

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Einfluss der Oberflächenvorbehandlung
von PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffkronen
auf die Verbundfestigkeiten im
Kronenabzugsversuch**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Daliah Kohen
aus München
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

Mitberichterstatter:
Priv. Doz. Dr. Dr. Jürgen Durner
Prof. Dr. Nicoleta Ilie

Mitbetreuung durch die
promovierte Mitarbeiterin:
Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk,
MSc

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2015

Eidesstattliche Versicherung

Kohen, Daliah

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema
**Einfluss der Oberflächenvorbehandlung von PMMA-basierten
CAD/CAM-Kunststoffkronen auf die Verbundfestigkeit im Kronenabzugsversuch**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 22.10.2014

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

Meiner Familie

Gliederung

1 Einleitung	7
2 Literaturübersicht.....	9
2.1 CAD/CAM-Kunststoffe in der Zahnmedizin	9
2.2 Befestigungskomposite	12
2.2.1 Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz	13
2.2.2 Mechanischer Verbund zwischen Befestigungskomposit und PMMA-basierten Kunststoffkronen	16
2.2.3 Chemischer Verbund zwischen Befestigungskomposit und PMMA-basierten Kunststoffkronen	17
2.3 Unterschiedliche Messmethoden	18
2.3.1 Vergleich Mikroversuche mit Makroversuche	18
2.3.2 Vergleich zwischen Scherversuch und Zugversuch.....	20
2.3.3 Kronenabzugsversuch	22
3 Fragestellungen.....	26
4 Material und Methode.....	27
4.1 Übersicht.....	27
4.2 Herstellung der Prüfkörper	30
4.2.1 Einbetten der Zähne	30
4.2.2 Präparation der Zähne	31
4.2.3 Scannen und Oberflächenberechnung	32
4.2.4 Kronenherstellung.....	34
4.2.5 Befestigung der PMMA-basierten Kunststoffkronen	35
4.2.6 Kronenabzugsversuch	39
4.3 Statistische Auswertung	42
5 Ergebnisse.....	43
5.1 Verbundfestigkeit	43
5.1.1 Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeiten des selbstadhäsiven Komposit Clearfil SA Cement	44
5.1.1.1 Einfluss auf die initialen Verbundfestigkeiten.....	44
5.1.1.2 Einfluss auf die Verbundfestigkeiten nach Alterung.....	45
5.1.1.3 Initiale Verbundfestigkeiten im Vergleich zu Verbundfestigkeiten nach Alterung.....	45
5.1.2 Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeiten des konventionellen Komposit Variolink II.....	46
5.1.2.1 Einfluss auf die initiale Verbundfestigkeiten.....	46
5.1.2.2 Einfluss auf die Verbundfestigkeiten nach Alterung.....	46
5.1.2.3 Initiale Verbundfestigkeiten im Vergleich zu Verbundfestigkeiten nach Alterung.....	47
5.1.3 Einfluss der Befestigungskomposite Clearfil SA Cement und Variolink II auf die Verbundfestigkeit.....	48

Gliederung

5.1.3.1	Initiale Verbundfestigkeiten.....	48
5.1.3.2	Verbundfestigkeiten nach Alterung.....	49
5.2	Bruchbildanalyse	50
6	Diskussion	54
6.1	Kritik an der Methodik	55
6.1.1	Anzahl der Prüfkörper	55
6.1.2	Einfluss anwenderspezifischer Parameter und natürlicher Zähne	56
6.1.3	Einfluss des Einbettkunststoffes	58
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	58
6.2.1	Vergleich mit anderen Studienergebnissen	58
6.2.2	Diskussion der Bruchbilder	59
6.2.3	Diskussion der künstlichen Alterung mittels Thermolastwechsel	61
7	Zusammenfassung.....	63
8	Danksagung.....	66
9	Literaturverzeichnis	67

1 Einleitung

Zahnfarbene Restaurationen haben in den letzten Jahren stark an Beliebtheit zugenommen. Aufgrund der hohen ästhetischen Ansprüche, selbst im hinteren Seitenzahnbereich, rücken zahnfarbene Werkstoffe wie Kunststoff- und Keramikrestaurationen immer weiter in den Vordergrund.

Lange Zeit wurden dentale Keramiken aufgrund besserer mechanischer sowie biokompatibler Eigenschaften den Kunststoffen vorgezogen. Polymethylmethacrylat (PMMA)-basierte Kunststoffrestaurationen wurden bisher nur als Langzeitprovisorien eingesetzt. Seit Einführung industriell gefertigter Kunststoffrohlinge rückt ihr Fokus jedoch weiter in den Vordergrund [1-3]. Durch die maschinell standardisierte Polymerisation werden stark quervernetzte Hochleistungskunststoffe mit hoher Dichte geschaffen [4]. Dadurch erzielen die computer-aided-design/computer-aided-manufacturing (CAD/CAM)-Kunststoff-Rohlinge signifikant höhere mechanische Eigenschaften als manuell polymerisierte Kunststoffe [3, 5, 6]. Dies wirkt sich unter anderem in einer gesteigerten Festigkeit sowie Abrasionsbeständigkeit als auch einer geringeren Verfärbungsrate aus [7-9]. Die Hochleistungskunststoffe werden bereits vermehrt in komplexen klinischen Fällen verwendet [4, 10]. Während der Vorbehandlungszeit dienen sie vor dem definitiven Eingliedern der Erprobung neuer Keramikrestaurationen auf Funktion, Phonetik und Ästhetik [10]. Da sich diese Kunststoffe in Hinsicht auf Funktion und Ästhetik den Keramikerrestaurationen als ebenbürtig erwiesen, könnten sie als kostengünstige Alternative definitiv eingesetzt werden. Hierzu ist jedoch eine ausreichende Verbundfestigkeit insbesondere im Hinblick auf den Langzeitverbund notwendig. Durch die industrielle Polymerisation ist die Konversionsrate so hoch, dass kaum noch Restmonomer vorhanden ist. Die geringe Anzahl der freien Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche erschwert die chemische Bindung an die adhäsiven Befestigungsmaterialien [2]. Daher ist es zurzeit noch schwierig, einen dauerhaften Verbund zum Befestigungsmaterial zu erzielen. Für einen optimalen Verbund sind sowohl chemische, als auch mechanische Haftmechanismen notwendig [11]. Verschiedene Vorbehandlungsmethoden bezüglich

Einleitung

des mechanischen Verbundes für PMMA-basierte Kunststoffe, wurden bereits erfolgreich untersucht [2, 12]. Die Literatur weist bisher jedoch wenige Studien auf, welche den chemischen Langzeitverbund der Kunststoffrestaurierung zum Befestigungskomposit untersuchten. Ziel der vorliegenden Versuche war es daher, einen geeigneten Langzeitverbund der PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffe zum Befestigungskomposit durch chemische Vorbehandlung zu erzielen. Dabei wurde der Einfluss verschiedener Adhäsivsysteme auf den Verbund PMMA-basierter CAD/CAM-Kunststoffe zu zwei unterschiedlich zusammengesetzten Befestigungskompositen, sowie die Verbundfestigkeit nach thermischer Alterung im Kronenabzugsversuch getestet.

2 Literaturübersicht

2.1 CAD/CAM-Kunststoffe in der Zahnmedizin

In den letzten Jahren wurden aufgrund der höheren ästhetischen [13] Anforderungen zunehmend mehr zahnfarbene Einzelzahnrestorationen eingesetzt [14]. Durch die Möglichkeit der adhäsiven Befestigung kann substanzschonender präpariert werden [15]. Die stetige Verbesserung der materiellen Eigenschaften dentaler Kunststoffe sowie des adhäsiven Verbundes zur Zahnhartsubstanz scheinen eine vielversprechende Entwicklung der restaurativen Zahnmedizin zu sein [7]. Die vielen Vorteile der maschinell angefertigten Kunststoffe erklären, weshalb sich heutzutage CAD/CAM-Technologien und adhäsive Verfahrenstechniken in der Zahnmedizin so stark etablieren. Zahlreiche Dentalfirmen bieten mittlerweile ihre Kunststoffe auch als industriell polymerisierte CAD/CAM-Rohlinge an.

Durch die industrielle Polymerisation unter hohem Druck und hohen Temperaturen können die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe verbessert werden [4-8, 16], welche sich somit für das CAD/CAM-Verfahren eignen [7]. CAD/CAM-gefertigte Restaurationen erlangen bessere mechanische Eigenschaften als manuell hergestellte aus derselben Werkstoffklasse [3, 5, 6]. Dazu gehören Biegefestigkeit, Frakturstabilität und Abrasionsbeständigkeit. Die Biegefestigkeit hängt von dem verwendeten Werkstoff, Herstellungsprozess sowie den Lagerungsbedingungen ab [5]. Die Reproduzierbarkeit unter standardisierten Bedingungen beeinflusst die Qualität der industriellen Kunststoffe positiv im Vergleich zu konventionell hergestellten Restaurationen [2, 17]. Dies macht sich in Hinsicht auf die ästhetischen und mechanischen Eigenschaften bemerkbar [17]. Die mechanischen Eigenschaften der manuell hergestellten Kunststoffe variieren unter anderem je nach Anwender, Mischverhältnis der Kunststoffkomponenten, Polymerisationsgerät und Polymerisationsdauer [3]. Laut *Göncü Başaran et al.* [16] resultiert die Polymerisation der CAD/CAM-Kunststoffe unter Vakuum und Druck in einer höheren Konversionsrate der Kohlenstoff-

Kohlenstoff-Doppelbindungen und gleichzeitig in eine geringere Porosität verglichen mit den manuell hergestellten Kunststoffen [16]. Durch die feine Mikrostruktur der Rohlinge wird die Abrasionsbeständigkeit optimiert [17]. Zudem weisen industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffe nach den Kausimulationen niedrigere Materialverluste auf als die manuell polymerisierten [8]. Somit sind CAD/CAM-Rohlinge nicht nur aus wirtschaftlicher oder biologischer Sicht, sondern beispielsweise auch bezüglich der Abrasionsbeständigkeit aus materialkundlicher Sicht zu empfehlen [8]. Kunststoffe, welche mittels CAD/CAM-Technologien verarbeitet werden, müssen schnell fräsbare und beständig gegen maschinelle Schäden sein [17]. Durch Dentalfirmen gelieferte CAD/CAM-Rohlinge erreichen den Anwender in bereits auspolymertem Zustand [8]. In dieser Form enthalten die industriell polymerisierten Kunststoffe, wie bereits oben erwähnt, geringere Mengen an nicht umgesetzten Monomeren als manuell hergestellte Kunststoffe [8, 16]. Der geringe Restmonomergehalt minimiert das Allergiepotential für den damit in Kontakt kommenden Patienten, Zahntechniker und Zahnarzt [8]. Allerdings wirkt sich die geringe Anzahl freier Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche negativ auf den adhäsiven Verbund aus. Die fehlenden freien Radikale können keine ausreichende Bindung zwischen Befestigungsmaterial und Restauration herstellen [2]. Ein Vorteil der industriellen CAD/CAM-Kunststoffe gegenüber der manuell hergestellten bietet sich im Bereich der Abformung. Die für die CAD/CAM-Fertigung benötigten Daten können entweder intra- oder extraoral gewonnen werden [8]. Systeme mit Intraoralscannern machen eine konventionelle Abformung unnötig [8]. Dies spart nicht nur Zeit und Materialkosten, sondern ist auch für den Patienten von Vorteil, da die Abformnahme meist unangenehm und oft mit einem Würgereiz verbunden ist [8].

Im Bezug auf die Farbbeständigkeit können PMMA-basierte Kunststoffe mit Glaskeramiken gleichgesetzt werden [9], verglichen mit den Kompositen sind sie diesen sogar vorzuziehen [18]. Die meisten Dimethylacrylate besitzen eine stärkere Polarität und haben somit eine höhere Affinität zu Wasser und anderen hydrophilen Flüssigkeiten als PMMA [18]. Dadurch kommt es zu einer stärkeren Verfärbung vieler Komposite [18]. Mit Rücksicht auf bestimmte Materialeigenschaften lässt sich dennoch sagen, dass Komposite Vorteile gegenüber PMMA-basierten Kunststoffen aufwei-

sen [5, 6]. Die rasante Weiterentwicklung der Matrix- und Füllereigenschaften haben zu einer Verbesserung der Eigenschaften wie Materialhärte und Abrasionsbeständigkeit geführt [14]. Durch eine äußerst komplexe Füllertechnologie konnten natürliche Farb- und Reflexionseigenschaften generiert werden [14].

Sowohl aus ökonomischer Sicht mit geringerem Zeitaufwand und weniger Kosten [2], als auch aufgrund der mechanisch ähnlichen Eigenschaften stellen Kunststoffe eine geeignete Alternative gegenüber den beliebten Glaskeramikrestorationen dar [1-3]. Zudem sind sie weniger abrasiv bezüglich des antagonistischen Schmelzes [19-21]. Die höhere Elastizität und die etwas weichere Konsistenz erlauben hier eine schonungsvolle Adaption an die physiologischen Strukturen des funktionell geschädigten Kauorgans [14]. Sie erweitern das therapeutische Spektrum bezüglich der Korrektur von Biss Höhe und –lage [4, 14]. Auch im ästhetisch sensiblen Bereich liegen Komposite unter dem Aspekt einer noninvasiven Präparationstechnik ganz vorne [14]. Oftmals wird die monochromatische Beschaffenheit der Blöcke kritisiert [17]. Obwohl es mittlerweile neue polychromatische Keramikblöcke auf dem Markt gibt, bleiben diejenigen für Kunststoffe einfarbig [22]. Sie müssen nach dem Schleifprozess noch durch Anmalen ästhetisch optimiert werden [22]. Doch die Anwenderfreundlichkeit vor dem definitiven Einsetzen spricht für Kunststoffrestorationen. Sie müssen im Gegensatz zu Glas- und Feldspatkeramiken nicht mittels hochaggressiver Flusssäure angeätzt werden [22], um durch die erlangte Oberflächenvergrößerung [23] einen ausreichenden Verbund herstellen zu können [24]. Dies ist vor allem bei intraoralen Reparaturen ein wichtiger Aspekt [21, 22].

Aufgrund der vielen Vorteile stellt sich die Frage, ob industriell gefertigten CAD/CAM-Kunststoffe nicht auch langfristig als definitive Versorgung eingesetzt werden können. Dennoch ist die Verbundfestigkeit von Keramiken zum Zahn im Zugversuch stärker als die der Kunststoffe zum Zahn [2]. Um die Vorteile der heutigen CAD/CAM-Kunststoffe auch für definitive Restaurationen nutzen zu können, untersuchte die vorliegende Studie verschiedene Vorbehandlungsmethoden von PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffkronen zur Herstellung eines langfristigen Verbundes zu zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen.

2.2 Befestigungskomposite

Die Wahl des richtigen Befestigungsmaterials ist die letzte ausschlaggebende Entscheidung zum Langzeiterfolg von festsitzenden Restaurationen [25-27], da die Verbundfestigkeit stark von dem verwendeten Befestigungskomposit sowie den Vorbehandlungsmethoden abhängt [28]. Die Eingliederung von Kunststoff- oder vollkeramischen Restaurationen erfolgt durch adhäsive Befestigungskomposite oder teilweise auch mittels konventioneller Befestigungszemente. Dabei dienen die Befestigungsmaterialien als Bindeglied zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz [27]. Sie leiten die Kaukräfte, welche auf den festsitzenden Zahnersatz wirken, auf den Zahnstumpf weiter und sorgen für Stabilität [26] sowie Lagesicherung graziler Komposit- oder Keramikrestauration [29].

Restaurationen mit mehr als 350 MPa Biegefestigkeit können sowohl konventionell zementiert als auch adhäsiv befestigt werden [30]. Die Befestigung mit konventionellen Zementen beruht auf ausreichenden Haftflächen durch die Präparationsarchitektur [31]. Die mikroretentive Friktionswirkung der Phosphatzementpartikel im Fuge spalt bildet einen formschlüssigen Verbund. Die Klebekraft ist jedoch minimal. Phosphatzement hält nur geringen Abzugskräften stand [31]. Glasionomerzemente bieten zwar eine messbar höhere Haftwirkung an Schmelz und Dentin, für Auswascheffekte, besonders in der Fugezone und am Kronenrand, sind beide Zementtypen jedoch anfällig [31]. Adhäsive Befestigungskomposite dichten hingegen die dazwischen liegende Fuge fest ab [26, 32-34]. Durch den kraftschlüssigen Verbund wird der Restzahn stabilisiert, sofern eine Klebung im Schmelz erfolgt [30]. Durch den engen Klebeverbund der Befestigungskomposite zu Zahn und Restauration resultiert eine hohe Randgüte [33, 34], was verhindert, dass Bakterien penetrieren können [29, 32]. Die vorliegende Studie hat PMMA-basierten Kunststoff untersucht, welcher geringere Biegefestigkeit als 350 MPa aufweist. Da somit nur adhäsive Befestigungskomposite zur Eingliederung in Erwägung kommen, soll hier nicht weiter auf die konventionellen Zemente eingegangen werden.

Mit Einführung der Säure-Ätz-Technik im Jahr 1955 legte Bruncore den Grundstein für die heutige Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin [35]. Konventionelle Befestigungskomposite werden je nach verwendetem Adhäsivsystem in „etch-and-rinse“ und „self-etch“-Systeme unterteilt. Erstere erfordern nach der Ätzung der Zahnhartsubstanz mit etwa 37%iger Phosphorsäure die Applikation von mehreren Agenzien zur Konditionierung von Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial [32]. Bei den „self-etch“-Systemen kann auf die Verwendung von Phosphorsäure verzichtet werden. Vor dem Einsetzen mit Befestigungskomposit ist nur noch die Applikation eines selbstätzenden Ein-Komponenten Adhäsivs notwendig [32]. Die seit 2002 eingeführten selbstadhäsiven Befestigungskomposite benötigen laut Herstellerangaben sogar keinerlei Vorbehandlung auf der Zahnseite [32]. Aufgrund ihrer einfachen Verarbeitung und daraus resultierender Fehlerminimierung in der Anwendung [26] erfreuen sie sich immer größerer Beliebtheit [27, 32].

Adhäsive Befestigungssysteme lassen sich hinsichtlich der Polymerisationsart in lichthärtende (z.B. Kampherchinon/Amin und Licht), chemisch härtende (Benzoylperoxid und Amin) [36] sowie dualhärtende Komposite unterteilen [26]. Lichthärtende Komposite werden beim Einsetzen dünner, einigermaßen transluzenter Restauratoren empfohlen, welche die Lichttransmission bis zum Befestigungskomposit zulassen. Ist dies aufgrund der Dicke und Opazität der Restauration nicht möglich, sind dualhärtende Komposite indiziert [26]. Da chemisch härtende Befestigungskomposite wenig Spielraum in Bezug auf Farbe und Transluzenz zulassen und ihre Scherfestigkeit geringer ist [28], werden dualhärtende bevorzugt [26]. Bei den in dieser Studie verwendeten Befestigungsmaterialien handelt es sich ausschließlich um dualhärtende Komposite.

2.2.1 Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahnhartsubstanz

Wie bei jeder Art des Verbundes hängt die Verbundfestigkeit zweier haftender Materialien davon ab, ob sie im direkten Kontakt zueinander liegen. Des weiteren muss

ein physikalischer (elektrostatische Bindung), chemischer (atomare oder molekulare Bindung) oder mechanischer (Retention) Verbund an den Kontaktflächen gegeben sein [11]. Um einen dauerhaften Verbund zwischen Befestigungskomposit und Zahn zu erzielen, wird durch den Einsatz von Säuren eine mikroretentive Oberfläche geschaffen [35]. Diese Säuren werden entweder in Form von 37%iger Phosphorsäure aufgetragen und wieder abgesprüht, wie es bei den konventionellen adhäsiven Befestigungen der Fall ist [32], oder als saure Monomere appliziert [35]. Dabei wird durch das Herauslösen von Kalzium und Phosphat sowohl im Schmelz als auch im Dentin eine Oberfläche geschaffen, in welche Monomere eindringen können, um sich dort mikromechanisch zu verankern [35]. Zusätzlich wird ein chemischer Klebeverbund zum Dentin hergestellt [1, 26, 37]. Durch die Schmelzätzung mittels Phosphorsäure entstehen eine Vielzahl kleiner Poren im interprismatischen Schmelz, in welche das niedrigvisköse Adhäsiv infiltrieren und sich retentiv verankern kann [38]. Durch die Ätzung am Dentin wird die sogenannte Schmierschicht entfernt, Dentin demineralisiert und Kollagen freigelegt. Die Entfernung der Schmierschicht hat den Vorteil, dass die applizierten hydrophilen Monomere nach der Konditionierung in die Dentinkanälchen eindringen und bei der Polymerisation „retentive tags“ ausbilden, welche die Dentinkanälchen versiegeln [38]. Somit wird eine etwa 5-10 µm dicke Hybridschicht gebildet, die den ersten Schritt der Umwandlung des hydrophilen Dentins zu einer hydrophoberen Einheit darstellt [38]. Dabei ist abermals die Zusammensetzung des applizierten Adhäsivs entscheidend. Hydrophile Moleküle wie Hydroxyethyl-methacrylat (HEMA) können in besonders tiefe Bereiche infiltrieren [39]. „Etch-and-rinse“-Systeme gelten als Goldstandard bei der Konditionierung von Zahnhartsubstanzen [26]. Dennoch setzen sie, wie alle Systeme, welche die Vorbehandlung von Schmelz und Dentin beinhalten, stets eine absolut sichere Trockenlegung mittels Kofferdam voraus [32]. Sie erweisen sich als sehr techniksensitiv [2, 32]. Zudem besteht die Gefahr einer Überätzung und somit Hypersensibilisierung bei zu langem Verweilen der Phosphorsäure [32]. Auch bei der Verwendung von in Aceton gelösten Adhäsiven sollte ein exzessives Austrocknen des Dentins vermieden werden, da die freigelegten Kollagenfibrillen des Dentins sonst kollabieren und eine Adhäsion erschweren [32].

Da die Vorbehandlung von Dentin und Schmelz bei selbstadhäsenen Befestigungskompositen unnötig ist, genügt eine relative Trockenlegung ohne Koffer-dam [32]. Auch die oben beschriebene Empfindlichkeit der Adhäsivsysteme entfällt und bringt somit weniger Misserfolg aufgrund von Anwenderfehlern mit sich. Das Einsetzmaterial selbst stellt den Verbund zum Zahn her [32] und ist somit Adhäsiv-system und Befestigungskomposit in einem [26]. Der Anhaftungsmechanismus auf der Zahnoberfläche basiert, wie oben erwähnt, auf dem Vorhandensein von phos-phorsaurem Methacrylat [40, 41] in Kombination mit z.B. Phosphorsäureestern, Car-bonsäure- oder Aminosäurederivaten [37]. Diese können die Zahnhartsubstanz de-mineralisieren [21, 40] und aufgrund ihrer negativen Ladung eine Bindung mit den positiv geladenen Kalziumionen der Zahnhartsubstanz eingehen [34, 42, 43]. Somit wird eine leicht retentive Oberfläche geschaffen [37]. Wichtig beim Einsetzen mit den selbstadhäsenen Befestigungskompositen ist, dass genügend Anpressdruck des Ma-terials an den Zahn ausgeübt wird, damit die oben beschriebenen Wechselwirkungen zwischen Zahn und Komposit zustande kommen können [40]. Bei entsprecher-nder Anwendung nach Herstellerangaben zeigten selbstadhäse Befestigungskomposite ohne Konditionierung der Zahnhartsubstanz einen vergleichbaren Randschluss zum Dentin wie konventionelle Befestigungskomposite mit „etch-and-rinse“-Adhäsivsystemen [41]. In-vitro-Versuche ergaben, dass die Haftung von selbstadhä-siven Kompositen am unkonditionierten Schmelz etwa um die Hälfte niedriger ist, als an Schmelzoberflächen, welche vorher mit Phosphorsäure vorbehandelt wurden [21, 40, 44]. Allerdings birgt die zusätzliche Schmelzätzung mit Phosphorsäure die Ge-fahr, dass auch Dentinbereiche benetzt werden, was wiederum zur Verminderung der Dentinhaftung führen kann [21, 40]. Diese Studien wurden mit dem Befesti-gungskomposite RelyX Unicem (3M Seefeld, Deutschland) durchgeführt, welcher das erste selbstadhäse Befestigungsmaterial auf dem Markt war [32]. Aufgrund der einfachen Verarbeitung und des Verkaufserfolges gibt es mittlerweile eine Reihe von Mitbewerberprodukten [32], wie das in der vorliegenden Studie verwendete Clearfil SA Cement (Kuraray, Tokyo, Japan).

2.2.2 Mechanischer Verbund zwischen Befestigungskomposit und PMMA-basierten Kunststoffkronen

Eine optimale Verbindung zwischen Befestigungskomposit und PMMA-basierten Kunststoffkronen wird durch eine Vergrößerung der Kronenoberfläche erreicht [45]. Dies wird entweder durch Anrauen der Oberfläche mittels Diamanten [46] oder durch Korundstrahlen mittels 50 µm großer Aluminiumoxidpartikel erreicht [2]. Der Vorteil des Korundstrahlens besteht in der zusätzlichen Reinigung der zu benetzenden Fläche [2], wodurch eine höhere freie Oberflächenenergie erreicht wird [11, 45]. Die Anwesenheit eines Wasserfilms, organischer Überreste und/oder eines Biofilms beeinflussen die Benetzbartigkeit [45]. Nach Stawarczyk *et al.* [2] wird durch das alleinige Vorbehandeln mit Aluminiumoxidpartikeln ein mechanischer Verbund zwischen Kunststoffkronen und Befestigungskomposit erreicht. Dabei sollte nur geringer Druck (1-2 bar) und kleine Aluminiumoxidpartikel (50 µm) verwendet werden, um Schäden sowie Umwandlungen an der Oberfläche durch zu hohen Druck und große Teilchen zu vermeiden [47]. Die Studie testete industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffrohlinge (artBloc Temp Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland), wie in der vorliegenden Studie verwendet. Die im Vergleich zu den manuell polymerisierten Kunststoffen hohe Konversionsrate der Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen wirkte sich negativ auf den adhäsiven Verbund aus. Prüfkörper ohne Vorbehandlung konnten in der Versuchsreihe von Stawarczyk *et al.* [2] keinen Verbund erzielen. Es wird vermutet, dass es den wenigen freien Radikale nicht gelingt, eine ausreichende Bindung zwischen Befestigungskomposit und Restauration herzustellen [2]. Dieselbe Studie erzielte stärkere Verbundfestigkeiten für selbstadhäsive Befestigungskomposite nach Vorbehandlung der Restauration mit Aluminiumoxidpartikeln. Für Vario-link II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), einen konventionellen Befestigungskomposit, welcher auch in den vorliegenden Versuchen verwendet wurde, konnte dies hingegen nicht nachgewiesen werden. Die Autoren vermuten, dass der Grund dafür in der Zusammensetzung der einzelnen Befestigungskomposite liegt. Wie bereits erwähnt, enthalten selbstadhäsive Befestigungskomposite Methacrylate mit Säuregruppen, welche letztendlich mit dem industriell polymerisierten CAD/CAM-

Kunststoff kopolymerisieren [2, 21]. Konventionelle Befestigungskomposite wie Variolink II hingegen basieren auf: Bisphenol-A-glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA) und Urehandimethacrylat (UDMA), die wahrscheinlich nicht an den industriell polymerisierten Kunststofffrohling andocken können [2].

2.2.3 Chemischer Verbund zwischen Befestigungskomposit und PMMA-basierten Kunststoffkronen

Wie im vorangehenden Kapitel dargestellt, ist die Zusammensetzung der verschiedenen Werkstoffe ebenfalls ausschlaggebend und beeinflusst den chemischen Verbund. Auch die Kombination aus mechanischer und chemischer Vorbehandlung soll eine stärkere Verbundfestigkeit ergeben [48, 49]. Dies belegten bereits Studien, welche den Verbund stark vernetzter Kunststoffzähne zu Prothesenbasiskunststoff [50, 51] sowie zwischen Keramik und Befestigungskompositen untersuchten [28]. Niedrigviskose Flüssigkeiten penetrieren tiefer in die korundgestrahlte Oberfläche des CAD/CAM-Werkstoffes und resultieren in einer besseren Haftung [39, 52]. Es muss jedoch beachtet werden, dass sich aufgrund verschiedener Zusammensetzungen nicht alle Werkstoffe zu einem starken chemischen Verbund eignen [53]. Um trotz der wenigen Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen einen optimalen chemischen Verbund zu erzielen, wird die Oberfläche industriell polymerisierter Kunststoffzähne mittels Methylmethacrylat (MMA) vorbehandelt. Somit wird das PMMA teilweise aufgelöst, und es entstehen neue freie Doppelbindungen, welche mit dem Kunststoff kopolymerisieren können [54]. Die verwendeten chemischen Adhäsivsysteme in der vorliegenden Studie beinhalteten alle MMA, mit Ausnahme von Monobond Plus. Monobond Plus, welches in dieser Studie in Kombination mit Heliobond verwendet wird, gilt jedoch als Universalprimer für den Aufbau eines adhäsiven Verbunds von Befestigungskompositen zu allen indirekten Restaurationsmaterialien. Es beinhaltet drei Komponenten: eine alkoholische Lösung von Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat [55], welche jeweils mit den Restaurationsmaterialien sowie dem Befestigungskomposit eine Verbindung eingehen können.

2.3 Unterschiedliche Messmethoden

Gemessene Werte für die Verbundfestigkeiten sind nicht nur von dem verwendeten Material abhängig, sondern unter anderem auch von der angewandten Messmethode [56, 57]. Es wird davon ausgegangen, dass die Kräfte, welche zum Lösen des Verbundes zwischen Zahn und Restauration führen, unter klinischen Bedingungen eine Kombination aus Zug- und Scherkräften darstellen. Dies kann jedoch kaum in in-vitro Studien 1:1 simuliert werden. Da es in der Zahnmedizin keine einheitliche Prüfmethode gibt, sollten die Vor- und Nachteile der einzelnen Möglichkeiten bekannt sein und eine für die jeweilige Studie geeignete Methode gewählt werden.

2.3.1 Vergleich Mikroversuche mit Makroversuche

Verbundfestigkeit wird heutzutage bevorzugt mittels Zug- oder Scherversuchen gemessen [57, 58]. Diese können wiederum in „Mikro-“ und konventionelle „Makroversuche“ unterteilt werden. Trotz der steigenden Beliebtheit der Mikroverbundfestigkeitsversuche und der Kritik an den konventionellen Zug- und Scherversuchen, bleibt die Anzahl der publizierten Studien, welche Makrotests verwenden, hoch [59]. Nachfolgend werden Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Messmethoden aufgelistet.

Mikroversuche

Makroversuche

Vorteile

- Ökonomischere Verwertung der Zähne, da mehrere Prüfkörper aus nur einem Zahn hergestellt werden können [57, 60, 61]
- einzelne Bestandteile des Zahns können getestet werden [46, 57, 61], z.B. separate Beurteilung der Haftung an Schmelz und Dentin
- Einfach umsetzbar [56, 57, 59]
- Wenig Equipment notwendig [56, 57, 59]
- Wenig Vorbereitung der Prüfkörper [56, 57, 59]

- höhere Messwerte (2-5 mal höher) [61], da sich weniger Defekte mit kritischer Größe auf der kleineren Verbundfläche befinden [46, 57, 59]
- Mehr adhäsive, weniger kohäsive Brüche ab einer Fläche $>0,02 \text{ cm}^2$ [46]
- Standardisierte Größe der Klebefläche
- Auch bei groben Oberflächenvorbehandlungen anwendbar [50] (z.B. Kornstrahlen mittels 50 µm großer Aluminiumoxidpartikel)

Nachteile

- Technisch anspruchsvoll [46, 57]
- Sehr schwierig, geringe Verbundfestigkeiten zu messen ($<5 \text{ MPa}$) [46, 57]
- Prüfkörper werden leicht beschädigt [57]
- Schwierige Herstellung der Prüfkörper mit gleichmäßiger Geometrie, Oberflächenbeschaffenheit und Kontrolle der Fehlertypen ohne entsprechendem Equipment [46, 57]
- Sorgfältige Interpretation der Fehlerarten, um falsche Schlussfolgerungen zu vermeiden [60]
- Schnelles Austrocknen der Prüfkörper aufgrund der sehr kleinen Größe [46]
- Mehrere Zähne werden benötigt, da jeder Prüfkörper aus einem Zahn besteht [57]
- Werte der gemessenen Verbundfestigkeiten sind geringer [57, 61], da mehr Defekte auf einer größeren Verbundfläche auftreten, als bei kleineren Flächen [46, 57, 59]
- Alle Bestandteile des Zahns werden zusammen geprüft [57]

Der Nachweis rein adhäsiver Brüche der Werkstoffe im Mikroversuch bei Klebeflächen unter 1 mm² ist ein bedeutender Vorteil der Testmethode [46]. Kohäsive Brüche

lassen darauf schließen, dass der Verbund der untersuchten Werkstoffe zueinander stärker ist als der einzelne Werkstoff [46]. Daher bricht dieser eher. Konventionelle Makroversuche wiesen in vergangenen Studien oftmals kohäsive Brüche innerhalb des Dentins auf [46]. Mikroversuche können im Gegensatz zu Makroversuchen einzelne Zahnstrukturen untersuchen [46]. Dennoch bleiben Mikroversuche sehr techniksensitiv. Bei der Untersuchung der Grenzflächen werden die Querschnitte mittels diamantbeschichtetem Trennscheibenblatt und ausreichend Wasser abgestimmt. Dabei löst zu hoher Anpressdruck den Verbund. Wird die Trennscheibe nicht konzentrisch gehalten, werden Vibrationen erzeugt und schädigen die Verbundfläche [46]. Um ein Überhitzen beim Trennen der Prüfkörper zu vermeiden, wird ein langsam laufendes Sägeblatt mit Wasserkühlung benötigt. Spezielle Geräte sorgen dafür, dass die Prüfkörper gerade eingespannt werden und reine Zugspannungen ohne Biegespannungen entstehen [46].

2.3.2 Vergleich zwischen Scherversuch und Zugversuch

Der direkte Vergleich zwischen Scher- und Zugversuchen sollten mit Vorsicht behandelt werden. Zum einen sind die applizierten Scher- und Zugkräfte grundsätzlich in unterschiedliche Richtungen ausgerichtet [61, 62]. Bei Zugversuchen verteilt sich die Spannung homogen über die Verbundfläche [59]. Dies führt dazu, dass der Maximalwert der Hauptspannung nahe der Nennfestigkeit liegt [59]. Dabei liegen die applizierten Kräfte weiter von der Verbundfläche entfernt [59, 62]. Dahingegen werden bei Scherversuchen hohe Spannungen nahe der Verbundfläche erzielt, welche wiederum inhomogen verteilt sind [62]. Des Weiteren werden oftmals verschiedene große Verbundflächen getestet. So untersuchten *El Zohairy et al.* [62] beispielsweise Mikrozugversuche mit einer Querschnittsfläche von $0,7 \text{ mm}^2$ und Mikroscherversuche mit einer Querschnittsfläche von nur $0,5 \text{ mm}^2$. Wie oben schon erwähnt, nimmt die Verbundfestigkeit zu, je kleiner die Fläche ist. So zeigten hier die Mikroscherversuche, wie erwartet, höhere Werte als die Mikrozugversuche [62]. Auch *Scherrer et al.* [61] betrachten den Vergleich der verschiedenen Testmethoden kritisch. Selbst innerhalb der gleichen Testmethode weisen Studien eine große Streuung auf [61].

Dabei beeinflussen sämtliche Variablen die Verbundfestigkeit der Werkstoffe. Unterschiedliche Geometrien, Art der Belastung, Dicke des Befestigungskomposit und verschiedene E-Module der verwendeten Werkstoffe sind nur ein paar beispielhafte Einflussgrößen, welche den hohen Variationskoeffizienten von 20 bis 53 % innerhalb einer Testmethode erklären [61]. Die Beurteilung der Fehlertypen beeinflusst ebenfalls die Ergebnisse. Kohäsive Brüche widerspiegeln nicht den Verbund der Restauration zum Zahn. Daher sollten die ermittelten Werte gesondert in der Statistik zur Verbundfestigkeit berücksichtigt werden [61, 62]. Jedoch differenzieren hier laut *Scherrer et al.* nur 30 % der Studien. Auch die verschiedenen Vorschubgeschwindigkeiten der Prüfmaschine (0,5 mm/min bis 5 mm/min) erschweren das Vergleichen der Studien miteinander [61]. Trotz der schwierigen Aufgabe des Gegenüberstellens der Testmethoden, erlauben sich dennoch manche Autoren gewisse Unterscheidungen zu treffen. So geht *EI Zohairy et al.* davon aus, dass Mikroscherversuche besser für ein Ranking verschiedener Adhäsivsysteme geeignet sind [62]. Diese Behauptung wird dadurch begründet, dass bei den Mikrozugversuchen seiner Studie häufiger kohäsive Brüche beobachtet wurden. Die Werte der kohäsiven Brüche wurden dennoch mit in das Ranking aufgenommen. So ergab die Rangfolge der Haftwerte der verschiedenen Adhäsivsysteme SEB=ASB=APL>HB (SEB: Clearfil SE Bond, APL: Adper Prompt L-Pop; HB Hybrid Bond, ASB: AdperSingle Bond). Bei den Mirkoscher-versuchen konnten hingegen überwiegend adhäsive Brüche ermittelt werden. Hierbei konnten die stärkeren Adhäsivsysteme nochmals genauer unterteilt werden ASB>SEB=APL>HB [62]. Demnach können durch Mirkoscherversuche präzisere Aussagen getroffen werden [62]. Laut *Palitsch et al.* [50] sollen grobe Oberflächenbeschaffenheiten, wie es durch Korundstrahlen mittels 50 µm großer Aluminiumoxid-partikel üblich ist, einen höheren Einfluss auf Scherversuche haben als auf Zugversuche.

Eine Empfehlung für eine bestimmte Prüfmethode soll aufgrund der unterschiedlichen Vor- und Nachteile aller Methoden an dieser Stelle nicht gegeben werden. Dennoch sollten bei der Gegenüberstellung verschiedener Werkstoffe die einzelnen Testmethoden beachtet werden. Bestenfalls sollten die Studien dieselbe Testmethode verwendet haben. Ebenso sollten die gleichen Bedingungen gegeben sein

(z.B. Größe/Geometrie der Verbundfläche, Art des Scher-/Zugversuches, Entfernung der applizierten Kraft, ggf. gleiche Oberflächenvorbehandlung wie z.B. Korundstrahlen mittels 50 µm großer Aluminiumoxidpartikel).

2.3.3 Kronenabzugsversuch

Um in-vitro Studien möglichst realitätsnah zu gestalten, werden Kronenabzugsversuche durchgeführt [29, 63]. Diese berücksichtigen, im Gegensatz zu beispielsweise Mikrozugversuchen, unter anderem die komplexen Geometrien des präparierten Zahnstumpfes (horizontale und vertikale Flächen kombiniert) [63]. Dabei sollte die Ausführung dem klinischen Vorgehen weitestgehend entsprechen [63]. *Heintze et al.* [63] verglich 18 Studien miteinander, welche alle Vollgusskronen im Kronenabzugsversuche testeten. Es wurde festgestellt, dass sich die Studien bezüglich einzelner Parameter sehr unterschieden. So variierten die verwendeten Zähne zwischen Molaren und Prämolaren, die Anzahl der Prüfkörper (9-25), Stumpfhöhe (3-6 mm), Konvergenzwinkel (4,8-33°), die Berechnung der Verbundfläche, applizierte Kräfte bei der Befestigung der Kronen (25-200 N), Art der künstlichen Alterung, Vorschubgeschwindigkeit und statistische Auswertungen. Dabei üben laut *Heintze et al.* vor allem Parameter wie Präparationswinkel und Zahnstumpfhöhe einen starken Einfluss auf die Retention aus und sollten dem Klinikalltag entnommen werden. Je kleiner der Konvergenzwinkel, höher der Zahnstumpf und größer die Oberfläche des präparierten Zahnes ist, desto stärker wird die makromechanische Retention sein [63]. Doch auch weitere Kriterien der Versuchsmethoden sollten beim Vergleich mehrerer Studien miteinander beachtet werden. Wurde die Oberfläche des Restaurationsmaterials vorbehandelt, wie und womit genau (Korundstrahlen, Partikelgröße, Diamantbohrer)? Wurde die Zahnhartsubstanz konditioniert und wie (separates Anätzen von Schmelz/Dentin, Adhäsive)? Welche Restaurationswerkstoffe wurden verwendet (Keramik, Kunststoff, Legierungen)? So zeigten beispielsweise *Stawarczyk et al.* [2], dass Korundstrahlen der Oberfläche mittels 50 µm großer Aluminiumoxidpartikel eine Verbundfestigkeit von 0 ± 0 bis $2,2 \pm 0,15$ MPa je nach Kunststoff erzielte. Dahingegen kam es bei den unbehandelten Kunststoffkronen zu keinem Verbund unabhän-

gig des Befestigungskompositos. Für die geätzten keramischen Restaurationen, welche als Kontrollgruppe dienten, konnten hingegen die höchsten Verbundfestigkeiten ($7,3 \pm 2,2$ MPa) ermittelt werden.

Die Herstellung der Prüfkörper ist sehr aufwendig und zeitintensiv [29], sollte aber aufgrund der klinischen Relevanz nicht gescheut werden.

Da extrahierte Zähne unterschiedliche Größen aufweisen, muss zur Bestimmung der Verbundfestigkeit die Klebefläche bei Kronenabzugsversuchen durch weitere Testmethoden bestimmt werden. Dies entfällt bei standardisierter Prüfkörpergröße. Die vorliegende Studie berechnete die Klebefläche der vorher digital eingescannten Prüfkörper mit Hilfe eines Programms zur 3D-Messlösung und Automatisierungsplattform (Geomagic Qualify 12.1.2, Geomagic GmbH, Morrisville, NC, US). Dies stellt, verglichen mit anderen publizierten Methoden, eine präzisere Vorgehensweise zur Oberflächenbestimmung dar [64]. Beispielsweise präparierten *Palacios et al.* [65] die Zähne in einem standardisierten Vorgehen und konnten somit die Oberfläche mittels einer geeigneten Formel berechnen. Andere Studien umhüllten die präparierten Prüfkörper mit einer Aluminiumfolie [13, 29, 66]. Die Oberfläche konnte berechnet werden, indem die individuellen Folien mit dem Gewicht einer 1 cm² Folie verglichen wurden [13, 29, 66].

Eine weitere Einschränkung stellen extrahierte Zähne dar. Trotz sorgfältiger Aufbewahrung in geeigneten Medien kann nicht ausgeschlossen werden, dass es zu einem Verlust der Flüssigkeit aus den Dentinkanälchen kommt [37]. Dies kann Auswirkungen auf den adhäsiven Verbund und somit auf die Verbundfestigkeit haben. Meistens werden Weisheitszähne für die Kronenabzugsversuche verwendet, da diese in der Regel kariesfrei extrahiert werden und somit standardisierte Bedingungen gegeben sind. Noch nicht eruptierte Zähne, was bei den meisten extrahierten Weisheitszähnen der Fall ist, gelten als durchlässiger und feuchter als bereits durchgebrochene Zähne [46]. Klinisch werden jedoch üblicherweise kariöse Zähne überkront, welche sklerosiertes Dentin aufweisen. Der Verbund zu sklerosiertem Dentin zeigte geringere Verbundfestigkeiten auf als zu gesundem Dentin [46]. Hier sollten die Vor-

und Nachteile zwischen klinischer Relevanz und standardisierter Versuchsdurchführung abgewägt werden.

In der Prothetik dienten Kunststoffe bisher nur dem provisorischen Ersatz oder fanden in komplexen klinischen Studien Verwendung, um die definitive Restauration in Hinsicht auf Funktion, Phonetik und Ästhetik zu erproben [4, 10]. Die optimierten Eigenschaften der industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffe machen sie zu einer kostengünstigen Alternative zu den Keramiken (vergl. Kapitel 2.1). Der ausreichende Langzeitverbund wurde allerdings bisher kaum untersucht. Dabei ist der Verbund, sowohl zu Zahnhartsubstanz als auch Restauration, ausschlaggebend. Viele Studien befassten sich bereits mit dem Thema der Verbundfestigkeit zum Zahn [21, 40, 44, 67, 68]. Auch wenn selbstadhäsive Befestigungskomposite eine gute Alternative darstellen, werden konventionelle Befestigungskomposite mit etch-and-rinse Adhäsivsystem immer noch als Goldstandard gewertet [26]. Der Verbund des Befestigungsmaterials zu den industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen wird durch die wenigen freien Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen erschwert [2]. Korundstrahlen der Restaurationskunststoffe mittels 50 µm großer Aluminiumoxidpartikel, welches die Oberfläche reinigt und zugleich vergrößert, hat sich für den mechanischen Verbund bereits bewährt [2, 37]. Einen ausreichend chemischen Verbund zu erzielen, bleibt bisher eine anspruchsvolle Aufgabe. In Scher- und Zugversuchen wurden die Verbundfestigkeiten der industriell polymerisierten PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen sowie –Kompositen bereits untersucht [52, 69]. Dabei wurden MMA-basierende Adhäsivsysteme unterschiedlicher Zusammensetzungen untersucht, deren niedrige Viskosität zu höheren Haftwerten beisteuerte [52, 69]. Insbesondere multifunktionelle Dimethacrylate in den Werkstoffen konnten einen chemischen Verbund zu den Restaurations- und Befestigungskompositen herstellen, wodurch wiederum die Verbundfestigkeit zunahm [69]. Auch im Bereich der künstlichen Alterung mittels 5000 Zyklen Thermolastwechsels (5/55 °C) konnte dieser positive Einfluss bei Zug- und Scherversuchen beobachtet werden [52, 69]. Bezuglich der Alterung konnte dies im Kronenabzugsversuch für CAD/CAM-Nano-Komposite jedoch nicht bestätigt werden [64]. Im Kronenabzugsvesuch konnte experimenteller CAD/CAM-Nano-Komposit im Gegensatz zu PMMA-basiertem CAD/CAM-Kunststoff

auch ohne Adhäsivsystem durch reines Korundstrahlen eine Haftung ($3,79 \pm 1,5$ MPa) erzielen [2, 64]. Zudem wies dieser im Zugversuch kombiniert mit selbstadhäsigem Befestigungskomposit überwiegend höhere Verbundfestigkeiten auf ($13,1 \pm 6,7$ bis $31,2 \pm 5,3$ MPa) als PMMA-basierter Kunststoff (0 ± 0 bis $25,9 \pm 7,3$ MPa) [69]. Da der chemische Verbund der PMMA-basierten Kunststoffe im Kronenabzugsversuch noch nicht untersucht wurde, sollte die vorliegende Versuchsreihe dies weiter ermitteln. Insbesondere sollte dabei auf den Langzeitverbund und die beobachteten Bruchbilder eingegangen werden. Zudem wurden die konventionellen und selbstadhäsignen Befestigungskomposite miteinander verglichen.

3 Fragestellungen

Ziel der Arbeit war es, durch verschiedene chemische Oberflächenvorbehandlungen einen optimalen Verbund von PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffkronen zu zwei unterschiedlich zusammengesetzten Befestigungskompositen zu erzielen. Um eine Aussage über den Langzeiterfolg machen zu können, wurde die Verbundfestigkeit, vor und nach künstlicher Alterung im Thermolastwechsel, im Kronenabzugsversuch ermittelt.

Folgende Hypothese wurde zu Beginn der Studie aufgestellt:

Die Verbundfestigkeit des Verbundes zwischen PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen und präparierten Zahn wird durch zusätzliche chemische Vorbehandlung verstärkt.

Folgende Fragestellungen wurden dabei ermittelt:

- Welchen Unterschied hinsichtlich der Verbundfestigkeit machen die 4 verschiedenen Adhäsivsysteme gegenüber nicht konditionierten Kronen?
- Welchen Einfluss hat thermische künstliche Alterung auf die Verbundfestigkeit?
- Unterscheiden sich konventionelle zu selbstadhäsiven Befestigungskompositen bezüglich der Verbundfestigkeit?
- Welche Art des Versagens liegt an dem Verbund Zahn-Befestigungskomposit-Krone nach dem Kronenabzugsversuch vor? (adhäsiv, kohäsiv oder Mischbruch)

4 Material und Methode

4.1 Übersicht

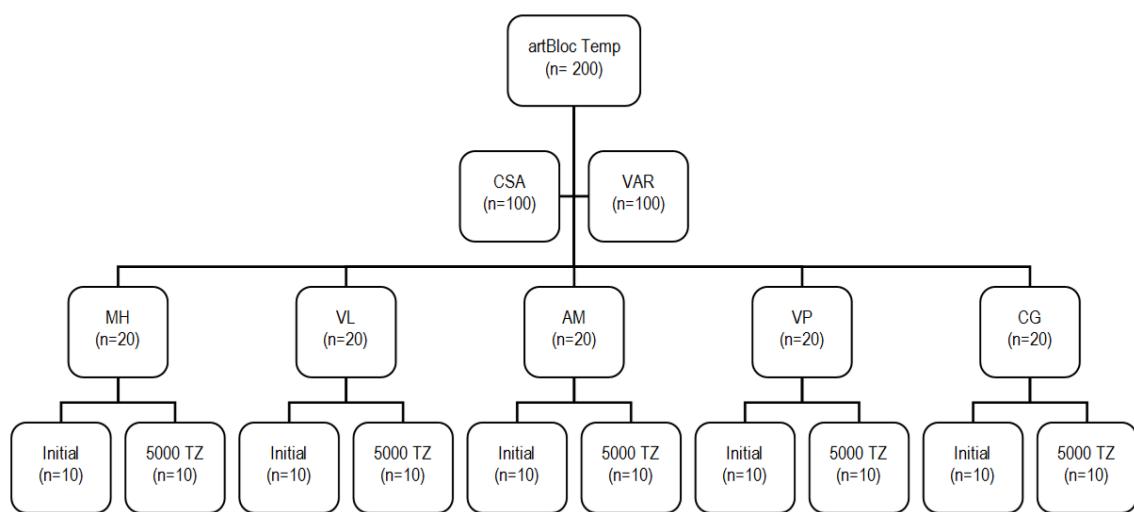


Abb. 1: Prüfkörperverteilung

CSA: Clearfil SA Cement; **VAR:** Variolink II;

MH: Monobond Plus mit Heliobond; **VL:** visio.link; **AM:** Ambarino P60; **VP:** VP-Connect;

CG: Kontrollgruppe (keine Vorbehandlung);

Initial: Ohne Alterung;

5000 TZ: nach 5000 Thermolastwechselzyklen (5 °C/55 °C) Alterung

Eine Übersicht über die verwendeten Werkstoffe, sowie deren Aufteilung im Versuch kann Abbildung 1 entnommen werden. Für den Kronenabzugsversuch wurden 200 Prüfkörper hergestellt. Die PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffkronen (artBloc Temp Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland) wurden mittels Computer konstruiert und formgeschliffen. 40 Kronen wurden jeweils mit demselben Adhäsivsystem vorbehandelt.

Material und Methode

Tabelle 1 zeigt die einzelnen Zusammensetzungen der verwendeten Adhäsivsysteme:

Tab. 1: Zusammensetzung und LOT Nr. der verwendeten Adhäsivsysteme

Adhäsivsystem	Zusammensetzung	
Monobond Plus/Heliobond Monobond Plus LOT Nr. P20536 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	MH	Ethanol, Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat, Sulfidmethacrylat
Heliobond LOT Nr. P00865 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)		Bis-GMA, TEGDMA Stabilisatoren, Katalysatoren
visio.link LOT Nr. 114784 (bredent, Senden, Deutschland)	VL	MMA, PETIA, Dimethacrylate
Ambarino P60 LOT Nr. 2011002057 (Creamed, Marburg, Deutschland)	AM	MMA, Phosphorsäureester
VP Connect LOT Nr. 22912 (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland)	VP	MMA
Kontrollgruppe	CG	

Bis-GMA: Bisphenol-A-glycidylmethacrylat, TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat, MMA: Methylmethacrylat, PETIA: Pentaerythritoltriacrylat

Im Anschluss wurde jede Vorbehandlungsmethode zur Hälfte aufgeteilt. Mit den Befestigungskompositen

- CSA: Clearfil SA Cement (Kuraray, Tokyo, Japan)
- VAR: Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

wurden die PMMA-basierten Kunststoffkronen analog dem klinischen Vorgehen mit Daumendruck platziert und dann zur Standardisierung mittels 100 g Gewicht in Position gehalten. Nachdem alle hergestellten Prüfkörper für 24 h bei 37 °C in destilliertem Wasser lagerten, wurde die Hälfte mittels Thermolastwechsel gealtert. Anschließend wurden alle Gruppen im Kronenabzugsversuch bis zum Debonding gezogen

und mit Hilfe eines Lichtmikroskops die Bruchfläche analysiert. Die Zusammensetzungen der Befestigungskomposite werden in Tabelle 2 aufgelistet.

Tab. 2: Zusammensetzungen und LOT Nr. der Befestigungskomposite

Befestigungskomposit	Zusammensetzung
Clearfil SA Cement LOT Nr. 058AAA (Kuraray, Tokyo, Japan)	CSA MDP, Bis-GMA, TEGDMA, hydrophobes aromatisches Dimethacrylat, hydrophobes aliphatisches Dimethacrylat, silanisierte Bariumglas-Füller, silanisierte und kolloidale Kieselerde, dl-Kampferchinon Benzoylperoxid, Initiator, oberflächenbehandeltes Natriumfluorid, Beschleuniger, Pigmente
Variolink II Basis LOT Nr. R35481 Katalysator LOT Nr. P84939 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	VAR Bis-GMA, UDMA, TEGDMA Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente
Syntac Classic Primer LOT Nr. R35489 Adhäsiv LOT Nr. R27600 Heliobond LOT Nr. R28391 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	TEGDMA, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Aceton in wässriger Lösung Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd in wässriger Lösung Bis-GMA, TEGDMA, Stabilisatoren, Katalysatoren

MDP: 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat, Bis-GMA: Bisphenol-A-glycidymethacrylat, TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat, UDMA: Urethan-di-methacrylat

4.2 Herstellung der Prüfkörper

4.2.1 Einbetten der Zähne

Für die in-vitro Studie wurden 200 frisch extrahierte karies- und füllungsfreie menschliche Molaren für maximal 7 Tage in 0,5 %igem Chloramin T (Sigma-Aldrich Laborchemikalien, Seelze, Deutschland, LOT Nr. 53110, CAS Nr. 7080-50-4) gelagert [70]. Bis zur weiteren Verarbeitung, aber nicht länger als 6 Monate, wurden die Zähne bei 5 °C in verschließbaren Behältern, gefüllt mit destilliertem Wasser, aufbewahrt.

Vor dem Einbetten wurden die vorhandene Gewebereste an den Zähne gründlich mit einem Einmalskalpell (FEATHER Safety Razor Co. Ltd., Osaka, Japan) entfernt. Um eine sichere Retention in der Einbettmasse zu gewährleisten, wurden in regelmäßigen Abständen Retentionen mit einem Rosenbohrer (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. CG, Lemgo, Deutschland) in die Wurzeln der Zähne gefräst. Dabei wurde darauf geachtet, die Wurzeln nicht zu stark zu schwächen, um eine mögliche Sollbruchstelle beim späteren Kronenabzugsversuch zu vermeiden. Anschließend wurden die Wurzeln soweit getrimmt, dass sich die Schmelz-Zement-Grenze des Zahnes auf selber Höhe mit der Kante des Aluminiumförmchens befand.

Die verwendeten Aluminiumförmchen weisen eine runde Form mit einem Innen-durchmesser von 16 mm und einer Dicke des Aluminiums von etwa 9 mm auf. Die Innenwände sind leicht konische zueinander, um die Verankerung des Befestigungskunststoffes zu gewährleisten. Im Boden befindet sich eine Öffnung mit Gewinde, um den Prüfkörper über eine Schraube in die Universal Testabzugsmaschine (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Deutschland) einzuspannen. Vor dem Einbetten der Zähne mussten die Gewinde der Förmchen mit Silikon ausgeblockt werden (Optosil, Heraeus Kulzer, Dormagen, Deutschland), um ein Einfüllen des Einbettkunststoffes zu verhindern (Abb. 2a). Überschüssige Flüssigkeit auf den Zähnen wurde vorsichtig mit einem Papiertuch entfernt. Um die Zähne achsengerecht und auf die, wie oben erwähnt, richtige Höhe zu positionieren, wurde ebenfalls etwas Silikon verwendet. Das Einbetten der Zähne erfolgte mit einem selbsthärtenden Kunststoff (ScandiQuick,

SCAN-DIA Hans P. Tempelmann GmbH & Co. CG, Hagen, Deutschland). Dieser wurde nach Herstellerangaben angemischt und mittels dünnen Abformmasse-Spritzen (Euronda Spa, Montecchio Precalcino, Italien) bis zum Rand der Förmchen gefüllt (Abb. 2b). Die Polymerisation des Kunststoffes erfolgte im Drucktopf (30 min., 45 °C, 2,5 bar, Palamat thermic, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland).

Nach dem Aushärten wurden die Zähne erneut in destilliertem Wasser bei 5 °C bis zur weiteren Verarbeitung, aber nicht länger als 6 Monate, gelagert, um ein Austrocknen zu vermeiden.

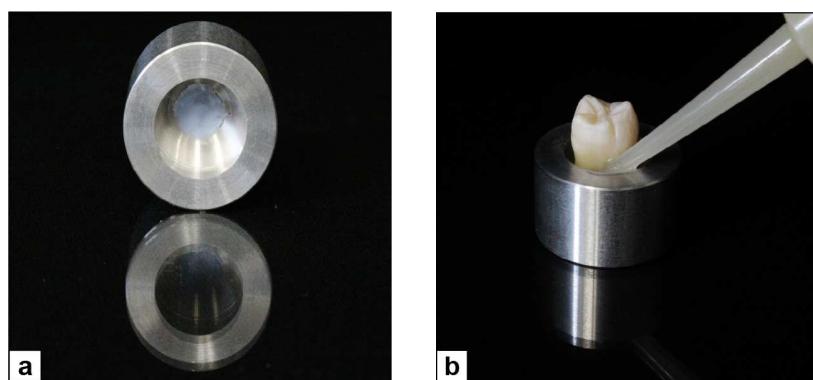


Abb. 2: Einbetten der Zähne

a) Aluminiumförmchen ausgeblockt, b) Einbetten eines Zahnes mit Kunststoff

4.2.2 Präparation der Zähne

Das Präparieren der Zähne erfolgte mittels einem Parallelometer (F4 basic, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) und einer wassergekühlten Turbine (Perfecta 900, W&H, Laufen, Deutschland) (Abb. 3a). In den Parallelometertisch wurde ein Schlitten mit 10° Neigung eingespannt, um einen standardisierten Präparationswinkel von 10° bei allen Kronen zu gewährleisten. Es wurde nach den Richtlinien der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU präpariert. Hierbei wurde mittels einem gerundeten Stufendiamantschleifkörper (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. CG) mit Durchmesser 1,8 mm präpariert, um einen zirkulären Substanzabtrag von 1,0 mm anzustreben. Die Präparationsgrenze wurde etwa 1 mm oberhalb der Schmelz-Zement-Grenze

gesetzt. Mit Hilfe einer Trennmaschine (Secotom-50, Struers, Ballerup, Dänemark) und einer Trennscheibe (50A20, Struers) wurden die Zähne anschließend unter Wasserkühlung auf eine standardisierte Stumpfhöhe von 3 mm reduziert (Abb. 3b). Die scharfen Kanten am Übergang von Okklusalfläche nach zirkulär wurden mit Fingerscheiben (Sof-Lex 1982C/ 1982M, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) abgerundet. In Abbildung 3c ist der fertig präparierte Zahn abgebildet.

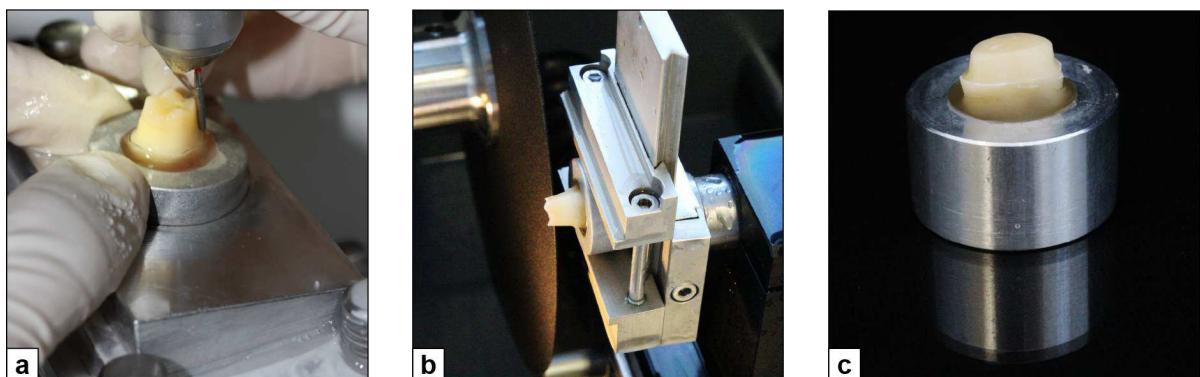


Abb. 3: Präparation der Zähne
a) Zirkuläre Präparation im Parallelometer mit 10° Schlitten, **b)** Okklusaler Abtrag mit Trennmaschine, **c)** fertig präparierter Zahn

Bis zur weiteren Verarbeitung, aber nicht länger als 6 Monate, wurden die Zähne in wieder verschließbaren Behältern mit destilliertem Wasser bei 5 °C gelagert.

4.2.3 Scannen und Oberflächenberechnung

Da es sich bei den ermittelten Werten des Kronenabzugsversuches um reine Abzugskräfte unterschiedlich großer Prüfkörper handelte, musste die zu beklebende Oberfläche der einzelnen präparierten Stümpfe im Vorfeld berechnet werden.

Mittels eines Scanners (KaVo Everest Scan, KaVo, Biberbach, Deutschland) wurde die Oberfläche des Stumpfes digital aufgenommen und anschließend mit Hilfe eines Programms zur 3D-Messlösung und Automatisierungsplattform (Geomagic Qualify 12.1.2, Geomagic GmbH, Morrisville, NC, US) berechnet.

Material und Methode

Vor dem Einscannen wurde Okklusions-Spray (Arti-Spray grün, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. CG, Köln, Deutschland) in etwa 15 cm Entfernung auf den Stumpf aufgetragen. Dabei erfolgte 1 Sprühstoß von okklusal und 3 zirkulär je 1 s lang, um die ganze zu scannende Fläche zu benetzen. Der Prüfkörper wurde in eine mit Silikon (Optosil, Heraeus Kulzer) vorgefertigte Halterung eingesetzt, damit sie in den Objektträger platziert werden konnte, welcher auf einem Drehteller fixiert wurde. In ungefähr 3 Minuten erfasste eine CCD-Kamera (Charge-coupled Device) alle Konturen des Stumpfes im Streifenlichtmessverfahren in 3D im Verhältnis 1:1 (Abb. 4a). Dabei kippte sich der Messteller während des Scannvorganges um seine Vertikal- und Horizontalachse, um alle Bereiche zu erfassen. Das digital entstandene Modell (Abb. 4b) wurde auf das notwendigste Datenmaterial verkleinert und in das Programm Geomagic Qualify übertragen.

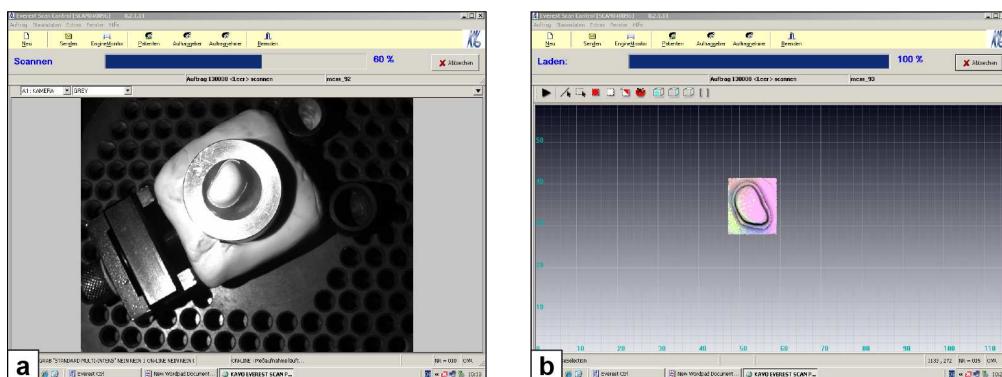


Abb. 4: Einscannen mittels KaVo Everest
a) Prüfkörper wird eingescannt, **b)** fertiges, digitales Modell

Vorerst wurde die Oberfläche des Stumpfes in Polygone überführt, über welche das Programm die Oberfläche berechnen konnte. Die Verbundfläche des Stumpfes wurde manuell markiert und anschließend über Geomagic Qualify 12.1.2 berechnet und in mm² angegeben (Abb. 5).

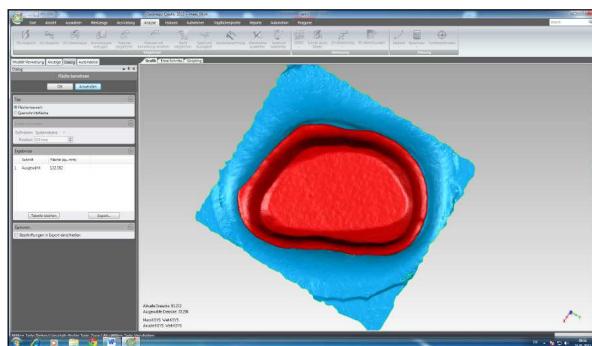


Abb. 5: Oberflächenberechnung mittels Geomagic Qualify 12.1.2
Verbundfläche markiert und berechnet

4.2.4 Kronenherstellung

Für die Herstellung der PMMA-basierten Kunststoffkronen (artBloc Temp Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland) wurde eine CAD/CAM-Schleifmaschine (inLab MC XL, Sirona Dental Systems Inc., Bensheim, Deutschland) verwendet. Scan-Spray (Arti- Spray weiß, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. CG) wurde analog dem Vorgehen wie in Kapitel 4.2.3 beschrieben auf die Stümpfe aufgetragen. Somit konnte der Scanner (Cerec inEos Blue, Sirona Dental Systems Inc.) die Konturen genau erfassen. Dafür wurde eine okklusale Aufnahme erstellt, der Prüfkörper um 45° gekippt und während sich dieser um 360° drehte, weitere Aufnahmen von allen Seiten gemacht. Im Anschluss fügte das Programm (Cerec Software inLab SW4, Sirona Dental Systems Inc.) alle Daten zusammen, um ein virtuelles Modell zu erstellen. Nach der Erfassung des Modells mittels Kamera, konnte für jeden Stumpf eine individuelle Krone angefertigt werden. Nach dem manuellen Anzeichnen der Präparationsgrenze und dem Festlegen der Einschubachse erhielten alle Kronen einen standardisierten Spacer von 60 µm und eine radiale Schichtdicke von 2000 µm. Zudem wurden 4-6 Retentionsarme mit standardisierter Dicke von 1,5 mm angebracht, um

der Krone im späteren Kronenabzugsversuch genügend Halt im Einbettkunststoff des Konters zu verschaffen (Abb. 6a,b). Nach der Konstruktion der einzelnen Kronen, konnten diese jeweils mittels einer Schleifmaschine (inLab MC XL; Sirona Dental Systems Inc.) in Form geschliffen werden.

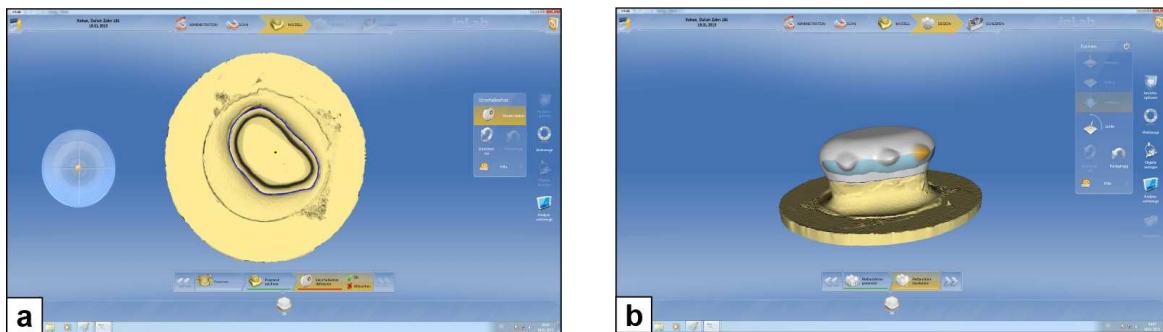


Abb. 6: Cerec Software inLab
a) Modell eingescannt, Präparationsgrenze und Einschubachse definiert, b) fertig konstruierte Krone

4.2.5 Befestigung der PMMA-basierten Kunststoffkronen

Vor dem Befestigen der PMMA-basierten Kunststoffkronen wurden diese 10 s lang in einem Abstand von 1 cm, mit 0,1 MPa und im 45° Winkel mit 50 µm großen Aluminiumoxidpartikel (basic Quattro IS, Renfert, Hilzingen, Deutschland) standardisiert korundgestrahlt (Abb. 7a). Anschließend wurden die Kronen 5 min im Ultraschallbad mit destilliertem Wasser gereinigt und auf einem sauberen Papiertuch bei Raumtemperatur getrocknet.

Die verschiedenen Adhäsivsysteme wurden mit Microbrushes und Mikro-Applizerpinseln sorgfältig auf die Kronen aufgetragen, um diese vollständig zu benetzen. Eine Übersicht zur Applikation der verschiedenen Adhäsivsysteme, sowie der beiden Befestigungskomposite kann Tabelle 3 entnommen werden. Die Vorbehandlung wurde jeweils nach Herstellerangaben folgendermaßen durchgeführt:

Vorbehandlung mit Monobond Plus und Heliobond

Bei der Vorbehandlung mit Monobond Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und Heliobond (Ivoclar Vivadent) wurde die Krone gemäß der Vorlagen des Herstellers erst 60 s mittels Microbrush mit Monobond Plus benetzt. Anschließend wurde Heliobond mit einem weiteren Microbrush aufgetragen und direkt aufliegend für 10 s mithilfe einer Polymerisationslampe (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) polymerisiert. Die verwendete LED-Lampe besaß eine Intensitätsstärke von 1200 mW/cm², welche mit einem speziellen Messgerät (Marc V3, BlueLight analytics Inc., Halifax, NS, Canada) gemessen wurde. Im Anschluss konnte das jeweilige Befestigungskomposit aufgetragen werden.

Vorbehandlung mit visio.link

Zur Vorbehandlung mit visio.link (bredent, Senden, Deutschland) wurden die PMMA-basierten Kunststoffkronen nach dem Reinigen und Trocknen mit Hilfe eines Applizierpinsels mit visio.link benetzt. Die Polymerisation erfolgte nach Herstellerangaben für 90 s im bre.Lux Power Unit (bredent, Senden, Deutschland). Anschließend konnte das jeweilige Befestigungskomposit eingefüllt werden.

Vorbehandlung mit Ambarino P60

Die Krone wurde 2 min lang mit Ambarino P60 (Creamed, Marburg, Deutschland) benetzt, ohne es im Anschluss mit Licht zu polymerisieren. Nach der angegebenen Zeit wurde der jeweilige Befestigungswerkstoff appliziert.

Vorbehandlung mit VP-Connect

VP-Connect (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland) wurde ebenfalls ohne Lichtpolymerisation für 3 min auf die Krone aufgetragen. Anschließend erfolgte das Auftragen des jeweiligen Befestigungskompositos.

Zur Befestigung der Kronen wurden folgende Befestigungskomposite verwendet:

Befestigung mit Clearfil SA Cement

Bei der Befestigung der PMMA-basierten Kunststoffkronen mit dem selbstadhäsiven Clearfil SA Cement (Kuraray, Tokyo, Japan) entfiel die Dentin vorbehandlung. Der präparierte Zahn wurde zunächst lediglich vorsichtig mit Hilfe eines Papiertuchs von überschüssigem Wasser befreit. Der Befestigungskunststoff wurde mit Hilfe der Mischkanüle des Clearfil Dispenser in die Innenseite der Krone appliziert. Die Krone wurde mit Daumendruck auf dem Zahn platziert. Überschüsse wurden mit einem Papiertuch entfernt, bevor die Krone mittels 100 g schweren Gewichts in Position gehalten und von 3 Seiten im direkten Kontakt zur Krone für jeweils 20 s mit der Polymerisationslampe Elipar S10 (3M ESPE) polymerisiert wurde (Abb. 7d).

Befestigung mit Variolink II

Bei der Verwendung des dualhärzenden Komposit Variolink II (Ivoclar Vivadent) wurde der im Voraus präparierte Stumpf vorerst nach Herstellerangaben konditioniert. Dafür wurde der Zahn zunächst vorsichtig mit Hilfe eines Papiertuchs von überschüssigem Wasser befreit. Mittels einer Applikationsspritze wurde die 37% ige Phosphorsäure Total Etch (Ivoclar Vivadent) für 15 s aufgetragen (Abb. 7b) und anschließend sorgfältig für mindestens 5 s abgespült. Überschüssige Feuchtigkeit wurde mit Hilfe eines Pinsels entfernt, wobei darauf geachtet wurde, das Dentin nicht zu übertrocknen. Mit Hilfe eines Microbrushes wurde Syntac Primer (Ivoclar Vivadent) auf den Zahn aufgetragen, 15 s lang eingerieben (Abb. 7c) und vorsichtig verblasen. Anschließend wurde Syntac Adhäsiv (Ivoclar Vivadent) mit einem weiteren Microbrush appliziert, 10 s einwirken lassen und nach erneutem vorsichtigen Verblasen Heliobond (Ivoclar Vivadent) appliziert. Heliobond wurde ebenfalls sorgfältig verblasen und dann 10 s mit der Polymerisationslampe Elipar S10 (3M ESPE) von okklusal direkt auf dem Zahn aufliegend polymerisiert. Variolink II Katalysator und Base wurden auf einem Anmischblock 1:1 aufgetragen und mit einem Spatel 10 s vorsichtig

vermischt. Anschließend wurde das Befestigungskomposit mit dem Spatel in die vorbehandelte Krone appliziert. Das Eingliedern der Krone auf dem Zahn erfolgte analog dem Vorgehen von Clearfil SA Cement.

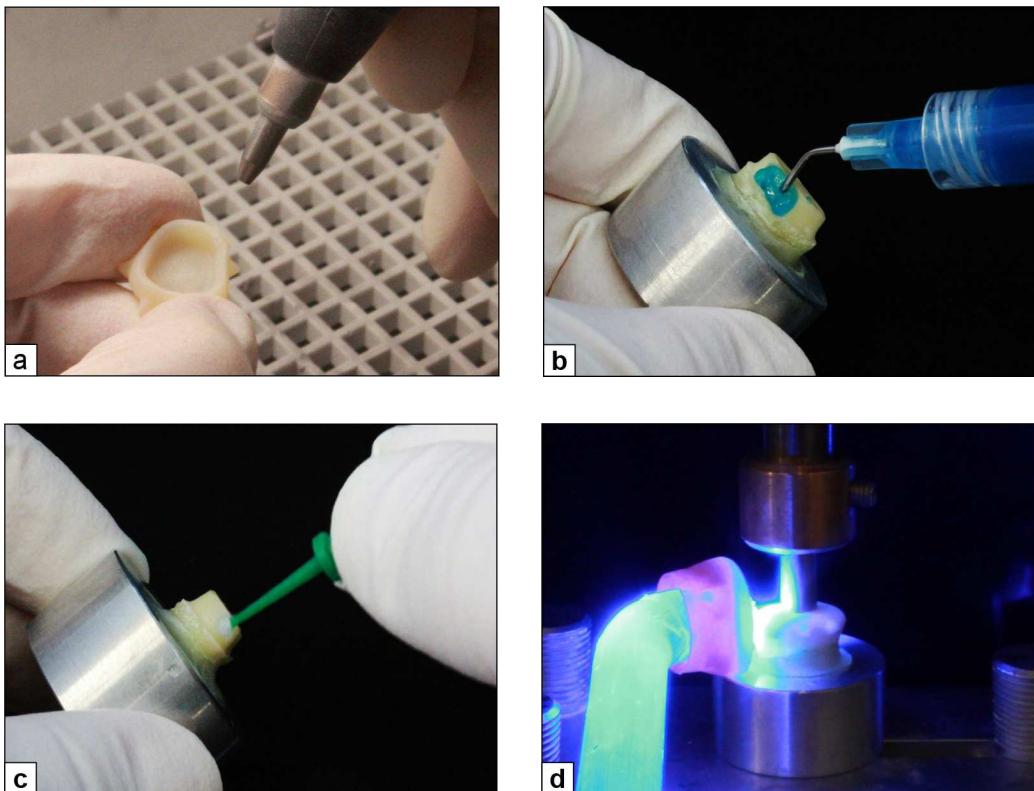


Abb. 7: **Befestigung der Krone**

- a) Sandstrahlen der Krone mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel,
- b) Dentinkonditionierung mit Total Etch,
- c) Applikation von Syntac Classic auf den Zahn mit Microbrushes,
- d) Positionierung der befestigten Krone mit Gewicht und Polymerisation

Nach dem Befestigen der Kronen wurden alle Prüfkörper für 24 Stunden im Inkubator (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) bei 37 °C in Wasser gelagert. Bei einer Hälfte der Prüfkörper fand anschließend der Kronenabzugsversuch statt, die andere wurde einem Alterungsprozess von 5000 Zyklen (5 °C/55 °C mit der Verweildauer von je 20 s) im Thermolastwechsler (Thermocycler THE-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) unterworfen.

Tab. 3: Applikation der verschiedenen Adhäsivsysteme und Befestigungskomposite

Adhäsivsystem	Applikation
MH	Applikation Monobond Plus, 60 s lufttrocknen Applikation Heliobond, 10 s Lichtpolymerisation <i>Polymerisationslampe</i> : Elipar S10
VL	Applikation, 90 s Lichtpolymerisation <i>Polymerisationslampe</i> : bre.Lux Power Unit
AM	Applikation, 2 min lufttrocknen
VP	Applikation, 3 min lufttrocknen
Befestigungskomposit	Applikation
CSA	Befüllen der Krone, 60 s. Lichtpolymerisation nach Platzierung <i>Polymerisationslampe</i> : Elipar S10
VAR	<i>Konditionierung der Zahnhartsubstanz mit Syntac Classic:</i> 37%ige Phosphorsäure Total Etch für 15 s, Reinigung mittels Luft-Wasser-Spray Primer: dünn auftragen, 15 s einmassieren, vorsichtig verblasen Adhäsiv: dünn auftragen, 10 s einmassieren, vorsichtig verblasen Heliobond: dünn auftragen, verblasen, 10 s Lichtpolymerisation <i>Befestigungskunststoff:</i> Befüllen der Krone, 60 s Lichtpolymerisation nach Platzierung <i>Polymerisationslampe</i> : Elipar S10

4.2.6 Kronenabzugsversuch

Vor dem Kronenabzugsversuch wurden die Konter für jeden Stumpf mit befestigter Krone erstellt. Zunächst wurde Silikon (Optosil, Heraeus) rund um die Krone unterhalb der Retentionen angebracht und somit die gesamte Kunststofffläche verdeckt. Dadurch sollte vermieden werden, dass sich der Kunststoff des Konters mit dem eingebetteten Zahnstumpfes verbindet, da hierbei ein falsches Ergebnis der Verbundfestigkeit entstehen könnte. Noch in weichem Zustand wurde ein leeres Aluförmchen als Konter angedrückt. Überschüsse am Rand sowie unterhalb der Retentionen wurden mit einem Skalpell (FEATHER Safety Razor Co. Ltd., Osaka, Japan) entfernt. Mit Hilfe von Einmalspritzen (Euronda Spa, Montecchio Precalcino, Italien)

wurde der Einbettkunststoff (ScandiQuick, SCAN-DIA, Hagen, Deutschland) durch das Loch des Gewindes und bis dessen Anfang eingefüllt. Anschließend wurden diese in verschließbaren Behältern destilliertem Wasser für 24 h gelagert.

Die Prüfkörper wurden in eine Universal Testabzugsmaschine (Zwick 1445, Zwick) eingespannt. Dabei wurde der untere Teil des Prüfkörpers fest über sein Gewinde mit der Prüfmaschine verschraubt. Eine freibewegliche Schraube an der Abzugsmaschine verband diese mit dem oberen Teil des Prüfkörpers. Abbildung 8a demonstriert den in der Universal Testabzugsmaschine eingespannten Prüfkörper. Mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min wurden die Prüfkörper auseinandergezogen bis der Verbund nachgab (Abb. 8b). Dabei wirkte die Abzugskraft senkrecht auf den Prüfkörper. Ein Verkeilen der auseinandergezogenen Prüfkörper wurde durch die freibewegliche und somit selbstzentrierende Schraube am oberen Teil des Prüfkörpers vermieden. Zur Ermittlung der Verbundfestigkeit wurde folgende Formel verwendet: Verbundfestigkeit = Abzugskraft/Verbundoberfläche [MPa = N/mm²]. Prüfkörper, welche bereits vor dem Testen der Verbundfestigkeit auseinander gingen, erhielten einen Wert von 0 MPa.

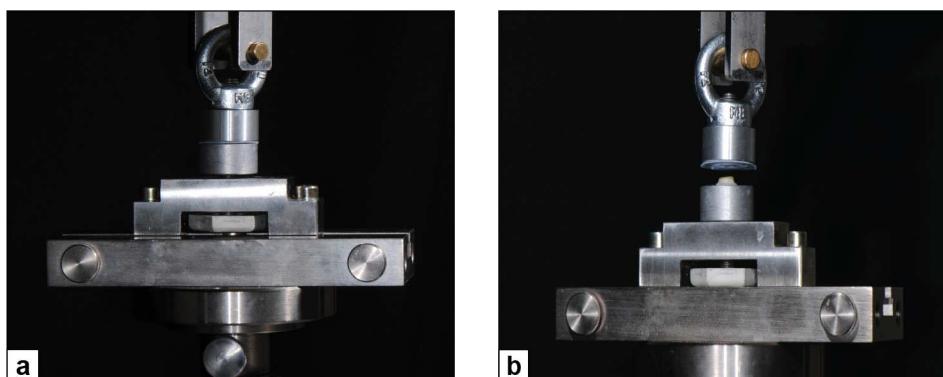


Abb. 8: Kronenabzugsversuch
a) Prüfkörper eingespannt, **b)** Prüfkörper nach dem Debonding

Abschließend wurde jeder Prüfkörper mithilfe eines Lichtmikroskops mit 20-facher Vergrößerung (Mikroskop: Stemi 2000-C, Lichtquelle: CL 6000 LED Zeiss, Oberkochen, Deutschland) analysiert und dessen Bruchstelle definiert. Dabei wurde zwischen verschiedenen Bruchbildern unterschieden:

Material und Methode

- Adhäsiver Bruch – Befestigungskomposit haftet am Dentin (Abb. 9a)
- Mischbruch – Befestigungskomposit haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff (Abb. 9b)
- Adhäsiver Bruch - Befestigungskomposit haftet am CAD/CAM-Kunststoff (Abb. 9c)
- Kohäsiver Bruch im Dentin oder CAD/CAM-Kunststoff (Abb. 9d)

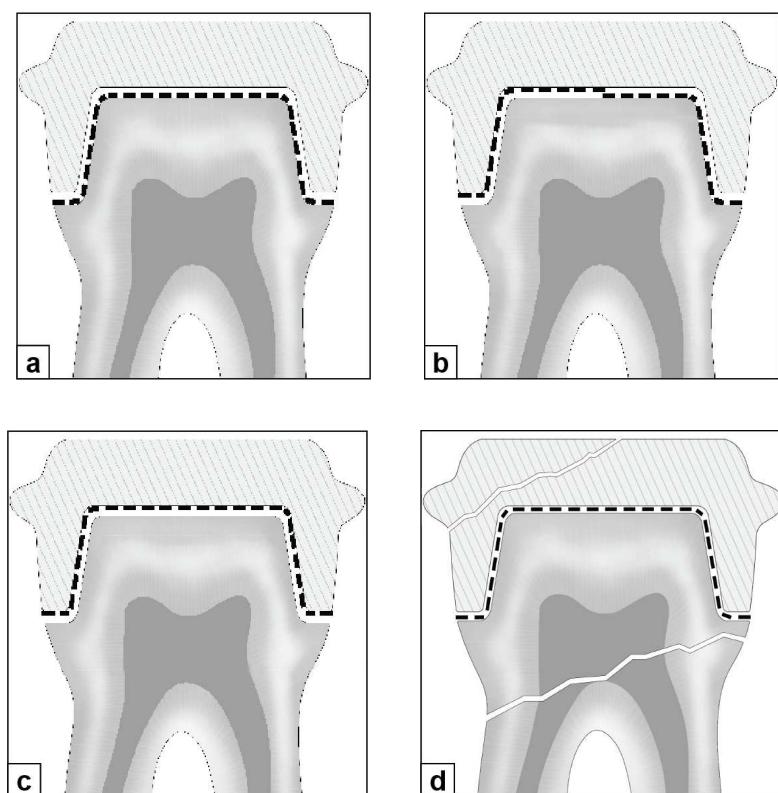


Abb. 9: Bruchbilder

- a) Adhäsiver Bruch - Befestigungskomposit haftet am Dentin,
- b) Mischbruch - Befestigungskomposit haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff
- c) Adhäsiver Bruch - Befestigungskomposit haftet am CAD/CAM-Kunststoff
- d) Kohäsiver Bruch im Dentin oder CAD/CAM-Kunststoff

4.3 Statistische Auswertung

Zur Planung dieser Studie wurde im Vorfeld die Berechnung der optimalen Stichprobengröße durchgeführt (R, R Development Core Team, The R Foundation for Statistical Computing). Dazu wurden Daten aus einer früheren Studie [2] von adhäsiv befestigten korundgestrahlten artBloc Temp Kronen verwendet. Ziel war es, den Einfluss zusätzlichen Vorbehandlung mit Adhäsiven zu beurteilen. Die Berechnung der optimalen Stichprobengröße hat ergeben, dass eine Stichprobengröße von 10 Prüfkörpern pro Gruppe zu einer Studienpower von 99,9% führt. Für diese Berechnung wurde der Unterschied von 0,44 MPa (angenommene Steigerung der Verbundfestigkeit um 20%) zwischen zwei beliebigen Testgruppen bei der Anwendung des Zweistichproben-T-Tests auf dem gemäß Bonferroni korrigierten Signifikanzniveau von 0,0083 als relevant angenommen. Ferner wurde die Standardabweichung in allen Test-Gruppen gleich 0,15 MPa gesetzt.

Nach den Kronenabzugsversuchen wurden die erzielten Ergebnisse mittels eines Statistik-Programms (Statistical Package for the Social Science Version 20, SPSS Inc., Chicago, US) ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde für alle angewandten statistischen Tests auf 5% ($p<0,05$) festgelegt. Zur Erfassung der Normalverteilung wurden Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Tests durchgeführt. Es wurden sowohl parametrische als auch nicht parametrische deskriptive Statistiken berechnet. One-way ANOVA mit anschließendem Scheffé post-hoc Test wurde verwendet, um signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Vorbehandlungsmethoden der initial geprüften Prüfkörper zu ermitteln. Um den Einfluss des verwendeten Befestigungskomposit zu prüfen, wurde der ungepaarte Zweistichproben-T-Test angewandt. Da die gealterten Gruppen nicht normalverteilt waren, wurden sie mittels Mann-Withney-U und Kruska-Wallis-H Tests auf Unterschiede verglichen, wobei auf die unterschiedlichen Vorbehandlungen, Befestigungskomposite oder Alterung geachtet wurde. Die relative Häufigkeit der Bruchbilder, sowie das dazugehörige 95% Konfidenzintervall, wurden mittels Ciba Geigy Tabellen ermittelt. Unterschiede zwischen den Gruppen in Bezug auf die Bruchbilder wurden im Chi²-Test ausgewertet.

5 Ergebnisse

5.1 Verbundfestigkeit

Tabelle 4 und 5 listen die Ergebnisse der einzelnen Testgruppen auf mit den Werten: Darunter aufgelistet sind: Mittelwert, Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall (95% KI), Minimum (Min), Median und Maximum (Max). Initiale Testgruppen wurden mittels Komlogotov-Smirnow und Shapiro-Wilk Tests auf Übereinstimmung der Nullhypothese überprüft. Dagegen zeigten gealterte, vorbehandelte Gruppen mit MH und VL mit VAR befestigt deutlich andere Werte als angenommen.

Tab. 4: Selbstadhäsives Befestigungskomposit Clearfil SA Cement

Clearfil SA Cement (CSA)			
Vorbehandlung	Mittelwert (SD)	95% KI	Min/Median/Max
24 h H₂O			
MH	2,30 (0,68) ^b	(1,80;2,80)	1,54/2,07/3,31
VL	2,22 (0,69) ^b	(1,71;2,80)	1,02/2,10/3,52
AM	0,99 (0,55) ^a	(0,58;1,39)	0,30/1,08/1,68
VP	2,07 (0,84) ^{ab}	(1,46;2,68)	0,94/2,20/3,25
CG	1,56 (1,08) ^{ab}	(0,77;2,34)	0E-11/1,51/3,14
24 h H₂O + 5000 TZ			
MH	0,65 (0,69) ^a	(0,14;1,14)	0E-11/0,39/1,71
VL	0,49 (0,52) ^a	(0,10;0,87)	0E-11/0,37/1,49
AM	0,08 (0,26) ^{*a}	(-0,1/0,27)	0E-11/0E-13/0,82
VP	0,51 (0,65) ^{*a}	(0,03;0,98)	4E-5/0,37/1,71
CG	0 (0) ^a	-	

Mittelwert Verbundfestigkeit, Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall (KI), Minimum (Min), Median und Maximum (Max) der Befestigungskomposite auf unterschiedlich konditionierten CAD/CAM-Kunststoffoberflächen. Alle Werte sind in MPa.

* nicht normal verteilt

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Vorbehandlungsmethoden eines Befestigungskomposit

Tab. 5: Konventionelles Befestigungskomposit Variolink II

Vorbehandlung	Variolink II (VAR)		
	Mittelwert (SD)	95% KI	Min/Median/Max
24 h H₂O			
MH	1,20 (0,49) ^a	(0,83;1,56)	0,32/1,32/1,91
VL	1,67 (0,62) ^a	(1,21;2,12)	0,91/1,53/3,09
AM	0,96 (0,82) ^a	(0,36;1,54)	0,12/0,66/2,83
VP	1,04 (0,71) ^a	(0,52;1,55)	0E-11/0,95/2,69
CG	1,63 (0,93) ^a	(0,95;2,30)	0E-11/1,63/3,04
24 h H₂O + 5000 TZ			
MH	1,51 (0,87) ^a	(0,87;2,14)	0E-11/1,68/2,43
VL	1,96 (1,83) ^a	(0,63;3,27)	0E-11/1,77/6,19
AM	0,69 (0,89) ^{*a}	(0,03;1,33)	0E-11/0,12/2,25
VP	0,91 (0,87) ^a	(0,27;1,53)	9E-5/0,64/2,54
CG	0,03 (0,04) ^a	(-0,37;0,44)	0E-11/0,03/0,06

Mittelwert Verbundfestigkeit, Standardabweichung (SD), 95% Konfidenzintervall (KI), Minimum (Min), Median und Maximum (Max) der Befestigungskomposite auf unterschiedlich konditionierten CAD/CAM-Kunststoffoberflächen. Alle Werte sind in MPa.

* nicht normal verteilt

^{ab} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Vorbehandlungsmethoden eines Befestigungskompositos

5.1.1 Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeiten des selbstadhäsiven Komposit Clearfil SA Cement

5.1.1.1 Einfluss auf die initialen Verbundfestigkeiten

Beim Vergleich innerhalb des Befestigungskompositos CSA der initial gemessenen Werte erwiesen MH ($2,3 \pm 0,68$ MPa) und VL ($2,22 \pm 0,69$ MPa) signifikant höhere, AM ($0,99 \pm 0,55$ MPa) hingegen signifikant niedrigere Verbundfestigkeiten als die Kontrollgruppe CG ($1,56 \pm 1,08$ MPa) ($p=0,002$). VP ($2,07 \pm 0,84$ MPa) lag im gleichen Wertebereich wie die Kontrollgruppe ($p>0,05$).

5.1.1.2 Einfluss auf die Verbundfestigkeiten nach Alterung

Nach künstlicher Alterung konnte die Gruppe CG (0 MPa) keinen Verbund erzielen. Die Werte aller Gruppen mit Vorbehandlung wiesen nur geringe Verbundfestigkeit auf ($0,08 \pm 0,26$ bis $0,65 \pm 0,69$ MPa) und lagen im gleichen Wertebereich wie CG ($p>0,05$).

5.1.1.3 Initiale Verbundfestigkeiten im Vergleich zu Verbundfestigkeiten nach Alterung

Im Vergleich konnten nach künstlicher Alterung signifikant kleinere Verbundfestigkeiten für die Gruppen MH, VL, AM und VP ($p<0,001$) beobachtet werden als initial. Das Diagramm in Abbildung 10 veranschaulicht den Einfluss der verschiedenen Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeiten des selbstadhäsenen Befestigungskomposit CSA. Der Einfluss der künstlichen Alterung durch Thermolastwechsel kann ebenfalls der Abbildung entnommen werden.

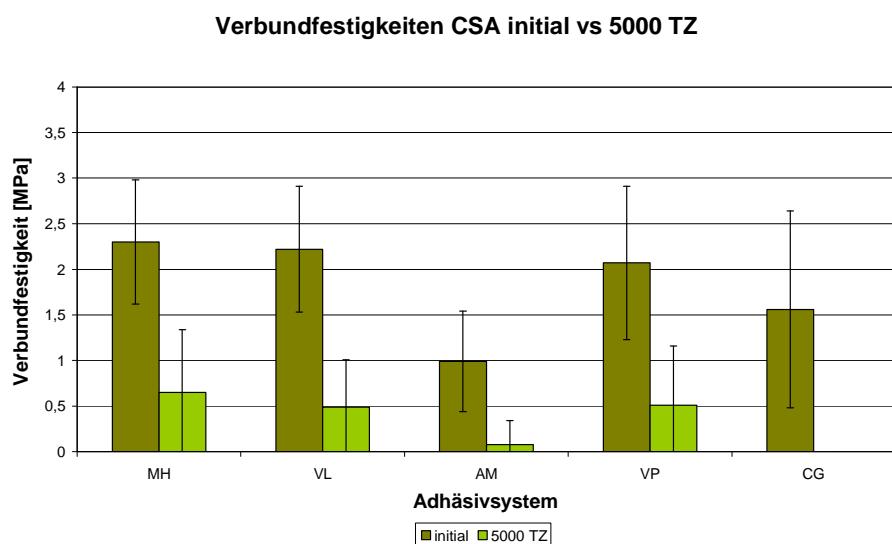


Abb. 10: Verbundfestigkeiten CSA initial vs. 5000 TZ
Verbundfestigkeiten der verschiedenen Adhäsivsysteme und Befestigung der Kronen mit dem selbstadhäsenen Befestigungskomposit CSA vor und nach Alterung

5.1.2 Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeiten des konventionellen Komposit Variolink II

5.1.2.1 Einfluss auf die initiale Verbundfestigkeiten

Innerhalb des konventionellen Befestigungskomposit VAR lagen die Gruppen MH ($1,20 \pm 0,49$ MPa); VL ($1,67 \pm 0,62$ MPa), AM ($0,96 \pm 0,82$ MPa), VP ($1,04 \pm 0,71$ MPa) im gleichen Wertebereich wie die Kontrollgruppe CG ($1,63 \pm 0,93$ MPa) (Tabelle 5, Abb. 11) ($p>0,05$).

5.1.2.2 Einfluss auf die Verbundfestigkeiten nach Alterung

Ähnlich wie beim selbstadhäsenen Befestigungskomposit konnte CG mit konventionellem Befestigungskomposit VAR befestigt nach Alterung annähernd keine Verbundfestigkeit aufweisen ($0,03 \pm 0,04$ MPa). Alle gealterten Gruppen MH ($1,51 \pm 0,87$ MPa), VL ($1,96 \pm 1,83$ MPa), (0,69 ± 0,89 MPa), VP ($0,91 \pm 0,87$ MPa) lagen im gleichen Wertebereich wie CG ($p>0,05$) (Tabelle 5, Abb. 11).

5.1.2.3 Initiale Verbundfestigkeiten im Vergleich zu Verbundfestigkeiten nach Alterung

Künstliche Alterung hatte keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit der Kronen, welche mit dem jeweils selben Adhäsivsystem vorbehandelt und dem konventionellen Befestigungskomposit VAR befestigt wurden ($p=0,341-0,720$). Innerhalb der Kontrollgruppe konnten nach der künstlichen Alterung signifikant niedrigere Verbundfestigkeiten beobachtet werden ($p=0,041$) (Abb. 11).

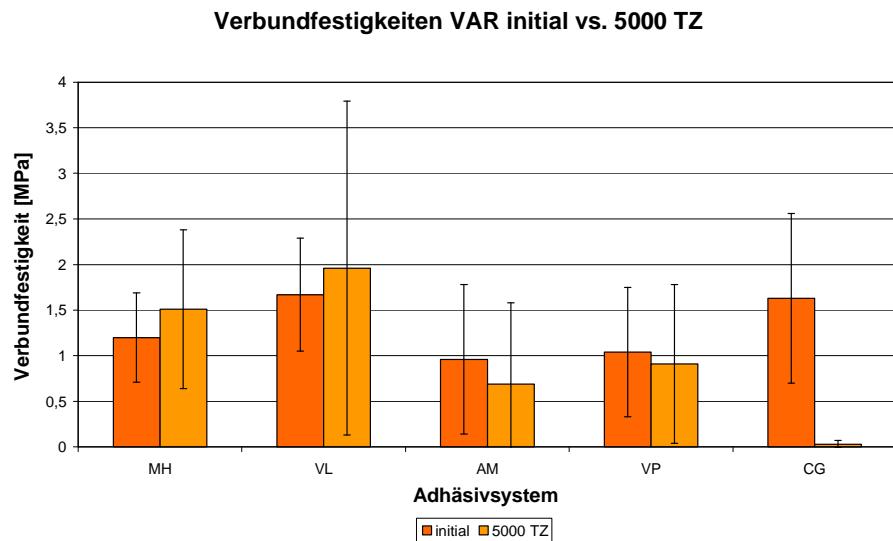


Abb. 11: Verbundfestigkeiten VAR initial vs. 5000 TZ

Verbundfestigkeiten der verschiedenen Adhäsivsysteme und der Befestigung der Kronen mit dem konventionellen Befestigungskomposit VAR vor und nach Alterung

5.1.3 Einfluss der Befestigungskomposite Clearfil SA Cement und Variolink II auf die Verbundfestigkeit

5.1.3.1 Initiale Verbundfestigkeiten

Nach der Vorbehandlung mit den Gruppen MH ($p=0,001$) und VP ($p=0,008$) konnten mit dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit CSA initial signifikant höhere Werte gemessen werden als mit dem konventionellen Befestigungskomposit VAR. In Abbildung 12 können die initialen Verbundfestigkeiten der beiden Befestigungskomposite miteinander verglichen werden.

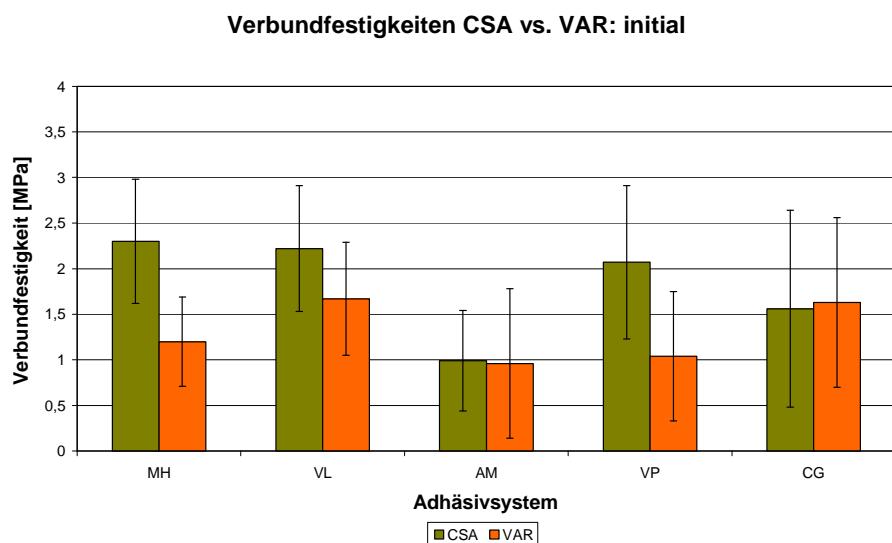


Abb. 12: Verbundfestigkeiten CSA vs. VAR initial
Vergleich der initialen Verbundfestigkeiten beider Befestigungskomposite miteinander

5.1.3.2 Verbundfestigkeiten nach Alterung

Im Gegensatz zu den initialen Messergebnissen, erwiesen die Gruppen MH ($p=0,025$) und VL ($0,034$) nach Alterung signifikant höhere Verbundfestigkeiten, wenn sie mit dem konventionellen Befestigungskomposit VAR befestigt wurden als mit dem selbstadhäsiven Komposit CSA. Abbildung 13 stellt die Verbundfestigkeiten der beiden Befestigungskomposite nach künstlicher Alterung gegenüber.

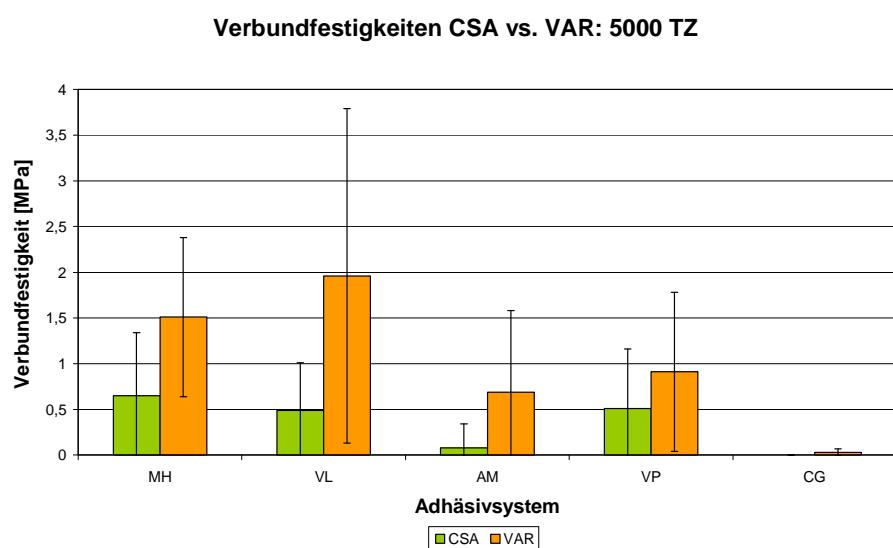


Abb. 13: Verbundfestigkeiten CSA vs. VAR 5000 TZ

Vergleich der Verbundfestigkeiten beider Befestigungskomposite miteinander nach Alterung

5.2 Bruchbildanalyse

Tabelle 6 und 7 zeigen die relative Häufigkeit der beobachteten Bruchbilder aller getesteten Gruppen. Bei allen Testgruppen konnten signifikant unterschiedliche Bruchbilder beobachtet werden ($p=0,012$). Es waren keine kohäsiven Brüche im Dentin oder CAD/CAM-Kunststoff nachweisbar. Ebenso konnte kein rein adhäsiver Bruch am Verbund Befestigungskomposit zu Dentin festgestellt werden. Mit Ausnahme von VL konnten für alle anderen Gruppen vorwiegend adhäsive Brüche (50 – 100 %) am Verbund zwischen Befestigungskomposit zu CAD/CAM-Kunststoff beobachtet werden, unabhängig vom verwendeten Befestigungskomposit oder Alterungsgrad. Testgruppen, welche mit VL vorbehandelt wurden, wiesen überwiegend Mischbrüche (60 – 90 %) auf. Dies galt für beide Befestigungskomposite sowie Alterungsgrade. Die Diagramme der Abbildungen 14 und 15 veranschaulichen die Relation der Bruchbilder aller Prüfkörper zueinander, welche mit dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit CSA hergestellt wurden. Dies wird für das konventionelle Befestigungskomposit VAR in den Abbildungen 16 und 17 dargestellt.

Tab. 6: Relative Häufigkeit der Bruchbildertypen des selbstadhäsiven Befestigungskomposites Clearfil SA Cement

Vorbehandlung	Clearfil SA Cement			
	Adhäsiver Bruch Befestigungskomposit haftet am Dentin	Mischbruch Befestigungskomposit haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff	Adhäsiver Bruch Befestigungskomposit haftet am CAD/CAM- Kunststoff	Kohäsiver Bruch im Dentin oder CAD/CAM-Kunststoff
	[%]	[%]	[%]	[%]
24 h H₂O				
MH	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
VL	40 (12;74)	60 (26;88)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	80 (44;97)	20 (3;56)	0 (0;31)	0 (0;31)
VP	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
CG	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)	0 (0;31)
24 h H₂O + 5000 TZ				
MH	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
VL	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
VP	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
CG	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)	0 (0;31)

Relative Häufigkeit der adhäsiven, kohäsiven und Mischbrüche in % des selbstadhäsiven Befestigungskomposit Clearfil SA Cement mit 95% Konfidenzintervall (KI)

Ergebnisse

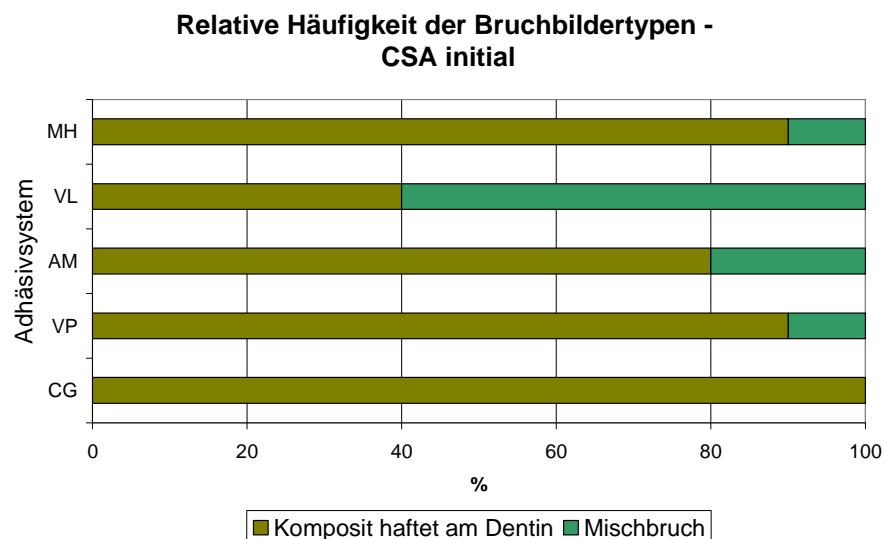


Abb. 14: Bruchbilder CSA initial

Anzahl adhäsiver Brüche in % mit Befestigungskomposit am Dentin haftend und Mischbrüche in % beim selbstätzenden Befestigungskomposit CSA nach initialem Kronenabzugsversuch

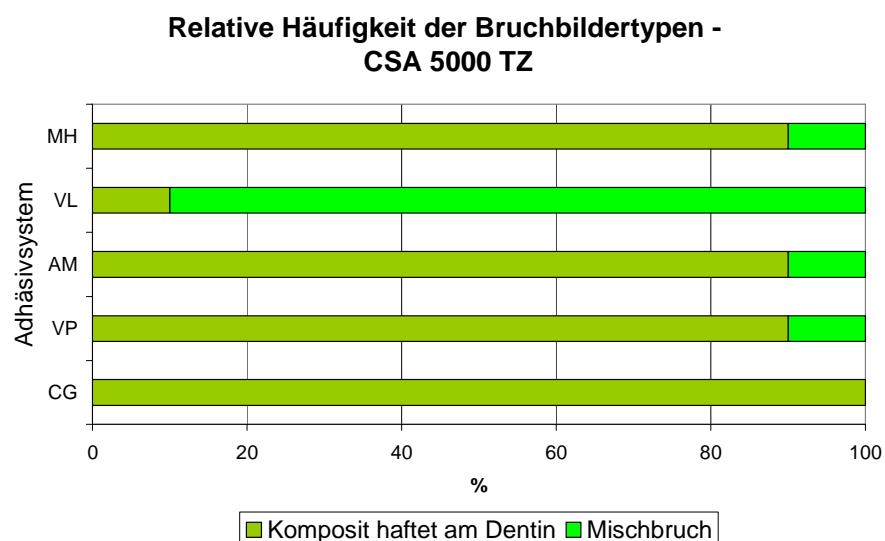


Abb. 15: Bruchbilder CSA 5000 TZ

Anzahl adhäsiver Brüche in % mit Befestigungskomposit am Dentin haftend und Mischbrüche in % beim selbstätzenden Befestigungskomposit CSA nach Alterung und Kronenabzugsversuch

Ergebnisse

Tab. 7: Relative Häufigkeit der Bruchbildertypen des konventionellen Befestigungskomposit Variolink II

Vorbehandlung	Variolink II			
	Adhäser Bruch Befestigungskomposit haftet am Dentin	Mischbruch Befestigungskomposit haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff	Adhäser Bruch Befestigungskomposit haftet am CAD/CAM- Kunststoff	Kohäsiver Bruch im Dentin oder CAD/CAM-Kunststoff
	[%]	[%]	[%]	[%]
24 h H₂O				
MH	50 (19;81)	50 (19;81)	0 (0;31)	0 (0;31)
VL	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)	0 (0;31)
VP	80 (44;97)	20 (3;56)	0 (0;31)	0 (0;31)
CG	70 (35;93)	30 (35;93)	0 (0;31)	0 (0;31)
24 h H₂O + 5000 TZ				
MH	90 (56;100)	10 (0;45)	0 (0;31)	0 (0;31)
VL	40 (12;74)	60 (26;88)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)	0 (0;31)
VP	70 (35;93)	30 (35;93)	0 (0;31)	0 (0;31)
CG	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)	0 (0;31)

Relative Häufigkeit der adhäsiven, kohäsiven und Mischbrüche in % des konventionellen Befestigungskomposit Variolink II mit 95% Konfidenzintervall (KI)

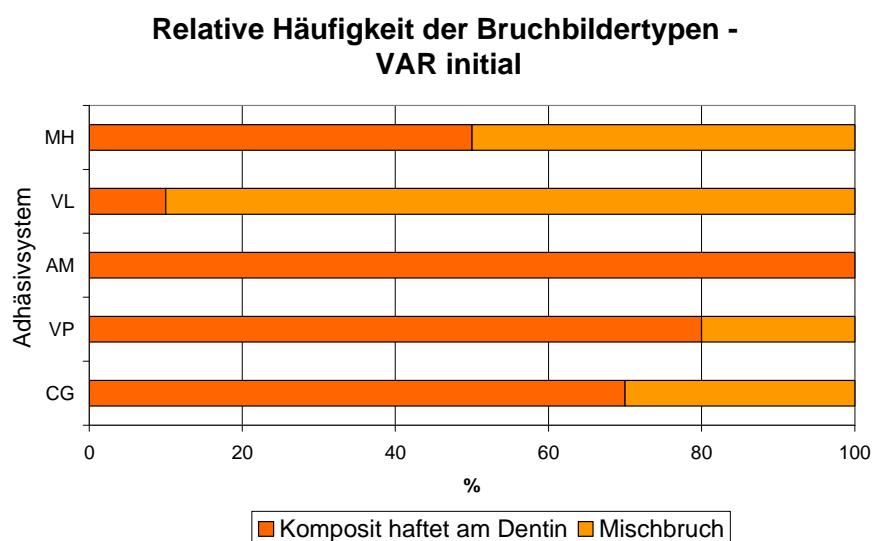


Abb. 16: Bruchbilder VAR initial

Anzahl adhäsiver Brüche in % mit Befestigungskomposit am Dentin haftend und Mischbrüche in % beim konventionellem Befestigungskomposit VAR nach initialem Kronenabzugsversuch

Ergebnisse

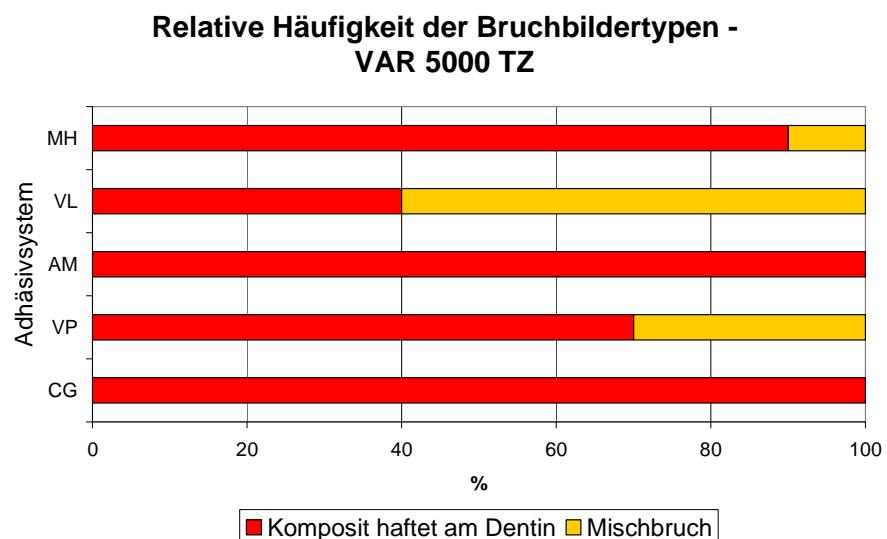


Abb. 17: Bruchbilder VAR 5000 TZ

Anzahl adhäsiver Brüche in % mit Befestigungskomposit am Dentin haftend und Mischbrüche in % beim konventionellem Befestigungskomposit VAR nach Alterung und Kronenabzugsversuch

6 Diskussion

Ein zuverlässiger Langzeitverbund ist eines der Hauptkriterien, welches es zu beachten gilt, um industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffe als definitive Restaurierung nutzen zu können. Die vorliegende Versuchsreihe untersuchte den Einfluss unterschiedlicher Adhäsivsysteme auf den Verbund PMMA-basierter CAD/CAM-Kunststoffe zu zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen vor und nach thermischer Alterung im Kronenabzugsversuch. Lediglich mit Monobond Plus/Heliobond ($2,3 \pm 0,68$ MPa) und visio.link ($2,22 \pm 0,69$ MPa) vorbehandelte CAD/CAM-Kunststoffe in Kombination mit Clearfil SA Cement konnten signifikant höhere Verbundfestigkeiten erzielen als die unvorbehandelte Kontrollgruppe. Keine der anderen Gruppen zeigte unabhängig des verwendeten Befestigungskompositen oder Alterungsgrades einen stärkeren Verbund. Die Bruchbilder aller Gruppen ergaben überwiegend adhäsive Brüche mit an Dentin haftendem Befestigungskomposit. Lediglich mit visio.link vorbehandelte Gruppen zeigten vorwiegend Mischbrüche. Die gemessenen Verbundfestigkeiten waren geringer als im Vergleich zu anderen Restaurationswerkstoffen, welche in verschiedenen Studien unter denselben Bedingungen untersucht wurden. Glaskeramikkronen, welche mit Variolink II befestigt wurden, erzielten initiale Verbundfestigkeiten von $7,3 \pm 2,2$ MPa und nach künstlicher Alterung $6,4 \pm 0,9$ MPa mittels kombinierter thermischer sowie mechanischer Beanspruchung (1 200 000 Zyklen, 49 N, 5/50 °C) [2]. Für die Befestigung von Zirkoniumoxidkeramikkronen mit dem konventionellen Befestigungskomposit Panavia21 (Kuraray Dental Co Ltd., Osaka, Japan) und dem selbstadhäsiven Befestigungskomposit RelyX Unicem, konnten Verbundfestigkeiten von $7,3 \pm 1,7$ bis $14,1 \pm 3,5$ MPa beobachtet werden [37]. Jedoch zeigten die Ergebnisse einer weiteren Publikation, welche die selben Vorbehandlungsmethoden und Befestigungskomposite wie die vorliegende Versuchsreihe untersuchte, dass der Verbund zu experimentellem CAD/CAM-Nano-Komposit, verglichen mit den oben erwähnten Werten für Keramiken, im Kronenabzugsversuch ebenfalls gering ist [64]. Die Verbundfestigkeit lag hier im Bereich von $1,93 \pm 0,48$ MPa bis $3,79 \pm 1,50$ MPa für initial gemessene Werte und 0 ± 0 MPa

bis $4,06 \pm 1,4$ MPa nach thermozyklischer Alterung [64]. Die zu prüfende Hypothese der vorliegenden Studie, dass die Verbundfestigkeit des Verbundes zwischen PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffen und präparierten Zahn durch zusätzliche chemische Vorbehandlung verstärkt wird, muss aufgrund der Ergebnisse abgelehnt werden.

6.1 Kritik an der Methodik

6.1.1 Anzahl der Prüfkörper

Die vorliegende Studie verwendete Kronenabzugsversuche als Testmethode. Dabei wurden menschliche, extrahierte Zähne präpariert und darauf PMMA-basierte Kunststoffkronen dem klinischen Vorgehen entsprechend befestigt. Vor Ausübung der Studie wurde eine Poweranalyse durchgeführt, um die optimale Anzahl der Prüfkörper zu ermitteln. Die Verwendung der Daten einer älteren Studie ergab, dass eine Stichprobengröße von 10 Prüfkörpern pro Gruppe zu einer Studienpower von 99.9% führt [2]. Nach Abschluss der vorliegenden Studie kann davon ausgegangen werden, dass die Annahmen während der Planungsphase etwas zu optimistisch waren. Es wurden höhere Werte der Standardabweichungen, sowie größere Unterschiede zwischen den Gruppen erzielt als erwartet. Um festzustellen, ob eine Gruppenanzahl von n=10 für die vorliegende Untersuchung ausreichend war, wurde daraufhin dieselbe Poweranalyse unter der Verwendung der Ergebnisse dieser Untersuchung nochmals durchgeführt. Diesmal führte die Stichprobengröße von n=10 zu einer Studienpower von 21-84 %. Dabei konnte für initiale Messwerte mit Variolink II und Messungen nach Alterung mit Clearfil SA Cement festgestellt werden, dass die Testgruppen möglicherweise zu klein waren, um signifikante Ergebnisse zu erzielen. Dies spiegelt sich in der Verteilung der Ergebnisse sowie den Unterschieden der Gruppen wieder. Dahingegen zeigten die Resultate für Clearfil SA Cement-initial und Variolink II-nach Alterung eine annehmbare Aussagekraft für eine Gruppengröße mit n=10. *Heintze et al.* [63] verglich die wichtigsten Einflussfaktoren mehrerer Studien

im Kronenabzugsversuch miteinander. Hierfür wurden verschiedene Parameter definiert, um ein standardisiertes Vorgehen für diese Art der Testmethode festzulegen. *Heintze et al.* empfiehlt für das Erlangen signifikanter Ergebnisse unter anderem eine Stichprobengröße von $n=20$. Allerdings ist aufgrund der unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden und Befestigungsmaterialien eine so pauschale Aussage nicht möglich; die Angaben sind mit Vorsicht zu behandeln.

6.1.2 Einfluss anwenderspezifischer Parameter und natürlicher Zähne

Bei der Verwendung natürlicher Zähne müssen mögliche Strukturveränderungen während der Bearbeitung beachtet werden. Das Beschleifen der Zähne erfolgte manuell, wodurch Anpressdruck des Bohrers und Wasserkühlung anwenderspezifisch waren und variierten konnten. Die Wasserkühlung hing in der vorliegenden Studie vom verwendeten Druck der Turbine sowie der separaten Einstellung des Wasserzuflusses ab. Das Gerät besaß für beide Parameter jeweils einen Regler, wobei Maßeinheiten nur für Druck vorhanden waren. Wurde die ursprüngliche Einstellung des Wasserreglers verstellt, konnte die alte Position nur nach Gefühl wieder hergestellt werden. Hierbei können Variationen aufgetreten sein. Andere Studien konnten ebenfalls die Wasserzufuhr nicht standardisieren [2, 37, 64]. Teilweise wurde in den Versuchsbeschreibungen nicht weiter auf diesen Faktor eingegangen [13, 29]. Die sorgfältige Reinigung der Turbine ist für eine suffiziente Wasserzufuhr wichtig. Späne der Zahnhartsubstanz, sogenannter Schleifdebris, welche durch das Beschleifen des Zahnes entstehen, können die Öffnungen der feinen Düsen blockieren und somit zu geringeren Wassermengen führen. Ein zu hoher Anpressdruck des Bohrers oder Wasserkühlung von weniger als etwa 50 ml/min können die Flüssigkeit in den Dentinkanälchen verändern [37]. Doch auch weitere Faktoren können die Zahnstruktur der extrahierten Zähne beeinflussen und somit Auswirkungen auf den adhäsiven Verbund haben. Hierbei spielt die extraorale Verweildauer sowie die Lagerung der Zähne im geeigneten Medium bei konstanter Temperatur eine ausschlaggebende Rolle. Ebenso ändert Karies die Zusammensetzung der Zähne. Die vorliegende Stu-

die verwendete daher nur karies- und füllungsfreie menschliche Molaren. Diese wurden direkt nach Extraktion nach ISO-Norm [70] für maximal 7 Tage in 0,5 %igem Chloramin T gelagert. Bis zur weiteren Verarbeitung, aber nicht länger als 6 Monate, wurden die Zähne bei 5 °C in destilliertem Wasser aufbewahrt, um ein Austrocknen zu vermeiden. *Ernst et al.* [29] desinfizierten beispielsweise die extrahierten Zähne für 7 Tage in einer wässrigen 1%igen Chloramin-B-Lösung und lagerte die Zähne bis zur weiteren Verarbeitung in einer isotonischen Kochsalzlösung oder in einem anderen Versuch in Leitungswasser [13].

Die Applikation der Befestigungsmaterialien erfolgte ebenfalls manuell. Variationen bezüglich aufgetragener Adhäsivdicke können nicht ausgeschlossen werden. Die Dicke des Befestigungskompositos konnte durch die Fixierung der Kronen in einem speziellen Apparat und einer Last von 100 N von okklusal während des Befestigungsprozesses standardisiert werden. *Wimmer et al.* [71] untersuchten die Belastung an den Verbundflächen in Abhängigkeit unterschiedlicher Schichtdicken sowie E-Module. Dabei steigerte eine dünnerne Schichtdicke Befestigungskomposit und ein geringeres E-Modul die klinische Überlebensrate.

Ein optimaler Verbund zum Zahn wird unter anderem dadurch erzielt, dass der Zahn vor der Applikation des Befestigungsmaterials von überschüssiger Flüssigkeit befreit wird. Wird der Zahn allerdings zu stark ausgetrocknet oder nicht genügend vom benetzenden Wasser befreit, wird der adhäsive Verbund dadurch negativ beeinflusst. In der vorliegenden Studie wurden die Zähne manuell mittels Papiertuch vorsichtig abgetupft. Dieses Vorgehen ist allerdings nicht standardisiert, und es bestand keine Möglichkeit zu überprüfen, wie stark hydriert der Zahn war. Den Bruchbildern entsprechen bestand jedoch kein Defizit im Verbund zum Zahn. Im klinischen Alltag entsprechen diese Schritte zwar den allgemeinen Bedingungen, im Labor sollten jedoch für eine bessere Vergleichbarkeit ein standardisiertes Vorgehen angestrebt werden.

6.1.3 Einfluss des Einbettkunststoffes

Auch der Polymerisationsvorgang des Kunststoffes zum Einbetten der Zähne muss berücksichtigt werden. In den verschiedenen Vorversuchen wurden mögliche Einflüsse wie beispielsweise die Wärmeentstehung während der Polymerisation analysiert. Es kann ausgeschlossen werden, dass die Zahnstruktur und somit die Verbundeneigenschaften zwischen Zahn und Befestigungskomposit durch die Polymerisation manipuliert wurden. Entsprechend der Bruchtypen kann diese Aussage bestätigt werden.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Vergleich mit anderen Studienergebnissen

Eine vorangehende Publikation kam zu dem Ergebnis, dass PMMA-basierte CAD/CAM-Kunststoffe höhere Scherfestigkeiten mit PMMA-basierten Verblendkunststoffen erzielten als mit Komposit-Verblendkunststoffen [72]. Komposite konnten im Gegensatz zu PMMA-basierten Verblendkunststoffen ohne jegliche Vorbehandlung keinen Verbund erzielen. Die Scherfestigkeit wurde jedoch durch Korundstrahlen mit 50 µm Aluminiumoxidpartikel gesteigert. Eine weitere Arbeit [64] ermittelte die Verbundfestigkeit von experimentellen CAD/CAM-Nano-Kompositkronen im Kronenabzugsversuch und erzielte höhere Werte ($1,07 \pm 0,64$ bis $4,06 \pm 1,40$ MPa) für die mit Variolink II befestigten Kronen unabhängig der verwendeten Vorbehandlung. Die nicht vorbehandelte Kontrollgruppe zeigte sogar die höchsten Werte. Aufgrund dieser Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass der Verbund mit Variolink II zu Nano-Kompositen besser ist als zu PMMA-basiertem Kunststoff. Vermutlich beruht dies auf den unterschiedlichen Zusammensetzungen von PMMA und Kompositen. Die in Nano-Kompositen enthaltenen Dimethacrylate sind dafür bekannt, dass sie aufgrund von zwei Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen stärker reagieren können als Monomethacrylate in PMMA mit nur einer Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindung. Eine weitere Veröffentlichung untersuchte die Verbundfestigkeiten

derselben Werkstoffe wie in der vorliegenden Studie mittels Scherversuchen [52]. Die Autoren gaben an, dass chemische Vorbehandlung für einen ausreichenden Langzeitverbund notwendig sei. Als Kontrollgruppe dienten PMMA-basierte Kunststoffe, welche mittels Korundstrahlen ohne Adhäsiv vorbehandelt wurden. Vorbehandelte Gruppen mit Monobond Plus/Heliobond, visio.link und VP-Connect (initial: $11,1 \pm 5,1$ bis $15,8 \pm 4,2$ MPa; 5000 Thermolastwechsel: $14,2 \pm 4,8$ bis $27,0 \pm 4,6$ MPa) erzielten unabhängig vom verwendeten Befestigungskomposit höhere Scherkräfte als die Kontrollgruppe. Im Gegensatz zu den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung für die Kontrollgruppe (CSA: $1,56 \pm 1,08$ MPa; VAR $1,63 \pm 0,93$ MPa), konnte die Kontrollgruppe der vorangehenden Publikation auch initial keinerlei Verbundfestigkeiten erzielen. Die Ergebnisse derselben Werkstoffe in unterschiedlichen Studien variieren häufiger. So zeigte eine Versuchsreihe, welche ebenso die Methode des Kronenabzugsversuchs nutzte, ebenfalls keinerlei Verbundfestigkeiten der korundgestrahlten PMMA-basierten Kunststoffkronen [2]. Im Abzugsversuch einer weiteren Arbeit konnten wiederum initial Verbundfestigkeiten gemessen werden (Clearfil SA Cement: $5,3 \pm 6,2$; VAR: $7,7 \pm 6,8$ MPa), auch wenn diese, wie in der vorliegenden Studie, gering waren [69]. Eine, wie bereits weiter oben diskutierte, geringe Stichprobenanzahl sowie die teils manuelle und somit anwenderspezifische Herstellung der Prüfkörper vermag in unterschiedliche Ergebnisse derselben Testmethode zu resultieren. Des Weiteren stellt die Verwendung natürlicher Zähne eine besondere Situation dar, welche ein rein standardisiertes Verfahren unmöglich machen.

6.2.2 Diskussion der Bruchbilder

Ziel des Kronenabzugsversuches ist es, eine angemessene Aussage über die Verbundqualität treffen zu können. Dabei ist es nicht ausreichend, die Kraft zu bestimmen, welche benötigt wird, bis sich der Verbund zwischen Restauration und Zahnstumpf löst. Zusätzlich sollten die Bruchbilder betrachtet werden. So kann festgestellt werden, ob der Verbund des Befestigungskompositos zur Zahnhartsubstanz oder zum Restaurationsmaterial stärker oder in etwa gleich ist. Der schwächere Verbund sollte demnach weiter untersucht werden. Kohäsive Brüche im Zahn oder Kronenwerkstoff

lassen hingegen auf eine ausreichende Verbundfestigkeit schließen. Allerdings darf bei kohäsiven Brüchen im Material nicht ausgeschlossen werden, dass das Restaurationsmaterial zum Beispiel aufgrund von unzureichender Polymerisation während der Herstellung Fehler aufweist.

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden überwiegend adhäsive Brüche zwischen Befestigungskomposit und CAD/CAM-Kunststoff beobachtet. Kohäsive Brüche in der Zahnhartsubstanz oder dem CAD/CAM-Kunststoff sowie adhäsive Brüche zwischen Dentin und Befestigungskomposit kamen nicht vor. Diese Ergebnisse der Bruchbilder stimmen mit anderen Versuchen überein [2, 64]. Folglich kann die Aussage getroffen werden, dass der Verbund zwischen Dentin und Befestigungskomposit stärker ist als zwischen Befestigungskomposit und CAD/CAM-Kunststoff. Der Verbund zwischen Dentin und Variolink II zusammen mit Syntac Classic zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz und selbstadhäsiven Befestigungskompositen wurde in unterschiedlichen Studien ausreichend untersucht [21, 44, 68, 73]. Scherversuche konnten nach 24 Stunden Wasserlagerung Werte im Bereich von $39,2 \pm 8,9$ MPa für Variolink II/Syntac Classic und $7,8 \pm 3,9$ MPa bis $23,4 \pm 6,5$ MPa für selbstadhäsive Befestigungskomposite erzielen [68]. Mikroverbundversuche ergaben nach 6 Monaten Wassereinlagerung Werte von $8,6 \pm 7,4$ MPa für Variolink II/Excite DSC und $9,8 \pm 3,8$ MPa für Clearfil SA Cement [73]. Die vorliegende Versuchsreihe konnte hingegen nur sehr geringe Verbundfestigkeiten ($0,0 \pm 0,0$ bis $2,3 \pm 0,68$ MPa) aufweisen. Die Verbundfestigkeiten korrespondieren mit denen vorheriger Studien. Aufgrund der Bruchbilder muss jedoch davon ausgegangen werden, dass der stärkere Verbund vermutlich über die Haftung zum Dentin erreicht wurde anstatt über die Haftung zu den PMMA-basierten Kunststoffkronen. Widersprüchlich zeigten sich jedoch in der vorliegenden Studie alle mit visio.link vorbehandelten Testgruppen. Es wurden vornehmlich Mischbrüche festgestellt, was darauf schließen lässt, dass der Verbund zu den PMMA-basierten Kunststoffkronen mit dieser Vorbehandlung stärker ist, als bei allen anderen getesteten Gruppen. Es wird vermutet, dass hierbei die Verbundfestigkeit an den einzelnen Grenzflächen etwa gleich groß ist. Visio.link beinhaltet neben dem üblichen MMA auch Dimethacrylate mit Photoinitiatoren. Durch die obligate Lichtpolymerisation entsteht eine weitere Verbundschicht. Die stärkere Polarität

der Dimethacrylate führt zu einer höheren Wasserabsorption und folglich expandiert der Werkstoff. Auf diese Weise kann sich das Adhäsiv besser in den Poren des CAD/CAM-Werkstoffs verankern und gleichzeitig den Verbund stärken [18]. Somit kann angenommen werden, dass die Verbundfestigkeit durch die Vorbehandlung des PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffes mittels visio.link ausreichend ist. Dies stimmt mit den Ergebnissen vorangegangener Studien überein [52, 69].

6.2.3 Diskussion der künstlichen Alterung mittels Thermolastwechsel

Im Alltag werden Zähne und ihre restaurativen Versorgungen täglich mehrmals verschiedenen thermischen Belastungen ausgesetzt. Verantwortlich dafür sind warme und kalte Lebensmittel, sowie die Mundatmung [74]. Um die Langzeitprognose untersuchter Werkstoffe in-vitro beurteilen zu können, verwendete die vorliegende Studie Thermolastwechsel zur künstlichen Alterung. Auf diese Weise können alle Prüfkörper einer standarisierten und reproduzierbaren Belastung im Labor unterzogen werden. *Hancox et al.* [75] beschrieb die thermische Wechselbeanspruchung als wiederholten Wechsel eines Prüfkörpers zwischen zwei extremen Temperaturen. Dabei dient eine angemessene Verweildauer in jedem Wasserbad der thermischen Anpassung des Werkstoffs. In der vorliegenden Studie vollzogen die Prüfkörper 5000 Zyklen in Wasserbädern zwischen 5 °C und 55 °C mit einer Verweildauer von je 20 s. Nach dieser Alterung sanken die Verbundfestigkeiten signifikant für alle vorbehandelten Gruppen, welche mittels Clearfil SA Cement befestigt wurden. Die Kontrollgruppe zeigte sowohl vor als auch nach der Alterung unbeständige Werte. Es kann angenommen werden, dass künstliche Alterung einen negativen Einfluss auf den Verbund des selbstadhäsviven Befestigungskomposit zum CAD/CAM-Kunststoff ausübte. Mit Ausnahme der Kontrollgruppe ergaben sich für alle vorbehandelten Gruppen mit dem konventionellen Befestigungskomposit Variolink II keine signifikanten Unterschiede nach Alterung. Dennoch konnten mit Monobond Plus/Heliobond sowie visio.link vorbehandelte Prüfkörper und dann mit Variolink II eingesetzt nach 5000 Zyklen thermischer Wechselbeanspruchung leicht erhöhte Werte im Vergleich

zu initial erzielen. Dennoch lagen diese im gleichen Wertebereich mit den initial gemessenen Ergebnissen.

Thermolastwechsel kann die Verbundfestigkeit auf unterschiedliche Weise beeinflussen. Während der Polymerisation entstehen freie Radikale, welche an die Doppelbindung der Methacrylatgruppen binden können und wiederum neue Radikale bilden [36]. Diese Reaktion wird so lange fortgeführt, bis keine Monomere mehr zur Verfügung stehen [36]. Der Vorgang der Nachpolymerisation beruht jedoch nicht auf dem Vorhandensein der freien Doppelbindungen der Monomere, da sich die Anzahl der Monomere bei Umgebungstemperatur nicht mehr stark ändert [36]. Vielmehr spielt hier die Anzahl der freien Radikale und deren Zerfall eine Rolle, welche laut *Burtscher et al.* logarithmisch von der Temperatur abhängen [36]. So beträgt die Halbwertszeit freier Radikale etwa 2400 Stunden bei 6 °C und nur noch 4,80 h bei 50 °C [36]. Die Nachpolymerisation der Befestigungsmaterialien wirkt sich positiv auf den Verbund an den Grenzflächen von CAD/CAM-Kunststoff, Adhäsiv und Befestigungskomposit aus [3, 76]. Die lange Lagerung in Wasser führt zu einer hygrokopischen Expansion der Materialien [77, 78]. Die Wasseraufnahme variiert jedoch zwischen den unterschiedlichen Befestigungskompositen. Je hydrophiler die enthaltenen Monomere sind, desto mehr Wasser absorbieren sie [77, 78]. Dimethacrylate wie TEGDMA, UDMA und Bis-GMA sind dafür bekannt, je nach Polarität mehr Wasser anzuziehen [77, 78]. Durch die Wassereinlagerung werden Biegefesteitigkeit sowie E-Modul reduziert und somit die mechanischen Eigenschaften der Komposite verändert [77, 78]. Sowohl hygrokopische als auch thermische Expansion wirkt der Polymerisationsschrumpfung des Befestigungskompositos entgegen [78, 79] und ermöglicht bis zu einem gewissen Grad eine bessere mechanische Verankerung der Werkstoffe miteinander. Dehnt sich der Werkstoff hingegen zu stark oder expandieren die einzelnen Komponenten sehr unterschiedlich, können zu hohe Spannungen an den Befestigungsflächen auftreten. Dabei können Risse entstehen, welche sich negativ auf die Verbundqualität auswirken [76].

7 Zusammenfassung

Ein zuverlässiger Langzeitverbund zwischen industriell polymerisierter CAD/CAM-Kunststoffkrone, Befestigungsmaterial und Zahn lässt sich unter anderem durch eine ausreichende Verbundfestigkeit bestimmen. Ziel der Studie war es, den Einfluss unterschiedlicher Adhäsivsysteme auf den Verbund PMMA-basierter CAD/CAM-Kunststoffe zu zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen vor und nach Alterung im Kronenabzugsversuch zu ermitteln. Dabei galt es zu beweisen, dass die Verbundfestigkeit der Kunststoffkronen durch zusätzliche chemische Vorbehandlung mittels Adhäsiven stärker ist also ohne.

Es wurden 200 menschliche Molaren nach den Richtlinien der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik präpariert und in 20 Gruppen aufgeteilt. Somit enthielt jede Gruppe eine Stichprobengröße von $n=10$. Die PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffkronen wurden mittels Computer konstruiert und anschließend in Form geschliffen. Die Kronen wurden vor dem Befestigen mit folgenden Adhäsivsystemen vorbehandelt: Monobond Plus/Heliobond, visio.link, Ambarino 60 und VP-Connect. Kronen ohne chemische Vorbehandlung dienten als Kontrollgruppe. Zur Befestigung der Kronen wurde zum einen das selbstadhärente Komposit Clearfil SA Cement und zum anderen das konventionelle Befestigungskomposit Variolink II verwendet. Die PMMA-basierten Kunststoffkronen wurden in einem speziellen Apparat fixiert und von okklusal durch 100 g Gewicht in Position gehalten. Nachdem alle hergestellten Prüfkörper für 24 h bei 37 °C in destilliertem Wasser lagerten, wurde die Hälfte aller Prüfkörper mittels 5000 Zyklen Thermolastwechsel (5 °C/55 °C) künstlich gealtert. Im Kronenabzugsversuch wurden die initialen sowie gealterten Prüfkörper bis zum Debonding gezogen. Abschließend wurde mit Hilfe eines Lichtmikroskops die Bruchfläche an Zahn und Krone ermittelt. Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte mittels One-way ANOVA mit anschließendem Scheffé post-hoc Test, ungepaartem Zweistichproben-T-, Mann-Withney-U-, Kruska-Wallis-H- und Chi²-Tests.

Zusammenfassung

Innerhalb des selbstadhäsenen Befestigungskompositen Clearfil SA Cement zeigten die vorbehandelten Gruppen mit Monobond Plus/Heliobond und visio.link initial signifikant höhere Verbundfestigkeiten als die Kontrollgruppe. Alle anderen lagen im gleichen Wertebereich. Künstliche Alterung hatte in Kombination mit Clearfil SA Cement einen negativen Einfluss auf die Gruppen Monobond Plus/Heliobond, visio.link, Ambarino 60 und VP-Connect ($p<0,001$). Dahingegen konnte für Variolink II, mit Ausnahme der Kontrollgruppe, kein Einfluss durch künstliche Alterung festgestellt werden. Gruppen, welche mit Monobond Plus/Heliobond, visio.link und VP-Connect vorbehandelt wurden, erzielten initial mit Clearfil SA Cement höhere Werte als mit Variolink II. Im Gegensatz zu den initialen Messergebnissen erwiesen alle Gruppen nach Alterung jedoch eine höhere Verbundfestigkeit, wenn sie mit dem konventionellen Befestigungskomposit Variolink II befestigt wurden. Zudem zeigten die vorbehandelten Gruppen mittels Monobond Plus/Heliobond und visio.link in Kombination mit Variolink II die höchsten Werte nach Alterung. Mit Ausnahme von visio.link konnten für alle anderen Gruppen vorwiegend adhäsive Brüche (50 – 100 %) am Verbund zwischen Befestigungskomposit zu CAD/CAM-Kunststoff beobachtet werden. Testgruppen, welche mit visio.link vorbehandelt wurden, wiesen überwiegend Mischbrüche (60 – 90 %) auf. Dies galt für beide Befestigungskomposite sowie Alterungsgrade.

Zusammenfassend kann die Aussage getroffen werden, dass im Vergleich zur Kontrollgruppe, keines der verwendeten Adhäsivsysteme höhere oder dauerhafte Verbundfestigkeiten aufweisen konnte.

Weiterführende Studien sollten durchgeführt werden, um einen höheren und längeren Verbund des Befestigungskomposit zu PMMA-basierten Kronen zu erzielen. Da für Gruppen, welche mit visio.link vorbehandelt wurden, vorwiegend Mischbrüche beobachtet wurden, könnten hier weitere Versuche anknüpfen. Ob Dimethacrylate dabei tatsächlich der entscheidende Faktor sind, sollte ebenfalls überprüft werden. Befestigungskomposite mit anderen Zusammensetzungen stellen ein weiteres Forschungsgebiet dar. Die Verwendung natürlicher Zähne im Kronenabzugsversuch ist bereits eine gute Möglichkeit, Verbundfestigkeiten im Labor zu simulieren. Dennoch

Zusammenfassung

geben in-vitro Versuche nur einen kleinen Einblick in die Erfolgschancen eines zuverlässigen Verbundes zu PMMA-basierten Kunststoffkronen. Zur Verifizierung der Ergebnisse werden klinische Studien notwendig sein.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden bereits in der Publikation Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. Clin Oral Investig 2014; DOI 10.1007/s00784-014-1215-4 veröffentlicht. **Impact Factor: 2.200**

Auf ein Zitieren der Veröffentlichung wurde in dieser Arbeit verzichtet.

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, ehemaliger Direktor der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU München für die Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik sowie der Durchsicht dieser Arbeit.

Frau Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc gilt mein aufrichtiger Dank für die wissenschaftliche und freundschaftliche Unterstützung, die vielen wertvollen Anregungen, die eingehende Durchsicht der Arbeit sowie für die Bereitstellung dieses Dissertationsthemas und Förderungen, die die Ausführung dieser Arbeit ermöglichten.

Weiterhin gilt mein Dank der Zahntechnikerin Marlis Eichberger für die Einweisung der Laborgeräte, für die Unterstützung bei Fragen im Labor sowie für die Betreuung während des Schleifprozesses der Kronen an der Cerec CAD/CAM-Schleifeinheit.

Frau Christine Keul möchte ich ganz herzlich für die Einweisung in das Programm Geomagic Qualify zur Oberflächenberechnung danken.

Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt danke ich für die freundliche Unterstützung v.a. in der Einweisung zur Handhabung der Universalprüfmaschine sowie dem KaVo Scanner.

Desweiter möchte ich Frau Małgorzata Roos, PhD für die Unterstützung bei den statistischen Auswertungen der Daten dieser Arbeit danken.

Einen großen Dank möchte ich hiermit ebenso meiner Familie aussprechen, die immer für mich da ist und mich in jeder Lebenslage unterstützt, mich bei der Gestaltung der Abbildungen sowie mit der eingehenden Durchsicht dieser Arbeit unterstützt hat.

9 Literaturverzeichnis

1. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent* 2006; 95:117-123
2. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD-CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent* 2012; 107:94-101
3. Stawarczyk B, Ender A, Trottman A, Özcan M, Fischer J, Hammerle CHF. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012; 16:1669-1677
4. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayr M, Güth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: A case report. *Quintessence Int* 2012; 43:457-467
5. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011; 27:339-347
6. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent* 2008;36:15-20
7. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012; 28:529-534
8. Stawarczyk B, Sailer I, Ender A, Trottman A, Hämerle CHF. Quo Vadis Provi? Provisorien: CAD/CAM- oder konventionell gefertigt- eine Standortbestimmung. *Dental Dialogue* 2009; 10:30-49

9. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan M, Hämmerle CHF. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: Effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dent Mater* 2012; 31:377-383.
10. Güth JF, Almeida E, Silva JS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *J Esthet Restor Dent* 2012; 24:310-318
11. Anusavice KJ, Phillips R. *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. St. Louis: Elsevier 2003.
12. Cunningham JL, Benington IC. An investigation of the variables which may affect the bond between plastic teeth and denture base resin. *J Dent* 1999; 27:129-135
13. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent* 2005; 93:551-558
14. Krueger-Janson U. Komposit- und Keramikveneers im Vergleich. *Quintessenz* 2012; 63:1529-1536
15. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2002. 87:503-509.
16. Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011. 69:144-150
17. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc* 2006; 137:14S-21S

18. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 2005;93:70-75
19. Ghazal M, Kern M. Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. *Quintessence Int* 2010; 41:157-63
20. Kramer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist Enamel Wears More Than Ceramic Inlays. *Dent Res J* 2006; 85:1097-1100
21. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater* 2007; 23:71-80
22. Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I, A technique to improve the esthetic aspect of CAD/CAM composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 2010; 1004:273-275
23. Kukiatrakoon B, Thammasitboon K. The effect of different etching times of acidulated phosphate fluoride gel on the shear bond strength of high-leucite ceramics bonded to composite resin. *J Prosthet Dent* 2007; 98:17-23
24. Naves LZ, Soares CJ, Moraes RR, Goncalves LS, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Surface/interface morphology and bond strength to glass ceramic etched for different periods. *Oper Dent* 2010; 35:420-427
25. Pereira SG, Fulgencio R, Nunes TG, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Effect of curing protocol on the polymerization of dual-cured resin cements. *Dent Mater* 2010; 26:710-718
26. Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *J Am Dent Assoc* 2011; 142:20S-24S
27. Pameijer C. H., A review of luting agents. *Int J Dent* 2012; 2012:752861

28. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent* 2004; 92:265-273
29. Ernst CP, Wenzl N, Stender E, Willershausen B, Retentive strengths of cast gold crowns using glass ionomer, compomer, or resin cement. *J Prosthet Dent* 1998; 79:472–476
30. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K. Vollkeramik auf einen Blick : Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurierungen (2. aktual. Aufl.). Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde 2006
31. Kern M. So hält keramischer Stahl Zur Befestigung von Oxidkeramiken. *Dental-Magazin* 2008; 1:28-34
32. Reich S. Selbstadhäsive versus konventionelle adhäsive Befestigung. *Quintessenz* 2012; 63:1587-1593
33. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003; 16:109-116
34. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA., Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater* 2005. 21:445-453
35. Blunck U. Selbstadhäsive fließfähige Komposite: brauchbare Innovation oder Utopie? *Quintessenz* 2012; 63:1521-1527
36. Burtscher P. Stability of radicals in cured composite materials. *Dent Mater* 1993; 9:218-221

37. Stawarczyk B, Hartmann L, Hartmann R, Roos M, Ender A, Ozcan M, Sailer I, Hämmerle CHF. Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study. *Clin Oral Investig* 2012; 16:201-213
38. Kukletova M, Halackova Z, Horky D, Matousek A, Gojisova E, Cihlar J. Comparison of dentine-resin interface in total-etch and self-etching adhesives using electron microscopy. *Prague Med Rep* 2007; 108:358-367
39. Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth: effect of tooth type and surface treatments. *Int J Prosthodont* 2003; 16:499-504
40. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004; 20:963-971
41. Behr M. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 2004; 20:191-197
42. Gerth UVH, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites - A comparative study. *Dent Mater* 2006; 22:934-941
43. Bayle MA, Gregoire G, Sharrock P. The role of acrylophosphonic acid monomers in the formation of hybrid layers based on self-etch adhesives. *J Dent* 2007; 35:302-308
44. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig* 2005; 9:161-167
45. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010; 26:e11-16

46. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater* 1995; 11:117-125
47. Inokoshi M, Poitevin A, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Investig* 2013
48. Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT., Paulillo LA, Martins LR. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci* 2004; 12:45-50
49. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *J Esthet Restor Dent* 2005; 17:224-235
50. Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M, Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: The role of conditioning liquids. *J Dent* 2012; 40:210-221
51. Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. *J Dent* 1993; 21:274-280
52. Bähr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2013; 32:492-501
53. Liebermann A, Keul C, Bähr N, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Impact of plasma treatment of PMMA-based CAD/CAM blanks on surface properties as well as on adhesion to self-adhesive resin composite cements. *Dent Mater* 2013; 29:935-944
54. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 1994; 72:639-643

55. Sanohkan S, Kukiatrakoon B, Larpboonphol N, Sae-Yib T, Jampa T, Manoppan S. The effect of various primers on shear bond strength of zirconia ceramic and resin composite. *J Conserv Dent* 2013; 16:499-502
56. Eren D, Bektas OO, Siso SH. Three different adhesive systems; three different bond strength test methods. *Acta Odontol Scand* 2013; 71:978-983
57. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26:e50-62
58. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007; 23:1086-1092
59. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010; 26:e38-49
60. Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater* 1998; 14:44-50
61. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater*, 2010.26:e78-93
62. El Zohairy AA, Saber MH, Abdalla AI, Feilzer AJ. Efficacy of microtensile versus microshear bond testing for evaluation of bond strength of dental adhesive systems to enamel. *Dent Mater* 2010; 26:848-854
63. Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater* 2010; 26:193-206
64. Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, Keul C. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dent Mater* 2014; 30:334-342

65. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96:104-114
66. Dahl BL, Øilo G. Retentive properties of luting cements: an in vitro investigation. *Dent Mater* 1986; 2:17-20
67. Hitz T, Stawarczyk B, Fischer J, Hammerle CHF, Sailer I. Are self-adhesive resin cements a valid alternative to conventional resin cements? A laboratory study of the long-term bond strength. *Dent Mater* 2012; 28:1183-1190
68. Luhrs AK, Guhr S, Gunay H, Geurtzen W. Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro. *Clin Oral Investig* 2010; 14:193-199
69. Keul C, Martin A, Wimmer T, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. *Int J Adhes Adhes* 2013; 46:122-127
70. ISO/TS 11405:2003 Technical Specification, Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure.
71. Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, Schneider JM, Stawarczyk B, Beuer F. Effects of Differing Thickness and Mechanical Properties of Cement on the Stress Levels and Distributions in a Three-Unit Zirconia Fixed Prosthesis by FEA. *J Prosthodont* 2014; 23:258-366
72. Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF, Özcan M. Adhesion of veneering resins to polymethylmethacrylate-based CAD/CAM polymers after various surface conditioning methods. *Acta Odontol Scand* 2013; 71:1142-1148
73. Suyama Y, de Munck J, Cardoso MV, Yamada T, Van Meerbeek B. Bond durability of self-adhesive composite cements to dentine. *J Dent* 2013; 41:908-917
74. Boehm RF. Thermal Environment of Teeth During Open-Mouth Respiration. *Journal of Dental Research* 1972; 51:75-78

75. Hancox NL. Thermal effects on polymer matrix composites: Part 1. Thermal cycling. *Materials & Design* 1998; 19:85-91
76. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J* 2013; 32:441-448
77. Cattani-Lorente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meyer JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 1999; 15:71-78
78. Huang C, Kei LH, Wei SH, Cheung GS, Tay FR, Pashley DH. The influence of hygroscopic expansion of resin-based restorative materials on artificial gap reduction. *J Adhes Dent* 2002; 4:61-71
79. Lussi A. Verbundqualität von Kompositfüllungen in Abhängigkeit unterschiedlicher Polymerisationslampen. *Acta medicinae dentium Helvetica* 2000; 5:9-14