okklusalen Klebefugen entdeckt werden. Dagegen gibt es keine Informationen zur Qualität des Haftverbundes am Kavitätenboden oder im Approximalbereich. Um zu beurteilen, ob sich die beiden Systeme hier unterscheiden, müssten Schnittpräparate untersucht werden. Dies wäre bei In-vivo-Studien unmöglich.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel dieser Studie war es, eine Aussage über die Abrasionsbeständigkeit eines selbstaziden Befestigungskomposits RelyX Unicem[®] im Vergleich zu einem lange bewährten System, wie das in dieser Studie verwendete Variolink[®] II Low, treffen zu können. Allerdings ist der Substanzverlust im Bereich der Klebefuge als Summe aus Abrasion, Attrition und Erosion zu werten. Wie groß der verhältnismäßige Anteil von Abrasion, Attrition und Erosion an dem jeweils gemessenen Substanzverlust ist, konnte im untersuchten Patientengut nicht eruiert werden und fand deshalb keine Beachtung bei der Auswertung. Der Substanzverlust und der dadurch entstehende Randspalt stellt dabei eine potenzielle Gefahr für die Haltbarkeit von adhäsiv befestigten Restaurationen dar [24;90;115].

Diese Studie zeigte anhand quantitativ erhobener Daten eine Degradation der Klebefuge bei beiden zu untersuchenden Systemen RelyX Unicem[®] und Variolink[®] II Low über den Zeitraum der Studiendauer.

Aufgrund der steigenden Beliebtheit von zahnfarbenen Restaurationen wurden in dieser Richtung schon einige Studien durchgeführt. Daher fasste Hayashi die Ergebnisse von 46 durchgeführten Untersuchungen im Zeitraum von 1990 bis 2001 in Form einer Metaanalyse zusammen [48]. Ziel war es, einen Vergleich anzustellen zwischen der Dauerhaftigkeit und klinischen Bewährung von Keramikinlays im Gegensatz zu bereits bestehenden, bewährten Seitenzahnrestaurationen, wie z. B. Goldinlays. Kriterien waren hierbei Verlustraten, postoperative Beschwerden und Ästhetik.

Laut Hayashi sollte eine akzeptable klinische Studie immer kontrolliert und randomisiert durchgeführt werden, um eine sichere Aussage treffen zu können. In seiner Zusammenfassung von 46 Studien kritisierte er, dass nur fünf Studien diesen Anforderungen entsprachen. Die hier vorliegende Studie war randomisiert und kontrolliert, das schon länger bewährte System Variolink® II Low diente als Kontrollgruppe. Hayashi konnte in Zeiträumen von bis zu einem Jahr keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich Überlebensdauer und Hypersensitivitäten feststellen [48].

Des Weiteren beschrieb Hayashi anhand einer 8-jährigen Untersuchungsreihe von 15 G-Cera® Cosmotech® II (GC) Keramikinlays den Verschleiß einer Klebefuge als multimodales Geschehen in Form einer Stufendynamik (Abb. 17, S. 46).

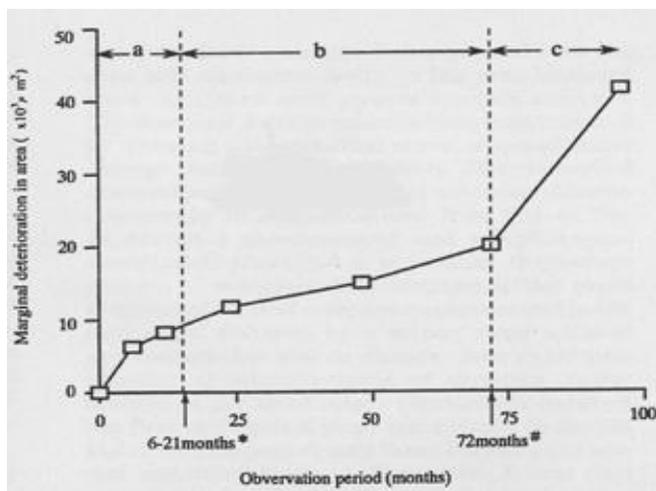


Abb. 17 Stufenmodell (a, b, und c) nach *Hayashi*: Entwicklung der marginalen Degradation entlang eines Kontrollzeitraums [49].

Seinen Ergebnissen zufolge ist innerhalb der ersten Abnutzungsphase „a“ der Klebefugenverschleiß am höchsten. Der Zeitrahmen der hier vorliegenden Studie entspricht dieser Phase „a“. Im weiteren Verlauf der Abnutzung (Phase „b“) verringert sich der initiale Abrieb plateauförmig, die dritte und letzte Phase „c“ wird durch einen erneuten Anstieg der marginalen Degradation charakterisiert. Dabei zeigten morphologische Analysen, dass sich weder der Schmelz noch die Keramik in der ersten Phase a veränderten [49]. Dies führt zu dem Schluss, dass es in der erste Phase ausschließlich zu einer Abrasion des Befestigungskomposits kommt [50].

6.2.1 Quantitativer Direktvergleich der beiden Systeme

Die 1. Nullhypothese (beide Befestigungssysteme zeigen nach einem Jahr keine quantitativ signifikanten Unterschiede bezüglich der Klebefugenabration) konnte im Rahmen dieser Studie widerlegt werden. So lagen die Mittelwerte der Parameter „mittlere Fugentiefe“, „mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“, „Gesamtunterschuss“ und „Spalt zum Zahn/Inlay“ bei beiden Systemen, Variolink® II Low und RelyX Unicem®, nach einem Jahr signifikant höher als bei Baseline. Dieses Ergebnis ist im Einklang mit dem Stufenmodell von Hayashi, nach dem der Klebefugenverschleiß in der ersten Phase „a“ am höchsten ist (Abb. 17, S. 46). Gründe für die signifikanten Abbauprozesse des Befestigungskomposits sind unterschiedlicher Natur. Lohbauer et al. [98] führten eine Studie durch, die die unterschiedlichen Konversionsraten bei verschiedenen Befestigungssystemen (u.a. RelyX Unicem) in verschiedenen Tiefen eruiieren sollte. Lichthärtende und dualhärtende Befestigungskomposite zeigten in dieser Studie beide eine Polymerisationshomogenität in allen Tiefen um die Keramikrestorationen. Die Konversionsraten beider Befestigungssysteme wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf, die dualhärtenden Systeme zeigten aber leicht höhere Konversionsraten als die rein Lichthärtenden.

In zahlreichen Studien zu Keramikinlays wurde bereits über einen deutlichen marginalen Verschleiß der Klebefugen berichtet [30;39;59;70;71;74;75;77; 79;119;134;140;141]. In mehreren In-vitro-Studien [30;66] und In-vivo-Studien [47;50;71;77;119] wurde ein linearer Zusammenhang zwischen Fugenbreite und -tiefe ermittelt. Auch die vorliegende Studie bestätigt eine positive Breiten-Tiefe-Korrelation. Zu Beginn der Studie war die Relation der Fugenbreite zu Fugentiefe mit dem Regressionskoeffizient r^2 gering ($r^2=0,041$) hat sich aber im Verlauf der Studie nach einem Jahr gesteigert ($r^2=0,096$).

Einige In-vivo-Studien ergaben außerdem einen Zusammenhang zwischen Fugenbreite und Länge [24;70;72]. Die quantitativen Ergebnisse der Randspaltanalyse während der Nachuntersuchungen zeigen ebenfalls eine signifikant zunehmende Gesamtlänge der auswertbaren Fuge parallel zur signifikant zunehmenden mittleren Fugentiefe (Friedman-Test, $p<0,05$). Dieser Zusammenhang wird zudem durch die durchgeführte Regressionsanalyse bestätigt (Abb. 7, S. 27). Größere Unterschiede des Regressions-Quotienten zwischen den einzelnen Nachuntersuchungen konnten aufgrund der relativ kurzen Studiendauer nicht ermittelt werden.

Um einen vertikalen Substanzverlust möglichst gering zu halten, sollte die Klebefuge so schmal wie möglich gestaltet werden [50;70;115]. Vermutlich nimmt der Substanzverlust besonders ab einer Breite von 100 µm deutlich zu [106], da ab einer Klebefugenbreite größer 100 µm diese nicht mehr von lighthärtenden Befestigungskompositen kompensiert werden können [119] und sich somit die Gefahr der Klebefugendegradation und der Verlust der Restauration erhöht. In der vorliegenden Studie wurden mittlere Fugenbreiten bei der 3. NU nach einem Jahr von 239,9 µm bei RelyX Unicem® und 224,5 µm bei Variolink® II Low ermittelt.

6.2.2 Qualitativer Direktvergleich der beiden Systeme

Die 2. Nullhypothese besagt, dass nach 1 Jahr Beobachtungszeit zwischen den beiden Systemen kein Unterschied der Randqualität besteht. Entgegen dieser Hypothese bestand ein geringfügiger Vorteil des langjährig bewährten Systems Variolink® II Low mit Syntac Classic®. Dies galt jedoch nicht für alle Parameter.

Bei der qualitativen Bewertung der Lichtmikroskopbilder durch den Untersucher ist ein gewisses Maß an Subjektivität zu bemängeln, da man sich in Grenzfällen, wie z. B. bei eher schwacher Abrasion („noch perfekter Rand“ oder „schon negative Stufe“) entscheiden muss. Ähnlich ist die Situation bei einem geringen Überschuss. Es muss entschieden werden, ob die Bewertung noch „perfekter Rand“ oder bereits leichter „Überschuss“ gefällt wird. Um diesem Dilemma aus dem Wege zu gehen, wurde das Kriterium „Nicht beurteilbar“ eingeführt. Ebenso ist dies bei den Taschner et al. zur Beurteilung von Inlays der Fall. Die für die Studie modifizierten USPHS-Kriterien, welche die Grundlage der klinischen Beurteilung dieser Studie bildeten, sind grundsätzlich zur Bewertung von zahnfärbenden Restaurationen geeignet [6;17]. Die Verschleißbewertung sollte nicht mehr subjektiv anhand von Bewertungsskalen, sondern objektiv und quantitativ erfolgen. *Kunzelmann et al.* haben gezeigt, dass die subjektive Auswertung von Verschleiß mittels der Vivadent-Skala durch zwei Untersucher nur zufällig übereinstimmende Ergebnisse ergibt [92]. Aus diesen Gründen gelten 3D-Verschleißmessungen als die genaueste und effektivste Möglichkeit der Verschleißmessung [117].

Auch wenn sich Ergebnisse mit verschiedenen Bewertungsgrundlagen nicht direkt vergleichen lassen, ist durchaus stets ein gewisser Trend daraus abzuleiten. Die subjektiven Ergebnisse der qualitativen Auswertung dieser Studie werden durch den Inhalt der klinischen Untersuchungskriterien bestätigt. *Taschner et al.* [138;139] haben den selben

Patientenpool, identische Restaurationen, mittels modifizierten USPHS-Kriterien beurteilt. Nach einem Jahr waren signifikant bessere Ergebnisse in den Kriterien „Farbanpassung“ und „Integrität Inlay“ in der Variolink® II Low Gruppe zu verzeichnen [138]. In der Folgeuntersuchung nach zwei Jahren ergaben sich bessere Ergebnisse in den Kriterien „marginale Integrität“ und „Zahnintegrität“ [139]. Sowohl im ersten Jahr als auch im zweiten Jahr der Nachuntersuchungen ergaben sich in allen anderen Kriterien keine signifikanten Unterschiede (Tab. 8).

Tab. 8 Signifikante klinische Unterschiede nach einem und nach zwei Jahren [138;139].

Kriterium	1 Jahr	2 Jahre
Oberflächenrauheit	nein	nein
Farbanpassung	ja	nein
Anatomische Form	nein	nein
Marginale Integrität	nein	ja
Zahnintegrität	nein	ja
Integrität Inlay	ja	nein
Approximalkontakte	nein	nein
Veränderungen der Sensitivität	nein	nein
Röntgenkontrolle	nein	nein
Subjektive Zufriedenheit	nein	nein

Der Verschleißmechanismus der Befestigungskomposite beruht hauptsächlich auf dem Verbund zwischen Füllkörper und Harzmatrix. Hier liegt die Schwachstelle. Mit dem zunehmenden Abrieb der Matrix ragen die Füllkörper stetig weiter aus der Oberfläche heraus, welche nun leichter aus der bereits abradierten Matrix gelöst werden. Damit vergrößert sich zusätzlich die Angriffsoberfläche und der Verschleiß setzt sich entsprechend dem Stufenmodell weiter fort [110]. Zudem kommt ein geringerer Vernetzungsgrad des Komposits in den Randbereichen zustande, da hier die Wahrscheinlichkeit einen Bindungspartner für die Polymerisationsreaktion zu finden, nachlässt. Diese Bereiche sind für einen Verlust des Verbundes zum Zahn oder zum Inlay besonders gefährdet [106].

6.2.3 Qualitativer Direktvergleich von Primär- und Folgestudie

Die Verarbeitungsvorgaben vonseiten des Herstellers haben sich im Laufe der Studienphase geändert. Es zeigte sich aber, dass der Wechsel der Kavitätenreinigung von H₂O₂ bzw. Airflow-Natriumbikarbonat-haltigem Pulver in der Primärstudie auf Wasser in der Folgestudie zu keiner Qualitätsänderung des Randspaltes führte.

Frankenberger und *Krämer* vertreten die Auffassung, dass die Haltbarkeit adhäsiv befestigter Inlaysysteme weitaus weniger von dem Substanzverlust des Befestigungskomposits abhängt, als vielmehr von Haftungsproblemen, die durch mangelnde Verarbeitung oder fehlerhafte Auswahl des Inlaywerkstoffes entstehen [70]. Laut *Frankenberger* wird der Erfolg in der Adhäsivtechnik zu 40 % vom Material bestimmt, aber zu 60 % von der richtigen Anwendung. Seitens der Hersteller wurde seit Jahren versucht, die Abbindezeit zu verkürzen, was bislang gut gelungen ist, jedoch war dies immer mit einem Verlust an Effektivität verbunden [29]. Ähnliche Probleme, wie sie bei „all in one“ Adhäsiven schon diskutiert worden sind, stellen sich hier, bei einem „all in one“ Komposit, gleich dar. Ist eine selektive Schmelzätzung von Vorteil oder nicht? Laut In-Vitro-Studien von *Frankenberger* zeigt eine selektive Schmelzätzung mit verschiedenen Etch-and-Rinse-Adhäsiven immer einen besseren marginalen Verbund als ein Self-Etch-Zement [31;32].

Mit Ausnahme des Parameters „negative Stufe“ bei der 1.NU liegen in der hier vorliegenden In-vivo-Studie allerdings keine signifikanten Unterschiede vor. Andere In-vivo-Studien haben ausschließlich das Verhalten von RelyX Unicem[®] untersucht. Hauptaugenmerk wurde auf die selektive Schmelzätzung gelegt. *Schenke et al.* untersuchten 68 Keramikrestorationen, die mit RelyX Unicem eingesetzt wurden, wobei die Hälfte der Restorationen mit zusätzlicher selektiver Schmelzätzung eingegliedert wurden. Die Resultate nach einem Jahr zeigten, dass 66 der 68 Restorationen eine intakte marginale Adaptation und keinerlei Randspalten aufwiesen. Bei zwei Restorationen versagten die Klebemechanismen und mussten neu eingesetzt werden [128].

Die Ergebnisse spiegeln die hier durchgeführte Untersuchung wieder. Sogar längere Zeitperioden wie nach 2 bzw. 4 Jahren konnten keine signifikanten Unterschiede aufdecken [119;128].

In der hier vorliegenden Studie wurden bereits bei der ersten NU (Baseline) relativ hohe Werte für die Fugentiefe gemessen, welche eher auf die Einsetz und Verarbeitungsproblematik hindeuten als auf Abrasionsvorgänge, die über die Zeit

entstehen. Zum Zeitpunkt der Baseline wurde für RelyX Unicem[®] bereits ein mittlerer Substanzverlust von 19,10 µm, für Variolink[®] II Low 16,67 µm gemessen.

Nach *Frankenberger* stellt jedoch die Klebefugenabrasion allein keinen Grund für den Verlust der kompletten Restauration dar. Lediglich Randspalten zwischen Kleber und Inlay oder Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz sind hierfür verantwortlich [24]. In dieser Studie konnten in der 3. NU Spaltbildungen zum Zahn oder Inlay festgestellt werden. Für RelyX Unicem[®] wurde ein Wert von 5,35%, für Variolink[®] II Low ein Wert von 1,26% errechnet. Hier muss festgehalten werden, dass diese Restaurationen, ohne eine entsprechende Reparaturfüllung mittels Komposit, unweigerlich zum Totalversagen führen werden, da sich der Schaden weiter ausbreiten würde.

Während sich der Verbund zwischen Schmelz und Befestigungskomposit als kritisch darstellt, ist die Verbundzone zwischen der Keramik und dem Befestigungskomposit recht stabil. Walther et al. [145] haben in 2 von 1011 Fällen den Randspalt als Verlustursache von Cerec-Inlays festgestellt. Die Ergebnisse zur Spalt-/Frakturbildung sind in dieser Untersuchung ebenfalls sehr gering. Sjögren et al. [133] wiesen nach 2 Jahren klinischer Beobachtung (Vita Cerec Mark II) als Hauptproblem mehr auf die Grabenbildung durch Klebefugenabrasion („ditching“) hin, als auf Randspalten bei der Veränderung der marginalen Integrität. Wurde bisher die Klebefuge mit dem Verlust des Befestigungskomposits bei keramischen Inlays als limitierender Faktor für die klinische Haltbarkeit der Restauration eingeschätzt, so setzt sich heute aufgrund aktueller Ergebnisse die Erkenntnis durch, dass in erster Linie Verarbeitungsprobleme beim adhäsiven Prozedere eine entscheidende Rolle für die Beeinträchtigung des Haftungsmechanismus und die Belastbarkeit der Klebefuge spielen.

Inwieweit sich diese Ergebnisse auf die Langzeitprognose der Befestigungssysteme auswirken und inwieweit sich diese Ergebnisse in das von *Hayashi* beschriebene Stufenmodell zum jetzigen oder einem späteren Zeitpunkt einreihen lassen, werden weiterführende Studien dieser hier vorliegenden Untersuchung zeigen [49].

6.3 Ausblick

Bei den in dieser Studie getesteten Adhäsivsystemen zeigte sich ein stetiger Anstieg des marginalen Verschleißes über den Untersuchungszeitraum von einem Jahr (Baseline bis 12 Monate). Der Verlust der marginalen Integrität ist insofern besonders bedeutsam, da er einer der limitierende Faktor für die Lebensdauer ist [141]. Der Unterschied zwischen Baseline und 3. NU stellte sich als signifikant heraus. Somit konnte die 1. Nullhypothese, nach der beide Befestigungssysteme nach einem Jahr keine quantitativ signifikanten Unterschiede bezüglich der Klebefugenabrasion zeigen, nicht bestätigt werden.

Anders verhält es sich mit der 2. Nullhypothese. Zwischen den Klebern konnte ein geringfügiger Unterschied zugunsten des langjährig bewährten Systems Variolink® II Low mit Syntac Classic® festgestellt werden. Dieser war jedoch nicht durchweg bei allen Parametern feststellbar. Dazu, ob sich die geringen Unterschiede im Langzeitverlauf noch vergrößern, kann noch keine Aussage getroffen werden. Hierfür ist der Untersuchungszeitraum zu kurz.

Durch die fehlerhafte Vorgehensweise wurden im Untersuchungszeitraum von einem Jahr keine Verschlechterungen im adhäsiven Verbund durch unterschiedliche Kavitätenreinigungen (H₂O vs. H₂O₂) festgestellt.

Sollten sich in der nach *Hayashi* sog. Phase „b“ (21 Monate bis 72 Monate) [49] eine langsamere Abrasion einstellen, kann das neuartige System RelyX Unicem®, selbstständig und damit für den Behandler ein stark vereinfachter Umgang und Zeitersparnis, als Erfolg gewertet werden. Selbst eine zusätzliche Schmelzätzung mit Phosphorsäure führt bei RelyX Unicem® zu keiner signifikanten Verbesserung des Ergebnisses nach zwei Jahren [118] und vier Jahren [119]. Da laut *Frankenberger* der Langzeiterfolg einer Restauration immer noch zu 60 % vom Behandler abhängt (richtiger Umgang mit den Materialien), sind bei der Benutzung von RelyX Unicem® die schwerwiegendsten Fehlerquellen eliminiert [29]. Eine Vereinfachung der Applikation wäre aber nicht nur aus der Perspektive der Fehlervermeidung wünschenswert, sondern auch aus ökonomischen Gründen [50]. Insofern stellt RelyX Unicem® einen tatsächlichen Fortschritt dar. Mit RelyX Unicem® wurde bereits ein guter Langzeiterfolg erzielt. Nach vier Jahren wurde in 95 % der Fälle keine offensichtliche Verschlechterung der Randqualität beobachtet [119].

7. Zusammenfassung

Hintergrund und Ziele

Ziel dieser vorliegenden Studie war die Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit des selbststützenden Befestigungskomposits RelyX Unicem[®] im Vergleich zu einem konventionellen System Variolink[®] II Low mit Syntac[®] Classic. Zusätzlich sollten qualitative Aussagen über marginale Adaptation und den Verbund zwischen Zahn, Befestigungskomposit und Keramikinlay im Beobachtungszeitraum von 12 Monaten gewonnen werden. Als Nullhypothese wurde formuliert: Mit dem im Handling stark vereinfachten adhäsiven Befestigungssystem RelyX Unicem[®] um keramische Inlayrestorationen zu befestigen, können keine geringeren Abrasionswerte über die Zeit erzielt werden als mit einem aufwändigeren System (Variolink[®] II Low mit Syntac[®] Classic).

Material und Methode

Von 2002-2005 wurden bei 50 Patienten insgesamt 141 IPS Empress[®] Restaurationen eingegliedert (74 Inlays RelyX Unicem[®], 67 Inlays mit Variolink II[®] Low mit Syntac[®] Classic). Aus diesem Pool wurden aufgrund vorhergesehener Ein- und Auswahlkriterien jeweils 20 Restaurationen aus beiden Gruppen zur Analyse herangezogen. Der erste Kontrolltermin (Baseline) wurde 1 bis 2 Wochen nach dem Einsetztermin gewählt, weitere Nachuntersuchungen wurden 6 bzw. 12 Monate nach dem Einsetzen durchgeführt. Bei jedem Kontrolltermin wurden Abdrücke mit Dimension[®] Penta und Garant (3M Espe, Seefeld) genommen und Replika aus AlphaDie[®] MF und AlphaDie[®] Top (Fa. Schütz Dental Group, Rosbach, Deutschland) hergestellt. Die 3D-Vermessung der Klebefuge fand mittels mechanischer Profilometrie unter Verwendung des Perthometer-Abtast-Systems S3P[®] (Perthen, Göttingen, Deutschland) statt. Die ermittelten Daten wurden anhand des Programms XPert für Windows[®] 2000 ausgewertet. Zusätzlich erfolgte die qualitative Auswertung mittels Lichtmikroskop (Stemi SV 11, Zeiss, Oberkochen, Deutschland), wobei die ermittelten Daten mit dem Programm Winmes Version 1.02 ausgewertet wurden. Statistisch geprüft wurden Veränderungen der Klebersysteme über die Zeit (Friedmann-Test ($p < 0,05$)). Für den Vergleich der Systeme untereinander wurde die Mann-Whitney-U-Test ($p < 0,05$) an den profilometrisch und qualitativ gewonnenen Daten durchgeführt. Zusätzlich wurde geprüft, ob ein linearer Zusammenhang zwischen

Fugentiefe und Fugenbreite besteht. Hierzu wurde mittels Regressionsanalyse der Quotient r^2 bestimmt, der den Zusammenhang verdeutlicht. Um die gewonnenen Daten nochmals zu bestätigen wurden zusätzlich von jeweils einem Vertreter der zwei Adhäsivsysteme REM Aufnahmen angefertigt (Übersicht: 15-fache Vergrößerung; Detailaufnahme: 150 fache Vergrößerung).

Ergebnisse

Die vorliegende Studie zeigte, dass die Verwendung des selbststützenden Befestigungskomposits RelyX Unicem[®] im Vergleich zur Kombination Variolink II[®] Low mit Syntac[®] Classic keine signifikante Verbesserung hinsichtlich der Klebefugenabrasion aufweist. Bei beiden Systemen war eine signifikante Abnahme der Klebefugenqualität über die 12 Monate der Studiendauer festzustellen. Im direkten Vergleich der beiden Systeme konnten signifikante Unterschiede (Mann-Whitney-U-Test, $p > 0,05$) in den Parametern „mittlere Fugentiefe“ (2. Nachuntersuchung (NU): RelyX Unicem[®] (RX) 31,23 μm /Variolink II[®] Low (VL) 17,01 μm 3. NU: RX 31,59 μm /VL 23,00 μm), „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“ (1. NU: RX 4345,7 μm /VL 2981,9 μm) und „Gesamtunterschuss“ (1. NU: RX 35,42 μm /VL 23,38 μm , 2. NU: RX 49,87 μm /VL 39,90 μm , 3. NU: RX 61,58 μm /VL 48,34 μm) festgestellt werden. Während des gesamten Untersuchungszeitraumes wurden bei beiden Befestigungssystemen ein linearer Zusammenhang zwischen Klebefugenbreite und -tiefe festgestellt (Regressions-Quotient r^2 : 1. NU: 0,041, 2. NU: 0,101, 3. NU: 0,096).

Die semiquantitative Analyse mittels Lichtmikroskop ergab eine signifikante Zunahme des Parameters „Negative Stufe“ bei der Klebefugenbeurteilung (Baseline: 74,7%/ σ 21,61, 12 Monate: 92,8%/ σ 7,89 der auswertbaren Gesamtlänge). Dies zeigt die Abrasion beider Komposite in der Klebefuge über die Zeit. Die Befestigungssysteme im Vergleich ergaben nur bei der 1. Nachuntersuchung signifikante Unterschiede. Bei dem Parameter „Überschuss“ (1. NU: $p=0,019$) konnte RelyX Unicem[®] signifikant besser abschneiden, allerdings nicht beim Parameter „Negative Stufe“ (1. Nu: Mann-Whitney-U-Test, $p=0,0$).

Schlussfolgerung

Die Abrasionsbeständigkeit von Variolink[®] II Low gegenüber RelyX Unicem[®] war im Untersuchungszeitraum von einem Jahr signifikant höher, die Klebefugenqualität entsprechend besser. Allerdings ist für das langfristige Überleben von Restauration eher die

Spalt-/Frakturbildung von Bedeutung. Hier waren keine signifikanten Unterschiede im Vergleich festzustellen. Positiv zu vermerken für RelyX Unicem[®] war, dass signifikant weniger „Überschuss“ bei der Baselineuntersuchung entstanden ist, dies ist auf das vereinfachte Handling zurückzuführen. Insgesamt kann aufgrund der Ergebnisse nach einem Jahr eine Empfehlung ausgesprochen werden, Variolink[®] II Low gegenüber RelyX Unicem[®] zu bevorzugen.

Summary

Background and Aims

Aim of the present study was to investigate the abrasion resistance of the new self-etching luting agent RelyX Unicem[®], in comparison to a conventional system, Variolink[®] II Low with Syntac[®] Classic. Additionally, qualitative evidence was to be gained within an observation period of 12 months concerning the marginal adaptation as well as the compound of tooth, luting agent and ceramic inlay. The basic thesis is as follows: No less abrasion rates can be found over a period of time by using the much easier to handle fixation system RelyX Unicem[®] for ceramic inlay restoration than by using a more time consuming system (Variolink II[®] Low with Syntac[®] Classic)

Material and Method

Between the years 2002 and 2005, a total of 141 IPS Empress[®] restorations were integrated in 50 patients (74 included RelyX Unicem[®], 67 inlays Variolink II[®] Low with Syntac[®] Classic). Following certain criteria 20 restorations from this pool were selected for analysis. The first check-up (Baseline) was carried out between one and two weeks after the placement session, further check-ups were carried out 6 and 12 months after the placement respectively. At every check-up impressions were taken with Dimension[®] Penta and Garant (3M Espe, Seefeld) and replica were produced by means of AlphaDie[®] MF and AlphaDie[®] Top (=epoxy resin, Co. Schütz Dental Group, Rosbach, Germany). The 3D-measurement of the adhesive joint was carried out through mechanical profilometry using the perthometer-sample-system S3P[®] (Perthen, Göttingen, Germany). The gathered data was evaluated with the aid of the program XPert for Windows[®] 2000. Additionally, qualitative evidence was taken by means of a light microscope (Stemi SV 11, Zeiss, Oberkochen, Germany), and the resulting data was evaluated with Winmes version 1.02 in order to assess the material behaviour of the specific adhesive systems along the follow-up examinations. For statistics, each of the adhesive systems were assessed separately (Friedman-test ($p < 0.05$)) whether significant differences would come up. For comparing the systems in relation to each other Mann-Whitney-U-test ($p < 0.05$) was carried out, based on the data gathered with profilometric and qualitative analyses. Moreover to assess a possible linear interrelation of depth and width of the joint a regression quotient r^2 was calculated in order to illustrate the correlation. To double check the data found each of the

two adhesive systems was REM photographed (overview: 15 times blow-up, detail view: 150 times blow-up).

Results

The present study has shown that the use of the new self-etching luting agent RelyX Unicem[®] as compared to the combination of Variolink[®] II Low with Syntac[®] Classic does not result in any significant improvement concerning the abrasion of the adhesive joint.

Both RelyX Unicem[®] and Variolink[®] II Low with Syntac[®] Classic have shown a significant reduction of quality of the adhesive joint during the 12 months of investigation. In direct comparison of both systems significant differences (Mann-Whitney-U-Test, $p > 0.05$) became apparent concerning the parameters “middle depth of joint“ (2. check-up (CU): RelyX Unicem (RX) 31,23 μ m/Variolink II[®] (VL) 17,01 μ m, 3. CU: RX 31,59 μ m/VL 23,00 μ m), “total length of the evaluable joint“ (1. CU: RX 4345,7 μ m/VL 2981,9 μ m) and „total shortfall“ (1. CU: RX 35,42 μ m/VL 23,38 μ m, 2. CU: RX 49,87 μ m/VL 39,90 μ m, 3. CU: RX 61,58 μ m/VL 48,34 μ m). During the complete assessment period, a linear correlation between width and depth of the adhesive joint was noticed for both adhesive systems (Regression-quotient r^2 : 1.CU: 0.041, 2.CU: 0.101, 3.CU: 0.096). The semi-quantitative analysis with the aid of the light microscope showed a significant increase of the parameter “negative ledge” at the assessment of the adhesive joint (Baseline: 74.69%/ σ 21,61, 12 months: 92.80%/ σ 7,89 of the total length of the evaluable joint). This hints at an abrasion of both composites in the adhesive joint over the course of time. Both adhesive Systems in direct comparison have shown significant differences only with the first follow-up examination Rely X Unicem[®] came off better with the parameter “surplus” (1.CU: $p=0,019$), not, however, with the parameter “negative ledge” (1. CU: $p= 0,00$).

Conclusion

The abrasion resistance of Variolink[®] II low compared to Rely X Unicem[®] was significantly higher during the investigation period of one year, the quality of adhesive joints in accordance better. However, this made no difference for the survival of the restoration, with a view to gap / fracture formation there were no significant differences. On the other hand Rely X Unicem[®] shows significantly less “surplus” in the baseline tests as a result of much easier handling. Overall, it is proposed to favor Variolink[®] II low against RelyX Unicem[®].

8. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Schematische Darstellung des Verbundsystems adhäsiv befestigter Inlays mit den Zahnhartsubstanzen [70]	5
Abb. 2	Übersichtsaufnahme eines Prämolaren 15 bei Baseline (a) und nach einem Jahr (b). Aufgenommen mit dem Laser Abrasion Measurement System (LAS 20 [®]) von SD Mechatronik GmbH [®] (Pat. Nr. 115).....	14
Abb. 3	a, b Versuchsanordnung zur mechanischen 3D-Datenerhebung der Replika mittels Perthometer S3P [®] . Tiefe Fissuren werden mit einem individuellen Silikonwall ausgeblockt um den Messbereich des Perthometers nicht zu überschreiten und ein Verhaken der Messnadel zu verhindern.....	22
Abb. 4	Darstellung der teilmarkierter Abschnitt der Klebefuge in Xpert [®] . Mit dem Programmtool „Kantenfinder“ wird per Mausclick die Klebefuge markiert	23
Abb. 5	a) Darstellung des Schnittbildes zur Berechnung einer Klebefuge und b) 3D-Darstellung des Bereichs nach Abtastung (Programm XPRISM 3D, Khoros) [70]	24
Abb. 6	Beurteilungskriterien A-C (I=Inlay; Z=Zahn, Ü=Überstand)	26
Abb. 7	Beurteilungskriterien D-F.....	27
Abb. 8	Einfluss der Fugenbreite auf die Fugentiefe beider Adhäsivsysteme in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU). Nach 6 Monaten (grün) war die Stärke der Beziehung (R^2) deutlich höher als zur Baseline (rot). Die Stärke der Beziehung blieb darauf bis 12 Monate (blau) nahezu unverändert.....	30
Abb. 9	a-d Übersichtsaufnahme und entsprechende Detailaufnahmen vom Zahn 35 (Pat. Nr. 58) jeweils zum Zeitpunkt Baseline (a, b) und nach 1 Jahr (c, d). e-f klinische Aufnahme des entsprechenden Zahnes, Kasten markiert Überschuss. Im direkten Vergleich von Baseline zu einem Jahr ist kein Substanzabtrag des Überschusses zu erkennen.....	33

Abb. 10	a-d Übersichtsaufnahme und entsprechende Detailaufnahmen vom Zahn 46 (Pat. Nr. 55) jeweils zum Zeitpunkt Baseline (a, b) und nach 1 Jahr (c, d). e-f klinische Aufnahme des entsprechenden Zahnes, Kasten markiert Fraktur. Im direkten Vergleich von Baseline zu einem Jahr ist ein Substanzverlust an der Frakturstelle zu erkennen.....	35
Abb. 11	Klinische Übersichtsaufnahme eines Prämolaren 35 (Kleber = Unicem) nach dem Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b)	37
Abb. 12	REM-Aufnahme eines OK Prämolaren (Kleber = Unicem) nach dem Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b) bei 15facher Vergrößerung. Kasten markiert vergrößerten Ausschnitt.....	37
Abb. 13	150fache Vergrößerung der markierten Klebefuge 2 Wochen nach Einsetzen (Baseline, Bild a). V. l. n. r.: Inlay, Klebefuge, Zahn und nach einem Jahr (3. NU, Bild b).....	38
Abb. 14	Klinische Übersichtsaufnahme des Prämolaren 15 nach Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b)	38
Abb. 15	REM-Aufnahme eines OK Prämolaren (Kleber = Variolink) nach Einsetzen (Baseline, Bild a) und nach einem Jahr in vivo (Bild b) bei 15facher Vergrößerung. Kasten markiert vergrößerten Ausschnitt.....	39
Abb. 16	150fache Vergrößerung der markierten Klebefuge 2 Wochen nach Einsetzen (Baseline, Bild a). V. l. n. r.: Inlay, Klebefuge, Zahn und 1 Jahr nach Einsetzen (3.NU, Bild b).....	39
Abb. 17	Stufenmodell (a, b, und c) nach <i>Hayashi</i> : Entwicklung der marginalen Degradation entlang eines Kontrollzeitraums [49]	46

9. Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Teilnehmer der Primär- und Sekundärstudie.....	20
Tab. 2	Verteilung der Klebersysteme anhand von Lage und Art der versorgten Zähne.....	20
Tab. 3	Auflistung der Kriterien „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“, „Gesamtunterschuss“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Friedman-Test) beider Kleber in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU)	29
Tab. 4	Auflistung der Kriterien „Mittlere Fugentiefe“, „Mittlere Fugenbreite“, „Gesamtlänge der auswertbaren Fuge“, „Gesamtunterschuss“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Kleber zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).....	31
Tab. 5	Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Positive Stufe zum Inlay“, „Spalt zum Inlay/ Zahn“, „Negative Stufe zum Inlay“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Friedman-Test) beider Kleber in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU).....	32
Tab. 6	Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Positive Stufe zum Inlay“, „Spalt zum Inlay/ Zahn“, „Negative Stufe zum Inlay“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Kleber zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU)	36
Tab. 7	Auflistung der Kriterien „Perfekter Rand“, „Überschuss“, „Spalt zum Inlay/ Zahn“, „Negative Stufe“, „Nicht beurteilbar“, „Gesamtlänge“ und deren Standardabweichung σ sowie Signifikanz p (Mann-Whitney-U-Test) beider Studien zueinander in Abhängigkeit von der Studiendauer (NU)	41
Tab. 8	Signifikante klinische Unterschiede nach einem und nach zwei Jahren [138;139].....	49

10. Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE AG: Technisches Produktprofil RelyX Unicem. Seefeld (2012)
2. 3M ESPE AG: Sicherheitsdatenblatt Dimension Garant[®] (2008)
3. Aguiar T., Di Francescantonio M., Arrais C., Ambrosano G., Davanzo C., Giannini M.: Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cement. *Oper Dent* 35, 295-299 (2010)
4. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V.: Marktuntersuchung Vollkeramik und CAD/CAM- internationale Datenerhebung (2011)
5. Bernhart J., Schulze D., Wrbas K.: Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. *Int J Comput Dent* 12, 265-277 (2009)
6. Berry K.E., Nathe C.N.: Historical review of the commissioning of health care disciplines in the USPHS. *J Dent Hyg* 85, 29-38 (2011)
7. Blatz M.: Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 33, 415-426 (2002)
8. Blunck U.: Adhäsive Befestigungsmaterialien. *Zahnarzt und Praxis* 12, 330-332 (2009)
9. Blunck U.: Selbststänzen Adhäsivsysteme – Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *Stomatologie* 109, 27-33 (2012)
10. Braun A.R., Frankenberger R., Krämer N.: Clinical performance and margin analysis of Ariston pHc versus Solitaire I as posterior restorations after one year. *Clin Oral Investig* 5, 139-147 (2001)
11. Cattell M.J., Chadwick T.C., Knowles J.C., Clarke R.L., Lynch E.: Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater* 17, 21-33 (2001)
12. Cosme, D.C., Baldisserotto, S.M., Canabarro S., A., Shinkai, R.S.: Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont* 18, 328-332 (2005)
13. Da Costa J., Pelogia F., Hagedorn B., Ferracane J.: Evaluation of different methods of optical impressions making on the marginal gap of onlays created with Cerec 3D. *Oper Dent* 35, 324-329 (2010)
14. Di Francescantonio M., Aguiar T.R., Arrais C.A., Cavalcanti A.N., Davanzo C.U., Giannini M.: Influence of viscosity and curing mode on degree of conversion of dual-cured resin cements. *Eur J Dent* 7, 81-85 (2013)

15. Douglas W.H.: Posterior composites for modern operative dentistry. J Calif Dent Assoc 24, 44-47 (1996)
16. Eckstein P.: Angewandte Statistik mit SPSS. Wiesbaden, Gabler (2012)
17. Edina L., József S., Sára J., Dóra K., Károly K., Akos N., Vilmos T.: Retrospective study of direct composite restorations according to the USPHS criteria. Fogorv Sz 105, 47-52 (2012)
18. Eichner K.: Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. Band 1, Hüthig, Heidelberg (2005)
19. El-Askary F.S., El-Korashy D.I.: Influence of shade and light-curing distance on the degree of conversion and flexural strength of a dual-cure core build-up resin composite. Am J Dent 25, 97-102 (2012)
20. Essig M.E., Isenberg B.P., Leinfelder, K.F., Mueninghoff L.A.: An in-vivo evaluation of duo-cured cements with CAD-CAM ceramic inlays. J Dent Res 70, 296 (1991)
21. Federlin M., Haller B., Schmalz G., Gertusen, W.: Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik: Inlays, Teilkronen und Veneers. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) (2007)
[http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Zahnfarbene Restaurationen aus Keramik 3A Inlays Teilkronen und Veneers.pdf](http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Zahnfarbene_Restaurationen_aus_Keramik_3A_Inlays_Teilkronen_und_Veneers.pdf)
22. Federlin M., Thonemann B., Schmalz G.: Indirekte Füllungstechnik – adhäsiv befestigte Inlays und Teilkronen aus Keramik. Quintessenz 60, 1271-1279 (2009)
23. Frankenberger R., Krämer N., Sindel J.: Zuverlässigkeit der Dentin-Komposit-Verbindung mit zwei experimentellen Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 51, 206-210 (1996)
24. Frankenberger R., Krämer N., Sindel J., Pelka M.: Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo. Dtsch Zahnärztl Z 51, 591-594 (1996)
25. Frankenberger R., Sindel J., Krämer N.: Beeinflussen Dentinadhäsive und ihre Applikatoren die Schmelzhaftung? Dtsch Zahnärztl Z 52, 202-205 (1997)
26. Frankenberger R., Sindel J., Krämer N., Petschelt A.: Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition. Dtsch Zahnärztl Z 52, 795-799 (1997)

27. Frankenberger R., Petschelt A., Krämer N.: Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent* 25, 459-465 (2000)
28. Frankenberger R., Tay F.R.: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21, 397-412 (2005)
29. Frankenberger R.: Das bleibt haften. *Dent Mag* 2, 14-24 (2006)
30. Frankenberger R.: Hat der Randspalt ausgespielt? Zur Widerstandsfähigkeit der Klebefuge von Cerec-Inlays. *Dtsch Zahnärztebl* 116, 36-38 (2007)
31. Frankenberger R., Lohbauer U., Roggendorf M.J., Naumann M., Taschner M.: Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 10, 339-344 (2008)
32. Frankenberger R., Lohbauer U., Schaible R.B., Nikolaenko S.A., Naumann M.: Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater* 24, 185-191 (2008)
33. Frankenberger R., Taschner M., Garcia-Godoy F., Petschelt A., Krämer N.: Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *J Adhes Dent* 10, 393-398 (2008)
34. Frankenberger R., Roggendorf M.J., Braun A.: Adhäsives Befestigen von Keramikinlays und -teilkronen. *Quintessenz* 63, 289-292 (2012)
35. Frankenberger R.: *Adhäsive Zahnheilkunde*. Deutscher Ärzteverlag, Köln, 5-7 (2013)
36. Frankenberger R.: *Die Adhäsivfiibel*. Spitta Verlag, Ballingen: 3. Auflage (2013)
37. Friedl K.-H., Lang R.: Kleben oder nicht kleben? Der richtige Umgang mit vollkeramischen Restaurationen. *ZMK* 29, 358-367 (2013)
38. Gängler P., Hoffmann T., Willershausen B.: *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Thieme, Stuttgart (2010)
39. Garcia-Godoy F., Krämer N., Feilzer A.J., Frankenberger R.: Long term degradation of enamel and dentin bonds: 6-years results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 26, 1113-1118 (2010)
40. Glockner K., Reich M.E., Kos S., Ebeleseder K., Keil C., Städtler P.: Marginale Randadaptation von zahnfarbenen Klasse-II-Versorgungen. *Dtsch Zahnärztl Welt* 107, 679-685 (1998)

41. Groten M., Girthofer S., Pröbster L.: Marginal fit consistency of copymilled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24, 871-881 (1997)
42. Hahn C.: Beurteilung der Klebefugenabrasion von Adhäsivinlays in vivo. Dissertation, FAU Erlangen-Nürnberg (1997)
43. Hahn R.: Zahnfarbene Inlays. In: Heidemann D (Hrsg.): Kariologie und Füllungstherapie, 4 ed., Urban & Schwarzenberg, München, S. 221-253 (2005)
44. Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759 (1994)
45. Haller B., Blunck U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 93, 48-58 (2003)
46. Haller B., Janke F.: Sind selbstkonditionierende Bondingsysteme praxistauglich? Und wenn ja, wofür? Teil 1: Grundlagen, Zusammensetzung, Haftmechanismus, Klassifikation. *Quintessenz* 63, 711-732 (2012)
47. Hayashi M., Tsuchitani Y., Kawamura Y., Miura M., Takeshige F., Ebisu S.: Eight-year clinical evaluation of fired ceramic inlays. *Oper Dent* 25, 473-481 (2000)
48. Hayashi M., Wilson N.H., Yeung C.A., Worthington H.V.: Systematic review of ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 7, 8-19 (2003)
49. Hayashi M., Tsubakimoto Y., Takeshige F., Ebisu S.: Analysis of longitudinal marginal deterioration of ceramic inlays. *Oper Dent* 29, 386-391 (2004)
50. Heerklotz, J.: In vivo-Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit eines neuen Befestigungskomposits. Dissertation Universität Erlangen-Nürnberg (2014)
51. Heintze S.D.: Predictability of clinical wear by laboratory wear methods for the evaluation of dental restorative materials. Habilitationsschrift, Universität Groningen (2010)
52. Hellwig E., Klimek J., Attin T.: Einführung in die Zahnerhaltung, 6 ed., Urban & Fischer, München (2013)
53. Heymann H.O., Bayne S.C., Sturdevant J.R., Wilder A.D. Jr., Roberson T.M.: The clinical performance of CAD-CAM-generated ceramic inlays: a four-year study. *J Am Dent Assoc* 127, 1171-1181 (1996)
54. Hickel R., Heid M., Kunzelmann K.H., Petschelt A.: Durchhärttiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 182-185 (1992)

55. Hickel R., Kunzelmann K.H.: Neuer Stand der zahnfarbenen Seitenzahnrestorationen. *Zahnärztl Mitt* 82, 74-84 (1992)
56. Hicks J., Ellis R., Flaitz C., Westerman G., Powell L.: Restoration-enamel interface with argon laser and visible light polymerization of compomer and composite resin restorations: A polarized light and scanning electron microscopic in vitro study. *J Clin Pediatr Dent* 27, 353-358 (2003)
57. Hikita K., van Meerbeek B., Peumans M.: Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 23, 71-80 (2007)
58. Ilie N., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage. *Dent Mater* 22, 593-601 (2006)
59. Isenberg B., Essig M., Leinfelder K.: Three year clinical evaluation of CAD/CAM restorations. *J Esthet Dent* 4, 173-176 (1992)
60. Ivoclar Vivadent: IPS Empress[®] Direct. 25.06.2013. <http://www.ivoclarvivadent.de/zoolu-website/media/document/834/IPS+Empress+Direct>
61. Janda R.: Part 2. Adhesive systems for dentistry and dental technique. Adhesives and adhesive techniques. *Dent Labor* 40, 615-627 (1992)
62. Janda R.: Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. Teil 2: Grundlagen. *Quintessenz Zahntech* 33, 186-194 (2007)
63. Janda R., Roulet J.F., Latta M., Rüttermann S.: Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 82: 545-551 (2007)
64. Janda R.: Schmelz-Dentin-Adhäsive. Eine Übersicht für den Zahntechniker. *Quintessenz Zahntech* 35, 330-344 (2009)
65. Janda R.: Theoretische Grundlagen des Klebens. *Quintessenz Zahntech* 35, 66-78 (2009)
66. Kawai K., Isenberg B.P., Leinfelder K.F.: Effect of gap dimension on composite resin cement wear. *Quintessence Int* 25, 53-58 (1994)
67. Kern M.: Die Digitaltechnik öffnet neue Türen. *Zahnarztwoche* 5, 25-28 (2008)
68. Krämer N., Sindel J., Petschelt A.: Einfluss des Füllkörpergehaltes von Hybridkompositen auf die Filmschichtstärke. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 166-168 (1996)

69. Krämer, N., Pelka, M., Kautetzky, P., Sindel, J., Petschelt, P.: Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern. Dtsch Zahnärztl Z 52, 186-189 (1997)
70. Krämer N.: Die Klebefuge bei zahnfarbenen Inlays – Ein locus minoris resistentiae? Habilitationsschrift, FAU Nürnberg-Erlangen (1999)
71. Krämer N., Frankenberger R.: Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. Oper Dent 25, 466-472 (2000)
72. Krämer N., Lohbauer U., Frankenberger R.: Adhesive luting of indirect restorations. Am J Dent 13 (Spec No), 60D-76D (2000)
73. Krämer N.: Prüfplan für „Klinische Studie zur Bewertung von Rely X Unicem Maxicap zur adhäsiven Befestigung (2003)
74. Krämer N., Frankenberger R.: Clinical performance of bonded leucitereinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. Dent Mater 21, 262-271 (2005)
75. Krämer N., Ebert J., Petschelt A., Frankenberger R.: Ceramic inlays bonded with two adhesives after 4 years. Dent Mater 22, 13-21 (2006)
76. Krämer N., Garcia-Godoy F., Reinelt C., Frankenberger R.: Clinical performance of posterior compomer restorations over 4 years. Am J Dent 19, 61-66 (2006)
77. Krämer N., Kunzelmann K.H., Taschner M., Mehl A., Garcia-Godoy F., Frankenberger R.: Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. J Dent Res 85, 1097-1100 (2006)
78. Krämer N., Frankenberger R.: Befestigungskomposite und -kompomere. In: Kappert H., Eichner K. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Thieme Verlag, Stuttgart, S. 184-196 (2008)
79. Krämer N., Taschner M., Lohbauer U., Petschelt A., Frankenberger R.: Totally bonded ceramic inlays and onlays after eight years. J Adhes Dent 10, 307-314 (2008)
80. Krämer N., García-Godoy F., Reinelt C., Feilzer A.J., Frankenberger R.: Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. Dent Mater 27, 455-464 (2011)
81. Krejci I., Lutz F.: Seitenzahn-Composite - Warum (noch) nicht? Phillip J Restaur Zahnmed 3, 5-12 (1986)
82. Krejci I.: Zahnfarbene Restaurationen. Hanser, München (1992)

83. Krejci I., Lutz F., Fullemann J.: Tooth-colored inlays/overlays. Toothcolored adhesive inlays and overlays: materials, principles and classification. Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 72-83 (1992)
84. Krejci I., Reich T., Bucher W., Lutz F.: Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 160-169 (1994)
85. Kugel G., Ferrari M.: The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc 131, 20-25 (2000)
86. Kumbuloglu O., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K.: A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. Int J Prosthodont 17, 357-363 (2004)
87. Kunzelmann K.H., Hickel R.: Stress profile during curing contraction of composite resin adhesives. Dtsch Zahnärztl Z 45, 699-700 (1990)
88. Kunzelmann K.H., Hickel R., Petschelt A.: Die Ultraschalleinsatztechnik am Beispiel des Pertac-Hybridinlay-Systems. Zahnärztl Welt 101, 764-768 (1992)
89. Kunzelmann K.H., Krause F., Hickel R.: Dentinhaftung von Kompositfüllungen und Keramikinlays in Klasse-II-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 48, 724-727 (1993)
90. Kunzelmann, K.H., Deigner, M., Hickel, R.: Dreimedienabrasion von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme. Dtsch Zahnärztl Z 48, 109-111 (1993)
91. Kunzelmann K.H.: Verschleißanalyse und Quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitationsschrift, Ludwig-Maximilians-Universität München (1996)
92. Kunzelmann K.H., Perry R., Mehl A., Hickel R.: Sind subjektive Bewertungsskalen zur Verschleißquantifizierung noch zeitgemäß? Dtsch Zahnärztl Z 54, 575-580 (1999)
93. Kunzelmann K.H., Hickel R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. In: Die Adhäsivtechnologie, Ein Leitfaden für Theorie und Praxis, edited by Dent Net Masters II, Seefeld, 3M Espe Expert Education, S. 46-52 (2001)
94. Lamprecht C., Krämer N., Flessa H.P., Frankenberger R., Mehl A., Kunzelmann K.H., Pelka M.: Computer-based quantitative evaluation of luting gaps. J Dent Res 76, Abstr. Nr. 2065, 272 (1997)

95. Lang H., Schwan R., Burwinkel M., Soltesz U., Nolden R.: Zur Messung des Verschleißes an Füllungsmaterialien mit optoelektrischen Verfahren. Dtsch Zahnärztl Z 49, 276-278 (1994)
96. Lee A., An W., Chang J., Um C.: Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. Dent Mater 24, 1141-1147 (2008)
97. Lenhard M.: Kompositrestaurationen, in Adhäsive Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, S. 84-85 (2013)
98. Lohbauer U., Pelka M., Belli R., Schmitt J., Mocker E., Jandt K.D., Müller F.A.: Degree of conversion of luting resins around ceramic inlays in natural deep cavities: a micro-Raman spectroscopy analysis. Oper Dent 35, 579-586 (2010)
99. Lohbauer U., Belli R., Ferracane J.L.: Factors Involved in Mechanical Fatigue Degradation of Dental Resin Composites. J Dent Res 92, 584-591 (2013)
100. Marxkors R., Geis-Gerstorfer J., Meiners H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe: Vom Defekt zur Restauration. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, S. 225 (2008)
101. Mehl A., Gloger W., Kunzelmann K.H., Hickel R.: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. Dtsch Zahnärztl Z 51, 23-27 (1996)
102. Mörmann W.: Technischer Stand und klinische Bewährung - 20 Jahre CAD/CAM-Restauration. Zahnärztl Mitt 11, 58-65 (2006)
103. Monolakis K.: Schmelzhaftung ausgewählter adhäsiver Zementsysteme. Dtsch Zahnärztl Z 50, 582-584 (1995)
104. Naranjo J., Ali M., Belles D.: Comparison of shear bond strength of self-etch and self-adhesive cements bonded to lithium disilicate, enamel and dentin. Tex Dent J. 132, 914-921 (2015)
105. Nikolaenko S.A., Lohbauer U., Roggendorf M., Petschelt A., Dasch W., Frankenberger R.: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater 20, 579-585 (2004)
106. Noack M.J.: Die Passgenauigkeit von Komposit-, Glaskeramik- und Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 49, 873-878 (1994)
107. Noack M.J., Roulet J.F.: Tooth-colored inlays. Curr Opin Dent 1, 172-178 (1991)

108. Noack M.J., Roulet J.F., Bergmann P.A.: A new method to lute tooth colored inlays with highly filled composite resins. *J Dent Res* 70, Abstr. Nr. 1528, 457 (1991)
109. O'Brien W.J.: *Dental materials and their selection*, 4 ed. Quintessence, Berlin (2012)
110. Ornaghi B.P., Meier M.M., Rosa V., Cesar P.F., Lohbauer U., Braga R.R.: Subcritical crack growth and in vitro lifetime prediction of resin composites with different filler distributions. *Dent Mater* 28, 985-995 (2012)
111. Ost S.: Abrasion, Attrition und Erosion - Das Gebiss als tribologisches System (I). *Quintessenz Team-Journal* 34, 203-209 (2004)
112. Ost S.: Abrasion, Attrition und Erosion - Das Gebiss als tribologisches System (II). *Quintessenz Team-Journal* 34, 259-266 (2004)
113. Pelka M., Krämer N., Kunzelmann K.H.: Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 488-491 (1993)
114. Pelka M., Krämer N., Kunzelmann K.H.: Messfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 725-728 (1995)
115. Pelka M., Reinelt C., Krämer N., Faßbender U., Petschelt P.: In-vivo Abrasion bei IPS Empress®-Inlays. Eine Modellanalyse nach 24 Monaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 917-919 (1995)
116. Perdigao J., Lambrechts P., Van Meerbeek B., Braem M., Yildiz E., Yucel T., Vanherle G.: The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent* 9, 167-173 (1996)
117. Perry R., Kugel G., Kunzelmann K.H., Flessa H.P., Estafan D.: Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J Am Dent Assoc* 131, 1472-1477 (2000)
118. Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K., Poitevin A., Lambrechts P., Van Meerbeek B.: Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *J Adhes Dent* 12, 151-161 (2010)
119. Peumans M., Voet M., De Munck J., Van Landuyt K., Van Ende A., Van Meerbeek B.: Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin Oral Investig* 17, 739-750 (2013)

120. Peutzfeldt A., Sahafi A., Flury S.: Dentinhaftung von Zementen. Der Haftverbund von Zementen mit Dentin in Kombination mit verschiedenen indirekten Restaurationsmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 121, 1153-1158 (2011)
121. Piwowarczyk A., Bender R., Otti P., Lauer H.: Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater* 23, 211-217 (2007)
122. Pröbster L., Groten M.: Keramikinlays: Der konservative Ansatz. *Quintessenz* 61, 597-605 (2010)
123. Reimer L., Pfefferkorn G.: Raster-Elektronenmikroskopie. Springer Verlag, Berlin (1977)
124. Roulet J.F., Reich T., Blunck U., Noack M.J.: Quantitative margin analysis in the scanning electron microscope. *Scanning Microsc* 3, 147-159 (1989)
125. Roulet J.F.: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent* 22 (Suppl 1), 9-12 (1994)
126. Ryge G., Snyder M.: Evaluating the clinical quality of restorations. *J Am Dent Assoc* 87, 369-377 (1973)
127. Schäffer H., Dumfahrt H., Gausch K.: Oberflächenstruktur und Substanzverlust beim Ätzen keramischer Materialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99, 530-543 (1989)
128. Schenke F., Federlin M., Hiller K.A., Moder D., Schmalz G.: Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig* 16, 451-461 (2012)
129. Schütz-Dental GmbH. AlphaDie MF Verarbeitungsanleitung, Rosbach (2014)
http://www.schuetz-Dental.de/media/pdf/621249_alphadie_mf_anleitungen_04_2014.pdf
130. SD Mechatronik GmbH: LAS 20 Application Note (2013)
131. Shah M.B., Ferracane J.L., Kruzic J.J.: Mechanistic aspects of fatigue crack growth behavior in resin based dental restorative composites. *Dent Mater* 25, 909-916 (2009)
132. Sindel J., Kunzelmann K.H.: Vergleich der Ätzbarkeit von Leuzitglaskeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 478-480 (1993)

133. Sjögren G., Molin M., van Dijken J., Bergman M.: Ceramic inlays (Cerec) cemented with either a dual-cured or a chemically cured composite resin luting agent. A 2-year clinical study. *Acta Odontol Scand* 53, 325-330 (1995)
134. Sjögren G., Molin M., van Dijken J.W.: A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. *Int J Prosthodont* 17, 241-246 (2004)
135. Steinbrenner H., Eickholz P., Staehle H.J.: Zur Reproduzierbarkeit der qualitativen und quantitativen Randanalyse. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 920-923 (1995)
136. Swift E.J. Jr., Perdigão J., Heymann H.O.: Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 26, 95-110 (1995)
137. Szep S.: Komposit Materialkunde. Teil 1: Herkömmliche Komposite. *Quintessenz Team-Journal* 35, 203-210 (2005)
138. Taschner M., Frankenberger R., García-Godoy F., Rosenbusch S., Petschelt A., Krämer N.: IPS Empress inlays luted with a self-adhesive resin cement after 1 year. *Am J Dent* 22, 55-59 (2009)
139. Taschner M., Krämer N., Lohbauer U., Pelka M., Breschi L., Petschelt A., Frankenberger R.: Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with selfadhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater* 28, 535-540 (2012)
140. Thonemann B., Federlin M., Schmalz G., Schams A.: Clinical evaluation of heat-pressed glass-ceramic inlays in vivo: 2-year results. *Clin Oral Investig* 1, 27-34 (1997)
141. van Dijken J.W., Hörstedt P.: Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J Dent* 5, 265-272 (1994)
142. Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *DZZ* 49, 977-884 (1994)
143. Van Meerbeek B., Braem M., Lambrechts P., Vanherle G.: Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 22, 141-146 (1994)
144. Vargas M.A., Bergeron C., Diaz-Arnold A.: Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 142, 20-24 (2011)
145. Walther W., Reiss B., Toutenberg H.: Clinical long-term results and 10-year Kaplan-Meier analysis of Cerec restorations. *Int J Comput Dent* 3, 9-23 (2000)

146. Watts D.C., Satterthwaite J.D.: Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 24, 1-8 (2008)
147. Weber K.: Randqualität und Mikropenetrationsverhalten verschiedener Adhäsiv- und Kompositsysteme in gemischten Klasse-V-Kavitäten. Dissertation, Med Universität München (2003)
148. Weiß C.: Basiswissen Medizinische Statistik. 5. Auflage, Springer, Berlin/Heidelberg (2010)
149. Wimmer S.: Zum Vergleich verschiedener Methoden der Haftkraftmessung von Dentinadhäsiven nach künstlicher Alterung. Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg 2011
150. www.willytech.com/Laser.html, Stand 19.10.2013
151. Yap A.U., Ong L.F., Teoh S.H., Hastings G.W.: Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. *J Oral Rehabil* 26, 228-235 (1999)
152. Zeeck A.: Chemie für Mediziner. 7. Aufl., Urban & Schwarzenberg, München (2010)

11. Anhang

Anlage 1

Mittelwerte (μ) und Standardabweichungen (σ) der mittels XPERT[®] und SPSS[®] ausgewerteten 40 Versuchszähne bei Baseline, 6 Monaten und 12 Monaten

	Baseline		6 Monate		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	μ	σ	
Mittelwert der mittleren Klebefugentiefe [μm]	17,88	8,72	24,12	13,03	27,3	10,6	0,000
Mittelwert der mittleren Breite der Klebefuge [μm]	161,06	57,72	197,23	62,23	231,9	53,08	0,000
Gesamtunterschuss [%]	29,24	15,52	44,76	15,76	54,79	15,68	0,000
Gesamtlänge der auswertbaren Fuge [μm]	3646,4	2250,2	5484,2	2605,3	6815,7	3253,2	0,000
Mittleres Volumen [μm^3]	$1,2 \cdot 10^7$	$1,4 \cdot 10^7$	$3,0 \cdot 10^7$	$2,9 \cdot 10^7$	$4,5 \cdot 10^7$	$2,9 \cdot 10^7$	0,000
Mittlere auswertbare Fläche [μm^2]	$6,1 \cdot 10^5$	$4,7 \cdot 10^5$	$1,1 \cdot 10^6$	$6,5^5$	$1,5 \cdot 10^6$	$6,7 \cdot 10^5$	0,000

Anlage 2

Mittelwerte (μ) und Standardabweichungen (σ) der mittels XPERT[®] und SPSS[®] (Friedman-Test) ausgewerteten 20 RelyXUnicem[®] Zähne bei Baseline, 6 Monaten und 12 Monaten

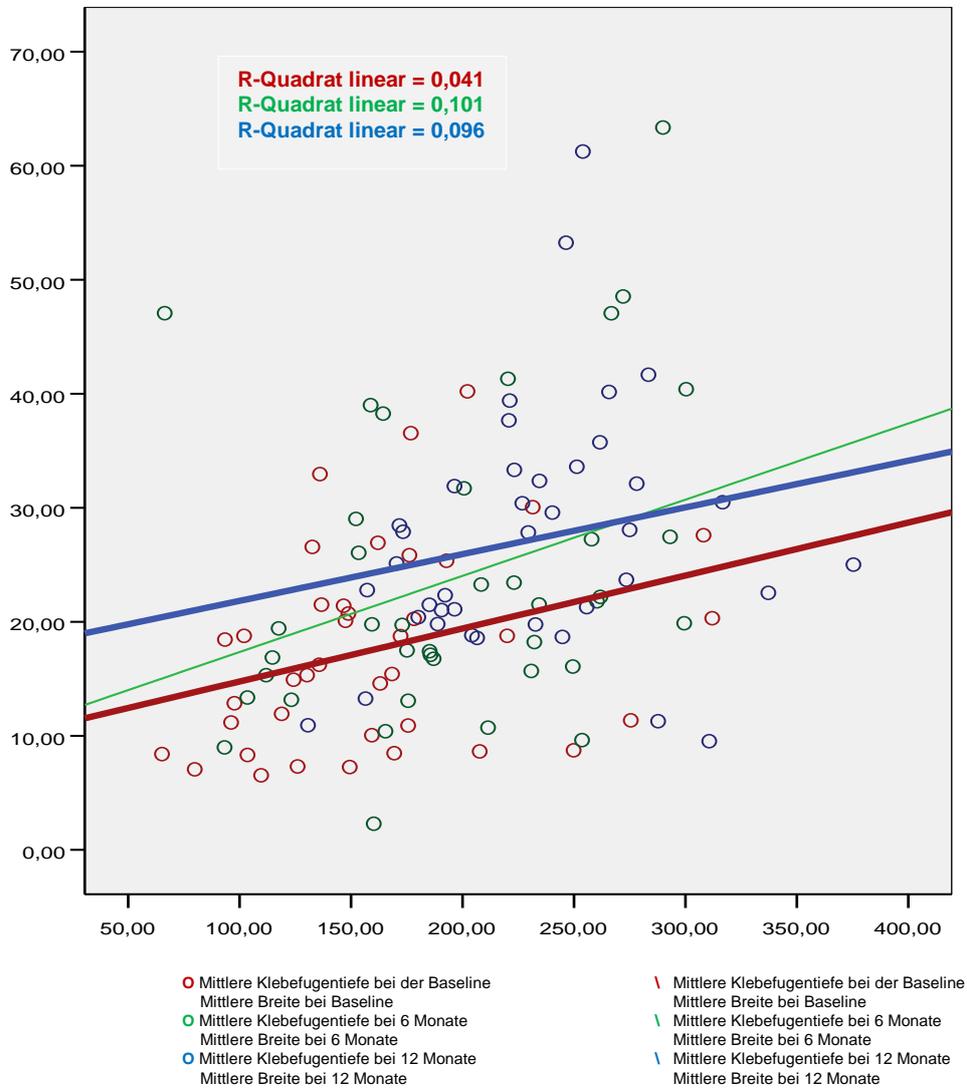
	Baseline		6 Monate		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	μ	σ	
Mittelwert der mittleren Klebefugentiefe [μm]	19,10	7,97	31,23	13,31	31,59	10,32	0,000
Mittelwert der mittleren Breite der Klebefuge [μm]	162,49	45,67	203,87	68,05	239,88	57,81	0,000
Gesamtunterschuss [%]	35,42	17,50	49,87	15,89	61,58	14,77	0,000
Gesamtlänge der auswertbaren Fuge [μm]	4345,7	2340,7	6011,7	2293,7	7520,9	2948,5	0,000
Mittleres Volumen [μm^3]	$1,5 \cdot 10^7$	$1,3 \cdot 10^7$	$4,0 \cdot 10^7$	$2,9 \cdot 10^7$	$5,7 \cdot 10^7$	$2,8 \cdot 10^7$	0,000
Mittlere auswertbare Fläche [μm^2]	$7,2 \cdot 10^5$	$4,1 \cdot 10^5$	$1,2 \cdot 10^6$	$5,5 \cdot 10^5$	$1,7 \cdot 10^6$	$5,7 \cdot 10^5$	0,000

Mittelwerte (μ) und Standardabweichungen (σ) der mittels XPERT[®] und SPSS[®] (Friedman-Test) ausgewerteten 20 Variolink[®] II Low Zähne bei Baseline , 6 Monaten und 12 Monaten

	Baseline		6 Monate		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	μ	σ	
Mittelwert der mittleren Klebefugentiefe [μm]	16,67	9,46	17,01	8,04	23,00	9,16	0,000
Mittelwert der mittleren Breite der Klebefuge [μm]	159,70	68,43	190,9	57,20	224,4	48,44	0,000
Gesamtunterschuss [%]	23,38	10,81	39,90	14,38	48,34	13,97	0,000
Gesamtlänge der auswertbaren Fuge [μm]	2981,9	1995,8	4983,1	2837,1	6145,7	3458,5	0,000
Mittleres Volumen [μm^3]	$1,0 \cdot 10^7$	$1,4 \cdot 10^7$	$2,1 \cdot 10^7$	$2,7 \cdot 10^7$	$3,3 \cdot 10^7$	$2,5 \cdot 10^7$	0,000
Mittlere auswertbare Fläche [μm^2]	$5,0 \cdot 10^5$	$5,1 \cdot 10^5$	$1,0 \cdot 10^6$	$7,3 \cdot 10^5$	$1,3 \cdot 10^6$	$7,0 \cdot 10^5$	0,000

Anlage 3

Durch lineare Regression ermittelte Tiefen-Breiten-Beziehung (Korrelation) der 40 ausgewerteten Versuchszähne in Abhängigkeit von der Zeit.



Anlage 4

Mittelwert (μ) und Standardabweichung (σ) der qualitativen Analyse beider Kleber bei Baseline und 12 Monaten sowie deren Signifikanz (p)

	Baseline		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	
Perfekter Rand [%]	8,52	11,58	0,03	0,19	0,000
Überschuss [%]	2,65	8,41	0,59	3,77	0,035
Positive Stufe zum Inlay [%]	0,00	0,00	0,00	0,00	---
Negative Stufe zum Inlay [%]	74,69	21,61	92,80	7,89	0,000
Spalt zum Inlay / Zahn [%]	0,0	0,0	3,31	6,85	0,000
Nicht beurteilbar [%]	14,11	12,66	3,24	4,81	0,000
Gesamtlänge pro Zahn [μm]	12425	4247	12354	4197	0,461

Anlage 5

Ergebnisse der qualitativen Analyse von RelyXUnicem[®] bei Baseline und 12 Monaten

	Baseline		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	
Perfekter Rand [%]	5,43	8,57	0,000	0,000	0,005
Überschuss [%]	0,000	0,000	0,000	0,000	---
Positive Stufe zum Inlay [%]	0,000	0,000	0,000	0,000	---
Negative Stufe zum Inlay [%]	83,48	15,13	92,44	9,05	0,016
Spalt zum Inlay / Zahn [%]	0,0	0,0	5,35	8,82	0,004
Nicht beurteilbar [%]	11,07	9,64	2,20	3,60	0,000
Gesamtlänge [μm]	12472	3423	12791	3507	0,522

Ergebnisse der qualitativen Analyse von Variolink® II Low bei Baseline und 12 Monaten

	Baseline		12 Monate		p
	μ	σ	μ	σ	
Perfekter Rand [%]	11,61	13,49	0,07	0,26	0,000
Überschuss [%]	5,31	11,42	1,19	5,33	0,035
Positive Stufe zum Inlay [%]	0,000	0,000	0,000	0,000	---
Negative Stufe zum Inlay [%]	65,91	23,82	93,16	6,75	0,000
Spalt zum Inlay / Zahn [%]	0,000	0,000	1,26	3,13	0,061
Nicht beurteilbar [%]	17,15	14,71	4,29	5,68	0,003
Gesamtlänge [μm]	12378	5029	11917	4843	0,819

12. Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

13. Danksagung

Besonderen Dank gilt Herr Prof. Dr. Norbert Krämer, der mich von der Zeit des Studiums in Erlangen bis hin zur Fertigstellung dieser Arbeit stets geduldig unterstützt hat, gut beraten und mit Rat und Tat zur Seite stand.

Weiteren Dank möchte ich insbesondere meiner geliebten Frau Sandra aussprechen ohne deren unterstützenden Worte es womöglich nicht zur Erlangung der Doktorwürde gereicht hätte. Sie hat mir stets die benötigte Zeit im stressigen Familienalltag gegeben und verschafft wenn ich darum gebeten habe.