

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

**Verbundfestigkeit von industriell hergestellten
CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit-Kronen am Dentinstumpf im
Kronenabzugversuch nach unterschiedlichen
Oberflächenvorbehandlungen**

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

vorgelegt von
Nicola Katharina Stich
aus
Weiden i.d.OPf

2016

Mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. Franz-Xaver Reichl

Mitbetreuung durch die

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

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 27.10.2016

Eidesstattliche Versicherung

Stich, Nicola Katharina

Name, Vornamen

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Verbundfestigkeit von industriell hergestellten CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit-Kronen am Dentinstumpf im Kronenabzugversuch nach unterschiedlichen Oberflächenvorbehandlungen“

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.

Weiden, den 11. Januar 2016

Nicola Stich

Die Befunde dieser Dissertation wurden **bereits publiziert**:

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. Dental Materials 2014;30:334-342: Impact factor: 3.772

Auf Querverweise auf diese Publikation wird im Rahmen dieser Arbeit **verzichtet**.

Geschützte Warennamen (Warenzeichen) werden nicht besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

Für meine Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Dentale Komposite	3
2.2	Dentale CAD/CAM-Kunststoffe	6
2.3	Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz	8
2.4	Vorbehandlung der CAD/CAM-Kronen	10
2.5	Adhäsive Befestigungskomposite	12
2.6	Versuchsmethoden	16
2.6.1	Makroversuche	17
2.6.2	Mikroversuche	18
2.6.3	Kronenabzugversuch	20
3	Fragestellung	22
4	Material und Methode	23
4.1	Übersicht	23
4.2	Material	25
4.2.1	Zähne	25
4.2.2	Adhäsive und Befestigungsmaterialien	25
4.3	Methode	29
4.3.1	Einbetten und Präparation der Zähne	29
4.3.2	Oberflächenberechnung	31
4.3.3	Formschleifen der CAD/CAM-Komposit-Kronen	32
4.3.4	Vorbehandlung und Befestigung der Kronen	33
4.3.5	Messung der Zugfestigkeit	37
4.3.6	Statistische Analyse	38
5	Ergebnisse	40
5.1	Deskriptive Statistik der Verbundfestigkeit	40
5.2	Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeit	44
5.3	Lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchbilder	45
6	Diskussion	48
7	Schlussfolgerung	55
8	Literaturverzeichnis	56

9	Danksagung	68
10	Lebenslauf	69

1 Einleitung

In den vergangenen Jahren hat die Nachfrage an nicht-metallischen Restaurationen in der Zahnmedizin – nicht zuletzt aufgrund von stetig anwachsenden ästhetischen Anforderungen – kontinuierlich zugenommen.

Der Goldstandard für zahnfarbene Einzelzahnrestaurationen liegt derzeit noch immer bei Glaskeramik. Diese weist gute physikalische und ästhetische Eigenschaften auf, ist jedoch sehr spröde und es besteht somit erhöhte Gefahr für Frakturen und Chippings ^{1, 2)}. Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing (CAD/CAM)-Kunststoffrohlinge werden industriell unter einem hohen Druck und hoher Temperatur polymerisiert. Dadurch konnten für CAD/CAM-Kunststoffe signifikant höhere mechanische Eigenschaften, wie gesteigerte Festigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Verfärbungsstabilität ³⁻⁶⁾, erreicht werden als für manuell polymerisierte Kunststoffe. Daher empfehlen bereits mehrere Studien CAD/CAM hergestellte Kunststoffkronen und Kunststoffoverlays als Langzeitrestauration einzusetzen ⁷⁻⁹⁾. Sie werden als eine zukünftig kostengünstigere Alternative zu Glaskeramik gesehen. Allerdings ist es zu dem gegenwärtigen Zeitpunkt noch sehr schwierig einen dauerhaften Verbund zwischen den CAD/CAM-Kunststoffen und dem Befestigungsmaterial zu erreichen. Das liegt daran, dass diese Kunststoffe so stark auspolymerisiert werden, dass sie einen sehr geringen Restmonomergehalt aufweisen. Somit liegen kaum freie Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche vor, die chemisch an die Befestigungskomposite anpolymerisieren können ¹⁰⁾. Eine frühere Studie zeigte, dass der Verbund der CAD/CAM-Kunststoffoberflächen zum Befestigungsmaterial mechanisch durch Korundstrahlen mit 50 µm großen Aluminiumoxidpartikeln verbessert wird ¹⁰⁾. Dies wurde in der vorliegenden Untersuchung beibehalten.

Ziel dieser Arbeit war es, einen optimalen chemischen Verbund zwischen den korundgestrahlten Oberflächen eines experimentellen CAD/CAM-Nanohybrid-Komposits und zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen zu erreichen. Dazu wurden kariesfreie menschliche Molaren präpariert und darauf CAD/CAM-Kronen hergestellt und befestigt. Es kamen verschiedene Adhäsivsysteme zur Vorbehandlung der Kronen zur Anwendung, deren Einfluss auf die Verbundfestigkeit im Kronenabzugversuch getestet wurde. Desweiteren wurde der Langzeitverbund mittels künstlicher thermischer Alterung ermittelt.

2 Literaturübersicht

2.1 Dentale Komposite

Die in der Zahnmedizin verwendeten Komposite sind zahnfarbene, plastische Füllungswerkstoffe, die nach Einbringen in eine Kavität chemisch und/oder durch Energiezufuhr aushärten ¹¹⁾. Sie sind aus mehreren Komponenten zusammengesetzt (lat. componere; = zusammensetzen). Die organische Matrix, die anorganische disperse Phase und die Verbundphase bilden die drei Hauptbestandteile ¹¹⁾. In Tabelle 1 werden die typischen Bestandteile eines dentalen Komposits umrissen ¹¹⁾.

Tab. 1 - Allgemeine Bestandteile dentaler Komposite mit Abkürzungen und chemischen Bezeichnungen ¹¹⁾.

Bestandteil	Abkürzung	Chemische Bezeichnung
organische Matrix		
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat
	UDMA	Urethandimethacrylat
Komonomer	TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
	EGDMA	Ethylenglycoldimethacrylat
Initiator (Photopolymerisat)	Peroxide	Kampferchinon
Inhibitor (Stabilisator)		z.B. Eugenol
disperse Phase		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	feinstteiliges Siliziumdioxid	z.B. pyrogenes Siliziumdioxid
Verbundphase		
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan

Die Monomere der Matrix sind meist mehrfunktionelle Methacrylate ¹¹⁾. Die vereinfachte Grundformel lautet MA-R-MA ¹¹⁾. Dabei steht MA für die Methacrylsäureester-Reste und R für das organische Zwischenglied ¹¹⁾. Dieses

zentrale organische Zwischenglied ist unter anderem für die mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad und die Viskosität ausschlaggebend ¹¹⁾. Weist dieser Molekülanteil viele Sauerstoffatome oder Hydroxylgruppen auf, besteht eine hohe Wasseraufnahme der Matrix ¹¹⁾. Meistens besteht die Matrix aus Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA) ¹²⁾. Dabei handelt es sich um ein langkettiges Monomermolekül, das zu einer erhöhten Viskosität führt ^{11, 12)}. Daher wird es in unterschiedlicher Zusammensetzung mit kurzkettigen Monomeren, sogenannten Verdünnermolekülen, z.B. Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) oder Ethylenglycoldimethacrylat (EGDMA) gemischt ^{11, 12)}. Allerdings steigt mit zunehmendem Anteil an TEGDMA die Polymerisationsschrumpfung des Materials ^{11, 13)}. Desweiteren wird durch eine Steigerung des TEGDMA-Anteils die Zugfestigkeit erhöht, die Biegefestigkeit jedoch vermindert ¹⁴⁾. Durch die in der organischen Matrix enthaltenen Initiatoren und Inhibitoren wird die Polymerisation aktiviert bzw. verhindert.

Die Füller der anorganischen dispersen Phase bestehen aus Keramik, Quarz und Siliziumdioxid ¹²⁾. Mit zunehmendem Füllergehalt sinken die Polymerisations-schrumpfung, der lineare Expansionskoeffizient und die Wasseraufnahme ¹²⁾. Außerdem bewirkt die Zunahme der Füller eine Steigerung der Druck- und Zugfestigkeit, des Elastizitätsmoduls und der Verschleißbeständigkeit ¹⁵⁾.

Bei Silan handelt es sich um einen Haftvermittler, der eine chemische Verbindung zwischen der organischen und der anorganischen dispersen Phase darstellt ¹¹⁾. Diese Verbundmoleküle besitzen an einem Ende eine Silangruppe, am anderen Ende eine Methacrylgruppe ¹²⁾. Der Verbund zwischen Füller und Matrix ist ausschlaggebend für die Verschleißbeständigkeit des Füllungsmaterials ¹⁶⁾.

Die Einteilung der Kompositmaterialien erfolgt nach Art und Größe der verwendeten Füllkörper ¹¹⁾, welche den entscheidenden Faktor für die Festigkeit, die Verschleißbeständigkeit und die Polierbarkeit darstellen ¹⁷⁾.

Makrofüllerkomposite (konventionelle Komposite) enthalten Füllkörper mit einer mittleren Teilchengröße von 5-10 µm, die aus Quarz, Glas oder Keramik bestehen ¹¹⁾. Ihr Füllstoffgehalt beträgt ca. 75 Gew.-% ¹¹⁾. Diese Komposite sind aufgrund des Härteunterschieds zwischen der Matrix und den Füllkörpern schlecht polierbar und ihre Verschleißbeständigkeit ist durch Herausbrechen der großen harten Füller aus der weichen Matrix herabgesetzt ¹¹⁾.

Mikrofüllerkomposite bestehen aus 0,007-0,04 µm großen Partikeln und einem Füllstoffgehalt von 50% ¹¹⁾. Sie werden aus Siliziumdioxid (SiO₂) gewonnen. Bei Mikrofüllerkompositen ist eine Politur möglich und durch die gleichmäßige Verteilung der kleinen Füllkörper an der Oberfläche sind sie auch abrasionsfester ¹¹⁾.

Hybridkomposite enthalten zu 85-90 Gew.-% Makrofüller und zu 10-15 Gew.-% Mikrofüller ¹¹⁾. So ist eine Steigerung des Füllstoffgehalts auf bis zu 85% möglich ¹¹⁾. Die mittlere Teilchengröße beträgt je nach Komposit mehr als 10 µm, zwischen 2 und 10 µm bzw. weniger als 2 µm ¹¹⁾. Mit der Zeit wurden daraus Feinpartikelhybridkomposite (Füllkörpergröße bis zu 5 µm), Feinstpartikelhybridkomposite (bis zu 3 µm) und Submikrometerhybridkomposite (Füllkörpergröße unter 1 µm) entwickelt ¹¹⁾. Bei Hybridkompositen werden die positiven Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllerkompositen vereinigt ¹¹⁾.

Nanohybrid-Komposite bestehen aus Füllkörpern mit einer Größe von < 20 nm ¹¹⁾. Diese machen ca. 40 Gew.-% des Komposits aus ¹¹⁾. Der Rest ist mit Makro- und Mikrofüllern aufgefüllt, wodurch sie einen hohen Füllstoffgehalt erlangen und somit bessere mechanische Eigenschaften als Mikrofüllerkomposite aufweisen ¹¹⁾.

Es besteht die Möglichkeit Kompositrestaurationen direkt im Mund des Patienten (= direkte Komposite) durchzuführen, welche bei kleineren Kavitäten angewendet werden. Für einzelne Zahnrestaurationen wie Inlays, Onlays oder Kronen können indirekte Komposite verwendet werden ¹⁸⁾, welche im zahntechnischen Labor anhand von Modellen hergestellt werden. Es bestehen zahlreiche in vitro Studien, die über gute physikalische Eigenschaften für direkte und indirekte Kompositmaterialien, wie Biegefestigkeit und Härte berichten ¹⁹⁻²²⁾, ebenso wie über materielle Verschleißbeständigkeit und niedrige Abrasivität zu Antagonistenzähnen ^{23, 24)}.

2.2 Dentale CAD/CAM-Kunststoffe

Bei CAD/CAM handelt es sich um ein technisches Verfahren zur computerunterstützten Fertigung von Zahnersatz. CAD/CAM setzt sich zusammen aus einem Scanner, einer Software und einer Schleifmaschine ²⁵⁾. Mit Hilfe des Scanners kann die dreidimensionale Form eines präparierten Zahnstumpfes erfasst werden ²⁵⁾. Dies kann intraoral oder extraoral erfolgen ²⁶⁾. Beim intraoralen Scannen können Zeit und Kosten eingespart werden und dem Patienten kann die unangenehme und oft mit einem Würgereiz verbundene Abformung erspart werden ²⁶⁾. Extraoral wird der Zahnstumpf von einem Gips-Positivmodell erfasst. Die Software ermöglicht es den gewünschten Zahnersatz zu konstruieren, der anschließend in der Schleifmaschine aus einem Rohling geschliffen wird ²⁵⁾.

Auf dem Dentalmarkt wurden die ersten CAD/CAM-Rohlinge 1985 eingeführt und bestanden aus Keramik ^{27, 28)}. Die ersten Kompositrohlinge für die CAD/CAM-Technologie erschienen im Jahr 2000, die, im Unterschied zu manuellen

Kunststoffen, industriell durch Lichtaktivierung polymerisiert wurden ^{28, 29)}. Es folgten erhebliche Fortschritte in der allgemeinen Kompositzusammensetzung durch die Entwicklung von Nano- und Nanohybrid-Kompositen und der Polymerisation durch Licht und Hitze, wodurch bessere mechanische Eigenschaften erreicht werden konnten ³⁰⁾. Signifikante Verbesserungen, wie Biegefestigkeit, Verschleißbeständigkeit und Farbstabilität, wurden allerdings erst durch die industrielle Herstellung der CAD/CAM-Komposite bei hoher Temperatur und hohem Druck erreicht ³⁻⁶⁾.

CAD/CAM-Kunststoffrohlinge, die unter kontrollierten Bedingungen vom Hersteller vorgefertigt werden, ermöglichen eine Verwendung des Materials bei höchster erreichbarer Qualität mit konstanter reproduzierbarer Struktur ^{4, 6, 31, 32)}. Diese konstante Reproduzierbarkeit ist auf manuellem Wege nicht zu erreichen, da sie von vielen Faktoren, wie zum Beispiel Mischverhältnis der Kunststoffkomponenten und Polymerisationsdauer, abhängig ist ⁴⁾. Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Kunststoffe gegenüber den manuell hergestellten ist, dass Zahntechniker, Zahnarzt und Patient nicht mehr bzw. nur in sehr geringem Maße den nicht auspolymerisierten Monomeren ausgesetzt sind ²⁶⁾. Dies wird als Restmonomergehalt bezeichnet und besitzt Allergiepotential ²⁶⁾. Allerdings hat diese extreme Auspolymerisation zum Nachteil, dass dadurch kaum freie Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen an der Oberfläche der Kunststoffe vorliegen, die an die Befestigungskomposite anpolymerisieren können ¹⁰⁾. Dies wirkt sich negativ auf den adhäsiven Verbund aus ¹⁰⁾.

In bereits bestehenden Studien wurden CAD/CAM-Glaskeramik und CAD/CAM-Komposite auf verschiedene Eigenschaften getestet und miteinander verglichen ³³⁻³⁵⁾. Durch zyklische Druckbelastung auf CAD/CAM-Glaskeramik- und Kompositkronen wurden Ermüdungswiderstand und Mikroleakage untersucht ³³⁾.

Dabei konnte beobachtet werden, dass die Kompositkronen ermüdungsresistenter sind als die Glaskeramikkronen ³³⁾. Bezüglich der Mikroleakage konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ³³⁾. In einer anderen Studie wurden die Materialien auf Frakturresistenz anhand nicht retentiver okklusaler Veneers getestet, wodurch sich für CAD/CAM-Komposite im Vergleich zu Keramik eine bessere Frakturresistenz zeigte ³⁴⁾. Die Farbstabilität ist vor allem aus ästhetischer Sicht wichtig. Fasbinder et al. ³⁵⁾ untersuchten diese an CAD/CAM gefrästen Inlays aus Keramik und Komposit und beobachteten nach drei Jahren eine vergleichbare Farbstabilität. Eine der wichtigsten Eigenschaften eines Dentalmaterials ist seine Abrasionsbeständigkeit und seine dadurch möglichen Auswirkungen auf die Zahnhartsubstanz des Schmelzantagonisten ⁵⁾. CAD/CAM-Kunststoffe wiesen in einer Studie im Allgemeinen eine geringere Abrasionsbeständigkeit auf als Glaskeramik ⁵⁾. Allerdings ist diesen Kunststoffen aufgrund ihrer geringeren Härte ein geringerer Materialverlust am Zahnschmelz des Antagonisten zuzuweisen ⁵⁾. Dagegen konnten bei Glaskeramik bei 50% der Schmelzantagonisten Risse beobachtet werden ⁵⁾. Es zeigt sich somit, dass CAD/CAM-Komposite aufgrund ihrer Eigenschaften eine Alternative zu Glaskeramik darstellen können.

2.3 Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz

Die Langlebigkeit zahnärztlicher Restaurationen ist, abgesehen von den materiellen Eigenschaften, auch besonders von der Effektivität des Verbunds des Zahn-Restaurations-Komplexes abhängig ³⁶⁾. Um einen optimalen Verbund des Befestigungskomposits mit dem beschliffenen Zahn zu erreichen hat sich die Adhäsivtechnik bewährt ³⁷⁾. Das grundlegende Prinzip des Verbunds zur

Zahnhartsubstanz basiert auf der Entfernung von Kalziumphosphaten ³⁸⁾. Dadurch entstehen im Schmelz und im Dentin Mikroporositäten, in welche Monomere infiltrieren können und anschließend polymerisiert werden ³⁸⁾.

Bei der Anwendung von konventionellen Befestigungskompositen muss sichergestellt werden können, dass eine absolute Trockenlegung mittels Kofferdam möglich ist, um eine Kontamination der Zahnoberfläche mit Speichel oder Blut zu vermeiden ³⁹⁾. Durch eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz mit 37%iger Phosphorsäure wird im Schmelz eine bessere Benetzbarkeit, eine Oberflächenvergrößerung und ein Mikroretentionsrelief erzielt, was zu einer mikromechanischen Verankerung führt ³⁸⁾. Durch das applizierte Adhäsiv entstehen sogenannte „tags“ ³⁸⁾. Dabei unterscheidet man „macro-tags“, die den Raum um die Schmelzprismen ausfüllen, und „micro-tags“, welche die durch Ätzung entstandenen Mikroporen füllen ³⁸⁾. Im Bereich des Dentins bewirkt die Ätzung die Entfernung der Schmierschicht des Dentins, die Öffnung der Dentintubuli und die Demineralisierung des intertubulären Dentins ⁴⁰⁾. Dadurch wird Kollagen freigelegt, das anschließend von hydrophilen Monomeren durchdrungen und mittels eines Adhäsivs stabilisiert wird ⁴⁰⁾. So kann eine mikromechanische Verankerung des hydrophoben Befestigungskomposits mit der feuchten Dentinoberfläche erreicht werden ⁴⁰⁾. Diese konventionelle Methode ist zeitaufwendig und techniksensitiv ⁴¹⁾ aufgrund der zahlreichen Anwendungsschritte und der bereits erwähnten Gewährleistung der nötigen Trockenlegung ³⁶⁾. Dennoch gilt dieses Drei-Schritt-System, Ätzen, Primen und Bonden, als Goldstandard ³⁷⁾.

2002 wurde das erste selbstadhäsive Befestigungsmaterial (RelyX Unicem, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) entwickelt ^{36, 37)}. Bei dessen Anwendung sorgt die chemische Zusammensetzung, wie unter 2.5 genauer beschrieben, für einen Verbund ohne Vorbehandlung des Zahnes, wie Ätzen, Primen und Bonden ³⁹⁾. Eine

relative Trockenlegung ist ausreichend ³⁹⁾. Dies spart Zeit und schaltet mögliche Fehlerquellen aus ³⁸⁾. Desweiteren sollen dadurch dauerhaft reproduzierbare Ergebnisse hervorgebracht werden können.

2.4 Vorbehandlung der CAD/CAM-Kronen

Neben einem optimalen Verbund zwischen Befestigungsmaterial und Zahnhartsubstanz, wie oben bereits beschrieben, ist für die Langlebigkeit der CAD/CAM-Komposit-Restaurationen auch der Verbund zwischen CAD/CAM-Komposit und Befestigungskomposit entscheidend.

Für andere Materialien, wie Glaskeramik, Zirkonoxidkeramik und Legierungen, ist bereits bekannt, dass durch Vorbehandlung der Restaurationen die Verbundfestigkeit erhöht werden kann ⁴²⁻⁴⁵⁾. Für Glaskeramik entsteht der mechano-chemische Verbund durch Ätzung mit Flusssäure und anschließender Silanisierung ⁴⁵⁾. Die Flusssäure erzeugt ein retentives Ätzmuster. Silan ist nötig, da zwischen der hydrophilen Keramik und dem hydrophoben Befestigungskomposit keine chemische Verbindung entsteht. Zirkonoxidkeramik ist dagegen nicht mit Flusssäure ätzbar ⁴³⁾. Wie bei Legierungen ⁴²⁾ wird die Oberfläche mit Aluminiumoxidpartikeln korundgestrahlt, was der Reinigung, Oberflächenvergrößerung und chemischen Aktivierung dient ⁴⁴⁾. Anschließend muss ein chemisches Adhäsivsystem angewendet werden.

Bisher liegen für CAD/CAM-Kompositrestaurationen diesbezüglich nur wenige Informationen vor. Durch die bereits erwähnte starke Auspolymerisation dieser Kunststoffe resultieren eine hohe Konversionsrate und ein geringer Restmonomergehalt. Dadurch kann ohne eine Vorbehandlung des CAD/CAM-

Komposits kein chemischer Verbund zu den Befestigungskompositen hergestellt werden. In einer Studie konnte festgestellt werden, dass für PMMA-basierte Kunststoffkronen durch Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpartikeln mechanische Retentionen entstehen ¹⁰⁾. Durch diese kann ein verbesserter Verbund zum Befestigungsmaterial erreicht werden ¹⁰⁾, da auf diese Weise eine gereinigte und vergrößerte Oberfläche entsteht ⁴⁶⁾. In bereits bestehenden Untersuchungen wurde bei Scher- und Zugversuchen beobachtet, dass für industriell polymerisierte CAD/CAM-Kunststoffe zur Verbundsteigerung eine zusätzliche chemische Vorbehandlung benötigt wird ^{10, 41, 47, 48)}. Desweiteren zeigte sich eine höhere Verbundfestigkeit bei den Prüfkörpern, die mit Flüssigkeiten niedrigerer Viskosität behandelt wurden, da diese tiefer in die korundgestrahlten CAD/CAM-Materialoberflächen penetrieren können ^{41, 48)}.

Auf dem Dentalmarkt sind zahlreiche chemische Adhäsivsysteme unterschiedlicher Zusammensetzung erhältlich. In einer Studie erwiesen sich Adhäsive - ausschließlich basierend auf Methacrylatmonomeren - als weniger leistungsstark als sogenannte Universaladhäsive ⁴⁹⁾. Universaladhäsive können, neben den regulären Methacrylatmonomeren auch Silane oder Phosphorsäuremonomere enthalten ⁵⁰⁾. Diese können an die anorganischen Bestandteile der CAD/CAM-Komposite binden und somit eine gesteigerte Verbundfestigkeit erzielen ⁴⁹⁾. Ebenso können Universaladhäsive Acrylate mit einem hohen Molekulargewicht beinhalten, welche reaktiver sind als Methacrylate ⁴⁹⁾.

2.5 Adhäsive Befestigungskomposite

Letztendlich ist es für den Langzeiterfolg ausschlaggebend, dass die Restauration fest mit dem Zahn verbunden wird. Heutzutage stehen zahlreiche Befestigungsmaterialien zur Verfügung. Deren Indikationen richten sich nach der verfügbaren Präparationsretention und Widerstandsform des Zahnstumpfes ⁵¹⁾. Außerdem spielen Materialzusammensetzung des Zahnersatzes und die Möglichkeit einer Kontaminationsfreiheit mit Speichel oder Blut eine wichtige Rolle ⁵¹⁾.

Zur Befestigung von Kunststoff- und vollkeramischen Restaurationen sind verschiedene Befestigungskomposite verfügbar. Nach ihren Adhäsivsystemen unterscheidet man konventionelle Befestigungskomposite, die sich in „Etch-and-rinse“-Komposite und „Self-etch“-Komposite unterteilen, und selbstadhäsive („Self-adhesive“) Befestigungskomposite ⁵²⁾.

Wird zur Befestigung einer Zahnrestauration ein „Etch-and-rinse“-System angewendet ist vor der Applikation des Befestigungskomposits zunächst eine Schmelz- und Dentinätzung mit 37%iger Phosphorsäure nötig, welche die Schmierschicht entfernt und die Dentinkanälchen öffnet ^{52, 53)}. Anschließend erfolgt die Anwendung mehrerer Agenzien zur Konditionierung der Zahnhartsubstanz ^{52, 53)}. Diese zahlreichen Schritte, die angewendet werden müssen, machen dieses System sehr komplex und techniksensitiv. Dies kann sich bei falscher Anwendung oder Kontamination des Arbeitsfeldes negativ auf den Verbund auswirken, jedoch bei korrekter Anwendung den höchsten Verbund zwischen Zahn und Befestigungsmaterial erzielen ⁵⁴⁾.

Beim „Self-etch“-System ist eine Ätzung der Zahnhartsubstanz nicht nötig, sondern die alleinige Benetzung des Zahnstumpfs mit einem selbstätzenden Haftvermittler (Primer) vor der Applikation des Befestigungsmaterials ausreichend ⁵²⁾.

Dieses System ist im Vergleich zu dem „Etch-and-rinse“-System leichter anzuwenden. Allerdings weist das „Etch-and-rinse“-System einen höheren Verbund auf und ist hinsichtlich der Langzeitvorhersagbarkeit noch immer Standard ^{55, 56}).

Bei selbstadhäsiven Befestigungskompositen ist keine Vorbehandlung des Zahnes nötig. Sie besitzen eine organische Matrix aus multifunktionellen Phosphorsäuremethacrylaten, die zum Verbund zur Zahnschmelze beitragen ³⁹). Desweiteren enthalten sie anorganische Füller mit einem Gehalt von ca. 72 Gew.-%, die mit ihrer basischen Eigenschaft mit den Säuregruppen der funktionellen Monomere eine Reaktion eingehen, wodurch der pH-Wert während der Abbindereaktion von 1 auf 6 ansteigt ³⁹). Durch die Polymerisation freier Radikale, mittels Licht oder chemisch, wird die Abbindereaktion gestartet ³⁹). Zusätzlich können die Phosphorsäuremethacrylate mit dem Hydroxyapatit der Zahnhartsubstanz reagieren ³⁹). Dadurch wird Wasser freigesetzt, was die Neutralisationsreaktion beschleunigt, und es entsteht eine retentive Oberfläche ³⁹). Aufgrund dessen, dass das selbstadhäsive Befestigungsmaterial bei der Applikation sauer und hydrophil und nach dem Aushärten neutral und hydrophob ist, reagiert es gegen Wasseraufnahme resistenter ³⁹). Momentan sind nur wenige klinische Langzeitstudien verfügbar, in denen diese neuen Befestigungskomposite ausreichend getestet wurden ^{57, 58}). Eine zweijährige In-vivo-Studie verglich das selbstadhäsive RelyX Unicem mit dem konventionellen Verfahren Syntac Classic/Variolink II, in der das selbstadhäsive Befestigungskomposit allgemein akzeptable Ergebnisse zeigte und nur hinsichtlich der Klebefuge etwas schlechter abschnitt ⁵⁷).

In der vorliegenden Studie kamen ein „Etch-and-rinse“- und ein „Self-adhesive“-Befestigungskomposit zum Einsatz.

Desweiteren können die Befestigungskomposite in lichterhärtende, chemisch härtende und dualhärtende Komposite eingeteilt werden. Allgemein erfolgt die

Polymerisation durch Umsetzung eines Initiatormoleküls durch energiereiche Strahlung und/oder einen chemischen Aktivator in Radikale, welche die Vernetzung der Monomere in Polymere beginnen ¹¹⁾.

Rein lichthärtende Komposite sind Einkomponentensysteme, die leicht zu handhaben sind, da kein Mischvorgang nötig ist und die Polymerisation erst bei Einwirken einer Lichtquelle beginnt ⁵⁹⁾. Durch das Licht wird ein Fotoinitiator (Kampferchinon) des Komposits in Radikale umgewandelt, die den Polymerisationsvorgang einleiten ⁶⁰⁾. Die Aushärtung ist von der Opazität der Restauration ⁶¹⁾ und vor allem von deren Schichtstärke abhängig ⁶²⁾. Daher lassen sich dünne, transluzente Restaurationen, wie zum Beispiel Veneers, gut mit rein lichthärtenden Kompositen befestigen ⁶²⁾. Dahingegen sollte auf deren Anwendung bei großen Restaurationen mit großer Schichtstärke verzichtet werden, um das Risiko einer unvollständigen Polymerisation auszuschließen.

Chemisch härtende Befestigungskomposite bestehen aus zwei Komponenten, die miteinander vermischt werden müssen. Ein Akzelerator in der Basispaste aktiviert dadurch einen Initiator in der Katalysatorpaste, wodurch Radikale freigesetzt werden und eine Polymerisation folgt. Als vorteilhaft erweist sich, dass durch die chemische Wirkung auch an Stellen erhöhter Schichtstärke eine Aushärtung erfolgen kann ⁶⁰⁾. Zu starkes Mischen muss allerdings vermieden werden, da sonst zu viel Luft in die Paste gelangt, wodurch der Polymerisationsprozess verlangsamt und die mechanischen Eigenschaften verschlechtert werden ⁶⁰⁾. Hinzu kommt, dass durch das Mischen die Verarbeitungszeit eingeschränkt und schlecht steuerbar ist.

Dualhärtende Befestigungskomposite vereinen die positiven Eigenschaften der licht- und chemisch härtenden Komposite. Durch eine Lichtquelle wird der Fotoinitiator aktiviert und anschließend erfolgt eine chemische Nachhärtung ⁶³⁾. Es hat sich gezeigt, dass eine vollständige Polymerisation eines dualhärtenden

Befestigungskomposits nur mit zusätzlicher Lichthärtung erreicht werden kann ⁶³⁾. Die in dieser Untersuchung verwendeten Befestigungskomposite waren jeweils dualhärtende Befestigungskomposite.

Im Folgenden wird noch kurz auf den möglichen Füllgrad, niedrigviskös und hochviskös, der Befestigungskunststoffe eingegangen.

Niedrigvisköse Befestigungskomposite haben im Vergleich zu konventionellen Kompositen einen niedrigeren Füllstoffgehalt. Das hat zum Nachteil, dass die physikalischen Eigenschaften herabgesetzt sind, die Polymerisationsschrumpfung steigt und die Abrasionsbeständigkeit sinkt ⁶⁴⁾. Positiv hervorzuheben ist die bessere Benetzbarkeit der Restauration und die geringe Schichtstärke der Klebefuge ⁶⁵⁾. Daher wurde gemäß den Herstellerangaben in dieser Studie für das Einsetzen von Kompositkronen ein Befestigungsmaterial niedriger Viskosität gewählt ⁶⁶⁾. Allerdings besteht klinisch die Gefahr, dass nach dem Einsetzen der Restauration die Überschüsse sehr schwierig zu entfernen sind. Zum einen kann es zu einem Auswischen des Befestigungsmaterials aus der Klebefuge kommen, zum anderen kann das Material leicht in den Parodontalspalt gelangen. Nach der Polymerisation sind solche Überschüsse nur mit rotierenden oder oszillierenden Instrumenten zu entfernen, was in den schlecht zugänglichen Bereichen sehr schwierig, mühsam und zeitaufwendig ist ⁶⁶⁾.

Hochvisköse Befestigungskomposite besitzen einen höheren Füllstoffgehalt. Dadurch werden die physikalischen Eigenschaften verbessert und die Polymerisationsschrumpfung verringert. Auch das Entfernen von Überschüssen ist erleichtert. Die Benetzung der Restaurationsflächen ist durch die hohe Viskosität allerdings erschwert.

Der Vollständigkeit halber seien noch thixotrope Befestigungskomposite erwähnt, bei denen es sich um hochvisköse Befestigungskomposite handelt, deren

Viskosität durch Ultraschall bei der Eingliederung der Restauration herabgesetzt wird⁶⁷⁾. Dadurch werden die guten mechanischen Eigenschaften der hochviskösen Befestigungsmaterialien und die gute Fließfähigkeit von niedrigviskösen Materialien erreicht.

2.6 Versuchsmethoden

Neue Materialien werden zunächst mittels Labortests auf verschiedene Eigenschaften geprüft, bevor sie am Patienten eingesetzt werden. Im Allgemeinen haben In-vitro-Tests zahlreiche Vorteile, wie das schnelle Erlangen von Daten eines spezifischen Parameters, die Einfachheit der häufig gebrauchten Methoden und die Möglichkeit einen spezifischen Parameter zu messen, während alle anderen konstant gehalten werden können⁶⁸⁾. Außerdem bieten sie die Möglichkeit ein neues Material mit dem bisherigen Goldstandard zu vergleichen und auch mehrere experimentelle Gruppen in einer Studie zu untersuchen⁶⁸⁾. Es gibt verschiedene In-vitro-Methoden für die Prüfung der Verbundfestigkeit. Die Materialien werden zunächst miteinander verbunden und anschließend wieder getrennt, wobei die nötige aufgewendete Kraft gemessen wird. In der Zahnmedizin werden am häufigsten Zug- oder Scherversuche durchgeführt, welche jeweils als Makro- oder Mikroversuche durchgeführt werden können. Die Krafteinwirkung erfolgt bei den genannten Versuchen auf unterschiedliche Art. Desweiteren bestehen Unterschiede in der Prüfkörpergeometrie. Daraus resultiert eine unterschiedliche Beanspruchung der Klebefläche, was einen Vergleich untereinander nur bedingt ermöglicht. Die Aspekte der Idealvorstellung einer Testmethode lauten: Simplizität, klinische Relevanz, Genauigkeit, Kosten und Akzeptanz (der Forschungsgesellschaft).

2.6.1 Makroversuche

Die am meisten gebrauchte Versuchsmethode ist der Makroscherversuch, da sie am schnellsten und einfachsten durchzuführen ist ⁶⁸⁾. Es werden z.B. plane Acrylzylinder auf das Restaurationsmaterial oder auf die plangeschliffene Schmelz- oder Dentinoberfläche mit entsprechenden Adhäsivsystemen befestigt und anschließend parallel zur Klebefläche abgescher ^{41, 69)} (Abb. 1). Bei Makrozugversuchen erfolgt die Trennung durch Abzug senkrecht zur Klebefläche ⁴⁸⁾ (Abb. 2). Werden für Makroversuche Prüfkörper unter Verwendung von Zähnen hergestellt, so gewinnt man aus einem Zahn nur einen Prüfkörper, was einen großen Bedarf an Zähnen bedeutet. Man ist bestrebt diese Tests zu standardisieren, um möglichst gleiche Voraussetzungen für die Ergebnisse zu schaffen und damit einen Vergleich zu ermöglichen. Trotz der Einführung standardisierter Probenzylinder bleiben weiterhin zahlreiche Parameter bestehen, die einen Einfluss haben, unter anderem die natürliche Variabilität der Zähne ⁶⁸⁾. Van Noort ⁷⁰⁾ stellte fest, dass der größte Teil der Belastung bei Scher- und Zugversuchen am Rande der Klebefläche auftritt und besonders Scherversuche wiesen aufgrund dieser ungleichmäßigen Kraftverteilung einen großen Anteil an kohäsiven Brüchen auf.

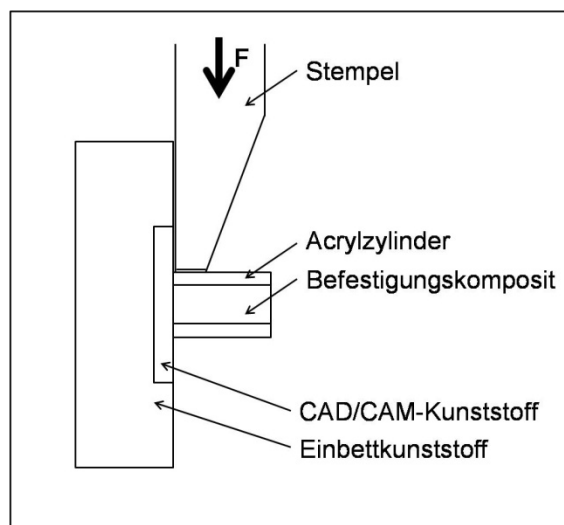


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Makroscherversuchs.

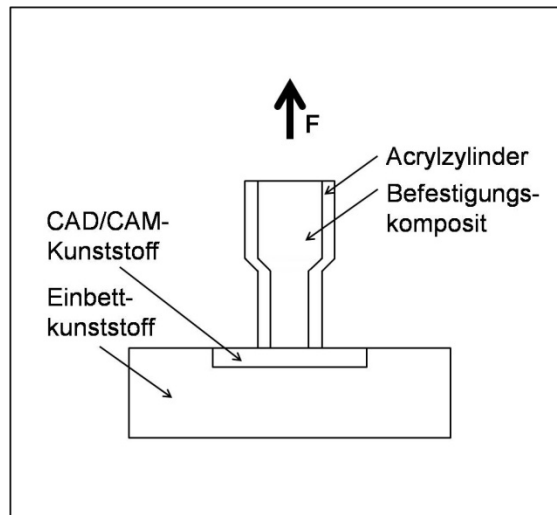


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Makrozugversuchs.

2.6.2 Mikroversuche

Sano et al. ⁷¹⁾ entwickelten aus den konventionellen Makroversuchen die Mikroversuche. Dabei wird das Restaurationsmaterial entweder auf einem Acrylblock oder auf einer plangeschliffenen Zahnhartsubstanzoberfläche befestigt ⁷²⁾. Anschließend werden die beklebten Blöcke bzw. Zähne in vertikaler Richtung in 0,8-1 mm² dünne Stäbchen sehr präzise zugeschnitten, danach in der Universalprüfmaschine fixiert und bis zum Bruch gezogen bzw. abgesichert (Abb. 3).

Aus wirtschaftlicher Sicht erweist sich diese Methode als vorteilhaft, da aus einem Zahn bis zu 40 Prüfkörper hergestellt werden können ⁷³⁾. Es können sehr kleine Verbundflächen untersucht werden, zum Beispiel die separate Haftung an Schmelz und Dentin ⁷⁴⁾. Dabei erfolgt eine gleichmäßige Belastungsverteilung ⁷⁴⁾, wodurch sich die Anzahl der kohäsiven Brüche verringert ⁷¹⁾. Im Vergleich zu Makroversuchen werden bei Mikroversuchen höhere Werte für die Verbundfestigkeit erreicht, da aufgrund ihrer kleineren Verbundflächen die Wahrscheinlichkeit für auftretende Defekte geringer ist ^{75, 76)}. Allerdings ist das Zuschneiden der Prüfkörper aufgrund der

sehr kleinen Maße laborintensiv und technisch anspruchsvoll, da durch Mikrorisse und andere Defekte ein vorzeitiges Verbundversagen hervorgerufen werden kann ⁷⁶⁾. Bei der Durchführung dieser Versuchsmethode mit Zähnen besteht zusätzlich erhöhte Austrocknungsgefahr der Prüfkörper ⁷⁷⁾, was sich negativ auf den Verbund auswirken kann. Aufgrund der gewonnenen Vielseitigkeit der Mikroversuche werden diese immer beliebter. Trotzdem wurden in den letzten Jahren weiterhin zahlreiche Artikel veröffentlicht, in denen Makroversuche angewendet wurden. Dadurch wird deutlich, dass die Einfachheit der Herstellung der Prüfkörper und das geringe Equipment dennoch bevorzugt wird ⁷⁵⁾.

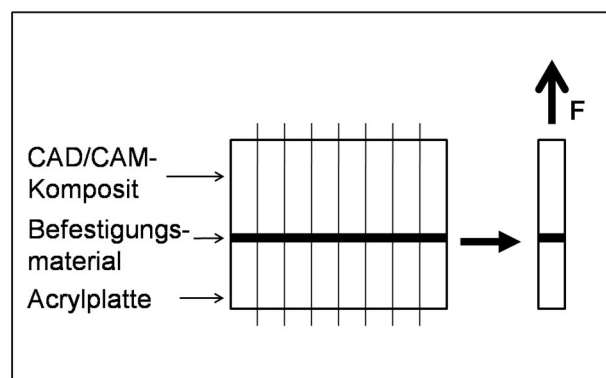


Abb. 3: Schematische Darstellung eines Mikrozugversuchs.

Scherrer et al. ⁷⁸⁾ verglichen Makroscher-, Makrozug-, Mikroscher- und Mikrozugversuche. Allgemein konnte festgestellt werden, dass Makroscherversuche höhere Verbundfestigkeitswerte aufwiesen als Makrozugversuche ⁷⁸⁾. Außerdem erreichten, wie bereits erwähnt, Mikroversuche höhere Werte als Makroversuche ⁷⁸⁾. Allerdings zeigten sich nicht nur zwischen den verschiedenen Versuchsmethoden große Unterschiede bei den Werten, sondern auch innerhalb einer Versuchsmethode ⁷⁸⁾. Dies erklärt sich unter anderem durch die angewendeten verschiedenen Prüfkörpergeometrien, der Kraftapplikationen und die Elastizitätsmodule der Werkstoffe ⁷⁸⁾.

2.6.3 Kronenabzugversuch

Wie bereits erwähnt wird die Verbundfestigkeit meistens mit Zug- und Scherversuchen ermittelt. Diese Versuche spiegeln allerdings nicht die klinische Situation wieder, weshalb der Kronenabzugversuch (Abb. 4) entwickelt wurde, um in-vitro die realen Gegebenheiten näher zu simulieren ⁷⁹⁾. In einigen bereits bestehenden Studien ⁷⁹⁾ und in der vorliegenden Studie wurde diese Versuchsmethode angewendet. Die menschlichen, kariesfreien Molaren wurden beschliffen und die darauf hergestellten und befestigten Kronen in vertikaler Richtung abgezogen. Diese Versuchsdurchführung ist aufwendig ⁸⁰⁾ und durch die zahlreich benötigten, aber schwer verfügbaren menschlichen Molaren erschwert. Zudem kann aus einem Zahn nur ein einziger Prüfkörper hergestellt werden. Es muss berücksichtigt werden, dass schon bei der Prüfkörperherstellung im Rahmen der Zahnpräparation die Ergebnisse des Kronenabzugversuchs beeinflusst werden können ⁸¹⁾. Zum Beispiel sollte der Gingiva-Kronen-Abstand bei allen Prüfkörpern gleich sein, da die Werte für die Verbundfestigkeit im oberflächlicheren Dentin höher sind als im tieferliegenden Dentin ⁸¹⁾. Desweiteren ist es für die Werte ausschlaggebend, ob kariöse oder kariesfreie Zähne verwendet werden, da für kariesfreie Zähne höhere Verbundfestigkeitswerte ermittelt wurden ⁸¹⁾. Beim Kronenabzugversuch werden reine Abzugskräfte gemessen. Zuvor müssen die Oberflächen der hergestellten Prüfkörper, welche aufgrund der natürlichen Gegebenheiten und manuellen Präparation unterschiedlich groß sind, extra berechnet werden. Dies ist bei den standardisierten Prüfkörpern der anderen Versuchsmethoden nicht nötig. Ein Vergleich der Ergebnisse der bestehenden Studien, die Kronenabzugversuche durchgeführt haben, ist erschwert, da die Parameter nicht standardisiert durchgeführt wurden ⁷⁹⁾. Es bestehen Variationen unter anderem in der Zahnauswahl

(Prämolaren, Molaren), der Zahnpräparation (verschiedene Zahnstumpfhöhen und Konvergenzwinkel), der Kronenbefestigung (unterschiedlich hohe Kräfte) oder in der Art des künstlichen Alterungsprozesses ⁷⁹⁾.

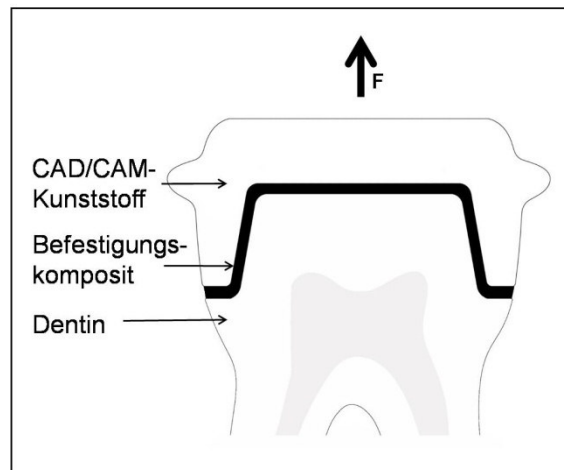


Abb. 4: Schematische Darstellung eines Kronenabzugversuchs.

3 Fragestellung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, durch verschiedene Oberflächenvorbehandlungen mittels unterschiedlicher Adhäsivsysteme einen optimalen Verbund zwischen CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit-Kronen und zwei unterschiedlichen Befestigungskompositen zu erreichen.

Dabei wurde geprüft, ob eine Vorbehandlung der Kronenoberflächen einen positiven Einfluss auf die Verbundfestigkeit hat. Desweiteren wurden konventionelles versus selbstadhäsives Befestigungsmaterial hinsichtlich der Verbundfestigkeit miteinander verglichen. Um eine Aussage über den Langzeiterfolg der Verbundfestigkeit treffen zu können, erfolgte eine künstliche thermische Alterung. Zusätzlich wurde eine Bruchbildanalyse der geprüften Prüfkörper durchgeführt.

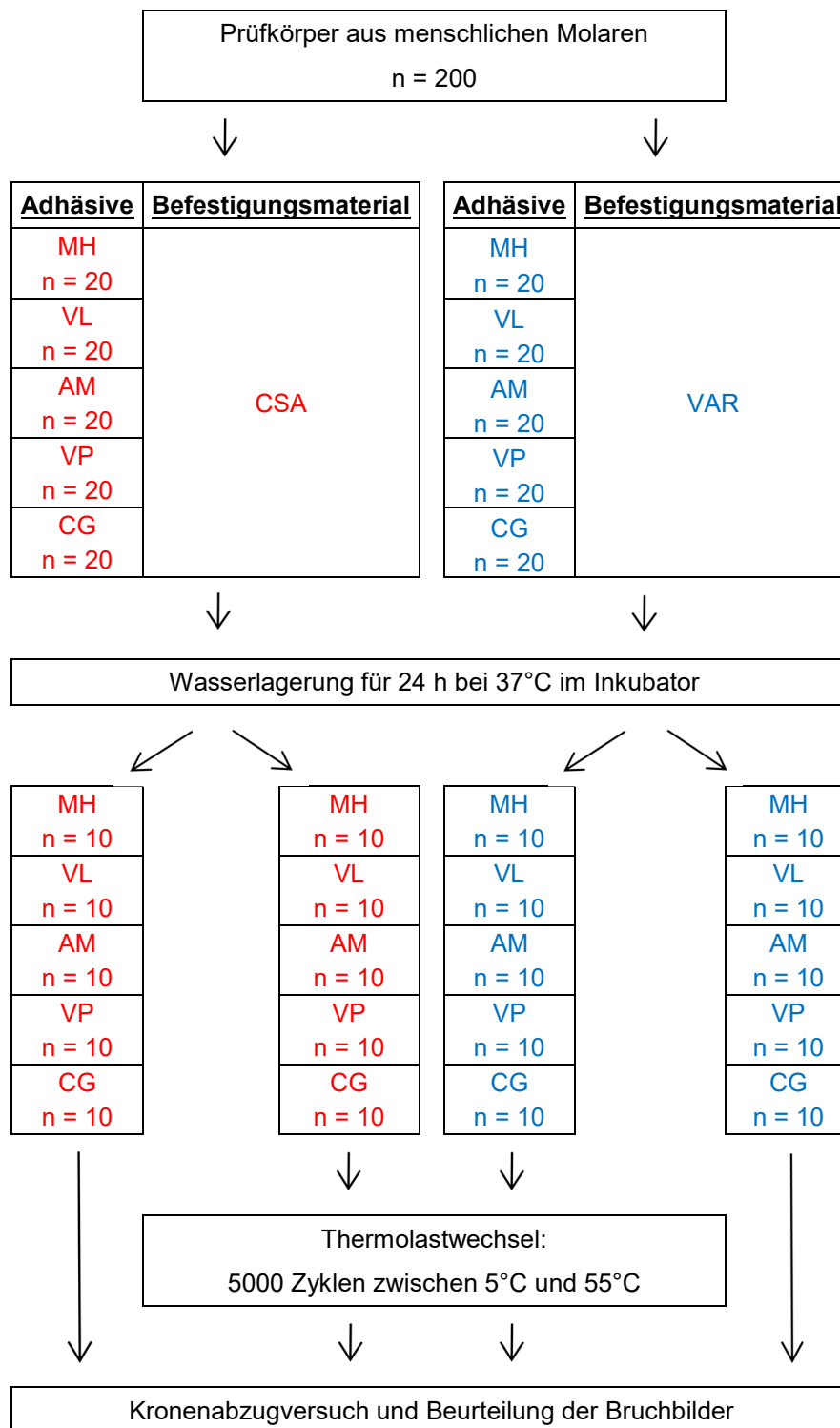
Die zu untersuchende Hypothese lautete, dass das Anwenden von zusätzlichen Adhäsivsystemen den Verbund zwischen CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit-Kronen und dem Dentinstumpf signifikant erhöht.

4 Material und Methode

4.1 Übersicht

Zur Durchführung dieser Studie wurden kariesfreie extrahierte menschliche Molaren (n = 200) unter standardisierten Bedingungen präpariert und darauf Kunststoffkronen aus einem experimentellen CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit hergestellt. Die Kronen wurden wie folgt vorbehandelt: Monobond Plus/Heliobond, visio.link, Ambarino P60 und VP.connect. Zusätzlich erfolgte eine Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung. Mit Clearfil SA Cement oder Variolink II wurden die Kronen auf den Zahnstümpfen befestigt. Der Kronenabzugversuch wurde initial nach einer Wasserlagerung von 24 h bei 37°C und nach Alterung durch einen Thermolastwechsel von 5000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C durchgeführt. Anschließend erfolgte die Beurteilung der Bruchbilder mittels Stereomikroskops. Die folgende Abbildung (Abb. 5) gibt eine Übersicht über die einzelnen Schritte der Versuchsdurchführung.

Abb. 5 - Versuchsablauf für alle untersuchten Gruppen.



MH: Monobond Plus/Heliobond
 VL: visio.link
 AM: Ambarino P60
 VP: VP.connect
 CG: Kontrollgruppe (ohne Vorbehandlung)
 CSA: Clearfil SA Cement
 VAR: Variolink II

4.2 Material

4.2.1 Zähne

Für diese Studie wurden 200 karies- und füllungsfreie menschliche Molaren der zweiten Dentition benötigt. Diese wurden nach der Extraktion von noch bestehenden Geweberesten und anderen Verunreinigungen mittels eines Einmalskalpells (FEATHER Safety Razor Co. Ltd., Osaka, Japan) mechanisch gereinigt. Anschließend wurden sie in 0,5%iger Chloramin T Lösung (Sigma Aldrich, Seelze, Deutschland, LOT Nr. 53110) bei Raumtemperatur für 7 Tage gelagert, um eine bakterizide Wirkung zu erzielen. Danach wurden die Zähne in destilliertem Wasser (ISO 11405) bei 5°C bis Versuchsbeginn und für maximal 6 Monate aufbewahrt.

4.2.2 Adhäsive und Befestigungsmaterialien

In dieser Untersuchung kamen folgende vier Adhäsivsysteme zur Vorbehandlung der CAD/CAM-Kronen zur Anwendung:

- Monobond Plus/Heliobond (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- visio.link (bredent, Senden, Deutschland)
- Ambarino P60 (Creamed, Marburg, Deutschland)
- VP.connect (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland)

Monobond Plus ist ein Universalprimer (Haftvermittler) für den Aufbau eines adhäsiven Verbunds von Befestigungskomposit zu allen indirekten Restaurationsmaterialien (Glas- und Oxidkeramik, Metall, Komposit, faserverstärktes Komposit)⁸². Heliobond ist ein lichthärtender Einkomponenten-Haftvermittler, der als

Haftvermittler für adhäsive Restaurationen verwendet wird, als Haftschicht bei der Reparatur von Kunststoff-, Kronen- und Brückenarbeiten dient und zur transparenten Versiegelung von Fissuren und Füllungen eingesetzt wird ⁸³⁾. Visio.link ist ein lichthärtender Haftvermittler, der unter anderem für Kronen und Veneers auf PMMA- und Kompositbasis verwendet wird ⁸⁴⁾. Bei Ambarino P60 handelt es sich um einen universell auf allen Metallen, Keramik, Zirkon und PMMA anwendbaren Haftvermittler ⁸⁵⁾ und bei VP.connect um einen experimentellen Haftvermittler auf MMA (Methyl-Methacrylat) Basis. Tabelle 2 stellt die Zusammensetzung der verschiedenen Adhäsivsysteme zusammen mit ihren Abkürzungen, den Herstellern und den LOT-Nr. dar.

Tab. 2 - Handelsname, Hersteller, Zusammensetzung, Lot-Nr. und Abkürzung der verwendeten Adhäsivsysteme ⁸¹⁻⁸⁴⁾.

Handelsname	Hersteller	Zusammensetzung	Lot-Nr.	Abkürzung
Adhäsivsysteme				
Monobond Plus/ Heliobond	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	<i>Monobond Plus:</i> Ethanol, Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat, Sulfidmethacrylat <i>Heliobond:</i> Bis-GMA, TEGDMA	P20536 P00865	MH
visio.link	breident, Senden, Deutschland	MMA, PETIA, Diphenyl (2,4,6,-trimethylbenzoyl) phosphinnoxide	114784	VL
Ambarino P60	Creamed, Marburg, Deutschland	Dimethacrylate auf Basis von Phosphor- und Phosphonsäureestern	2011002057	AM
VP.connect	Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland	MMA	22912	VP
Bis-GMA: Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat MMA: Methyl-Methacrylat PETIA: Pentaerythritoltriacyrlat				

Zur Befestigung der Kronen wurden zwei Befestigungsmaterialien verwendet:

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

Clearfil SA ist ein dualhärtender (lichthärtender und/oder selbsthärtender) selbst-adhäsiver Komposit, wodurch eine Vorbehandlung des Zahnes nicht nötig ist. Es dient als Befestigungsmaterial für Restaurationen aus Keramik, Hybridkeramik, Komposit und Metall ⁸⁶⁾.

Variolink II ist ein dualhärtendes (licht- und selbsthärtendes) Befestigungskomposit-System (Base und Katalysator) zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen ⁶⁶⁾. Da Variolink II im Gegensatz zu Clearfil SA nicht selbstadhäsiv ist, ist hier eine Vorbehandlung des Zahnstumpfes mit Total Etch 37% Phosphorsäureätzgel (Total Etch, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ⁸⁷⁾ und Syntac Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) notwendig. Syntac Classic ist ein bewährtes Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem ⁸⁸⁾, das sich aus Primer, Adhäsiv und Heliobond zusammensetzt, welche nach der Ätzung mit dem Phosphorsäuregel nacheinander auf den Zahn aufgetragen werden. Gemäß der Empfehlung des Herstellers wurde für diese Studie zur Befestigung der Kompositkronen ein Katalysator niedriger Viskosität verwendet ⁶⁶⁾.

Die verwendeten Befestigungskomposite sind mit Angabe ihrer Abkürzung, der Hersteller, der LOT-Nr. und ihrer Zusammensetzung in Tabelle 3 aufgeführt.

4 Material und Methode

Tab. 3 - Handelsname, Hersteller, Zusammensetzung, Lot-Nr. und Abkürzung der verwendeten Befestigungsmaterialien ^{65, 85, 87)}.

Handelsname	Hersteller	Zusammensetzung	Lot-Nr.	Abkürzung
Befestigungsmaterialien				
Clearfil SA Cement	Kuraray, Tokyo, Japan	Bis-GMA, TEGDMA, MDP, hydrophobes aromatisches und aliphatisches Dimethylacrylat, silanisierte Bariumglas-Füller, silanisierte und kolloidale Kieselerde, dl-Kampferchinon, Oberflächenbehandeltes Natriumfluorid, Benzoylperoxid, Initiatoren, Beschleuniger, Pigmente	058AAA	CSA
Variolink II	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, sphäroides Mischoxid, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente	Base: R35481 Katalysator: P84939	VAR
Syntac Classic		<i>Primer:</i>	R35489	
		TEGDMA, Maleinsäure, Dimethacrylate, Wasser		
		<i>Adhäsiv:</i>	R27600	
		PEGDMA, Maleinsäure, Glutaraldehyde, Wasser		
		<i>Heliobond:</i>	R28391	
		Bis-GMA, TEGDMA		
Bis-GMA: Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat				
UDMA: Urethandimethacrylat,				
TEGDMA: Triethylenglycoldimethacrylat				
MMA: Methyl-Methacrylat				
MDP: 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat				
PEGDMA: Polyethylenglycoldimethacrylat				

4.3 Methode

4.3.1 Einbetten und Präparation der Zähne

Die Gewinde der Stahlküvetten wurden mit Silikon (Optosil, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) ausgeblockt (Abb. 6a). Um einen sicheren Halt der Wurzeln in dem Schnelleinbettmittel zu gewährleisten, wurden mit einem Rosenbohrer (GEBR. BRASSELER GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) Retentionskerben in die Zahnwurzeln gefräst. Die Zähne wurden danach mit Hilfe von etwas Boxingwachs (KERR Corporation Made in U.S.A, sds Kerr) jeweils in einer Stahlküvette fixiert (Abb. 6b), wobei die Schmelz-Zement-Grenze auf Höhe des Küvettenrandes liegen sollte (Abb. 7a). Anschließend wurde die Küvette bis zum Rand mit Schnelleinbettmittel (ScandiQuick, ScanDia, Hagen, Deutschland) aufgefüllt (Abb. 7b).

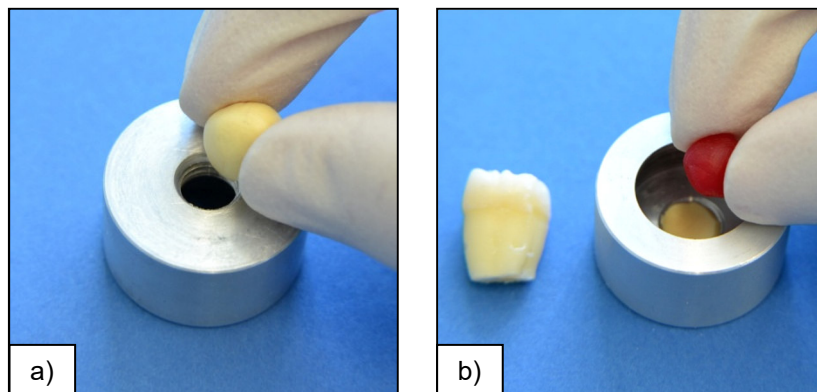


Abb. 6: a) Ausblockung des Küvettengewindes mit Silikon. b) Fixierung des Zahnes mit Boxingwachs.

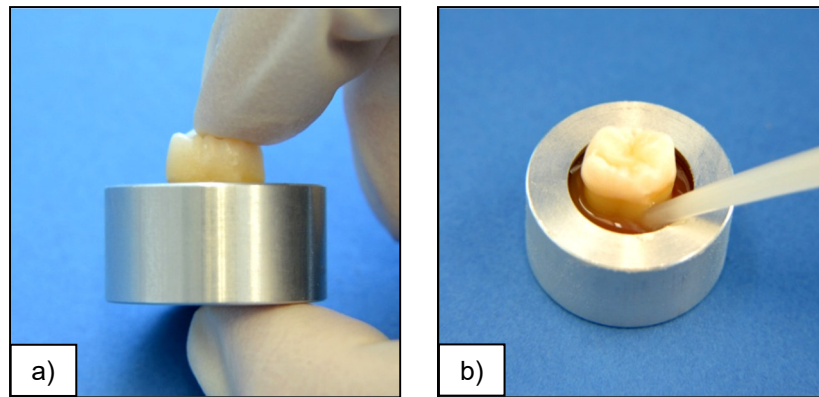


Abb. 7: a) Schmelz-Zementgrenze auf Höhe des Küvettenrandes. b) Auffüllen der Stahlküvette mit Schnelleinbettmasse.

Nach einer Aushärtungszeit von 6 min ⁸⁹⁾ wurden die eingebetteten Zähne wieder in destilliertem Wasser bei 5°C für maximal 6 Monate gelagert.

Die folgende Präparation der Zähne richtete sich nach den Richtlinien der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik. Um eine standardisierte Präparation zu erreichen, wurden die Zähne mittels eines Parallelometers (F4 basic, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland) in einem Schlitten mit 10° Neigung beschliffen (Abb. 8a). Der Substanzabtrag von 1 mm erfolgte mittels einer Turbine (Perfecta 900, W&H, Laufen, Deutschland) mit einem groben (REF 6881 314 018, Komet, GEBR.BRASSELER GmbH&Co.KG) und einem feinen abgerundeten Stufendiamanten mit Durchmesser 1,8 mm (REF 8881 314 018, Komet, GEBR.BRASSELER GmbH&Co.KG) unter Wasserkühlung. Mit der Trennmaschine (Secotom-50, Struers, Ballerup, Dänemark) und einer Trennscheibe (50A20, Struers) wurden die präparierten Zähne unter Wasserkühlung auf eine standardisierte Stumpfhöhe von 3 mm gekürzt (Abb. 8b). Abschließend wurden die Ecken mit Finierscheiben (Sof-Lex 1982C/1982M, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) abgerundet (Abb. 8c). Nach der Präparation wurden die Prüfkörper erneut in destilliertem Wasser bei 5°C aufbewahrt.

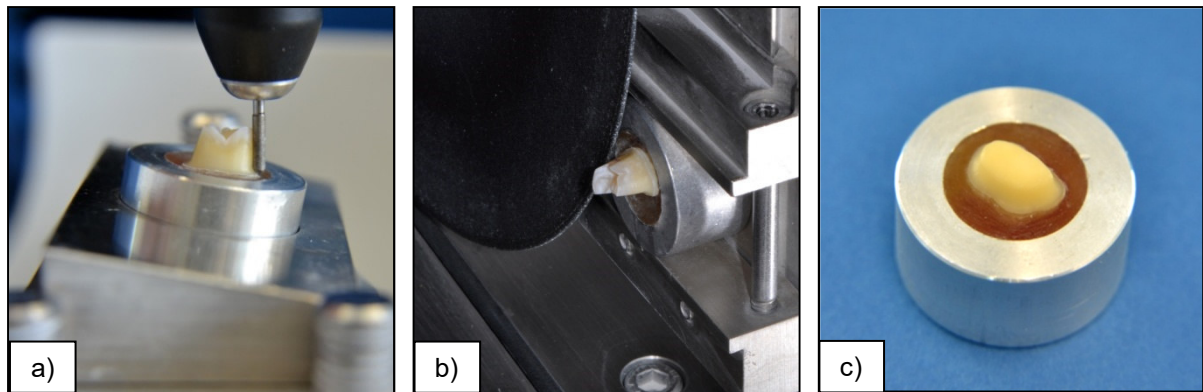


Abb. 8: **a)** Präparation des Zahnes mittels Parallelometers in einem Winkel von 10°. **b)** Kürzung des Zahnstumpfes in der Trennmaschine auf 3mm. **c)** Fertige Zahnpräparation.

4.3.2 Oberflächenberechnung

Die Abzugskräfte, die beim Kronenabzugversuch gemessen werden, sind von der Oberflächengröße der Prüfkörper und damit von der Größe der Klebefläche abhängig. Daher müssen die Oberflächen der hergestellten Prüfkörper, welche aufgrund der natürlichen Gegebenheiten und manuellen Präparation unterschiedlich groß sind, zuvor berechnet werden.

Die präparierten Zähne wurden mit einem Scanner (KaVo Everest Scan, KaVo, Biberach, Deutschland) eingescannt (Abb. 9a). Dazu wurde zuvor ein grünes Occlusions-Spray (Arti-Spray, BK 288 grün, LOT A0442, 2015-08) aufgetragen. Für jeden einzelnen Zahnstumpf wurde der STL-Datensatz exportiert, um mit der 3D-Messlösung und Automatisierungsplattform (Geomagic Qualify 12.1.2, Morrisville, NC, US) die Oberfläche des Stumpfes manuell mittels Polygone zu markieren und anschließend berechnen (mm^2) zu lassen (Abb. 9b).

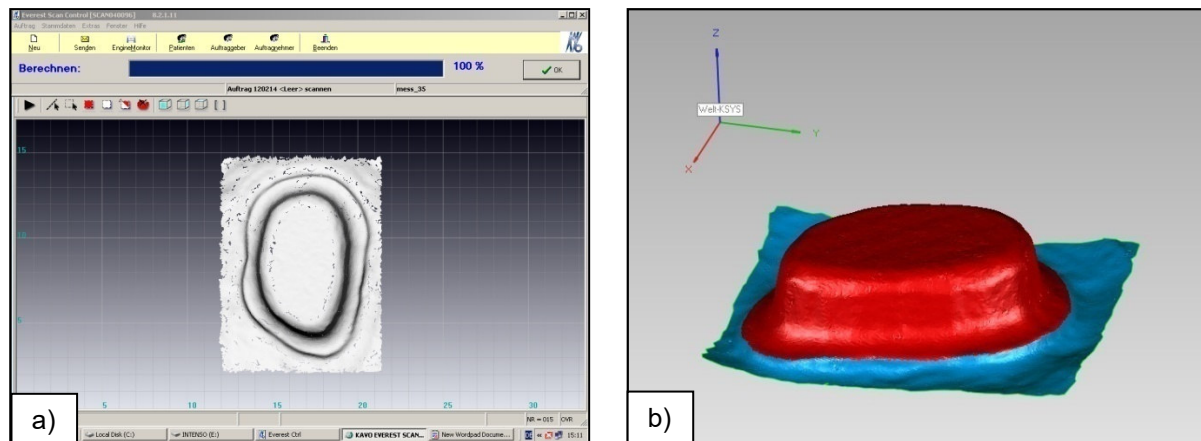


Abb. 9: a) Eingescannter Zahnstumpf mittels KaVo Everest Scan. b) Markierte Verbundfläche zur Oberflächenberechnung im Geomagic Qualify 12.1.2.

4.3.3 Formschleifen der CAD/CAM-Komposit-Kronen

Für das Schleifen der Kronen wurden die präparierten Zähne zuvor mit einem weißen Occlusionsspray (Arti-Spray, BK 285 weiß, LOT A0442, 2015-08) gleichmäßig dünn besprüht und anschließend mit dem Scanner Cerec inEos Blue (Sirona Dental Systems Inc.) erneut eingescannt. Es erfolgte dabei zuerst eine Aufnahme von okklusal. Danach wurde der Prüfkörper um 45° gekippt und bei einer Rotation von 360° wurden alle Seiten aufgenommen, um eine 3D-Bilderfassung des Prüfkörpers zu erhalten. Die Scandaten wurden verwendet, um mit der Cerec Software inLab SW4 (Sirona Dental Systems Inc.) die Kronen mit einer standardisierten Dicke von 2000 µm, einem Spacer von 30 µm und sechs externen Retentionen zu gestalten (Abb. 10a-e). Geschliffen wurden die Kronen mit der CAD/CAM-Schleifeinheit (inLab MC XL, Sirona Dental Systems Inc.) (Abb. 10f).

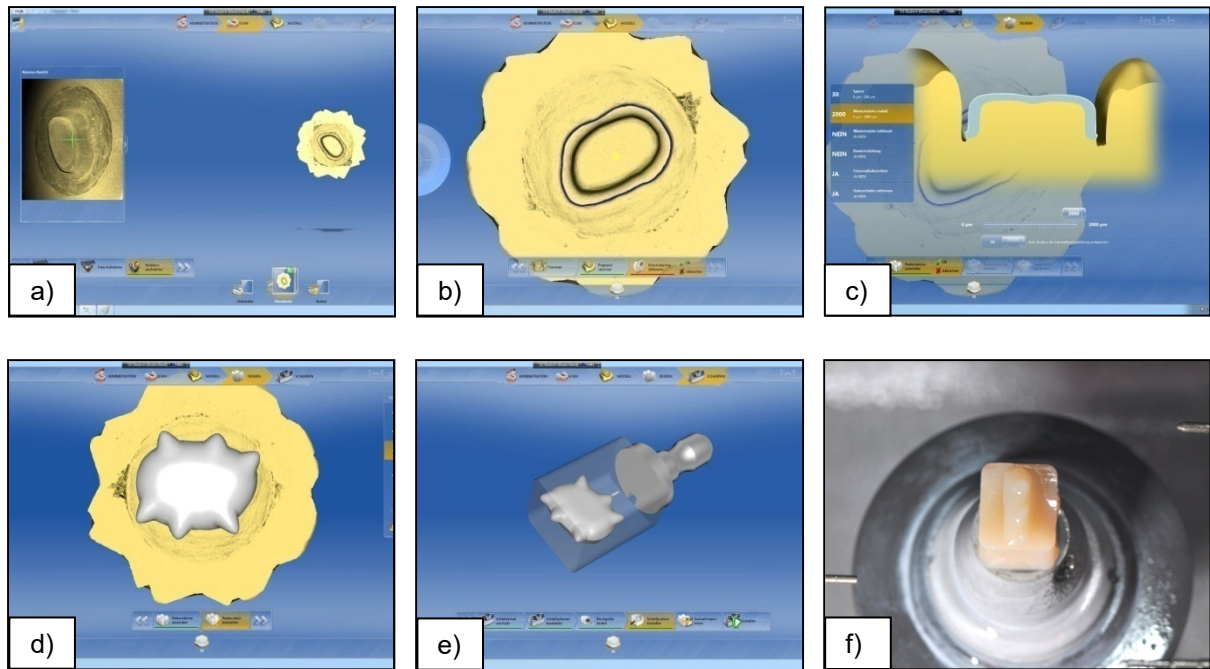


Abb. 10: a) Eingesannter Zahnstumpf mittels Cerec inEos Blue. b) Festlegung der Präpgrenze. c) Einrichtung einer Dicke von 2000 μm und einem Spacer von 30 μm . d) Gestaltung von sechs externen Retentionen. e) Schleifvorschau. f) Schleifvorgang in der CAD/CAM-Schleifeinheit.

4.3.4 Vorbehandlung und Befestigung der Kronen

Die 200 Prüfkörper wurden entsprechend der fünf verschiedenen Vorbehandlungen zufällig in fünf Hauptgruppen eingeteilt ($n = 40$). Desweiteren wurde jede einzelne Hauptgruppe in zwei Befestigungsmaterialgruppen unterteilt: CSA ($n = 20$) und VAR ($n = 20$).

Danach wurden alle Flächen der einzelnen Kunststoffkronen mit 50 μm großen Aluminiumoxidpartikeln (basic Quattro IS, Renfert, Hilzingen, Deutschland) 10 s lang in einem Abstand von 10 mm und einem Winkel von 45° bei einem Druck von 0,1 MPa korundgestrahlt (Abb. 11) und anschließend im Ultraschallbad mit 80%igem Ethanol (Otto Fischer, Saarbrücken, Deutschland) 5 min lang gereinigt.

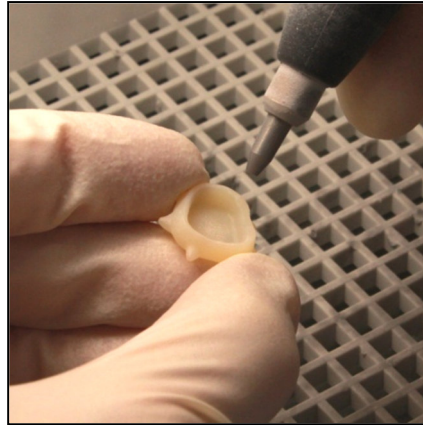


Abb. 11: Korundstrahlen der Kronenflächen.

Die Vorbehandlungen der Kronen wurden gemäß den Herstellerangaben wie folgt durchgeführt:

MH: Die Kroneninnenfläche wurde mit Monobond Plus benetzt und für 60 s luftgetrocknet. Danach wurde eine dünne Schicht Heliobond aufgetragen, mit dem Luftbläser vorsichtig verblasen und mit dem LED-Polymerisationsgerät (Elipar S10, 3M ESPE) bei einer Intensitätsstärke von 1200 mW/cm^2 für 10 s lichtgehärtet.

VL: visio.link wurde mit einem Applizierpinsel aufgetragen und mit Hilfe des bre.Lux Power Unit (Bredent) für 90 s lichtgehärtet.

AM: Die Innenfläche der Krone wurde mit Ambarino P60 benetzt und für 120 s luftgetrocknet. Es folgte keine Lichtpolymerisation.

VP: VP.connect wurde aufgetragen und für 180 s luftgetrocknet, ohne anschließend mit Licht polymerisiert zu werden.

CG: Die Kontrollgruppe wurde nicht vorbehandelt.

Im nächsten Schritt erfolgte die Vorbehandlung der Zähne und Befestigung der Kronen:

Für Clearfil SA Cement war keine Vorbehandlung des Zahnes nötig. Variolink II bedurfte einer Vorbehandlung des präparierten Zahnes mit Total Etch (37%

Phosphorsäuregel) und Syntac Classic. Für 15 s wurde Phosphorsäuregel aufgetragen und anschließend sorgfältig mit Wasser abgespült. Mit Luft wurde vorsichtig überschüssiges Wasser entfernt, ohne dabei den Zahn zu übertrocknen. Für 15 s wurde Primer mittels Microbrush auf den Zahn aufgetragen und vorsichtig verblasen. Anschließend erfolgte die Benetzung mit Adhäsiv für 10 s und das Verblasen. Zuletzt wurde Heliobond aufgetragen, verblasen und für 20 s mit dem LED-Polymerisationsgerät Elipar S10 (3M ESPE) lichtgehärtet.

Die Kronen wurden mit dem jeweiligen Befestigungsmaterial befüllt. Für Clearfil SA erfolgte die Applikation mittels der Mischkanüle des Clearfil Dispensers. Bei Variolink II war ein manuelles Anmischen von Katalysator und Base auf einem Anmischblock in einem Verhältnis von 1:1 erforderlich. Diese Mischung wurde mittels Spatel in die Kompositkronen gefüllt. Anschließend wurden die befüllten Kronen auf dem Zahnstumpf unter Daumendruck platziert und die Überschüsse mit Microbrushes entfernt. Danach wurden die Kronen unter einem Gewicht von 100 g (Abb. 12) von drei Seiten mit direktem Kontakt des LED-Polymerisationsgeräts Elipar S10 (3M ESPE) zur Krone für jeweils 20 s lichtgehärtet.

Alle hergestellten Prüfkörper wurden anschließend 24 h im Inkubator (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) bei 37°C in destilliertem Wasser gelagert.

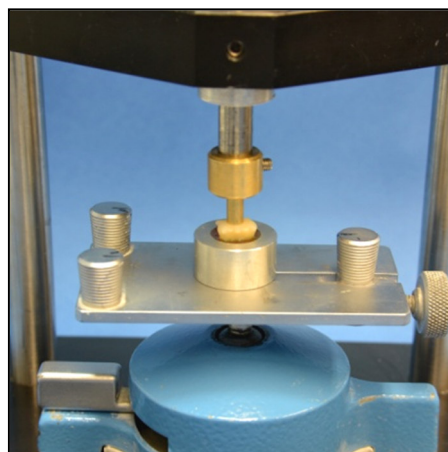


Abb. 12: Fixierung der Probe unter einem Gewicht von 100 g mit anschließender Polymerisation.

Nach der 24 h Lagerung wurde jede Befestigungsmaterialgruppe noch einmal randomisiert geteilt ($n=10$). Bei der einen Hälfte wurden nach der Konterherstellung die Abzugversuche durchgeführt (Initialgruppen), die andere Hälfte durchlief vor der Konterherstellung noch einen Alterungsprozess (TZ-Gruppen).

Initialgruppen (24 h H₂O):

Die Initialgruppen wurden nach der Lagerung im Wasser zunächst mit einem Konter versehen. Dazu wurde eine dünne Schicht Fifty-Fifty-Knetsilikon (Klasse 4 Dental GmbH, Deutschland) unterhalb der externen Retentionen der Kronen aufgebracht, so dass der Schnelleinbettkunststoff komplett abgedeckt war (Abb. 13a). Dann wurde eine weitere Stahlküvette als Konter über die Krone gestülpt und durch das Schraubenloch so viel Schnelleinbettmittel (ScandiQuick, ScanDia, Hagen, Deutschland) gefüllt, dass das Gewinde frei blieb (Abb. 13b). Anschließend wurden die Prüfkörper noch einmal für 24 h in 37°C destilliertes Wasser gegeben und vor Durchführung der Messungen 1h lang bei Raumtemperatur entspannt.

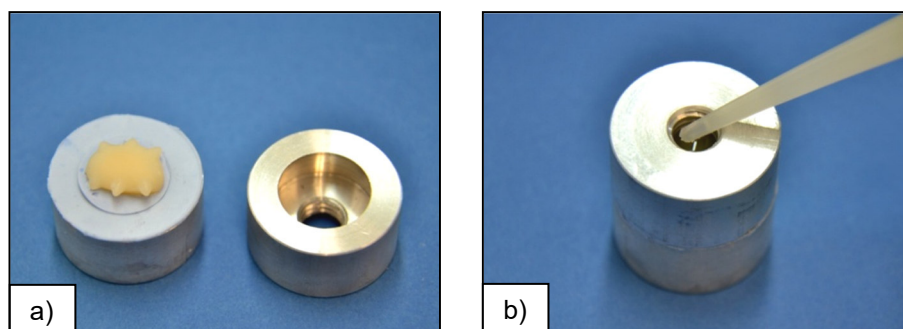


Abb. 13: **a)** Abdeckung des Schnelleinbettkunststoffes mit Silikon. **b)** Auffüllung des Konters mit Schnelleinbettmasse, wobei das Gewinde freigelassen werden muss.

TC-Gruppen (24 h H₂O + 5000 TZ):

Diese Gruppen wurden gealtert, indem sie einem Thermolastwechsel (Thermolaster, SD Mechatronik, Holzkirchen, Deutschland) von 5000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C

mit einer Verweildauer von 20 s in jedem Becken und einer dazwischenliegenden Abtropfzeit von 10 s unterworfen wurden. Danach erfolgte die Konterherstellung wie bei den Initialgruppen.

4.3.5 Messung der Verbundfestigkeit

Die Prüfkörper wurden nun in eine Universal Testmaschine (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Deutschland) eingespannt und unter senkrechter Zugbeanspruchung mit einer Prüfgeschwindigkeit von 5 mm/min auseinandergezogen bis sich die Krone von dem Zahnstumpf abgelöst hat (Abb. 14). Gemessen wurde dabei die maximale Kraft (Abzugskraft) bis zur Ablösung.

Mit folgender Formel wurden die Verbundfestigkeitswerte berechnet:

$$\frac{\text{Abzugskraft}}{\text{Klebefläche}} = \frac{N}{\text{mm}^2} = \text{MPa}$$

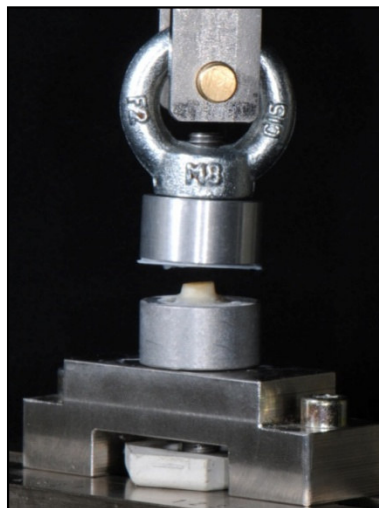


Abb. 14: Zustand nach dem Kronenabzugversuch in der universalen Testmaschine (Zwick).

Haben sich Kronen schon vor der Messung gelöst, wurde für die Verbundfestigkeit ein Wert von 0 MPa eingetragen.

Mit Hilfe eines Stereomikroskops (Mikroskop: Stemi 2000-C, Lichtquelle: CL 6000 LED, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) wurde die Bruchfläche des Zugversuches nach folgenden drei Typen klassifiziert (Abb. 15)

- a) Adhäsiver Bruch: das Befestigungsmaterial haftet am CAD/CAM-Kunststoff
- b) Mischbruch: das Befestigungsmaterial haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff
- c) Adhäsiver Bruch: das Befestigungsmaterial haftet am Dentin

Dieser Vorgang wurde von zwei unabhängigen Personen durchgeführt.

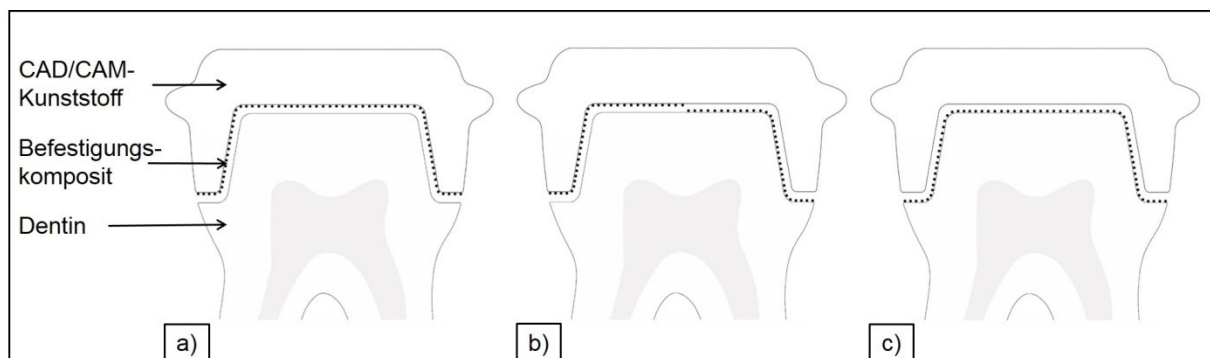


Abb. 15: a) Adhäsiver Bruch: das Befestigungsmaterial haftet am CAD/CAM-Kunststoff.
b) Mischbruch: das Befestigungsmaterial haftet am Dentin und CAD/CAM-Kunststoff.
c) Adhäsiver Bruch: das Befestigungsmaterial haftet am Dentin.

4.3.6 Statistische Analyse

Zu Beginn dieser Studie wurde mit Hilfe der R Software (R Development Core Team, The R Foundation for Statistical Computing) und anhand der Daten einer früheren Studie ⁹⁰⁾ die optimale Stichprobengröße ermittelt. Ziel war es einen Einfluss der Kompositvorbehandlung auf die Verbundfestigkeit festzustellen. Es ergab sich für eine Stichprobengröße von 10 Prüfkörpern pro Gruppe eine Studienpower von 99,9%. Dadurch kann eine Steigerung von 25% des Mittelwerts (Differenz der Mittelwerte von 0,44 MPa) ermittelt werden, unter der Annahme, dass die

gebräuchliche Standardabweichung 0,15 MPa ist, bei der Anwendung des Zweistichproben-t-Tests mit einem Bonferroni korrigierten Signifikanzniveau von 0,00082.

Nach Durchführung der Versuche wurde mit der Statistiksoftware SPSS Version 20 (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS INC, Chicago, IL, USA) die statistische Analyse durchgeführt. Für alle angewendeten statistischen Tests wurde ein Signifikanzniveau von 5% ($p < 0,05$) gewählt. Die Mittelwerte, die Standardabweichung (SD), das 95% Konfidenzintervall (95% KI), Minimum, Median und Maximum wurden in der deskriptiven Statistik berechnet. Unter Verwendung von Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Tests wurde die Normalverteilung geprüft. Um die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zu bestimmen, wurde die dreifaktorielle und die einfaktorielle ANOVA (analysis of variance) mit anschließendem Scheffé post-hoc Test angewendet. Der Zweistichproben-t-Test wurde durchgeführt, um den Einfluss der Alterung zu prüfen.

5 Ergebnisse

5.1 Deskriptive Statistik der Verbundfestigkeit

Die Ergebnisse wurden für alle getesteten Gruppen in Tabelle 4 und 5 zusammengefasst. Dabei werden Mittelwert, Standardabweichung, 95% Konfidenzintervall (KI), Minimum, Median und Maximum angegeben.

Zusätzlich wurden zur besseren Übersicht und Standardisierung Boxplot-Diagramme angefertigt (Abb. 16a und b). Dadurch werden Medianwert, 25% und 75% Quantile und Extremwerte grafisch deutlich.

Tab. 4 - Mittelwert, Standardabweichung, 95% Konfidenzintervall (KI), Minimum, Median und Maximum der getesteten Gruppen im Kronenabzugversuch (MPa) und Einfaktorielle ANOVA gefolgt von Scheffé Post-hoc.

Vorbehandlung	Mittelwert \pm Standard-abweichung	95% KI	Minimum	Median	Maximum
CSA					
24 h H ₂ O					
MH	2,49 \pm 0,61 ^a	(2,05; 2,93)	1	2,59	3
VL	1,93 \pm 0,48 ^a	(1,58; 2,28)	1	1,88	3
AM	2,07 \pm 0,83 ^a	(1,46; 2,67)	0	2,16	3
VP	2,64 \pm 0,93 ^a	(1,97; 3,32)	1	2,8	4
CG	2,17 \pm 0,72 ^a	(1,65; 2,69)	1	2,16	3
24 h H ₂ O + 5000 TZ					
MH	0,09 \pm 0,18 ^{*a}	(-0,03; 0,22)	0	0,001	1
VL	0,29 \pm 0,34 ^a	(0,04; 0,54)	0	0,15	1
AM	0,78 \pm 0,26 ^a	(0,25; 1,32)	0	0,57	2
VP	0,16 \pm 0,30 ^{*a}	(-0,05; 0,39)	0	0,001	1
CG	0,0 \pm 0 ^a	-	-	-	-

^{ab} Unterschiedliche Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Vorbehandlungsmethoden innerhalb eines Befestigungsmaterials

^{*} Keine Normalverteilung

5 Ergebnisse

Tab. 5 - Mittelwert, Standardabweichung, 95% Konfidenzintervall (KI), Minimum, Median und Maximum der getesteten Gruppen im Kronenabzugversuch (MPa) und Einfaktorielle ANOVA gefolgt von Scheffé Post-hoc.

Vorbehandlung	Mittelwert \pm Standard-abweichung	95% KI	Minimum	Median	Maximum
VAR					
24 h H ₂ O					
MH	2,94 \pm 0,99 ^a	(2,22; 3,66)	1	3,12	4
VL	2,67 \pm 1,33 ^a	(1,71; 3,63)	1	2,53	6
AM	2,18 \pm 1,11 ^a	(1,37; 2,98)	0	2,23	4
VP	2,11 \pm 0,93 ^a	(1,43; 2,78)	1	1,86	4
CG	3,79 \pm 1,50 ^a	(2,71; 4,87)	1	3,85	6
24 h H ₂ O + 5000 TZ					
MH	1,51 \pm 0,71 ^a	(0,99; 2,02)	0	1,46	3
VL	2,46 \pm 2,12 ^{ab}	(0,82; 4,08)	1	1,68	7
AM	1,07 \pm 0,64 ^a	(0,60; 1,54)	0	1,06	2
VP	1,46 \pm 1,26 ^a	(0,55; 2,37)	0	1,48	4
CG	4,06 \pm 1,40 ^b	(3,05; 5,07)	2	3,92	6

^{ab} Unterschiedliche Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Vorbehandlungsmethoden innerhalb eines Befestigungsmaterials

* Keine Normalverteilung

Bei der Prüfung auf Normalverteilung mit Hilfe von Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk Tests konnte für alle Gruppen mit VAR und für die Initialgruppen mit CSA eine Normalverteilung festgestellt werden. Dagegen zeigten MH und VP der TC-Gruppen mit CSA eine Abweichung von der Normalverteilung.

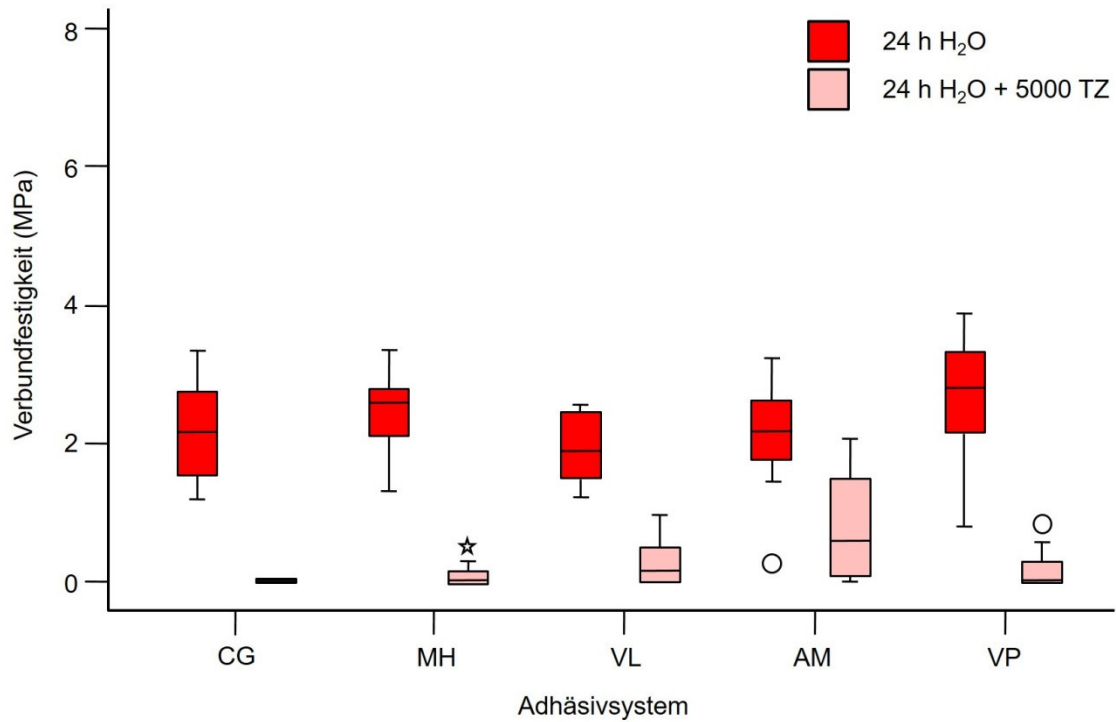


Abb.16: a) CSA-Gruppen: ohne Alterung (24 h H₂O), nach der Alterung (24 h H₂O + 5000 TZ), Adhäsivsystem, Verbundfestigkeit (MPa).

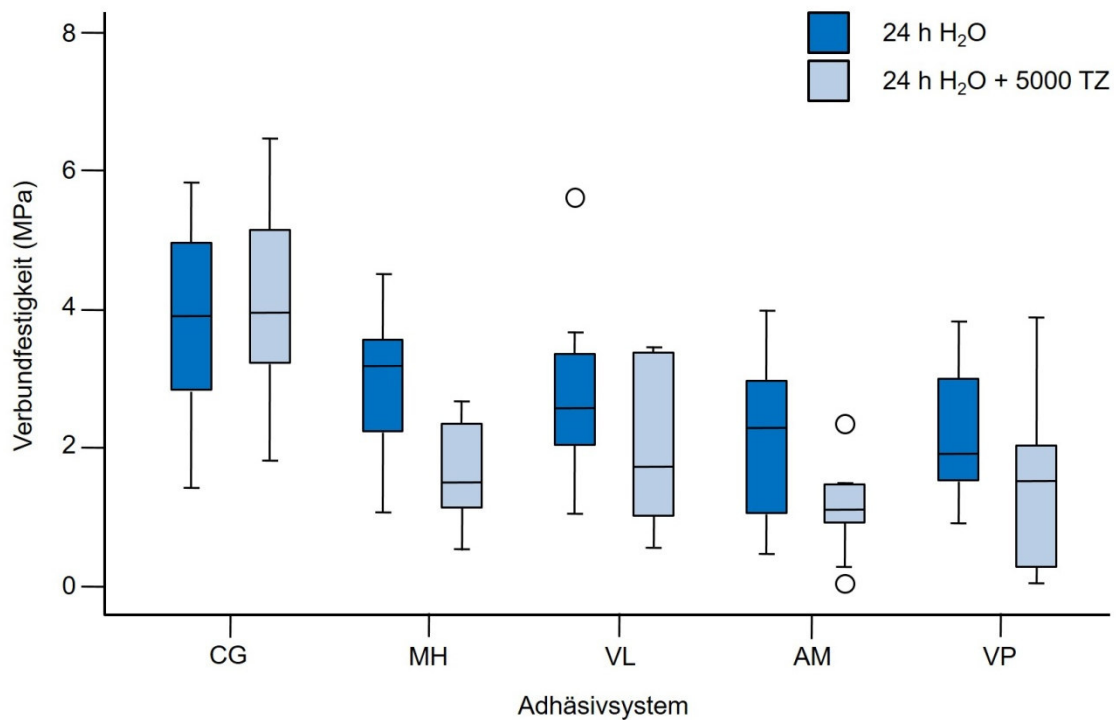


Abb.16: b) VAR-Gruppen: ohne Alterung (24 h H₂O), nach der Alterung (24 h H₂O + 5000 TZ), Adhäsivsystem, Verbundfestigkeit (MPa).

Die dreifaktorielle ANOVA zeigte einen Einfluss der Befestigungsmaterialien, der Vorbehandlungen und der Alterung ($p < 0,001 - 0,007$) (Tab. 7).

Tab. 6 - Resultate der dreifaktoriellen ANOVA für den Vergleich der Verbundfestigkeit nach unterschiedlichen Vorbehandlungen, Befestigungsmaterialien und Alterung.

Quelle	Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	p-value
Konstanter Term	564	1	564	565	<0,001
Befestigungsmaterial	56	1	56	56	<0,001
Vorbehandlung	15	4	3,7	3,7	0,007
Alterung	71	1	71	71	<0,001
Befestigungsmaterial * Vorbehandlung	29	4	7,3	7,3	<0,001
Befestigungsmaterial * Alterung	19	1	19	19	<0,001
Vorbehandlung * Alterung	6,4	4	1,6	1,6	0,174
Befestigungsmaterial * Vorbehandlung * Alterung	5,7	4	1,4	1,4	0,224
Fehler	171	171	0,999		
Gesamt	1105	191			

Daher wurden die Daten entsprechend dem Befestigungsmaterial, der Vorbehandlung und der Alterung aufgeteilt und unter Verwendung der einfaktoriellen ANOVA und dem Zweistichproben-t-Test analysiert.

Innerhalb der nicht gealterten Gruppen, zeigten sich für CG ($p = 0,006$), befestigt mit VAR, höhere Verbundfestigkeitswerte als mit CSA. Nach der Alterung konnten für MH ($p < 0,001$), VL ($p = 0,005$), VP ($p = 0,010$) und CG ($p = 0,003$) mit VAR verglichen mit CSA höhere Werte beobachtet werden.

MH ($p < 0,001$), VL ($p < 0,001$), AM ($p = 0,002$), VP ($p < 0,001$) und CG ($p = 0,002$) zeigten mit CSA eine Abnahme der Verbundfestigkeit nach dem Alterungsprozess verglichen mit den nicht gealterten Gruppen. Wurde VAR als Befestigungsmaterial verwendet, konnten nach der Alterung nur für MH ($p = 0,002$) und AM ($p = 0,014$) niedrigere Werte beobachtet werden.

5.2 Einfluss der Adhäsivsysteme auf die Verbundfestigkeit

Bei den initialen Gruppen mit CSA konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Vorbehandlungen und der Kontrollgruppe gemessen werden. MH ($2,49 \pm 0,61$), VL ($1,93 \pm 0,48$), AM ($2,07 \pm 0,83$), VP ($2,64 \pm 0,93$) und CG ($2,17 \pm 0,72$) lagen in einem Wertebereich.

Verglichen dazu zeigten nach künstlicher Alterung die Gruppen mit CSA und Vorbehandlung MH ($0,09 \pm 0,18$), VL ($0,29 \pm 0,34$), AM ($0,78 \pm 0,26$), VP ($0,16 \pm 0,30$) signifikant niedrigere Werte für die Verbundfestigkeit. Für die Kontrollgruppe CG ($0,0 \pm 0$) konnte kein Verbund erzielt werden.

Auch innerhalb des Befestigungskomposits VAR lagen für die initialen Verbundfestigkeiten der Gruppen MH ($2,94 \pm 0,99$), VL ($2,67 \pm 1,33$), AM ($2,18 \pm 1,11$), VP ($2,11 \pm 0,93$) und CG ($3,79 \pm 1,50$) keine signifikanten Unterschiede vor.

Durch den Alterungsprozess wiesen MH ($1,51 \pm 0,71$) und AM ($1,07 \pm 0,64$) niedrigere Werte für die Verbundfestigkeit von VAR auf. Bei einer Vorbehandlung mit VL ($2,46 \pm 2,12$) und VP ($1,46 \pm 1,26$) und bei der Kontrollgruppe CG ($4,06 \pm 1,40$) hatte die Alterung keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit. Diese Werte lagen im gleichen Wertebereich wie die entsprechenden Werte ohne Alterung.

5.3 Lichtmikroskopische Untersuchung der Bruchbilder

Tabelle 7 beinhaltet die relative Häufigkeit der Bruchtypen aller getesteten Gruppen. In Abbildung 17a und b wird dies grafisch dargestellt. Alles betrachtend bestehen signifikante Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Vorbehandlungen ($p < 0,001 - 0,003$).

Rein adhäsive Brüche am Verbund zwischen Befestigungsmaterial und CAD/CAM-Komposit zeigten sich am häufigsten bei einer Vorbehandlung mit VL (80-100%) unabhängig vom Befestigungsmaterial und der Alterung. Ein Mischbruch wurde in allen Befestigungsmaterial- und Alterungsgruppen bei AM und CG beobachtet.

Bei den Initialgruppen mit CSA zeigten die Gruppen mit den Vorbehandlungen MH (90%), AM (100%), VP (90%) und CG (90%) einen Mischbruch. Nur bei der Vorbehandlung mit VL haftete das Befestigungsmaterial ausschließlich zu 100% am Dentin. Nach dem Alterungsprozess zeigten AM (90%) und CG (80%) einen Mischbruch, wohingegen bei MH (80%), VL (80%) und VP (70%) eine alleinige Haftung des Befestigungsmaterials am Dentin beobachtet wurde.

Die Gruppen mit VAR ließen initial bei AM (60%) und bei CG (90%) einen Mischbruch erkennen. Bei den Vorbehandlungen mit MH (70%), VL (100%) und VP (60%) zeigten sich adhäsive Brüche am Verbund zwischen Befestigungsmaterial und CAD/CAM-Komposit. Zu jeweils 90% zeigten AM, VP und die Kontrollgruppe nach der Alterung einen Mischbruch, für MH (70%) und VL (80%) erwies sich eine reine Haftung am Dentin.

Unabhängig davon, welches Befestigungsmaterial verwendet wurde und ob eine Vorbehandlung oder Alterung durchgeführt wurde, konnte in keiner

Versuchsgruppe eine reine Haftung des Befestigungsmaterials an den CAD/CAM-Kronen festgestellt werden.

Tab. 7 - Resultate der relativen Häufigkeit der Bruchtypen (%) mit 95% Konfidenzintervall aller getesteter Gruppen zusammen mit χ^2 - Test p-Wert.

Vorbehandlung	Adhäsiver Bruch, Befestigungsmaterial haftet an Dentin	Mischbruch, Befestigungsmaterial haftet an Dentin und CAD/CAM-Material	Adhäsiver Bruch, Befestigungsmaterial haftet an CAD/CAM- Material
CSA			
24 h H ₂ O			
MH	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
VL	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	0 (0;31)	100 (69;100)	0 (0;31)
VP	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
CG	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
x ² -Test	p < 0,001		
24 h H ₂ O + 5000 TZ			
MH	80 (44;97)	20 (3;56)	0 (0;31)
VL	80 (44;97)	20 (3;56)	0 (0;31)
AM	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
VP	70 (35;93)	30 (35;93)	0 (0;31)
CG	20 (3;56)	80 (44;97)	0 (0;31)
x ² -Test	p = 0,003		
VAR			
24 h H ₂ O			
MH	70 (35;93)	30 (35;93)	0 (0;31)
VL	100 (69;100)	0 (0;31)	0 (0;31)
AM	40 (12;74)	60 (26;88)	0 (0;31)
VP	60 (26;88)	40 (12;74)	0 (0;31)
CG	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
x ² -Test	p = 0,001		
24 h H ₂ O + 5000 TZ			
MH	70 (35;93)	30 (35;93)	0 (0;31)
VL	80 (44;97)	20 (3;56)	0 (0;31)
AM	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
VP	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
CG	10 (0;45)	90 (56;100)	0 (0;31)
x ² -Test	p < 0,001		

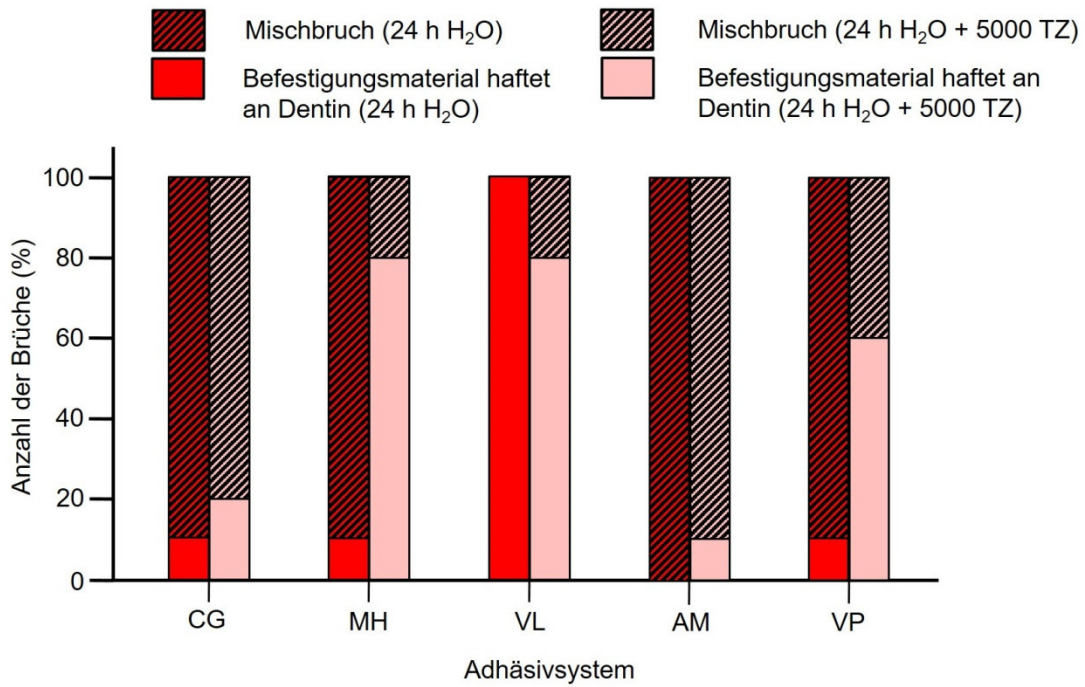


Abb.17: a) CSA-Gruppen: Relative Häufigkeit der Bruchtypen in %, vor der Alterung (24 h H₂O), nach der Alterung (24 h H₂O + 5000 TC), Adhäsivsystem.

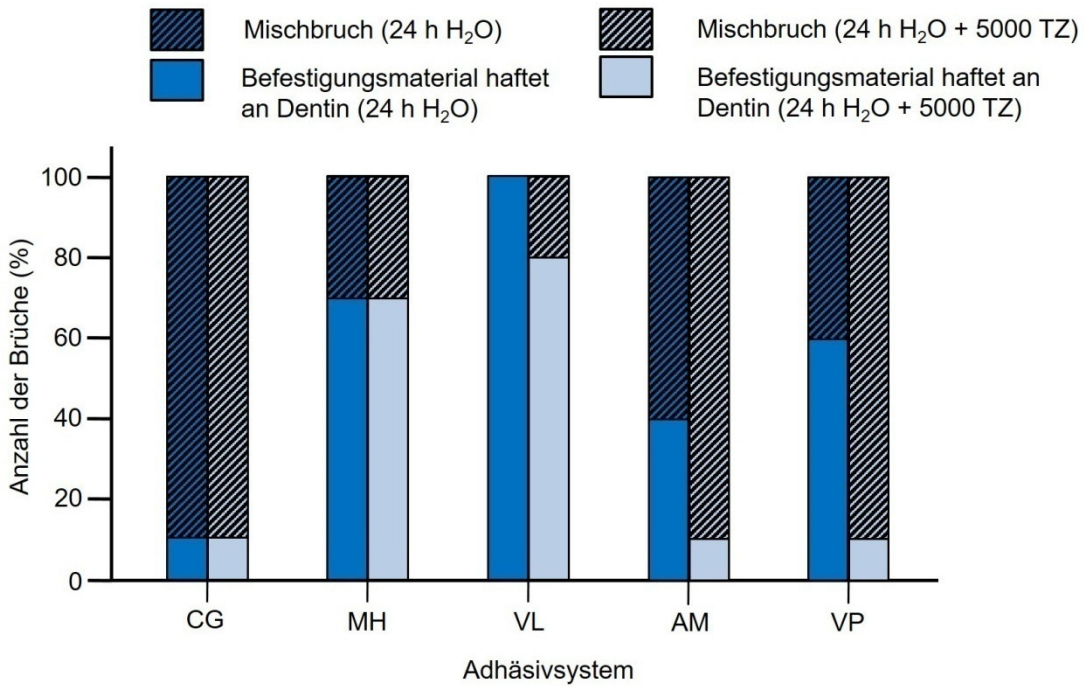


Abb.17: b) VAR-Gruppen: Relative Häufigkeit der Bruchtypen in %, vor der Alterung (24 h H₂O), nach der Alterung (24 h H₂O + 5000 TC), Adhäsivsystem.

6 Diskussion

Um eine Langlebigkeit für industriell polymerisierte CAD/CAM-Materialien als Zahnersatz zu erhalten, ist es von essentieller Bedeutung einen zuverlässigen Verbund zu erreichen. Basierend auf den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung, wird die Hypothese – dass durch eine zusätzliche chemische Vorbehandlung der CAD/CAM-Nano-Hybridkomposit-Kronen eine höhere Verbundfestigkeit mit dem Dentinstumpf erreicht wird – widerlegt.

In dieser Studie konnten innerhalb der Initialgruppen zwischen den einzelnen Vorbehandlungen keine Unterschiede bezüglich der Verbundfestigkeit festgestellt werden.

Bei der Betrachtung der Gruppen mit dem Befestigungskomposit CSA wurde deutlich, dass alle vorbehandelten Gruppen (MH, VL, AM, VP) nach der künstlichen Alterung signifikant niedrigere Werte aufwiesen. Innerhalb von VAR zeigten nur die gealterten Gruppen mit einer Vorbehandlung von MH und AM eine Abnahme der Verbundfestigkeit. Dagegen konnte keine Auswirkung der künstlichen Alterung bei VL, VP und bei CG beobachtet werden. Bei CG wurde sogar ein kleiner Anstieg nach dem Alterungsprozess festgestellt.

Im Allgemeinen kann die künstliche Alterung durch den Thermolastwechsel die Verbundfestigkeit auf zwei verschiedene Arten beeinflussen. Zu erhöhten Werten der Verbundfestigkeit kann es auf Grund der Nachpolymerisation der Kontaktfläche des CAD/CAM-Nanohybrid-Komposits und des Befestigungsmaterials kommen ⁹¹⁾. Ebenso kann eine zusätzliche Wasseraufnahme des Befestigungsmaterials eine Ausdehnung bewirken, wodurch das Material besser in die Mikroporen des CAD/CAM-Materials gelangt. Die Kapazität der Wasseraufnahme variiert innerhalb

der Kompositmaterialien ⁹²⁾. Andererseits kann die thermische Belastung verschiedene Volumenänderungen bewirken ⁹³⁾. Das bewirkt eine mechanische Beanspruchung der Verbundfläche, die zu Rissen und schließlich zu einem Verlust des Verbunds führen ⁹³⁾.

In bereits bestehenden Studien wurden Tests zur Untersuchung von Scherfestigkeit ⁴¹⁾ und Zugfestigkeit ⁴⁸⁾ mit gleichen Vorbehandlungen, Befestigungsmaterialien und CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit, wie in der vorliegenden Untersuchung durchgeführt. Diese Tests erfolgten allerdings ohne Verwendung von menschlichem Substrat. Dadurch konnten bei diesen beiden Untersuchungen die Prüfkörper unter standardisierten Bedingungen hergestellt werden, da Parameter wie Schwankungen in den Zahnhartsubstanzen und die anwenderabhängige Präparation nicht vorhanden waren. Dies sind mögliche Ursachen für die resultierenden höheren Werte im Vergleich zu der vorliegenden Studie. Für die Scherfestigkeit wurden für MH nach 5000 Thermozyklen ($14,8 \pm 2,4$ MPa) und für die initial VL-Gruppe ($19,6 \pm 6,5$ MPa) in Kombination mit VAR höhere Werte beobachtet als mit CSA als Befestigungsmaterial ⁴¹⁾. In der Untersuchung auf Zugfestigkeit zeigte die Verwendung von MH, VL und VP im Vergleich zu den anderen getesteten Gruppen in der Regel ($24,9 \pm 10,5$ bis $47,8 \pm 6,0$ MPa) höhere Werte ⁴⁸⁾.

Die Bewertung der Bruchbilder ist insofern wichtig, da so beurteilt werden kann, ob der Verbund zwischen CAD/CAM-Komposit und Befestigungsmaterial oder zwischen Befestigungsmaterial und Zahn stärker ist. In dieser Studie konnte bei der Betrachtung der Bruchbilder nach dem Kronenabzugversuch festgestellt werden, dass bei keiner der getesteten Gruppen die Befestigungskomposite ausschließlich an den CAD/CAM-Kronen verblieben. Dies entspricht den Resultaten einer früheren

Studie, bei der alle Brüche zwischen der CAD/CAM-Krone und dem Befestigungsmaterial erfolgten ¹⁰⁾. Allgemein neigten in der vorliegenden Studie die Gruppen mit höheren Verbundfestigkeitswerten überwiegend zu Mischbrüchen.

In vorangegangenen Studien wurde der gleiche Laborversuch mit anderen Materialien durchgeführt.

Im Vergleich zu dem in dieser Untersuchung vorliegendem CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit zeigten Zirkonoxid-Kronen (0,9 bis 14,1 MPa) ⁹⁴⁾ und Glas-keramik-Kronen (6,4 bis 7,3 MPa) ¹⁰⁾ höhere Werte für die Verbundfestigkeit. Für PMMA-basierte CAD/CAM-Kronen konnten in einer Studie Werte zwischen 0 MPa und 2,8 MPa beobachtet werden und zeigten somit in der Regel eine niedrigere Verbundfestigkeit als die CAD/CAM-Nanohybrid-Komposit-Kronen in der vorliegenden Untersuchung ¹⁰⁾. Unabhängig davon, welche Vorbehandlung durchgeführt wurde, konnten für CAD/CAM-PMMA bei einer Befestigung mit VAR keine Verbundfestigkeitswerte gemessen werden (0 MPa). Im Gegensatz dazu resultierte bei der VAR Gruppe der vorliegenden Versuche eine Verbundfestigkeit von 1,07 bis 4,06 MPa, ebenfalls unabhängig vom Vorbehandlungsverfahren. Es war zu beobachten, dass besonders die unbehandelte Kontrollgruppe hierbei die höchsten Werte erreichte.

Daher kann hervorgehoben werden, dass bei einer Verwendung von VAR für CAD/CAM-Nanohybrid-Komposite eine höhere Verbundfestigkeit erreicht werden kann als für PMMA-basierte CAD/CAM-Rohlinge. Dies besteht aufgrund der unterschiedlichen chemischen Zusammensetzungen von Komposit und PMMA. Nanohybrid-Komposite bestehen aus Dimethacrylaten mit zwei reaktionsfähigen Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindungen. Dagegen sind Monomethacrylate

Bestandteil des PMMA und enthalten nur eine Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindung.

In dieser Untersuchung wurden ausschließlich humanoide Zähne der 2. Dentition verwendet. Häufig kommen anstelle dieser auch bovine Zähne zum Einsatz. Allerdings ist zu beachten, dass in der Literatur Unterschiede bezüglich der Verbundfestigkeit von menschlichen Zähnen und Rinderzähnen bestehen. Eine Studie gibt einen Überblick über diese unterschiedlichen Angaben ⁹⁵⁾. Es gibt zahlreiche Studien, in denen keine Unterschiede zwischen humanoiden und bovinen Zähnen beschrieben werden ^{96, 97)}. Andere Studien hingegen zeigten höhere Haftwerte bei Verwendung menschlicher Zähne ^{98, 99)}. Des Weiteren war bei der Auswahl der Zähne darauf zu achten, dass keine Füllungen, Karies oder makroskopisch sichtbare Schmelzdefekte vorhanden waren, um eine möglichst gute Standardisierung zu erreichen. Um diese Kriterien zu erfüllen, werden für Studien meist Weisheitszähne verwendet. Dabei ist zu beachten, dass kariesfreie Zähne eine höhere Verbundfestigkeit aufweisen als kariöse Zähne, die in der Praxis normalerweise überkront werden ⁸¹⁾. Generell muss berücksichtigt werden, dass es sich um menschliches Substrat handelt und daher natürliche Materialvariationen bestehen.

Um eine Desinfektion der extrahierten Zähne durchzuführen und eine weitere Aufbewahrung ohne Austrocknen der Zähne zu gewährleisten, stehen verschiedene Lagerungsmedien zur Verfügung. Basierend auf vorangegangene Studien wurden alle Zähne nach der Extraktion zur Desinfektion in Chloramin T (0,5%) bei Raumtemperatur für sieben Tage gelagert. Chloramin T hat keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit zwischen Dentin und Komposit und ist daher gut geeignet ¹⁰⁰⁾. Dagegen ist eine Lagerung in Formalin oder Thymol zu vermeiden, da die

Verbundfestigkeit negativ beeinflusst werden kann ¹⁰¹⁾. Für die weitere Aufbewahrung wurden die Zähne bis Versuchsbeginn und max. 6 Monate in destilliertem Wasser bei 5°C aufbewahrt ¹⁰²⁾, um eine Austrocknung der Zähne zu vermeiden. Die Lagerung der Zähne ist ein anwenderspezifischer Parameter. Je nach Verweildauer der Zähne nach der Extraktion außerhalb eines entsprechenden Lagerungsmediums kann die Zahnstruktur verändert werden und somit der adhäsive Verbund beeinträchtigt werden.

Die Zähne wurden mit einem Diamantbohrer und einem Parallelogramm im Winkel von 10° mit einem Substanzabtrag von 1 mm beschliffen und auf eine Höhe von 3 mm gekürzt. Dabei wurde auf eine durchgehend ausreichende Wasserkühlung geachtet. Trotz dieser festgelegten Kriterien, die eine Standardisation der Prüfkörper erreichen sollten, ist dies aufgrund der manuellen Herstellung nicht möglich. Weder der Druck des Bohrers bei der Präparation, noch die Wasserkühlung sind standardisiert, sondern anwenderabhängig.

In dieser Untersuchung wurden die Oberflächen der präparierten Zähne mit KaVo Everst Scan eingescannt und mit Hilfe des daraus resultierenden STL-Datensatzes und der Software Geomagic Qualify 12.1.2 berechnet. In vorangegangenen Studien wurden zur Berechnung der Oberflächen andere Verfahren angewendet. Einige haben die Zahnstümpfe mit einer 0,1 mm dicken Zinnfolie umhüllt, diese gewogen und daraus die Oberflächen berechnet ^{80, 103)}. Andere Studien haben eine standardisierte geometrische Präparation mit einem maßgearbeiteten Pantographen durchgeführt, wodurch eine mathematische Berechnung möglich war ^{104, 105)}. Verglichen mit diesen beiden genannten früheren Methoden zeigte das Verfahren, das in dieser Untersuchung angewendet wurde, präzisere Resultate.

Um die Kronenoberflächen zu reinigen und eine standardisierte Oberfläche mit mikromechanischen Retentionen zu erzeugen, wurden alle Flächen der einzelnen Kronen mit 50 µm großen Aluminiumoxidpartikeln abgestrahlt. In einer bereits bestehenden Studie wurde der Einfluss von Vorbehandlungen, in Form von Korundstrahlen, auf die Verbundfestigkeit von PMMA-basierenden Kronen mit dem Befestigungsmaterial getestet ¹⁰⁾. Dabei wurde deutlich, dass mikromechanische Retentionen für den Verbund essentiell sind. Auch dieser Schritt wurde manuell durchgeführt, wodurch trotz vorgegebenem Abstand (10 mm), Winkel (45°) und Dauer (10 s) Variationen möglich sind. Über hochpolierte Kronenoberflächen und damit einem rein chemischen Verbund kann in dieser Untersuchung keine wissenschaftliche Aussage getroffen werden.

Überschüssiges Wasser auf den Zähnen wurde vor der Applikation des Befestigungsmaterials mittels Luft entfernt. Damit sich dies nicht negativ auf den adhäsiven Verbund auswirkt, musste ein zu starkes Austrocknen vermieden werden, was allerdings nicht nachgewiesen werden konnte. Das manuelle Auftragen der Adhäsive kann keine einheitliche Dicke garantieren. Nach der Platzierung der Kronen auf dem Zahnstumpf unter Daumendruck, wurden die Überschüsse entfernt, um nach der Polymerisation die definierte Klebefläche beizubehalten. Anschließend wurden die Kronen mit einem Gewicht von 100 g belastet und von drei Seiten mit direktem Kontakt des LED-Polymerisationsgeräts zur Krone für jeweils 20 s lichtgehärtet. Der Abstand des Lichtleiters von der Krone hat Einfluss auf die am Befestigungsmaterial ankommende Lichtintensität und damit auf die Polymerisation. Da in dieser Untersuchung dualhärtende Befestigungskomposite verwendet wurden, kann davon ausgegangen werden, dass trotz eventuell nicht optimaler Lichtintensität, eine ausreichende Polymerisation erfolgt ist.

Um eine Langzeitprognose stellen zu können wurden die Prüfkörper einem Alterungsprozess unterworfen. Dazu wurde ein Thermolastwechsel von 5000 Zyklen zwischen 5°C und 55°C mit einer Verweildauer von 20 s in jedem Becken und einer dazwischenliegenden Abtropfzeit von 10 s durchgeführt. Der Thermolastwechsel ist eine bewährte Methode, um die intraoralen Temperaturvariationen, die in Form von heißen und kalten Lebensmitteln auftreten ¹⁰⁶⁾ und die Auswirkung der Atmung auf die Zähne in In-vitro-Versuchen zu simulieren ¹⁰⁷⁾. So können alle Prüfkörper einem standardisierten und reproduzierbaren Stress ausgesetzt werden und dadurch die Langlebigkeit der untersuchten Materialien ermittelt werden. In vorangegangenen Studien wurde dargelegt, dass 6000 Thermozyklen einer Periode von 5 Jahren in vivo entsprechen ^{108, 109)}.

7 Schlussfolgerung

Basierend auf den Ergebnissen dieser Versuchsreihe konnte festgestellt werden, dass trotz Anwendung verschiedener Adhäsive als Vorbehandlung der CAD/CAM-Kompositkronen keine höhere oder dauerhafte Verbundfestigkeit im Vergleich zu der nicht vorbehandelten Kontrollgruppe erreicht werden konnte. Desweiteren waren im Allgemeinen die Verbundfestigkeitswerte der geprüften Kompositkronen niedriger als die für entsprechende Keramikronen. Dies bedarf weiterführender Studien, um höhere Werte für CAD/CAM-Komposite als Langzeitrestauration zu erreichen.

Es ist zu erwähnen, dass In-vitro-Studien in Form des Kronenabzugversuches die intraorale Situation nicht identisch darstellen können, jedoch können durch diese einige Hinweise hinsichtlich eines sicheren Verbunds zwischen Zahnhartsubstanz und Kompositkrone erlangt werden. Dennoch sind zukünftige klinische Studien nötig. Schlussfolgernd sollten gemäß dieser Studie CAD/CAM-Nanohybrid-Kompositkronen mit Variolink II befestigt werden, wobei eine Vorbehandlung der Kronen mit Adhäsiven nicht notwendig ist.

8 Literaturverzeichnis

- 1) Hitz T, Ozcan M, Gohring TN. Marginal adaptation and fracture resistance of root-canal treated mandibular molars with intracoronal restorations: effect of thermocycling and mechanical loading. J Adhes Dent 2010; 12: 279-86.
- 2) Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. J Prosthodont 2011; 20: 535-40.
- 3) Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. Dent Mater 2012; 28: 529-34.
- 4) Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Ozcan M, Fischer J, Hammerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. Clin Oral Investig 2012; 16: 1669-77.
- 5) Stawarczyk B, Ozcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. J Prosthet Dent 2013; 109: 325-32.
- 6) Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. Dent Mater J 2012; 31: 377-83.
- 7) Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. Oper Dent 2008; 33: 526-33.

- 8) Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dent Mater* 2009; 25: 1264-8.
- 9) Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int* 2009; 40: 125-33.
- 10) Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Ozcan M, Hammerle 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.
- 11) Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 2009: 183-91.
- 12) Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; 120: 972-86.
- 13) Goncalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 2008; 87: 367-71.
- 14) Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 1998; 14: 51-6.
- 15) Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1: 59-66.
- 16) Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 353-61.
- 17) Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992; 8: 310-9.

- 18) Lehmann F, Spiegl K, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Adhesively luted, metal-free composite crowns after five years. J Adhes Dent 2009; 11: 493-8.
- 19) Hahnel S, Henrich A, Burgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. Oper Dent 2010; 35: 412-9.
- 20) Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. J Oral Rehabil 2010; 37: 364-76.
- 21) Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hammerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. Dent Mater J 2010; 29: 188-92.
- 22) Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hammerle CH. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. J Prosthet Dent 2011; 106: 386-98.
- 23) Hahnel S, Schultz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. J Mech Behav Biomed Mater 2011; 4: 237-44.
- 24) Yu H, Wegehaupt FJ, Wiegand A, Roos M, Attin T, Buchalla W. Erosion and abrasion of tooth-colored restorative materials and human enamel. J Dent 2009; 37: 913-22.
- 25) Santos GC, Jr., Santos MJ, Jr., Rizkalla AS, Madani DA, El-Mowafy O. Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. Gen Dent 2013; 61: 36-40; quiz 1.
- 26) Stawarczyk B, Sailer I, Sapina B, Ender A, Trottman A, Hämmerle C. Provisorien: eine Standortbestimmung. Provisorien CAD/CAM- oder konventionell gefertigt - Quo vadis Provi. Dental dialogue 2009; 10(6): 30-48.

- 27) Mormann WH. The evolution of the CEREC system. J Am Dent Assoc 2006; 137 Suppl: 7s-13s.
- 28) Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J 2014; 33: 705-10.
- 29) Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. J Am Dent Assoc 2006; 137 Suppl: 14s-21s.
- 30) Suh BI. New concepts and technology for processing of indirect composites. Compend Contin Educ Dent 2003; 24: 40-2.
- 31) 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: 339-47.
- 32) Goncu Basaran 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: 144-50.
- 33) Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. J Prosthodont 2012; 21: 28-32.
- 34) Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent 2010; 104: 149-57.
- 35) Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. J Am Dent Assoc 2005; 136: 1714-23.

- 36) 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.
- 37) Weiser F, Behr M. Self-Adhesive Resin Cements: A Clinical Review. *J Prosthodont* 2014.
- 38) Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003; 28: 215-35.
- 39) Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G. Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater* 2004; 20: 191-7.
- 40) Van Meerbeek B, Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Dentin- and enamel-bonding agents. *Curr Opin Dent* 1992; 2: 117-27.
- 41) Bahr 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.
- 42) Abreu A, Loza MA, Elias A, Mukhopadhyay S, Looney S, Rueggeberg FA. Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 107-18.
- 43) Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 268-74.
- 44) Kern M. Controlled airborne-particle abrasion of zirconia ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2010; 103: 127-8.

- 45) Queiroz JR, Souza RO, Nogueira Junior L, Jr., Ozcan M, Bottino MA. Influence of acid-etching and ceramic primers on the repair of a glass ceramic. Gen Dent 2012; 60: e79-85.
- 46) Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. Dent Mater 2010; 26: e11-6.
- 47) Liebermann A, Keul C, Bahr 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: 935-44.
- 48) 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: 122-7.
- 49) Stawarczyk B, Krawczuk A, Ilie N. Tensile bond strength of resin composite repair in vitro using different surface preparation conditionings to an aged CAD/CAM resin nanoceramic. Clin Oral Investig 2015; 19: 299-308.
- 50) Sanohkan S, Kukiattrakoon B, Larpoonphol N, Sae-Yib T, Jampa T, Manoppa S. The effect of various primers on shear bond strength of zirconia ceramic and resin composite. J Conserv Dent 2013; 16: 499-502.
- 51) Vargas MA, Bergeron C, Diaz-Arnold A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. J Am Dent Assoc 2011; 142 Suppl 2: 20s-4s.
- 52) Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compend Contin Educ Dent 2013; 34: 42-4, 6.
- 53) Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. J Oral Rehabil 2011; 38: 295-314.

- 54) Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 2010; 22: 412-9.
- 55) Cekic I, Ergun G, Lassila LV, Vallittu PK. Ceramic-dentin bonding: effect of adhesive systems and light-curing units. *J Adhes Dent* 2007; 9: 17-23.
- 56) De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005; 84: 118-32.
- 57) Taschner M, Kramer N, Lohbauer U, Pelka M, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: a 2-year in vivo study. *Dent Mater* 2012; 28: 535-40.
- 58) Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyX Unicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 451-61.
- 59) Barabanti N, Preti A, Vano M, Derchi G, Mangani F, Cerutti A. Indirect composite restorations luted with two different procedures: A ten years follow up clinical trial. *J Clin Exp Dent* 2015; 7: e54-9.
- 60) Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001; 17: 542-56.
- 61) Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. *Dent Mater* 2008; 24: 908-14.
- 62) Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent* 2011; 36: 661-9.

- 63) Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. Clin Oral Investig 2012; 16: 505-12.
- 64) Wakefield CW, Kofford KR. Advances in restorative materials. Dent Clin North Am 2001; 45: 7-29.
- 65) Schmidlin PR, Zehnder M, Schlup-Mityko C, Gohring TN. Interface evaluation after manual and ultrasonic insertion of standardized class I inlays using composite resin materials of different viscosity. Acta Odontol Scand 2005; 63: 205-12.
- 66) Ivoclar Vivadent, Variolink II; Gebrauchsinformation. 05/2003.
- 67) Beun S, Bailly C, Dabin A, Vreven J, Devaux J, Leloup G. Rheological properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA flowable resin composites with various macrofiller/microfiller ratio. Dent Mater 2009; 25: 198-205.
- 68) Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010; 26: e100-21.
- 69) Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. J Prosthodont 2008; 17: 294-9.
- 70) Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent 1989; 17: 61-7.
- 71) Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 1994; 10: 236-40.
- 72) Luhrs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. Dent Mater 2014; 30: 281-91.

- 73) Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999; 1: 299-309.
- 74) Motisuki C, Monti Lima L, Emi Sanabe M, Jacques P, Santos-Pinto L. Evaluation of the microtensile bond strength of composite resin restoration in dentin prepared with different sizes of aluminum oxide particles, using the air abrasion system. *Minerva Stomatol* 2006; 55: 611-8.
- 75) 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.
- 76) 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.
- 77) Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004; 20: 643-54.
- 78) 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.
- 79) Heintze SD. Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents. *Dent Mater* 2010; 26: 193-206.
- 80) 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: 472-6.
- 81) Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013; 29: 59-84.
- 82) Ivoclar Vivadent, Monobond Plus; Gebrauchsinformation. 09/2012.

- 83) Ivoclar Vivadent, Heliobond; Gebrauchsinformation. 10/2005.
- 84) Bredent, Visio.link; Gebrauchsinformation.
- 85) Creamed, Ambarino P60; Gebrauchsinformation.
- 86) Kuraray, Clearfil SA; Gebrauchsinformation. 10/2010.
- 87) Ivoclar Vivadent, Total Etch; Gebrauchsinformation. 07/2011.
- 88) Ivoclar Vivadent, Syntac Classic; Gebrauchsinformation. 04/2010.
- 89) ScanDia; <http://www.scandia.com/deutsch/einbettungsverfahren.html>.
- 90) Ozcan M. Air abrasion of zirconia resin-bonded fixed dental prostheses prior to adhesive cementation: why and how? J Adhes Dent 2013; 15: 394.
- 91) Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. J Prosthet Dent 2004; 92: 265-73.
- 92) Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. J Prosthodont Res 2010; 54: 59-64.
- 93) Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. Oper Dent 1988; 13: 24-31.
- 94) Stawarczyk B, Hartmann L, Hartmann R, Roos M, Ender A, Ozcan M, Sailer I, Hammerle CH. Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study. Clin Oral Investig 2012; 16: 201-13.
- 95) Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. J Oral Sci 2011; 53: 273-82.

- 96) Muench A, da Silva EM, Ballester RY. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent* 2000; 2: 209-12.
- 97) Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004; 6: 117-21.
- 98) Kaplan AE, Ubios AM, Beigelis AA. Suitability of different substrates for reliable bond strength tests. *Acta Odontol Latinoam* 1996; 9: 3-12.
- 99) Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J* 2003; 9: 201-7.
- 100) Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 92-7.
- 101) Zheng TL, Huang C, Zhang ZX, Wang S, Zhang G. [Influence of storage methods on microtensile bond strength of dentin adhesive system]. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2005; 14: 147-50.
- 102) ISO/TS 11405: Dental materials-testing of adhesion to tooth structure. 2003.
- 103) 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: 551-8.
- 104) Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 104-14.
- 105) Yim NH, Rueggeberg FA, Caughman WF, Gardner FM, Pashley DH. Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using standardized crown preparations. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 459-65.

- 106) Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992; 67: 325-7.
- 107) Boehm RF. Thermal environment of teeth during open-mouth respiration. J Dent Res 1972; 51: 75-8.
- 108) Probst L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. Eur J Oral Sci 1996; 104: 313-9.
- 109) Leibrock A, Degenhart M, Behr M, Rosentritt M, Handel G. In vitro study of the effect of thermo- and load-cycling on the bond strength of porcelain repair systems. J Oral Rehabil 1999; 26: 130-7.

9 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen danken, die das Zustandekommen meiner Dissertation ermöglicht haben.

Mein besonderer Dank gilt zunächst Frau PD Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, MSc für die Überlassung des Dissertationsthemas, die freundliche Betreuung und die hilfsbereite und engagierte Unterstützung.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff danke ich für das Gegenlesen meiner Dissertation.

Bedanken möchte ich mich bei Frau Marlis Eichberger, ZT für die Einweisung in das Cerec System und die Unterstützung im Labor.

Frau Malgorzata Roos, PhD danke ich für die statistische Unterstützung.

Auch möchte ich mich bei Frau Christine Keul für die Einweisung in das Geomagic und die Erstellung einiger professioneller Fotos danken.

Herrn Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt danke ich für die Einweisung in das KaVo Everst Scan.

Bei Herrn Prof. Dr. Dr. h. c. Wolfgang Gernet und Herrn Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff bedanke ich mich für die Bereitstellung der Infrastruktur.

Allen Herstellern danke ich für die Bereitstellung der verwendeten Materialien.

Für die Publikation möchte ich mich auch besonders bei allen Koautoren bedanken.