

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

Zugverbundfestigkeitsuntersuchungen
von Hochleistungskunststoffen
nach unterschiedlichen
Vorbehandlungsmethoden

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

vorgelegt von
Anna Martin
aus Dachau
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

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

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

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

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

Tag der mündlichen Prüfung: 29.10.2015

Anmerkung:

Die Ergebnisse dieser Studie wurden bereits unter dem Titel „**Tensile bond strength of PMMA- and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods**“ von den Autoren C. Keul, A. Martin, T. Wimmer, M. Roos, W. Gernet und B. Stawarczyk publiziert. Der Artikel erschien 2013 im International Journal of Adhesives and Adhesion (2013; 46: 122-127).

Meinem lieben Vater in größter Dankbarkeit

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	7
2. LITERATURÜBERSICHT	9
2.1 DIE BEDEUTUNG ZAHNFARBENER RESTAURATIONEN IN DER ZAHNMEDIZIN	9
2.2 CAD/CAM IN DER ZAHNMEDIZIN	10
2.2.1 CAD/CAM-SYSTEME: ENTWICKLUNG UND VORTEILE	11
2.2.2 CAD/CAM-MATERIALIEN	13
2.3 CAD/CAM-KUNSTSTOFFE	13
2.3.1 VERGLEICH MIT KONVENTIONELLEN KUNSTSTOFFEN UND KERAMIK	13
2.3.2 MATERIALKUNDE	16
2.3.3 BEFESTIGUNG VON CAD/CAM-RESTAURATIONEN	18
2.4 ADHÄSIVSYSTEME	19
2.4.1 HINTERGRUND	19
2.4.2 MATERIALKUNDE	20
2.4.3 VERBUND ZWISCHEN ADHÄSIV UND RESTAURATION	21
2.5 ADHÄSIVE BEFESTIGUNGSSYSTEME	22
2.5.1 HINTERGRUND	22
2.5.2 MATERIALKUNDE	23
2.5.3 VERBUND ZWISCHEN BEFESTIGUNGSKUNSTSTOFF UND RESTAURATION	25
2.6 VERGLEICH VON PRÜFMETHODEN	26
3. UNTERSUCHUNGSZIEL	28
4. MATERIAL UND METHODE	29
4.1 ÜBERSICHT	29
4.2 HERSTELLUNG DER PRÜFKÖRPER	31
4.3 VORBEHANDLUNG DER PRÜFKÖRPER	33
4.4 FERTIGSTELLUNG DER VERSUCHSKÖRPER	36
4.5 ZUGVERBUNDFESTIGKEITSPRÜFUNG UND BRUCHBILDANALYSE	39
4.5 STATISTISCHE ANALYSE	41
5. ERGEBNISSE	43
5.1 EINFLUSS DER KONDITIONIERUNGSMETHODEN AUF DIE ZUGVERBUNDFESTIGKEIT	44
5.2 EINFLUSS DER BEFESTIGUNGSKUNSTSTOFFE AUF DIE ZUGVERBUNDFESTIGKEIT	46
5.3 EINFLUSS DER CAD/CAM-KUNSTSTOFFE AUF DIE ZUGVERBUNDFESTIGKEIT	47
5.4 BRUCHBILDANALYSE	47
6. DISKUSSION	49
6.1 DISKUSSION DER MATERIALIEN	49
6.2 DISKUSSION DER METHODIK	53
6.3 DISKUSSION DER ERGEBNISSE	55
7. SCHLUSSFOLGERUNG	61
8. ZUSAMMENFASSUNG	62

9. LITERATURVERZEICHNIS	64
10. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	82
11. ANHANG	83
12. DANKSAGUNG	98
13. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	99

1. EINLEITUNG

Das Bewusstsein in der Bevölkerung für ästhetisch hochwertigen Zahnersatz und die Bedenken bezüglich der Biokompatibilität von Metallversorgungen haben in den letzten Jahren stetig zugenommen. Dies führte zu einer steigenden Nachfrage nach zahncfarbenen Restaurationen. Versorgungen aus Vollkeramik werden bei den Patienten immer beliebter [1]. Vollkeramische Restaurationen zeichnen sich unter anderem durch ihre exzellente Ästhetik und ihre hervorragende Biokompatibilität aus [2, 3].

Durch die Einführung neuer Hochleistungskeramiken, wie Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken, lässt sich das Indikationsgebiet für vollkeramischen Zahnersatz auch auf die lasttragenden Seitenzahnbereiche erweitern [4-6]. Dies ist möglich durch ihre guten mechanischen Eigenschaften wie eine erhöhte Festigkeit und Bruchzähigkeit [7]. Die Herstellung erfolgt nicht mehr manuell in herkömmlichen Techniklaboren, sondern mittels computergestützter CAD/CAM-Technologie, die es ermöglicht, die dentalen Hochleistungskeramiken optimal zu bearbeiten. Vollkeramische Werkstoffe weisen jedoch neben ihren Vorteilen auch gewisse Defizite auf. Kennzeichnend sind ihre Sprödigkeit und der hohe Verschleiß der Antagonisten, vor allem bei Patienten mit Bruxismus und stark ausgeprägten Habits [8, 9].

Aus diesem Grund finden zunehmend Versorgungen aus CAD/CAM-gefertigten Hochleistungskunststoffen Einzug in den Praxisalltag. Aufgrund ausgezeichneter Materialeigenschaften stellen sie eine vielversprechende Alternative zu Vollkeramiken dar [10]. In diversen Studien konnten eine hohe Bruchlast, ein geringer Verschleiß von Material und Antagonisten, eine zufriedenstellende Farbstabilität und eine hohe Biege- und Ermüdungsfestigkeit bestätigt werden [8, 11-15]. Extra erwähnt werden muss ihre geringe Sprödigkeit, welche es ermöglicht, dünnere Restaurationen einzusetzen und substanzschonender zu präparieren [5, 16]. Zudem lassen sich Herstellungszeit und Produktionskosten durch den Einsatz polymerer CAD/CAM-Materialien deutlich reduzieren [17]. Zusätzlich werden durch die standardisierte Polymerisation unter hohem Druck und hoher Temperatur ein höherer Vernetzungsgrad und eine höhere Dichte erreicht und die Polymerisations-schrumpfung verringert [18]. Die Materialbiokompatibilität kann aufgrund des höheren Umsetzungsgrades mit folglich weniger Restmonomer deutlich erhöht werden [19, 20].

Als limitierender Faktor der CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe gilt die massive Schwierigkeit, die Versorgungen langfristig am Zahn zu befestigen. Ein dauerhafter, stabiler und randdichter Verbund zwischen Restauration und präpariertem Zahn ist essentiell für den erfolgreichen Verbleib des Zahnersatzes im Patientenmund. Durch den extrem hohen Umsetzungsgrad ist der Restmonomergehalt der CAD/CAM-Kunststoffe so gering, dass nicht mehr genügend Kohlenstoffdoppelbindungen vorhanden sind, an die der Befestigungskunststoff binden kann [21, 22]. Ohne zusätzliche Konditionierung kann somit kein zuverlässiger Verbund hergestellt werden [23]. Daher ist eine gezielte Vorbehandlung der Restaurationen unumgänglich. Eine gängige Methode, die sich bereits bei anderen Materialien wie Keramik oder Metall bewährt hat, ist die Korundstrahlung der Versorgungen mit Aluminiumoxidpulver [21, 24, 25]. Zusätzlich sollten die CAD/CAM-Kunststoffe gezielt mit Dentaladhäsiven konditioniert werden, um einen dauerhaften Verbund zwischen Restauration und Zahn gewährleisten zu können. In der Literatur finden sich zwar zahlreiche Studien, in denen die Haftverbunde von Metallegierungen oder Keramiken und Befestigungssystemen ausreichend untersucht wurden, allerdings gibt es zu den Verbundfestigkeiten zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und adhäsiven Befestigungssystemen nur begrenzte Informationen [26-29].

Diese Studie untersucht deshalb den Einfluss verschiedener Konditionierungsmethoden auf den Verbund zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen und setzt sich zum Ziel, herauszufinden, ob sich die Verbundfestigkeit durch gezielte Vorbehandlungsmethoden verbessern lässt. In dieser Untersuchung wird die Verbundfestigkeit im Zugversuch geprüft.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1 Die Bedeutung zahnfarbener Restaurationen in der Zahnmedizin

Die Prothetik gilt als eines der Hauptgebiete im Berufsalltag des Zahnarztes. Laut Definition umfasst sie Diagnose, Behandlungsplanung, Rehabilitation und Aufrechterhaltung von Kaufunktion, Aussehen und Gesundheit des Patienten durch die Versorgung von fehlenden oder mangelhaften Zähnen mit einem biokompatiblen Ersatz [30]. Wenn es zu Verlust von Zahnhartsubstanz kommt, zumeist durch Karies oder Zahntraumata, beklagen die Patienten Einbußen in der Ästhetik und in der Kau- und Sprachfunktion [31]. Die Versorgung der Patienten mit festsitzendem Zahnersatz kann helfen, die natürliche Kaufunktion und Okklusion wiederherzustellen [10]. Früher waren Metallrestaurationen das Mittel der Wahl. Doch in den letzten Jahren ist die Nachfrage nach zahnfarbenem Zahnersatz stetig gestiegen. Viele Patienten wünschen sich heute ästhetisch ansprechende Versorgungen, die von außen nicht von natürlichen Zähnen zu unterscheiden sind [1]. Auch finanzielle Aspekte beeinflussen viele Patienten bei der Wahl des Zahnersatzmaterials. Keramik- und Kompositrestaurationen stellen eine günstige Alternative zu Edelmetallrestaurationen dar. Aufgrund des steigenden Goldpreises seit den 1980er Jahren treten diese zunehmend in den Hintergrund [10]. Zwar lassen sich als Alternative auch preisgünstige Nichtedelmetalllegierungen wie Nickel-Chrom-Kobalt-Legierungen zur Herstellung von Zahnersatz verwenden, die Bedenken bezüglich Allergien gegen Legierungsbestandteile (Nickel) und die Sorge um Metallionenfreisetzung aus alternativen Füllungsmaterialien (Amalgam) nehmen jedoch zu. Deswegen gewinnt die Entwicklung zahnfarbener und kosteneffektiver Materialien für Dentalrestaurationen zunehmend an Bedeutung. Von diesen Materialien wird erwartet, dass sie eine gute Haftung an der Zahnhartsubstanz, Langzeitstabilität und Verschleißbeständigkeit, hohe Biokompatibilität und Einfachheit in der klinischen Handhabung gewährleisten [10, 32]. Heutzutage werden routinemäßig Vollkeramikrestaurationen für Kronen- und Brückenversorgungen eingesetzt. Dies ist möglich aufgrund der neu verfügbaren hochfesten Glas- und Oxidkeramiken, wie zum Beispiel Zirkonoxidkeramiken [5]. Als Vorteile der Vollkeramikrestaurationen gelten eine ansprechende Ästhetik, geringe Plaqueadhäsion an der

Keramikoberfläche, Biokompatibilität, Haltbarkeit und die Fähigkeit, oralen Bedingungen wie Mastikation und ständigem Speichelkontakt lange Zeit ohne wesentliche Veränderungen zu widerstehen [2, 3]. Die konventionelle Herstellung von Keramikrestorationen im Dentallabor geschieht durch manuelles Schichten der Keramikmassen und anschließendem Brennvorgang im Ofen. Dies erfordert ein hohes Maß an Kompetenz bei der Gestaltung der Restauration, da neben der Ästhetik auch der umfangreiche Sinterschwund beim Brennen unter hohen Temperaturen berücksichtigt werden muss. Durch die zeitaufwendige manuelle Produktion herkömmlicher Keramikrestorationen entstehen folglich für den Patienten hohe Kosten [10]. Eine günstigere Alternative zu Keramik bieten Restaurationen aus Dentalkompositen. Diese können sowohl direkt als auch indirekt angefertigt werden. Bei der direkten Variante erfolgt das Füllen, Modellieren und Lichthärten direkt im Mund des Patienten. Indirekter Zahnersatz aus Komposit wird außerhalb der Mundhöhle angefertigt und für Einzelzahnrestorationen wie Inlays, Onlays oder Kronen verwendet [33]. In den letzten zehn Jahren konnten die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der dentalen Kunststoffe erheblich verbessert werden, wodurch ihre Verwendung für Restaurationen im lasttragenden Seitenzahnbereich ermöglicht werden konnte [34, 35].

2.2 CAD/CAM in der Zahnmedizin

In konventioneller Herstellung angefertigte zahnfarbene Restaurationen weisen jedoch auch Mängel auf, die sich negativ auf den langfristigen Erfolg im Patientenmund auswirken. Manuell gefertigte Keramiken neigen zu Sprödbrüchen, unzureichendem Randschluss, Randundichtigkeiten und führen zu einem hohen abrasiven Verschleiß der natürlichen Antagonisten [36-38]. Die negativen Aspekte von Kompositrestaurationen beinhalten einen oftmals unzureichenden Randschluss durch Polymerisationsschrumpfung, Porosität, Inhomogenität des Materials bei nicht sachgemäßer Anwendung, einen hohen Materialverschleiß, Verschlechterung der Oberfläche und geringe Farbstabilität [39-42]. Ein weiteres Problem, mit dem man bei der konventionellen manuellen Herstellung konfrontiert wird, ist die Tatsache, dass sich während den einzelnen Arbeitsschritten Fehler einschleichen können. Aufeinander folgen Abformung der Präparation, Herstellung eines Gipsmodells und Anfertigung eines Wachsmodells. Das Wachsmodell wird in Metall, Keramik oder Kunststoff überführt. Solche Schritte erfordern einen erfahrenen Techniker, der die Schrumpf- und Expansionsprozesse der jeweiligen Materialien berücksichtigen

muss [43, 44]. Durch mangelnde Kompetenz kann es einerseits zu Verarbeitungsfehlern und Ungenauigkeiten kommen, andererseits erhöhen sich Zeitaufwand und Produktionskosten [6]. Daher war es nötig, die Abhängigkeit von menschlicher Arbeitskraft zu reduzieren und durch automatisierte Design- und Fertigungstechniken zu ersetzen, die eine zuverlässige und wirtschaftliche Produktion von Zahnersatz ermöglichen. Aus diesem Grund wurde eine neue Verarbeitungstechnologie in die Zahnheilkunde eingeführt, die CAD/CAM-Technologie. Die Vorgehensweise bei der CAD/CAM-Fertigung unterscheidet sich von der konventionellen Verfahrensweise. Direkt nach der Präparation der Pfeilerzähne durch den Zahnarzt wird ein digitaler Abdruck mithilfe einer Intraoralkamera genommen, die herkömmliche Abformung mit Löffel ist nicht mehr nötig. Die Restaurationen werden am Computerbildschirm mit Hilfe einer CAD-Software designt. Als Grundlage für das virtuelle Wax-up dienen die Daten aus der virtuellen Abformung. Abschließend werden die Restaurationen in einer computergestützten Verarbeitungsmaschine während eines Fräsvorgangs hergestellt [10]. Durch die kontinuierliche Entwicklung computergestützter Technologien bestimmen digitalisierte medizinische Behandlungsmethoden immer mehr den Alltag in Prothetik, Kieferorthopädie und Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie [6].

2.2.1 CAD/CAM-Systeme: Entwicklung und Vorteile

Die bedeutendsten Entwicklungen auf dem Gebiet dentaler CAD/CAM-Systeme wurden in den 1980er Jahren durch Dr. Duret, Dr. Mörmann und Dr. Andersson vorangetrieben. Als Erster befasste sich Dr. Duret mit der CAD/CAM-Technologie [45]. Ab 1971 begann er, Kronen mit einer funktionalen Kaufläche anzufertigen. Er verwendete eine Reihe von maschinellen Systemen, mit deren Hilfe die Arbeitsschritte von Abformung bis Anfertigung der endgültigen Versorgung durchgeführt wurden. Begonnen wurde mit der optischen Abformung des Pfeilerzahns im Mund. Danach wurde eine Krone unter Berücksichtigung der funktionalen Bewegungen gestaltet und in einer Fräsmaschine hergestellt. Später entwarf Dr. Duret das Sopher-System, welches weltweit einen großen Einfluss auf die Fortschritte in der dentalen CAD/CAM-Technologie hatte [10]. 1980 wurde von Dr. Mörmann das CEREC-System entwickelt [46]. Sein Ziel war es, die neuen Technologien direkt in der Zahnarztpraxis am Patientenstuhl anzuwenden. Er nahm eine optische Abformung der präparierten Kavität mit einer Intraoralkamera und übertrug die

Daten damit direkt auf einen Computer, welcher die Restauration designte. In einer Verarbeitungsmaschine wurde der passende Zahnersatz mithilfe der Computerdaten aus einem Keramikblock herausgefräst. Diese Vorgänge konnten in der Praxis ohne Zuhilfenahme eines Techniklabors durchgeführt werden. Die Entwicklung dieses Systems war äußerst innovativ, weil es Präparation, Anfertigung und Eingliederung der Keramikrestauration am selben Tag ermöglichte. Die Einführung des CEREC-Systems machte die CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin weltweit populär. Anfang der 1980er Jahre stellte Dr. Andersson das Procera-Verfahren für eine hochpräzise, industrielle Fertigung von Zahnkronen vor [47]. Aufgrund des gestiegenen Goldpreises und der zunehmenden Zahl an Metallallergien ging er dazu über, allergiefreie Kappchen aus Titan in der CAD/CAM-Fertigung herzustellen [48]. Seit dieser Zeit wurde die CAD/CAM-Technologie kontinuierlich verbessert. Allmählich etablierten sich die neuen digitalen Möglichkeiten zur Herstellung von festsitzenden Versorgungen [6]. Bis heute verzeichnet die Anwendung dentaler CAD/CAM-Systeme einen exponentiellen Anstieg, welcher den kontinuierlichen Entwicklungen und Verfeinerungen zuzuschreiben ist. Unter anderem sind die Möglichkeiten von Qualitätskontrollen und virtueller Auswertung gestiegen. Parallel dazu wurden neue stabilere und langlebigere Materialien auf den Markt gebracht. Andere Bereiche der Verbesserung umfassten Scan-Technologie, Modelliersoftware, Produktionssysteme und Benutzerfreundlichkeit [9, 49]. Es ergaben sich deutliche Vorteile gegenüber herkömmlichen Herstellungsverfahren. Durch das Wegfallen manueller Fertigungsschritte wie Abformung und Aufwachsen konnten mögliche Fehlerquellen reduziert werden und die Passgenauigkeit des Zahnersatzes erhöht werden [50]. Da die Modellierung der Restaurationen nicht mehr manuell, sondern maschinell durchgeführt wurde, konnten die Herstellungszeit und die Produktionskosten deutlich reduziert werden. Auch die Automatisierung der Produktion und die Nutzung von CAD/CAM-Blöcken aus der Massenanfertigung verringerten die Produktionskosten erheblich, wodurch sich finanzielle Vorteile für Dentallabor, Zahnarzt und Patient ergaben [10]. Die vorgefertigten Keramikblöcke wiesen kaum Materialdefekte auf, da Fertigungsmängel wie Porosität oder Inhomogenität deutlich reduziert werden konnten [10].

2.2.2 CAD/CAM-Materialien

Parallel zur stetigen Entwicklung von CAD/CAM-Systemen kommen kontinuierlich neue Materialien für die Zahnersatzherstellung auf den Markt. Moderne Maschinen können eine breite Palette von Metallen, Keramiken und Kompositen bearbeiten. Da konventionelle Keramik ein glasartiges Material ist und besonders anfällig für Frakturen, wird sie traditionell vor allem für Einzel- und Frontzahnrestaurationen verwendet, in Bereichen mit möglichst geringer Belastung. Aufgrund der bereits genannten Mängel, die sich erheblich auf Qualität und Langlebigkeit der Versorgung auswirken können, wurden neue Hochleistungskeramiken als Material für Zahnersatz entwickelt [4]. Im Gegensatz zu herkömmlichen Keramiken lassen sich diese jedoch nur mit maschinellen Systemen verarbeiten [7, 43]. Die industriell gefertigten polykristallinen Keramiken, wie zum Beispiel Aluminiumoxid, Zirkonoxid und Aluminiumoxid-Zirkonoxid-Verbundwerkstoffe, kommen in der CAD/CAM-Technologie zur Anwendung [9]. Das größte Interesse gilt Aluminiumoxid und Zirkonoxid, welche eine hohe Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit vorweisen können [7]. Diese stabilen Restaurationsmaterialien sollen in Zukunft anstelle von Metall als Gerüstmaterialien dienen. Die Dauerfestigkeit und Zuverlässigkeit vollkeramischer Versorgung kann durch die Verwendung der neuen hochfesten Keramiken erhöht werden. Hierdurch lässt sich der Indikationsbereich keramischer Restaurationen erweitern, da nun auch mehrgliedriger Zahnersatz und Versorgung im Seitenzahnbereich mit hoher Kaubelastung hergestellt werden kann [6].

2.3 CAD/CAM-Kunststoffe

2.3.1 Vergleich mit konventionellen Kunststoffen und Keramik

Hochleistungskeramiken weisen jedoch trotz ihrer guten mechanischen Eigenschaften Nachteile auf, die bei der prothetischen Planung beachtet werden müssen. Zu erwähnen sind vor allem die Gefahr von Sprödbrüchen, der Abrieb der natürlichen Antagonisten und der hohe Verschleiß der Fräsmaschinen [8, 9]. Alternativ kommen deshalb immer häufiger dentale Kunststoffe zum Einsatz. Komposite in Verbindung mit adhäsiver Befestigungstechnik stellen die vermutlich vielversprechendste Entwicklung in restaurativer Zahnheilkunde dar. Ursprünglich verwendete man Komposite vor allem für direkte

Füllungen. Seit der Einführung dentaler CAD/CAM-Systeme hat sich das Einsatzgebiet von polymeren Materialien für die langfristige indirekte Restauration deutlich erweitert [10]. Immer häufiger werden indirekte Restaurationen wie Inlays, Onlays, Kronen oder Brücken aus laborgefertigten Kunststoffblöcken angefertigt [10]. Der Einsatz von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen führt zu einer Verbesserung der anatomischen Form, einem verbesserten Randschluss und einer erleichterten Gestaltung von Approximalkontakten, Kontur und Okklusion, vor allem bei großen Klasse-II-Kavitäten [51-54]. Eine wesentliche Voraussetzung für den zunehmenden Gebrauch sind die signifikant verbesserten Materialeigenschaften, wodurch der Einsatz von polymeren CAD/CAM-Versorgungen im lasttragenden Molarenbereich ermöglicht wird [34, 35]. Als vorteilhaft gegenüber direkten Kompositrestaurationen erweisen sich eine höhere Auspolymerisierung des Materials, weniger Porosität, mehr Homogenität, die Vermeidung von Polymerisationsschrumpfung und die Vermeidung von Anwendungsfehlern. Zusätzlich erwähnt werden muss auch die deutlich höhere Stabilität der CAD/CAM-Kunststoffe. Alt et al. [17] fanden heraus, dass die Bruchlast von Restaurationen aus Hochleistungskunststoffen nach dreimonatiger Wasserlagerung bei 37 Grad und 5000 Zyklen im Thermozykler um ein Vielfaches höher war als die der manuell polymerisierten Versorgungen. Auch Stawarczyk et al. [55] veröffentlichten eine Untersuchung zur Bruchlast verschiedener Restaurationsmaterialien. Dreigliedriger festsitzender Zahnersatz wurde entweder nach bis zu sechsmonatiger Wasserlagerung oder nach einem bis zu 1,2 Mio. Zyklen umfassenden Thermolastwechsel bezüglich seiner Bruchlast bewertet. Dabei erzielten die CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe wesentlich stabilere Ergebnisse bzw. höhere Bruchlastwerte als die konventionell polymerisierten Kunststoffe und die glaskeramischen Restaurationen. Bei der Anwendung herkömmlicher Zahntechnik wurde man immer wieder mit dem Problem der Polymerisationsschrumpfung konfrontiert. Der durch die Schrumpfung entstandene Stress war besonders in großen Defekten problematisch [54]. Die Bildung einer Dentinhybridschicht wurde durch die entstehende Kontraktionsspannung gestört. Als Resultat kam es häufig zu Spaltbildungen oder verringerter Dentinhaftung [56-58]. Durch Fortschritte in der Füllstofftechnologie und Änderungen in der Zusammensetzung der Kunststoffmatrix konnten deutlich verbesserte mechanische Eigenschaften erzielt und die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden [59]. Auch durch die spezielle Herstellung der CAD/CAM-Kunststoffrohlinge war es möglich, Verbesserungen bezüglich der Materialeigenschaften zu erzielen. Im Unterschied zu konventionellen Kompositen können die CAD/CAM-Kunststoffblöcke unter standardisierten Bedingungen polymerisiert

werden. Bei dieser Verfahrenstechnik kombiniert man hohen Druck mit hohen Temperaturen. Dadurch können die mechanischen und physikalischen Eigenschaften deutlich erhöht werden [17, 18, 60, 61]. Ein höherer Vernetzungsgrad und eine höhere Dichte werden erreicht, die Polymerisationsschrumpfung verringert, die Farbstabilität erhöht [11] und eine homogenere Masse erzielt [18]. Auch die Materialbiokompatibilität profitiert von dieser Herstellungsweise. Durch die Polymerisation von CAD/CAM-Kunststoffen unter standardisiertem hohem Druck und Temperatur lässt sich ein höherer Umsetzungsgrad mit weniger Restmonomer erzielen [19, 20]. Nicht nur gegenüber konventionellen Kunststoffen, sondern auch gegenüber Keramiken erweisen sich CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe als vorteilhaft. Herstellungszeit und Produktionskosten von CAD/CAM-Restaurationen lassen sich durch die Verwendung von Kunststoff- anstelle von Keramikblöcken, deutlich reduzieren [17]. Kompositblöcke führen außerdem zu einem geringeren Verschleiß der Fräsmaschinen [62]. Fräsvorgänge werden erleichtert, Produktionskosten verringert, der Zugang bei Bedarf (Endodontie) verbessert und die Erhaltung und Reparatur vereinfacht [10, 62]. Hochleistungskunststoffe sind weniger spröde als Keramik und weisen somit in dünnerer Schichtstärke eine höhere Festigkeit auf als Zahnersatz aus Glaskeramik [5, 16]. Der Vorteil hierbei ist, dass dünnere Versorgungen eingesetzt werden können und somit substanzschonender präpariert werden kann, wodurch widerstandsfähigere Restaurationen entstehen [63, 64]. Batalha-Silva et al. [65] kamen zu dem Ergebnis, dass die Wiederherstellung großer MOD-Defekte durch die Verwendung von CAD/CAM-Komposit-Inlays ideal zu bewerkstelligen sei. Die Dauerfestigkeit von restaurierten Molaren konnte durch die Verwendung von CAD/CAM-Kunststoffen erhöht werden. Somit ist es möglich, polymere CAD/CAM-Restaurationen auch bei Patienten mit starken Parafunktionen und Bruxismus einzusetzen. CAD/CAM-Kompositblöcke weisen zudem positive Verschleißigenschaften auf [12]. Verschleiß ist abhängig von der Beschaffenheit des Schmelzes [66, 67], Parafunktionen und Essgewohnheiten des Patienten und der Materialbeschaffenheit des Antagonisten [66, 68-72]. Im Vergleich zu verschiedenen keramischen Materialien ist der Verschleiß von Schmelz und Material bei CAD/CAM-Kunststoffen am niedrigsten [12]. In einer Studie von Stawarczyk et al. [8] zeigten CAD/CAM-Kunststoffe einen geringeren Verschleiß als konventionelle Kunststoffe. Der Antagonistenverschleiß war zudem geringer als der durch Glaskeramiken entstandene. In mehreren Studien wurde die Festigkeit restaurierter Zähne untersucht. Dabei erfolgte eine Gegenüberstellung von Zähnen mit Kompositrestaurationen und Zähnen mit Keramikrestaurationen. Die Ergebnisse waren vergleichbar [73-75]. Nach

Kunzelmann et al. [12] wiesen Kompositkronen bessere elastische Eigenschaften auf als Vollkeramikkronen. Durch eine höhere Elastizität können Kompositkronen bei Lastanwendung mehr Last absorbieren. Folglich ist die Bruchlast erhöht. Die Biegefestigkeit der Hochleistungskunststoffe ist mit der von Glaskeramiken vergleichbar [14]. Bedenken werden immer wieder vorgebracht bezüglich der Farbstabilität der Hochleistungskunststoffe. Es wird behauptet, dass die Verfärbungsrate von Kunststoffmaterialien gegenüber Keramik erhöht sei. Unabhängig der chemischen Zusammensetzung kann es im Laufe der Zeit durch Absorption von Flüssigkeiten wie zum Beispiel Kaffee oder Tee zu Verfärbungen von Dentalkunststoffen kommen [76]. Stawarczyk et al. [11] untersuchten die Farbstabilität von CAD/CAM-Kunststoffen und verglichen sie mit Kontrollgruppen aus Glaskeramik und herkömmlich polymerisiertem Kunststoff. Laut den Autoren war die Farbstabilität von PMMA-basierten CAD/CAM-Materialien und Glaskeramik vergleichbar. Gegenüber herkömmlichen Kunststoffen konnten sie eine deutlich höhere Farbfestigkeit feststellen. Im direkten Vergleich bezüglich Farbstabilität und Farbverlust schnitten die PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoffe besser ab als Glaskeramik und Kompositbasierte CAD/CAM-Kunststoffe. Zu dem gleichen Fazit kamen Fasbinder et al. [15]. Auch hier wurde die Farbstabilität von CAD/CAM-gefrästen Inlays aus Kunststoff und Glaskeramik untersucht. Nach drei Jahren waren die Farbergebnisse der Inlays aus CAD/CAM-Kunststoffen deutlich besser als die der Glaskeramik-Inlays. Kassem et al. [13] kamen zu dem Ergebnis, dass CAD/CAM-Kompositkronen ermüdungsfester sind als Glaskeramikkronen. In mehreren Studien wurden CAD/CAM-gefertigte Kunststoffkronen für langfristige Rekonstruktionen empfohlen [77-79].

2.3.2 Materialkunde

Dentale Komposite sind Verbundwerkstoffe, die sich in ihrem Aufbau und ihrer chemischen Zusammensetzung unterscheiden lassen. Zwei unterschiedlich klassifizierte CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe kamen in dieser Studie zur Anwendung: Ein quervernetztes PMMA-basiertes Komposit aus Methylmethacrylaten und ein experimentelles Nanohybridkomposit mit anorganischen keramischen Füllstoffen. Ersteres ist ein stark vernetztes, organisch modifiziertes Material. Es beinhaltet keine weiteren organischen oder anorganischen Füllstoffanteile (bezüglich Herstellerangaben siehe Tabelle 1). Unterstützt durch Quellvorgänge durchdringen quervernetzte Polymere

einander und verknöten sich. Diese "quervernetzte" Polymerisation bewirkt eine Erhöhung der mechanischen und chemischen Eigenschaften. Zunehmend benutzt man PMMA-basierte Kunststoffe zur provisorischen Vorbehandlung von komplexen klinischen Fällen [80, 81]. Auch für die Herstellung von Prothesenzähnen wird PMMA-basiertes Komposit verwendet [82, 83]. Zahlreiche Studien bezüglich der Biokompatibilität von PMMA-basierten Kunststoffen wurden in Rückblicken zusammengefasst [84, 85]. Mit bestimmten Polymerisationsmechanismen lassen sich der Restmonomergehalt, der unter anderem für Unverträglichkeiten verantwortlich gemacht wird, und somit die Verträglichkeit positiv beeinflussen: Durch die Erhöhung der Polymerisationstemperatur, da hitzopolymerisiertes PMMA deutlich weniger Restmonomer enthält als chemisch härtende Kunststoffe [86], und durch die Verlängerung der Polymerisationsdauer. Kedjarune et al. [87] beobachteten hierbei eine verringerte Menge an Restmonomer und somit eine verringerte zytotoxische Wirkung. Der zweite Kunststoff, das neuartige experimentelle Nanohybridkomposit, wurde extra für die CAD/CAM-Technologie entwickelt. Nach Angaben des Herstellers (siehe Tabelle 1) enthält dieses Nanohybridkomposit vier verschiedene Arten von Füllstoffen unterschiedlicher Größe (Mikro-, Nano- und Hybrid-Füllstoffe). Diese Füllstoffe sind Bariumglas, silanisiertes Siliziumdioxid, Ytterbiumtrifluorid und ein Mischoxid. Der Prozentsatz der Füllstoffe beträgt in etwa 80 % (w/w). Generell bestehen Dentalkomposite aus einer Polymermatrix, meist ein Dimethacrylat, verstärkenden Füllpartikeln, normalerweise radioopakes Glas, Silan zur Bindung der Füllpartikel an die Polymermatrix und Chemikalien, welche die Polymerisationsreaktion fördern [34]. Die Basis bildet meist Bis-GMA, welches aufgrund seiner hohen Viskosität mit anderen Dimethacrylaten, wie TEGDMA, UDMA, EGDMA oder anderen Monomeren gemischt wird [88]. Die jeweiligen Eigenschaften des Kunststoffes ergeben sich aus der Wahl der Monomere, der Füllkörper und deren prozentualem Anteil sowie dem Initiatorsystem. Ursprünglich benutzte man für restaurative Zwecke Komposite vom Hybrid- und Mikrofüller-Typ. Durch den Einsatz von Hybridkompositen ließen sich jedoch nur durchschnittliche ästhetische Ergebnisse erzielen. Ihr entscheidender Vorteil lag in ihren sehr guten mechanischen Eigenschaften. Dies gelang durch den Einbau von Füllstoffpartikeln in unterschiedlichen Größen (15-20 µm und 0.01-0.05 µm). Um ihre Ästhetik zu verbessern, wurden Mikrofüllerkomposite mit einer verringerten Füllgröße von 0.01-0,05 µm auf den Markt gebracht. Deren mechanische Stabilität war allerdings so gering, dass von einer Anwendung im lasttragenden Seitenzahnbereich abgeraten wurde [89]. In den letzten Jahren wurden neue Füllstoffe im Nanobereich (5-100 nm) entwickelt, welche

vermehrt in Nanokompositen zur Anwendung kommen [90]. Aufgrund der reduzierten Dimension und der unterschiedlichen Größe der Teilchen können ein erhöhter Füllergehalt und folglich eine verringerte Polymerisationsschrumpfung [91], verbesserte optische Eigenschaften [91] und eine Erhöhung der mechanischen Eigenschaften wie Härte, Zugfestigkeit, Druckfestigkeit und Biegefestigkeit erreicht werden [90, 92]. Unter den Nanokompositen unterscheidet man zwischen Nanohybrid- und Nanofüllertypen. Nanohybride enthalten konventionelle gemahlene Glasfüllstoffe und Nanopartikel (40-50 nm). Nanofüller bestehen aus kleinsten Füllstoffen, sogenannten Nanomeren und aus deren als "Nanocluster" bezeichneten Ansammlungen [91].

2.3.3 Befestigung von CAD/CAM-Restaurationen

Die zuverlässige Befestigung festsitzender Versorgungen hat eine immense Bedeutung für den langfristigen Erfolg der Restauration. Die Haftungseigenschaften des Zahnersatzes werden beeinflusst von Präparationsdesign und spezifischer Auswahl des Restaurationsmaterials sowie des Adhäsives und des Befestigungssystems. Je nach Zusammensetzung des Befestigungskunststoffes und der Konditionierung der Zahnoberfläche sowie der Beschaffenheit der Restauration entsteht eine Bindung durch mechanische Retention, chemische Reaktion oder eine Kombination aus beidem [31]. Hier besitzen die CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe einen erheblichen Nachteil. Deren limitierender Faktor ist die Schwierigkeit, die Restauration langfristig am Zahn zu befestigen. Die Materialien können nur eine geringe Verbundfestigkeit zum Befestigungskunststoff aufbauen. Durch das standardisierte Polymerisationsverfahren unter hohem Druck und hoher Temperatur wird eine maximale Umsetzung der Polymere und somit ein reduzierter Restmonomergehalt erreicht. Dadurch treten zwar weniger allergische Reaktionen und Schleimhautirritationen auf [85, 87], gleichzeitig bedeutet der hohe Umwandlungsgrad allerdings, dass diese Kunststoffe kaum ausreichend Kohlenstoffdoppelbindungen auf der Oberfläche übrig haben, an welche der Befestigungskunststoff binden kann [21, 22]. Ohne gezielte Vorbehandlung kann somit keine Haftverbund aufgebaut werden [23]. Häufig wird in der Literatur die zusätzliche Korundstrahlung der Restaurationen mit Aluminiumoxidpulver vor der Konditionierung mit einem Adhäsiv empfohlen. Dadurch lässt sich die Haftkraft deutlich verbessern, da die Oberfläche gleichzeitig gereinigt und vergrößert wird [21, 24, 25]. Diverse Studien untersuchten den Verbund zu PMMA-basierten

Prothesenzähne und wurden ebenfalls mit der Schwierigkeit konfrontiert, ausreichende Haftfestigkeit zum Befestigungskunststoff zu erreichen [21]. Da hochvernetzte Kunststoffe zu einer niedrigeren Verbundfestigkeit führen, waren weitere Vorbehandlungen nötig, um die künstlichen Zähne auf der Prothesenbasis zu befestigen [93]. Reinigung und Korundstrahlung der Prothesenzähne führten zu Mikroretention und verbesserter Haftung [94]. Die Anwendung zusätzlicher Adhäsive erhöhte die Verbundfestigkeit zwischen den Zähnen und der polymeren Prothesenbasis [95, 96]. Auch Bähr et al. [22] stellten bei der Untersuchung der Verbundfestigkeit von PMMA-basierten CAD/CAM-Materialien fest, dass sich durch die Verwendung verschiedener Adhäsive der Haftverbund verbessern ließ.

2.4 Adhäsivsysteme

2.4.1 Hintergrund

Ein dauerhafter und randdichter Verbund zwischen Restauration und präpariertem Zahn ist das wichtigste Kriterium für die Langlebigkeit von festsitzendem Zahnersatz [97]. Schmelz und Dentin unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung und somit auch in ihrem Verbund zur Restauration. Dentin ist feuchter und organischer als Schmelz [98]. Während Zahnschmelz aus 96 Gew.-% Hydroxylapatit besteht, beinhaltet Dentin eine große Menge an Wasser und organischem Material, vor allem Typ-I-Kollagen [99]. Diese hydrophilen Eigenschaften verhindern einen zufriedenstellenden Haftverbund von Komposit zu Dentin. Um dieses Problem zu beheben, entwickelte man Adhäsivsysteme. Dentale Adhäsive sind niedrigvisköse Komposite. Sie fungieren als Vermittler zwischen feuchtem Zahn und hydrophobem Kunststoff und gehen mit beiden eine stabile Bindung ein [100]. Somit wird maximaler Halt von Kompositfüllungen oder Befestigungskunststoffen gewährleistet. Außerdem widerstehen sie mechanischen Kräften, in erster Linie dem Polymerisations-schrumpungsstress [101]. Undichtigkeiten entlang der Restaurationsränder sollen durch die Anwendung von Dentaladhäsiven vermieden werden. Der Grund für klinisches Versagen von Zahnersatz ist häufiger eine mangelhafte Abdichtung als eine zu geringe Retention [102, 103].

2.4.2 Materialkunde

Bei der Präparation von Zahnhartsubstanz durch ein rotierendes Instrument entsteht eine Schmierschicht aus Schmelz- bzw. Dentinresten [104]. Diese Schmierschicht bedeckt gleichmäßig Zahnschmelz und Dentin und verschließt die Eingänge der Dentinkanälchen, wodurch sich die Durchlässigkeit von Dentin verringert [98]. Die Hauptbestandteile der Schmierschicht sind Hydroxylapatit und Kollagen [105]. Die Schmierschicht stellt eine physische Barriere dar und muss aufgelöst oder durchlässig gemacht werden. Nur so können die Adhäsivmonomere direkt mit der Dentinoberfläche in Kontakt treten [106]. Trotz unterschiedlicher Klassifikationen der Adhäsivsysteme bezieht sich die Einteilung heutzutage darauf, wie die dentalen Adhäsive mit der Schmierschicht interagieren. Eine Strategie beinhaltet Etch-and-rinse-Adhäsive, welche die Schmierschicht und oberflächliches Hydroxylapatit durch Ätzen mit einem separaten Säure-Gel entfernen. Die zweite Strategie umfasst Self-etch-Adhäsive, durch welche die Schmierschicht durchlässig gemacht wird, ohne vollständig entfernt zu werden [106].

Etch-and-rinse-Adhäsive

Buonocore et al. [107] berichteten im Jahr 1955, dass sich durch die Verwendung von Phosphorsäure eine Verbesserung der Retention von Komposit auf Schmelz erzielen ließe. Durch die Säure lösen sich Bestandteile aus dem Schmelzkristallgitter. Adhäsivmonomere infiltrieren die entstandenen Mikroporen und umhüllen die freigelegten Hydroxylapatitkristalle auf der Schmelzoberfläche [108]. Dadurch kann eine mikromechanische Verbindung zwischen Schmelz und Adhäsiv hergestellt werden. Bei der Etch-and-rinse-Strategie werden Dentin und Schmelz mit Phosphorsäure benetzt, welche die Schmierschicht entfernt und die oberflächlichsten Hydroxylapatitkristalle demineralisiert. Anschließend wird eine Mischung aus Monomeren aufgebracht, um das geätzte Dentin [109] zu infiltrieren. In einem Austauschverfahren wird anorganisches Zahnmaterial durch Monomere ersetzt, welche sich während der anschließenden Polymerisation in den Retentionen verhaften [110, 111]. Diffusion und Kapillarwirkung gelten als die primären Mechanismen, durch welche die mikromechanische Retention entsteht. Dieser Vorgang wird als „Hybridisierung“ bezeichnet [112]. Die Monomere penetrieren die mit Wasser gefüllten Räume zwischen benachbarten Kollagenfasern, die normalerweise von Hydroxylapatitkristallen besetzt werden. Durch die Infiltration entsteht eine Zone aus

Kollagen, Monomeren, restlichem Hydroxylapatit und Spuren von Wasser. Diese Schicht wurde zuerst 1982 als Hybridschicht [112] beschrieben. Die mikromechanische Verbindung aus Monomeren und geätzttem Dentin kann postoperative Sensibilitäten verringern, für einen besseren Randschluss sorgen und zudem als elastischer Puffer agieren, welcher den Polymerisationsschrumpfstress während der Kontraktion des Komposits kompensiert [39, 113, 114].

Self-etch-Adhäsive

Im Gegensatz zu Etch-and-rinse-Adhäsiven geschieht die Konditionierung von Schmelz und Dentin bei Self-etch-Adhäsiven zur selben Zeit. Die Schmierschicht wird infiltriert und teilweise aufgelöst und es bildet sich eine Hybridschicht aus Mineralien und der Schmierschicht [110]. Es bedarf keinen eigenen separaten Ätzschritt mehr: Die enthaltenen sauren Monomere „primen“ und „bonden“ den Zahn gleichzeitig [115]. Folglich ist diese Vorgehensweise benutzerfreundlicher (kürzere Anwendungszeit, weniger Verfahrensschritte) und weniger techniksensitiv, wodurch ein zufriedenstellendes klinisches Ergebnis erzielt wird [116-119]. Zwei-Schritt-Self-etch-Adhäsive bestehen aus zwei separaten unterschiedlichen Lösungen. Zuerst erfolgt die Anwendung eines sauren selbstätzenden hydrophilen Primers, anschließend wird ein vergleichsweise hydrophobes Bonding aufgetragen [120-122]. Seit Neuestem wird den Ein-Schritt-Systemen (auch All-in-One-Adhäsive genannt) der Vorzug gegeben. Hier haben die Hersteller alle Hauptkomponenten eines Adhäsivsystems (Ätzmittel, Primer und Bonding) zu einer einzigen Lösung zusammengefasst. All-in-One-Adhäsive sind äußerst benutzerfreundlich, da weniger Arbeitsschritte nötig sind. Die Beseitigung des separaten Ätzens und Spülens vereinfacht die Adhäsivtechnik und führt zu einer zunehmenden Beliebtheit dieser Systeme im Praxisalltag [123].

2.4.3 Verbund zwischen Adhäsiv und Restauration

Das Haftvermögen der Adhäsive beruht auf einem zweifachen Verbund. Adhäsive binden an Schmelz und Dentin und gehen zusätzlich einen Verbund mit dem Kunststoff ein. Der Haftverbund zur Zahnhartsubstanz beruht vor allem auf mikromechanischer Retention. Der Verbund mit dem Komposit wird durch ein Verfahren der Copolymerisation von restlichen Kohlenstoffdoppelbindungen in der Sauerstoffinhibitionsschicht geschaffen [124]. Damit

es zu einer zufriedenstellenden kovalenten Bindung zwischen Adhäsiv und Kunststoff kommen kann, enthalten Dentaladhäsive Monomere, die denen in Kompositfüllungsmaterialien gleichen. Ähnlich wie in Kompositen ist die Kunststoffmatrix in den Adhäsiven das stärkende Element, welches strukturelle Kontinuität schafft und die physikalisch-mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit verbessert. Monomere gelten daher als die wichtigsten Komponenten des Adhäsivs. Grundsätzlich lassen sich zwei Arten von Monomeren unterscheiden: vernetzende und funktionelle Monomere. Letztere haben häufig nur eine polymerisierbare Gruppe, wohingegen vernetzende Monomere zwei oder mehr polymerisierbare Gruppen vorweisen [125]. Funktionelle Monomere vereinigen sich beim Aushärten zu linearen Polymeren. Vernetzende Monomere verknüpfen die Polymere untereinander und bilden daraus ein Netzwerk. Im Vergleich zu linearen Polymeren lässt sich bei vernetzten Polymeren eine höhere mechanische Festigkeit nachweisen. Daher benötigt man zur Verstärkung der Adhäsive die vernetzenden Monomere [126-130]. Primer enthalten hydrophile funktionelle Monomere, während hydrophobe vernetzende Monomere im darauf folgenden Schritt des „Bondings“ zur Anwendung kommen. Wie oben bereits beschrieben, gestaltet sich die Herstellung eines adäquaten Haftverbunds zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen, Befestigungskunststoffen und Zahn problematisch. Die CAD/CAM-Materialien können durch das spezielle Polymerisationsverfahren ohne Vorbehandlung keinen zuverlässigen Haftverbund aufbauen. Durch die Verwendung von Dentaladhäsiven wird nicht nur eine verbindende Zwischenschicht zwischen dem feuchten Zahn und dem hydrophoben Kunststoff geschaffen, sondern auch der kovalente Verbund zwischen Befestigungskunststoff und CAD/CAM-Kunststoff durch zusätzliche Copolymerisation verstärkt.

2.5 Adhäsive Befestigungssysteme

2.5.1 Hintergrund

Dentale Befestigungssysteme sind das Bindeglied zwischen festsitzendem Zahnersatz und präpariertem Zahn. Nach Rosenstiel et al. [131] sollen die unterschiedlichen Befestigungsmaterialien folgende Eigenschaften erfüllen: Biokompatibilität, Vorbeugung gegen Karies oder Plaque, Beständigkeit gegen Randundichtigkeit, ausreichende Stärke gegenüber funktionellen Kräften, geringe Wasserlöslichkeit und keine Wasseraufnahme,

Ästhetik, leichte Handhabung, kostengünstig und geringe Viskosität. Nach Shillingburg et al. [132] kann es zu drei unterschiedlichen Arten von Verbund zwischen Zement und Zahn/Restauration kommen: nichtadhäsive, mikromechanische und molekulare Adhäsion. Die Gemeinsamkeit aller Befestigungsmaterialien ist der nichtadhäsive Verbund. Der Zement gelangt in kleine Unebenheiten und schafft somit einen rein mechanischen Verbund zwischen Zahn und Restauration. Der mikromechanische Verbund wird künstlich geschaffen, indem Defekte in der Oberfläche durch Korundstrahlung oder Säureätzung herbeigeführt werden, die der Zement ausfüllen kann. Dies funktioniert vor allem bei Materialien mit hoher Zugfestigkeit (Befestigungskunststoffe oder kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente). Molekulare Haftung entsteht durch bipolare Van-der-Waals-Kräfte und durch eine chemische Bindung zwischen Zement und Zahnhartsubstanz (Glasionomerzemente).

2.5.2 Materialkunde

Es gibt eine Vielzahl an Befestigungsmaterialien auf dem dentalen Markt, entweder auf Wasserbasis oder auf Kunststoffbasis [133]. Wasserbasierte Zemente können keine oder nur eine geringe chemische Verbindung zu Zahngewebe oder Restaurationsmaterialien aufbauen [134]. Dazu zählen Zinkphosphat- und Glasionomerzemente. Trotz erheblicher Nachteile in ihren mechanischen Eigenschaften benutzte man traditionell Zinkphosphatzemente zur Befestigung von festsitzendem Zahnersatz. Sie zeichnen sich aus durch ihre spröde Natur, hohe Löslichkeit und mangelnde Haftung [135], da keine chemische Bindung zu Zahn und Restauration besteht [136]. Im Vergleich dazu weisen konventionelle Glasionomerzemente günstigere Eigenschaften auf. Sie haben eine kariostatische Wirkung aufgrund von Fluoridfreisetzung [137] und können im Gegensatz zu Zinkphosphatzementen eine geringe chemische Bindung mit Dentin und Schmelz eingehen [138]. Glasionomerzemente besitzen jedoch nur eine niedrige Zug- und Bruchfestigkeit und sind empfindlich gegenüber Feuchtigkeitsaufnahme während des Härtungsprozesses [139]. Kunststoffbasierte Zemente umfassen kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente, konventionelle Befestigungskunststoffe und selbstadhäsive Befestigungskunststoffe. Sie sind in der Lage, sowohl mechanischen als auch chemischen Verbund zu Zahn und Restauration herzustellen [140, 141]. Ende der 1980er Jahre wurden kunststoffmodifizierte Glasionomerzemente auf den Markt gebracht [142]. Ihre Druck- und Zugfestigkeit sind

gegenüber Zinkphosphat- und Glasionomercementen erhöht [143]. Durch ihre hydrophile Natur kommt es jedoch zu einer erhöhten Wasseraufnahme und Expansion während der Härtungsreaktion [144]. Seit 1952 stehen Befestigungskunststoffe auf Methylmethacrylatbasis für die Befestigung von indirekten Restaurationen zur Verfügung [145]. Ihre Popularität ist im Laufe der letzten 20 Jahre stetig gestiegen. Angetrieben von dem zunehmenden Einsatz adhäsiv befestigter Restaurationen aus Vollkeramik oder Komposit kam es zu stetigen Veränderungen und Verbesserungen in der chemischen Zusammensetzung [146]. Befestigungskunststoffe gibt es auf Basis von Methylmethacrylat, Bis-GMA-Dimethacrylat oder Urethan-Dimethacrylat, mit Füllern aus kolloidalem Siliciumdioxid oder Bariumglas [147]. Heutzutage werden sie standardmäßig für die Eingliederung von Vollkeramik-, Komposit- oder Metallrestaurationen verwendet. Sie zeichnen sich durch ihre hohe mechanische Festigkeit und ansprechende ästhetische Ergebnisse aus [148]. Mehrere Studien [36, 149] untersuchten die Bruchlast von Vollkeramik- oder Kompositkronen nach der Zementierung mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien und kamen zu dem Ergebnis, dass sich die Bruchlast durch die Verwendung adhäsiver Befestigungssysteme erhöhen ließ. Die Verwendung von konventionellen Befestigungskunststoffen in der klinischen Praxis ist allerdings kompliziert, zeitintensiv und techniksensitiv [150]. Jeder auftretende Fehler während der Eingliederung der Restauration wirkt sich auf Ästhetik und Langlebigkeit des Zahnersatzes aus. Die korrekte Durchführung von Konditionierung und Zementierung ist hierfür ausschlaggebend [151, 152]. Um den erwünschten Verbund zwischen adhäsiven Befestigungsmaterialien, Zahn und Versorgung zu erreichen, sind mehrere Konditionierungsschritte erforderlich [153]. Hier kommt es häufig zu Anwendungsfehlern. Eine zu geringe Trocknung der Schmelz- oder Dentinoberfläche hemmt die Ausbildung eines mikroretentiven Verbunds [154]. Zudem schwächt die Kontamination mit Speichel oder Blut den Haftverbund deutlich [155, 156]. Aus diesem Grund wurde 2001 das erste selbstadhäsive Befestigungsmaterial auf den Markt gebracht (RelyX Unicem, 3M ESPE, Seefeld, G). Im Unterschied zu konventionellen Befestigungskunststoffen ist hier keine separate Vorbehandlung und Konditionierung der Oberflächen nötig. Dieser selbstadhäsive Befestigungskunststoff basiert auf einer neuen Monomer- und Füllertechnologie. Laut Hersteller besteht die organische Matrix aus neu entwickelten multifunktionalen Phosphorsäuremethacrylaten, welche mit den Füllern im Befestigungskunststoff und dem Hydroxylapatit in der Zahnhartsubstanz reagieren [157]. Die Phosphorsäuregruppen konditionieren die Zahnoberfläche und unterstützen die Adhäsion. Diese Befestigungskunststoffe wurden entwickelt, um die einfache Handhabung von

Glasionomerzementen (keine separate Konditionierung erforderlich) mit den guten mechanischen Eigenschaften, der ansprechenden Ästhetik und dem erfolgreichen Haftverbund zwischen Zahn und Restauration von konventionellen Befestigungskunststoffen zu kombinieren [158]. Nachdem der erste selbstadhäsive Befestigungskunststoff aufgrund seiner vereinfachten und schnellen Applikationstechnik immer beliebter wurde, wurden weitere derartige Materialien von diversen Herstellern eingeführt (z.B. Clearfil SA Cement, Kuraray; G-cem, GC; BisCem, Bisco). Im Vergleich zu konventionellen Befestigungskunststoffen erreichen selbstadhäsive Befestigungskunststoffe jedoch deutlich reduzierte Verbundfestigkeiten [159]. Vermutlich ist der Grund hierfür die reduzierte Fähigkeit zur Entmineralisierung und Infiltration von Dentin. Obwohl anfänglich ein niedriger pH-Wert besteht, kann durch die höhere Viskosität der selbstadhäsiven Befestigungskunststoffe keine zuverlässige Hybridschicht gebildet werden [153, 160].

2.5.3 Verbund zwischen Befestigungskunststoff und Restauration

Nicht nur der Verbund zwischen Zahn und Befestigungsmaterial, sondern auch der Verbund von Befestigungsmaterial und Restauration sind für die Langlebigkeit und den Erfolg der Versorgung verantwortlich. Der Haftverbund beider Bereiche sollte optimiert werden, da der schlechtere die endgültige Verbundfestigkeit des Zahnersatzes bestimmt [156]. Um einen starken und dauerhaften Verbund gewährleisten zu können, ist es von größter Bedeutung, neben der Zahnhartsubstanz auch die Restauration gezielt zu konditionieren [161]. Man findet in der Literatur nur begrenzte Informationen über die Verbundeigenschaften zwischen CAD/CAM-Kunststoffen und Befestigungskunststoffen. Shortall et al. [162] untersuchten den Haftverbund zwischen indirekten Kompositrestaurationen und Befestigungskunststoffen und kamen zu dem Ergebnis, dass dafür sowohl mechanische Retentionen als auch chemische Bindungen aufgrund von freien Kohlenstoffdoppelbindungen verantwortlich sind.

2.6 Vergleich von Prüfmethoden

Zugversuch und Scherversuch

Durch die zunehmende Beliebtheit adhäsiv befestigter Restaurationen steigt die Bedeutung mechanischer Tests, mit denen der Verbund von Adhäsivsystemen an Schmelz und Dentin ermittelt und verglichen werden kann. Die am häufigsten eingesetzten Testmethoden sind Zug- und Scherversuche [163, 164], wobei letztere wegen ihrer relativ einfachen und schnelleren Anwendung häufiger durchgeführt werden. Bei Zugversuchen gestaltet es sich schwierig, die Prüfkörper in der Prüfmaschine ohne nachteilige Spannungsverteilung auszurichten [165, 166].

Makroversuch und Mikroversuch

Bei den Verbundfestigkeitsprüfungen wird die Verbundfläche belastet und somit Spannung auf den Haftverbund ausgeübt. Man erhöht die Last bis zum Eintritt von Klebeversagen. Unabhängig der gewählten Methode ist es ausschlaggebend für den Erfolg der Tests, dass die Verbundfläche die am stärksten beanspruchte Region darstellt [28, 167]. Bis Mitte der neunziger Jahre verwendete man Prüfkörper mit relativ großen Verbundflächen, in der Regel mit einem Durchmesser von 3-6 mm. Viele Studien berichteten hier jedoch, dass die Verbundfläche bei einigen Versuchen nicht angemessen belastet worden sei. Heterogene Spannungsverteilungen in der Verbundfläche wurden kritisiert. Dadurch konnte es zu Fehlinterpretationen kommen, da das Klebeversagen seine Ursache eher in einem der Materialien und nicht in der Verbundfläche hatte [28, 167, 168]. Um die Einschränkungen zu überwinden, war es notwendig, neue Methoden zu entwickeln. Die 1994 durch Sano et al. [169] eingeführten Mikrozugversuche ermöglichen die Messung der Zugverbundfestigkeit auf sehr kleinen Flächen (ca. 1 mm²). Ihre Vorteile sind eine bessere wirtschaftliche Nutzung extrahierter Zähne (mehrere Proben aus einem Zahn), eine differenzierte Untersuchung regionaler Unterschiede in der Zahnhartsubstanz (z.B. peripheres vs. zentrales Dentin) und eine homogenere Spannungsverteilung an der Verbundfläche (Vermeidung von Kohäsionsbrüchen in der Zahnhartsubstanz oder im Komposit) [169, 170]. Man vermutete, dass sich die charakteristisch hohe Streuung konventioneller Scher- und Zugversuche aufgrund einer besseren Spannungsverteilung während der Belastungsphase verringern würde. Daraus würden mehr Klebeversager im Dentin und somit weniger

kohäsive Fehler resultieren [169]. Im Vergleich zu herkömmlichen Zugversuchen ermöglichen Mikrozugversuche neben einer genaueren Bewertung von Verbundfestigkeiten auch eine bessere Ausrichtung der Prüfkörper und eine homogenere Spannungsverteilung [171]. In der vorliegenden Studie entschied man sich deshalb für die Mikrozugversuchsmethode, um die Verbundfestigkeit der CAD/CAM-Kunststoffe zu testen. Mikroscherversuche wurden erst im Jahr 2002 von Shimada entwickelt. Sie stellen eine Kombination dar aus der einfachen Handhabung konventioneller Scherversuche und der Möglichkeit, unterschiedliche Regionen der Zahnhartsubstanz zu testen [172].

Alterungsmethoden

Meist wird die Verbundfestigkeit initial oder nach 24 Stunden gemessen. Jedoch wäre es für den Gebrauch im Klinikalltag mehr von Bedeutung, die Prüfkörper unter klinischen Umständen und nach gezielter Alterung zu testen. Labortests sollten auch die Überprüfung eines langfristigen Verbunds miteinbeziehen und nicht nur die Stärke des initialen Haftverbundes messen. In bis zu 35 % der Verbundfestigkeitsstudien werden deshalb Alterungsmethoden angewandt [173]. Verschiedene Verfahren zur künstlichen Alterung stehen zur Verfügung. In der Zahnmedizin wird standardmäßig eine thermische Wechselbelastung durchgeführt. Die Anzahl der während des Thermolastwechsels durchlaufenen Zyklen variiert von 500 bis 10000. Ein stetiger Wechsel zwischen den unterschiedlich temperierten Wasserbädern simuliert die tägliche Belastung durch Essen, Trinken und Speichelfluss, welche durch die intraorale thermische Variation und Wasserbenetzung verursacht wird [174, 175]. Eine weitere bewährte Alterungsmethode stellt die Wasserlagerung dar [176]. In einer Studie von Shono et al. [177] wiesen alle getesteten Adhäsive innerhalb von drei Monaten mechanische und morphologische Alterungserscheinungen auf, die der In-vivo-Alterung ähnelten. Neben Wasserlagerung und Thermolastwechsel stehen auch mechanische Belastung und Zersetzung durch Enzyme oder chemische Substanzen zur Verfügung [141].

3. UNTERSUCHUNGSZIEL

Diese Studie untersuchte den Einfluss verschiedener Konditionierungsmethoden auf die Verbundfestigkeit zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen. Das Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob sich die Verbundfestigkeit der Kunststoffe durch gezielte Vorbehandlungsmethoden positiv beeinflussen ließe. Es wurden zwei verschiedene CAD/CAM-Kunststoffe untersucht. Verwendet wurde ein PMMA-basierter Kunststoff aus Methylmethacrylaten, welcher keine weiteren organischen oder anorganischen Füllstoffanteile beinhaltet. Daneben kam ein neuartiges experimentelles CAD/CAM-Nanohybridkomposit mit anorganischen keramischen Füllstoffen unterschiedlicher Größe zum Einsatz. Vor dem Kleben wurden die beiden Kunststoffe mit Aluminiumoxidpulver korundgestrahlt und mit fünf unterschiedlichen Adhäsivsystemen konditioniert. Man verwendete die Etch-and-rinse-Adhäsive Monobond Plus/ Heliobond, visio.link und exp. VP connect und das Self-etch-Adhäsiv Ambarino P60. Zur Referenz beließ man in jeder Versuchsgruppe unbehandelte Prüfkörper als Kontrollgruppen. Nach der Vorbehandlung wurden die beiden CAD/CAM-Kunststoffe entweder mit konventionellem (Variolink II) oder selbstadhäsivem Befestigungskunststoff (Clearfil SA Cement) zementiert und anschließend lichtgehärtet. Geprüft wurde die Verbundfestigkeit im Zugversuch mit einer Universalprüfmaschine. Nach Trennung des Haftverbundes wurden in einer Bruchbildanalyse die unterschiedlichen Fehlertypen zur Bewertung der Verbundqualität bestimmt (Adhäsivbruch mit glatter Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche; Kohäsivbruch mit unvollständiger Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des CAD/CAM-Kunststoffes; Kohäsivbruch mit unvollständiger Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des Befestigungskunststoffes).

Die zu untersuchende Hypothese lautete, dass sich die Verbundfestigkeit zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen durch gezielte Konditionierungsmaßnahmen deutlich verbessern lässt.

4. MATERIAL UND METHODE

4.1 Übersicht

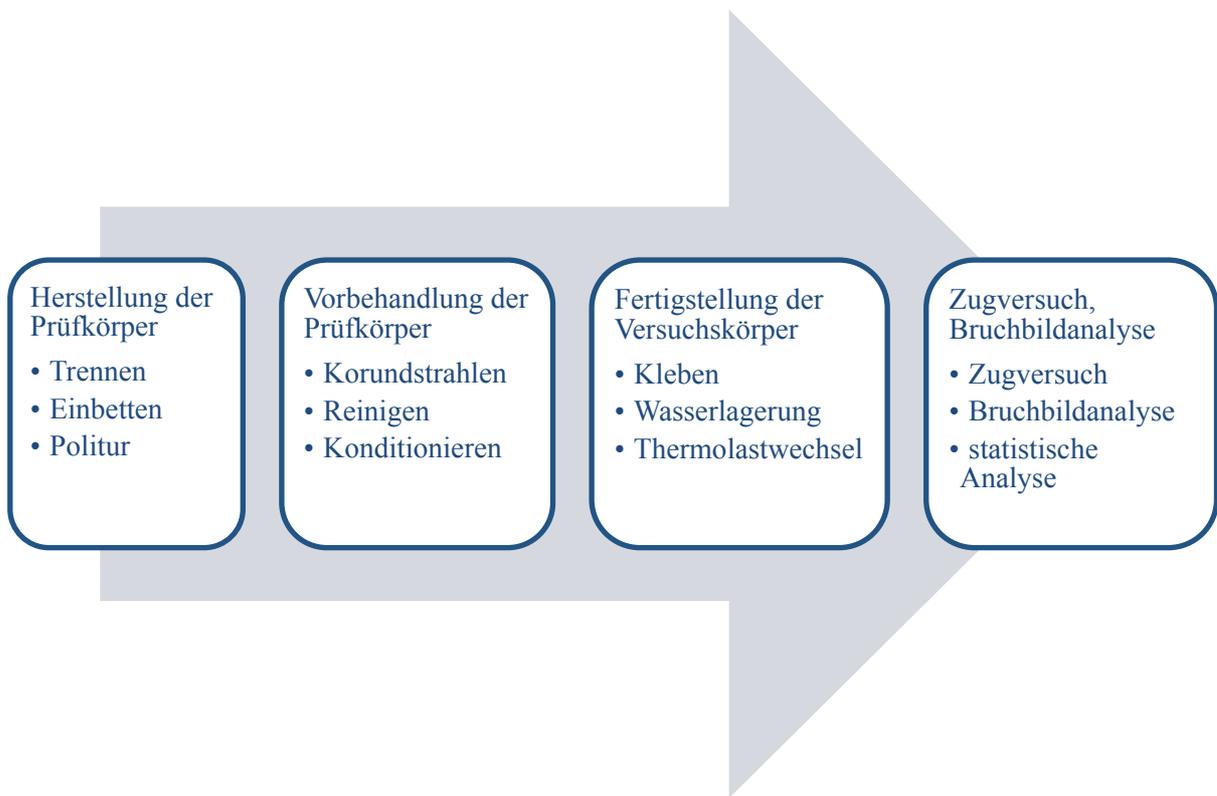


Abbildung 1: Übersicht Material und Methode

In der vorliegenden Studie sollte die Verbundfestigkeit zwischen zwei CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und zwei Befestigungskunststoffen nach der Anwendung von fünf unterschiedlichen Konditionierungsmethoden untersucht werden. Die Verbundfestigkeit wurde im Zugversuch getestet. Bei einer Hälfte der Prüfkörper wurde die Prüfung initial und bei der anderen nach künstlicher Alterung durch thermische Wechselbelastung durchgeführt. Anschließend fand eine Bruchbildanalyse der gelösten Haftverbunde statt. Die beiden verwendeten CAD/CAM-Kunststoffe waren (Tabelle 1):

- a) PMMA-basierter Kunststoff artBloc Temp (Merz Dental, Lütjenburg, Deutschland)
- b) exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

Tabelle 1: Materialübersicht mit Zusammensetzung, Herstellern und Lot-Nummern

Produkt	Zusammensetzung	Hersteller	Lot Nr.
CAD/CAM-Kunststoffe			
artBloc Temp	Hochvernetztes Polymethylmethacrylat	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	44308
exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit	Nanohybridkomposit mit Zusatzstoffen	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	28923
Konditionierungsmethoden			
Monobond Plus	Alkohollösung mit Silanmethacrylat, Methacrylatphosphorsäureester und Sulfidmethacrylat	Ivoclar Vivadent	P20536
Heliobond	Bis-GMA, TEGDMA, Initiatoren, Stabilisatoren		N00865
visio.link	MMA, PETIA, Photoinitiatoren	breident, Senden, Germany	114784
Ambarino P 60	Dimethacrylat basierend auf Phosphorsäureester und Phosphonsäureester	Creamed, Marburg, Germany	201100405 7
exp.VP connect	MMA	Merz Dental	22912
Befestigungskunststoffe			
Clearfil SA Cement	PASTE A: MDP, Bis-GMA, TEGDMA, Dimethylacrylat, Ba-Al Fluorsilikatglas, SiO ₂ , Benzoylperoxid, Initiatoren PASTE B: Bis-GMA, Dimethacrylat, Ba-Al-Fluorsilikatglas, SiO ₂ , Pigmente	Kuraray Med., Sakazu, Okayama, Japan	058AAA
Variolink II	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, Benzoylperoxid, anorganische Füllstoffe, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, Hochdisperses Siliziumdioxid, Initiator, Stabilisatoren, Pigmente	Ivoclar Vivadent	Base: R35481 Catalyst: P84939

4.2 Herstellung der Prüfkörper

Trennen

Der erste Schritt umfasste das Trennen von Scheiben aus CAD/CAM-Kunststoffen. Dazu wurden die CAD/CAM-Blöcke unter ständiger Wasserkühlung mit einer Diamantdrahtsäge (Well 3032-4, Well Diamant Draht Sägen, Mannheim, Deutschland) in gleichgroße Scheiben geschnitten (5 mm x 5 mm x 3 mm) (Abbildung 2). Durch den Gebrauch der Maschine konnte die gewünschte standardisierte Schichtstärke aller Scheiben garantiert werden. Pro Kunststoff wurden 300 Scheiben benötigt, um die gewünschte Anzahl an Prüfkörpern herstellen zu können (n=300).



Abbildung 2: fertige Scheibe aus CAD/CAM-Kunststoff

Einbetten und Trimmen

Vor dem Einbetten wurden die Scheiben unter fließendem Wasser von den durch das Fräsen entstandenen Kunststoffspänen gereinigt. Die Scheiben wurden in runde Silikonformen mit einem Durchmesser von 25 mm gelegt und mit zähfließend angerührtem Einbettkunststoff (ScandiQuick, Scandia, Hagen, Deutschland) übergossen. Die zwei Komponenten wurden hierfür nach Herstellerangaben in einem sauberen Kunststoffbecher vermengt. Beim Übergießen war darauf zu achten, dass die Scheiben in der Mitte der Formen positioniert waren und nicht durch die einfließende Flüssigkeit an den Rand gedrängt wurden. Hierzu hielt man während des Einlaufens des Kunststoffes einen

sauberen Heidemannspatel auf die Scheiben gedrückt. Nach dem Einbetten der Scheiben und dem Erstarren des Kunststoffes (nach ca. 10 Minuten) wurden die Prüfkörper getrimmt. Dieser Vorgang diente dazu, eine handliche Form der Prüfkörper (Abbildung 3) zu erreichen und sicherzustellen, dass sich auf der späteren Klebefläche der CAD/CAM-Kunststoffe keine Einbettkunststoffmasse mehr befand. Als Orientierungshilfe wurden die Scheibenoberflächen vor dem Einbetten mit einem Bleistiftstrich versehen, welcher nach dem Trimmen nicht mehr vorhanden sein sollte. Dadurch konnte garantiert werden, dass die Klebefläche nicht mehr mit Resten der Einbettmasse bedeckt war.



Abbildung 3: Prüfkörper (CAD/CAM-Scheibe in Einbettkunststoff) nach dem Trimmen

Politur

Danach wurden die Oberflächen der Prüfkörper der Reihe nach in einer Poliermaschine (Tegramin 20, Struers, Ballerup, Dänemark) poliert. Die Prüfkörper wurden mit der Hand gehalten und mit gleichmäßigen achtförmigen Bewegungen über die waagrechte Polierscheibe geführt. Dadurch konnten Unregelmäßigkeiten auf dem Kunststoff vermieden werden. Als Ergebnis hatten die Prüfkörper nach der Politur glatte gleichmäßige Oberflächen. Die Politur wurde unter ständiger Wasserkühlung durchgeführt. Die Stärke der verwendeten Siliciumcarbid-Papiere (Struers) auf den Polierscheiben reichte von SIC P500 bis SIC P2200.

4.3 Vorbehandlung der Prüfkörper

Korundstrahlung und Reinigung im Ultraschallbad

Nach der Politur folgte die Vorbehandlung aller Prüfkörper durch Korundstrahlung. Die polierten Oberflächen der Prüfkörper wurden mit 50 µm Aluminiumoxidpulver (Basis Quattro IS, Renfert, Hilzinger, Deutschland) für jeweils 10 Sekunden mit 2 bar bei einem Winkel von 45 ° aus einer Entfernung von 10 mm korundgestrahlt. Dabei war darauf zu achten, dass die gesamte polierte Oberfläche der eingebetteten Scheiben korundgestrahlt wurde (Abbildung 4). Danach wurden die Prüfkörper in ein Ultraschallbad (80 % Ethanol, Sonorex RK102H, Bandelin electronic Berlin, Deutschland) gelegt und für 5 Minuten gereinigt.



Abbildung 4: Prüfkörper im Vergleich: links nach Politur, rechts nach Korundstrahlung

Verteilung der Prüfkörper auf die Versuchsgruppen

Nach der Reinigung im Ultraschallbad wurden die 300 Prüfkörper pro CAD/CAM-Kunststoff randomisiert in je fünf Gruppen für die unterschiedlichen Konditionierungsmethoden (n=60), diese wiederum in je zwei Untergruppen für die beiden verschiedenen Befestigungskunststoffe (n=30) und diese nochmals in je zwei Gruppen für die jeweilige Alterungsmethode (n=15) verteilt. Man erhielt dadurch insgesamt 40 unterschiedliche Versuchsgruppen mit je 15 Prüfkörpern. In den folgenden Abbildungen 5 und 6 wird die exakte Verteilung der 600 Prüfkörper auf die verschiedenen Versuchsgruppen dargestellt.

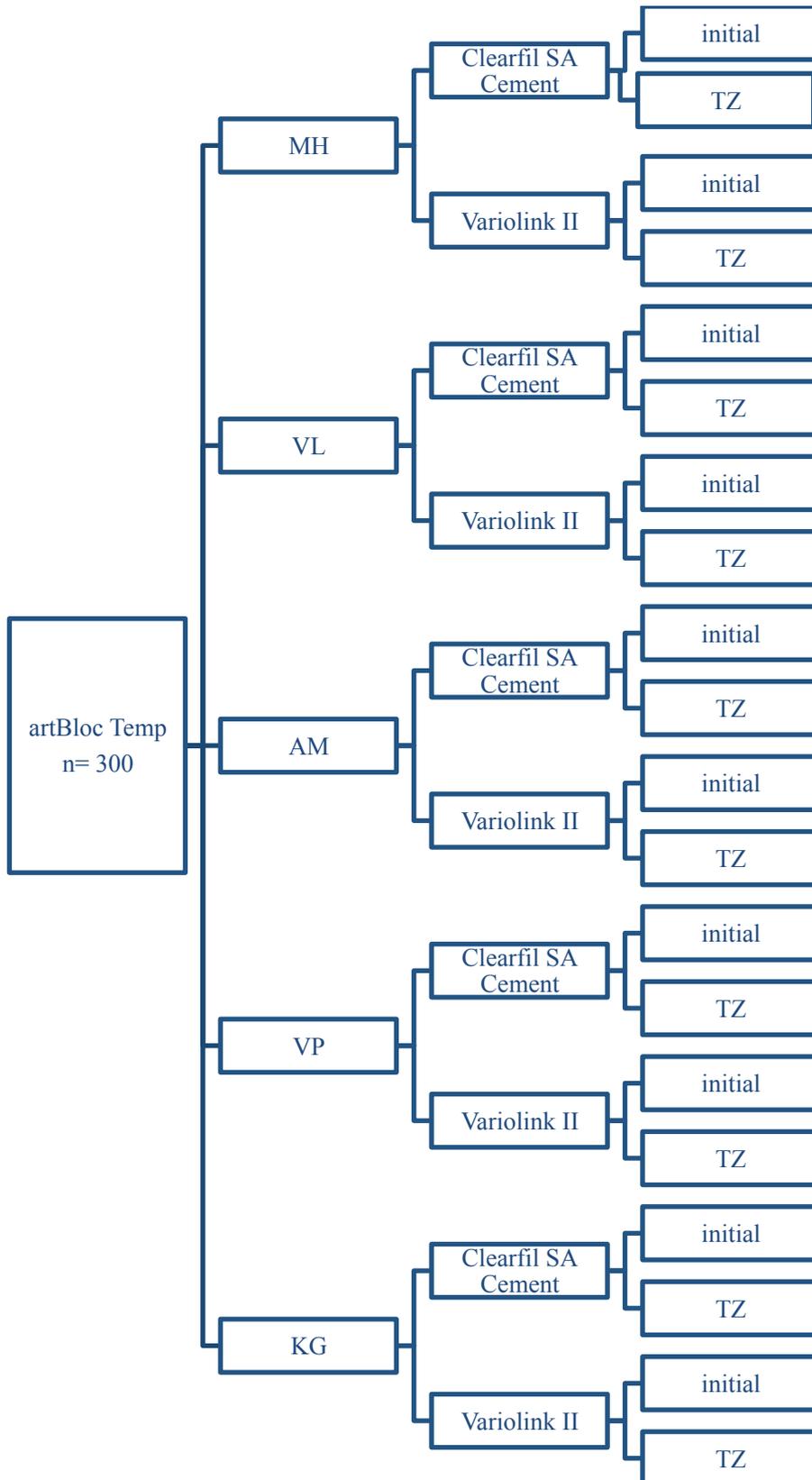


Abbildung 5: Verteilung der Prüfkörper (artBloc Temp) auf die Versuchsgruppen

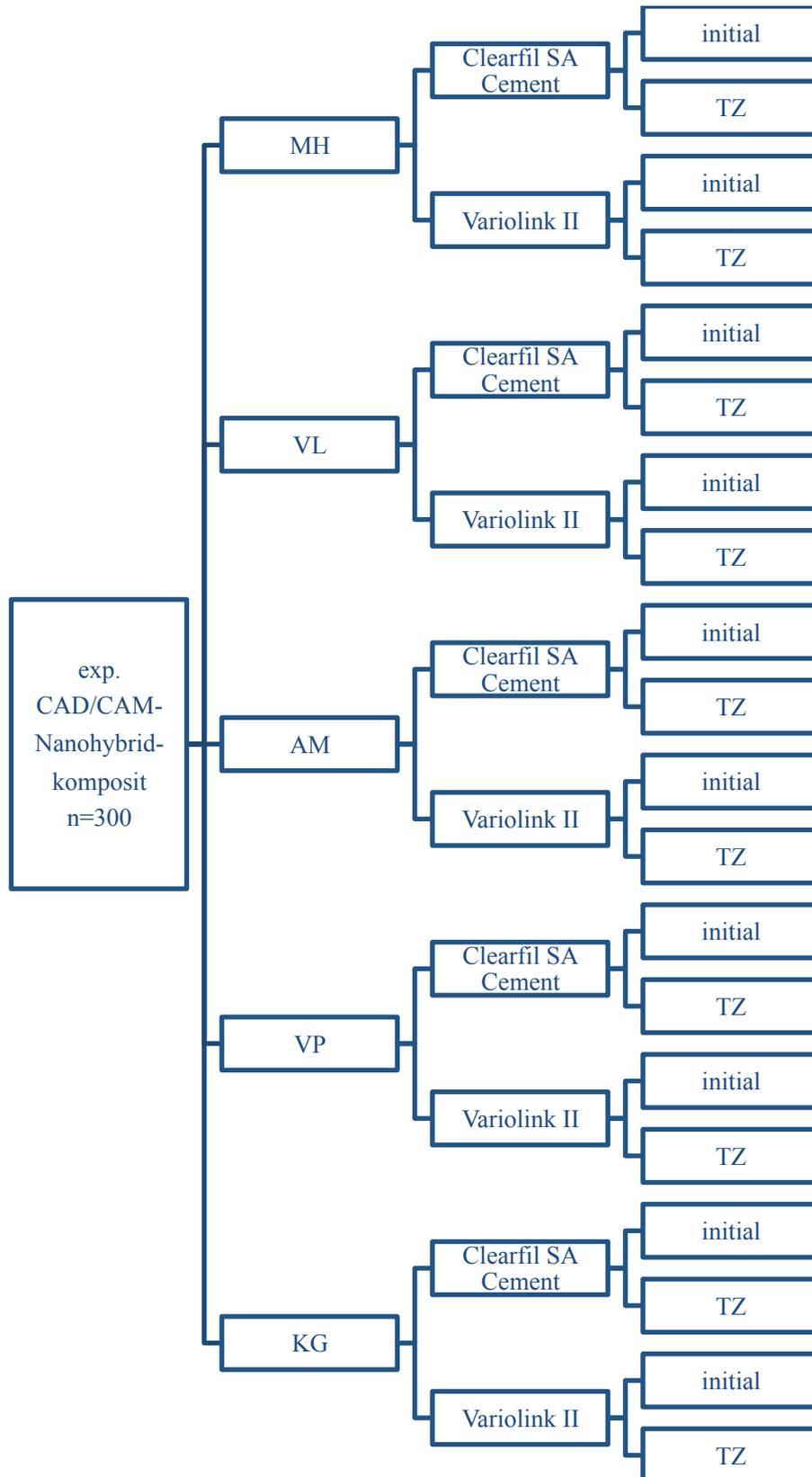


Abbildung 6: Verteilung der Prüfkörper (exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit) auf die Versuchsgruppen

Konditionierung

Nach der Korundstrahlung mit Aluminiumoxidpulver wurden die Prüfkörper mit fünf verschiedenen Adhäsivsystemen vorbehandelt. Folgende Konditionierungsmethoden wurden in dieser Studie angewendet: Die erste Adhäsivgruppe war Monobond Plus in Kombination mit Heliobond. Vorgegangen wurde dabei folgendermaßen: Monobond Plus wurde mithilfe eines Mikrobrush auf die polierte und korundgestrahlte CAD/CAM-Oberfläche aufgetragen. Anschließend ließ man das Monobond Plus für 60 Sekunden verdunsten. Danach wurde Heliobond aufgetragen und für 10 Sekunden mit einer Polymerisationslampe (Elipar S10, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) aus einer Entfernung von 5 mm lichtgehärtet. Die Lichtintensität der verwendeten LED-Polymerisationslampe wurde gemessen (Marc 3, Prof. Preis, Dalhousie University) und betrug 1200 mW/cm^2 . Als zweite Konditionierungsmethode verwendeten die Autoren visio.link. Das Adhäsiv wurde mit einem Mikrobrush auf den CAD/CAM-Kunststoff aufgetragen und für 90 Sekunden in einem Lichthärtegerät (bre.Lux Power Unit, Bredent) polymerisiert. Das dritte Adhäsiv war Ambarino P60: Die Oberfläche des Prüfkörpers wurde mithilfe eines Mikrobrushs benetzt und anschließend für 2 Minuten luftgetrocknet. Als viertes Adhäsivsystem kam VP connect zur Anwendung. Es wurde auf die Oberfläche des Prüfkörpers aufgetragen und verdunstete anschließend für 3 Minuten. Die fünfte Gruppe diente als Kontrollgruppe. Zur Referenz ließen die Autoren diese unbehandelt, außer der Korundstrahlung fand hier keine weitere Konditionierung statt.

4.4 Fertigstellung der Versuchskörper

Kleben

Nach der Konditionierung folgte die endgültige Fertigstellung der Versuchskörper. Für den Klebevorgang wurden die Prüfkörper nacheinander in einer Haltevorrichtung positioniert. Ein Acrylzylinder (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) mit einem Innendurchmesser von 2,9 mm wurde mittig auf der abgestrahlten CAD/CAM-Oberfläche fixiert. Die verwendeten Acrylzylinder waren hohl und von oben und unten zugänglich (Abbildungen 7 und 8). Die Positionierung des Acrylzylinders auf dem Prüfkörper und der Klebevorgang sind in Abbildung 9 schematisch dargestellt.



Abbildung 7: Acrylzylinder



Abbildung 8: Acrylzylinder und Prüfkörper

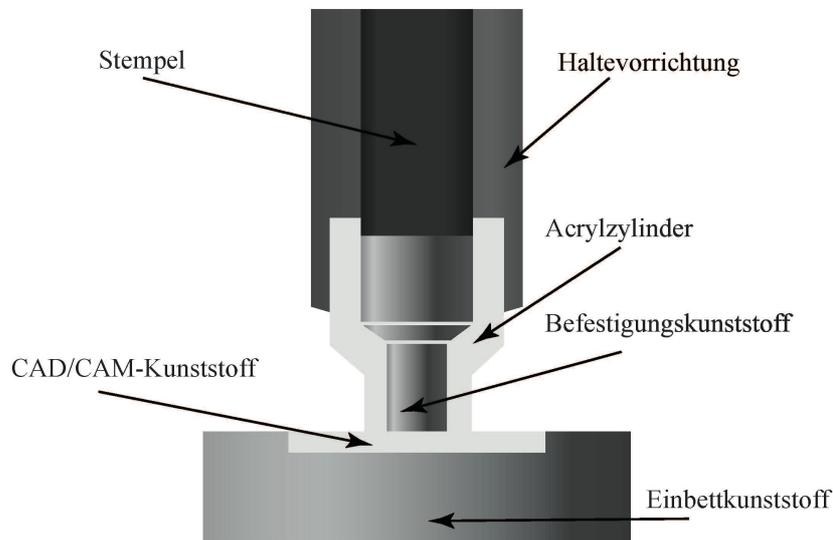


Abbildung 9: Schematische Darstellung des Klebevorgangs

Nach der richtigen Positionierung wurde der gewünschte Befestigungskunststoff eingefüllt. Die beiden verwendeten Befestigungssysteme waren der selbstätzende Befestigungskunststoff Clearfil SA Cement und der konventionelle Befestigungskunststoff Variolink II. Der Kunststoff Clearfil SA Cement konnte direkt mit einer Spritze, an deren Ende eine Mischkanüle angebracht war, in den Acrylzylinder eingebracht werden. Variolink II besteht jedoch aus zwei Komponenten, Basispaste und Katalysator, und musste erst angemischt werden, bevor es in den Acrylzylinder gefüllt werden konnte. Nach Herstellerangaben wurden beide Komponenten auf einer gekühlten Glasplatte im Verhältnis 1:1 angerührt, bis sich eine homogene Masse gebildet hatte. Mithilfe eines sauberen Heidemannspatels wurde das angemischte Variolink II in den Zylinder gefüllt.

Ein Stempel mit einem Gewicht von exakt 750 g belastete nun den fixierten, gefüllten Acrylzylinder axial. Überschüssiger Befestigungskunststoff wurde mithilfe eines Mikrobrushs entfernt. Anschließend wurden die Prüfkörper für 40 Sekunden gleichmäßig von allen Seiten mit einer Polymerisationslampe (Elipar S 10, 3M ESPE, Deutschland) lichtgehärtet. Die fertigen Versuchskörper (Abbildungen 10 und 11) wurden sowohl auf dem Prüfkörper als auch auf dem Acrylzylinder beschriftet, um die Einzelteile nach dem Zugversuch den jeweiligen Gruppen wieder zuordnen zu können.



Abbildung 10: Prüfkörper und Acrylzylinder vor/nach dem Klebevorgang



Abbildung 11: Fertiger Versuchskörper

Wasserlagerung und thermische Wechselbelastung

Nach dem Kleben wurden alle Versuchskörper bei einer Temperatur von 37 °C für 24 Stunden in destilliertem Wasser gelagert. Anschließend wurde die Zugverbundfestigkeit für die eine Hälfte der Prüfkörper gemessen. Um eine künstliche Alterung zu simulieren, wurde die andere Hälfte der Versuchskörper einem Thermolastwechsel von 5000 thermischen Zyklen ausgesetzt (Thermocycler DAS-1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Dafür wurden die Prüfkörper mit Hilfe einer Schwenkvorrichtung für 20 Sekunden in ein Bad mit 5 °C kaltem destilliertem Wasser getaucht. Anschließend wurden sie für weitere 20 Sekunden in ein Bad mit 55 °C warmem destilliertem Wasser getaucht. Dieser Vorgang wiederholte sich 5000-mal. Durch dieses Verfahren konnte innerhalb kurzer Zeit ein Alterungsprozess simuliert sowie die Beständigkeit des Haftverbundes kontrolliert werden. Nach dem Thermolastwechsel wurden die Versuchskörper für eine Stunde bei Raumtemperatur in destilliertem Wasser gelagert, bevor die Zugverbundfestigkeit getestet werden konnte.

4.5 Zugverbundfestigkeitsprüfung und Bruchbildanalyse

Messung der Zugverbundfestigkeit

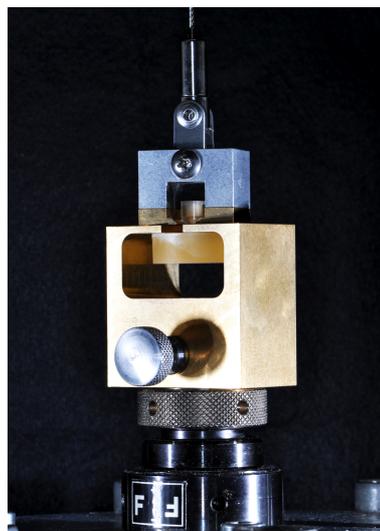


Abbildung 12: Versuchsaufbau mit Prüfkörper in Haltevorrichtung

Die Messung der Verbundfestigkeit fand in einer Universal-Prüfmaschine (Zwick 1445, Zwick, Ulm, Deutschland) statt. Die Zugversuche wurden mit einer Vorkraft von 0 N und einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min durchgeführt. Dafür wurden die Versuchskörper nacheinander in einer speziellen Vorrichtung positioniert, die die Anwendung einer momentfreien Axialkraft in der Prüfmaschine gewährleistete (Abbildung 12). Die Acrylzylinder wurden mithilfe einer Spannzange gehalten, während eine ausgleichende Aufspannvorrichtung die Selbstzentrierung der Versuchskörper erlaubte (Abbildung 13).

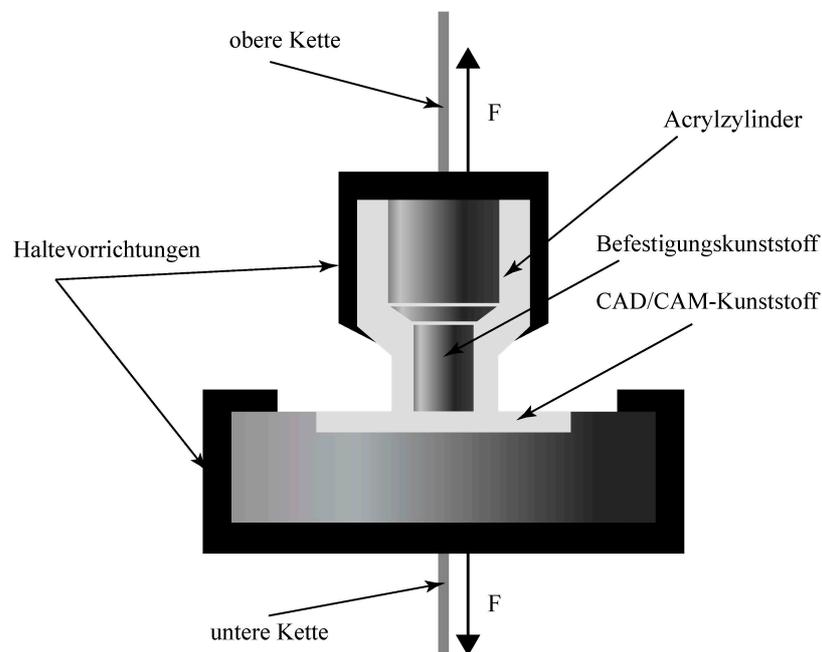


Abbildung 13: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus

Die Vorrichtung wurde auf der Lastzelle befestigt und durch eine obere und untere Kette auseinander gezogen, so dass das gesamte System sich selbst ausrichtete. Die Versuchskörper wurden nun mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/min bis zur endgültigen Trennung des Klebeverbands belastet. In Abbildung 14 wird der gesamte Versuchsaufbau schematisch dargestellt.

Die Zugverbundfestigkeit wurde nach der folgenden Gleichung berechnet:

$$\sigma = F / A$$

(σ : Zugverbundfestigkeit, F : Belastung bei Bruch [N], A : Klebefläche [mm²])

Die Messung der Ergebnisse und die Aufzeichnung der Kraft-Dehnungs-Diagramme erfolgte durch die zur Maschine gehörige Software „testXPert II“ (Zwick, Ulm).

Bruchbildanalyse

Nach dem Zugversuch und der Trennung der Klebeverbindungen wurden die Bruchbilder aller 600 Versuchskörper unter einem Mikroskop analysiert (Carl Zeiss Axioskop 2 MAT, Zeiss Mikroskopie, Göttingen, Deutschland). Bei der mikroskopischen Untersuchung konnten folgende Fehlertypen festgestellt werden (siehe Abbildung 15):

- 1) Adhäsivbruch: glatte Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche
- 2) Kohäsivbruch: Unvollständige Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des CAD/CAM-Kunststoffes
- 3) Kohäsivbruch: Unvollständige Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des Befestigungskunststoffes

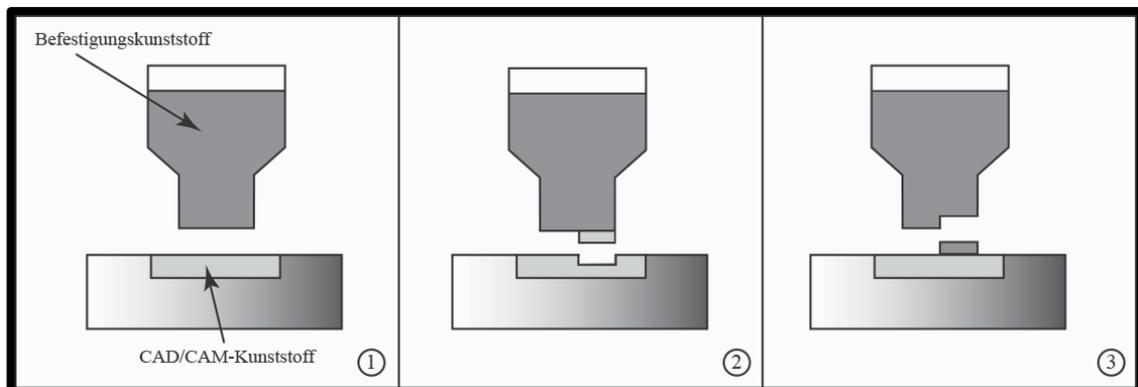


Abbildung 14: Ergebnisse der Bruchbildanalyse: Schematische Darstellung der Fehlertypen

4.5 Statistische Analyse

Die statistische Analyse wurde mit SPSS Version 20 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test wurden zur Erfassung der Normalverteilung durchgeführt. Parametrische Statistiken (Mittelwert, Standardabweichung)

chung und 95%-Konfidenzintervall) wurden berechnet. Four- und One-way-ANOVA mit anschließendem Scheffé-post-hoc-Test wurden verwendet, um die signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Konditionierungsgruppen zu bestimmen. Der ungepaarte Zweistichproben-T-Test überprüfte den Einfluss der Alterungsmethode, des CAD/CAM-Materials und des Befestigungskunststoffes auf die Zugverbundfestigkeit. Relative Häufigkeiten der Fehlertypen, sowie das dazugehörige 95%-Konfidenzintervall, wurden mittels Ciba-Geigy-Tabellen ermittelt. Im Chi²-Test wurden Unterschiede in der Häufigkeit der Fehlertypen zwischen den einzelnen geprüften Gruppen bewertet. P-Werte kleiner als 0,05 wurden als statistisch signifikant in allen verwendeten Tests angesehen.

5. ERGEBNISSE

Da der nicht-normalverteilte Anteil der Versuchsgruppen nahe dem Fehler erster Art war, wurde die Analyse der Ergebnisse mittels der Verwendung parametrischer statistischer Verfahren durchgeführt. Four-way-ANOVA zeigte die Auswirkungen der jeweiligen CAD/CAM-Kunststoffe ($p < 0,001$), der Konditionierungsverfahren ($p < 0,001$) und der Befestigungskunststoffe ($p < 0,001$) auf die Zugverbundfestigkeit. Da die Alterungsmethoden keine Auswirkungen auf die Zugverbundfestigkeit hatten, wurden sie nicht extra statistisch erfasst. Alle Messwerte wurden tabellarisch dokumentiert (siehe 10. Anhang). Deskriptive Statistiken sind in Tabelle 2 zusammengefasst. Nicht-parametrische Statistiken sind aufgrund der besseren Anschauung in Boxplot-Diagrammen dargestellt (Abbildung 16).

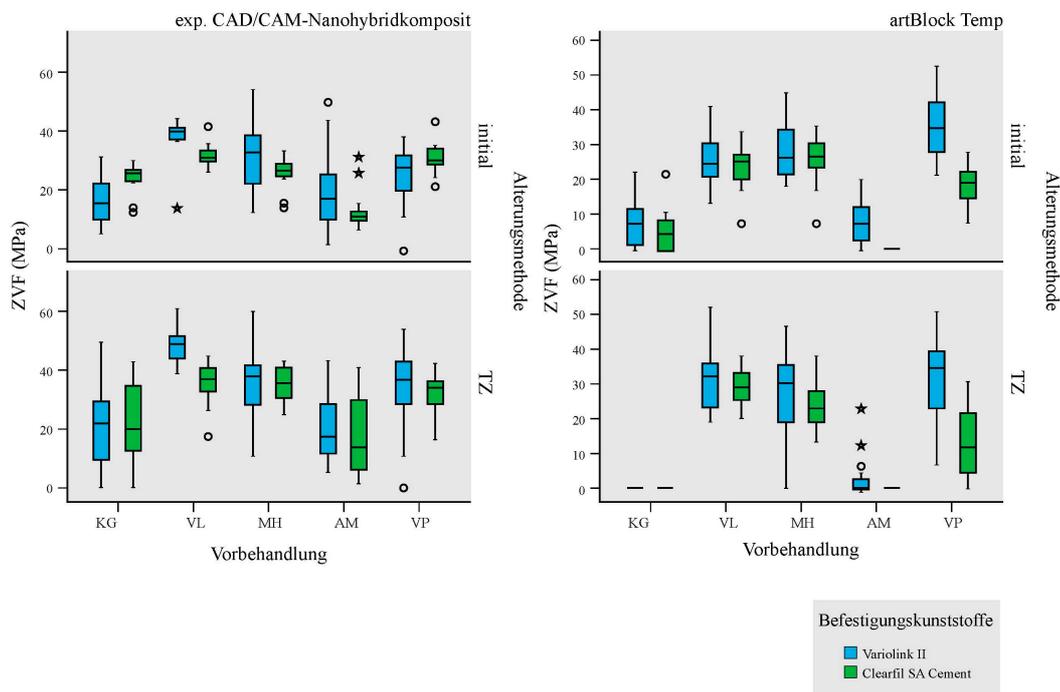


Abbildung 15: Boxplot-Diagramme für die ZVF von exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit (links) und PMMA-basiertem artBloc Temp (rechts).

Das experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit konnte die signifikant höchste Verbundfestigkeit in Verbindung mit dem Befestigungskunststoff Variolink II in

Kombination mit den Vorbehandlungen VL, MH und VP verzeichnen. Bei artBloc Temp wurde die höchste Zugverbundfestigkeit in der Kombination aus Variolink II und der Konditionierung mit VP, VL und MH gemessen.

5.1 Einfluss der Konditionierungsmethoden auf die Zugverbundfestigkeit

Tabelle 2: Mittlere Zugverbundfestigkeit (mZVF), Standardabweichung (SD) und 95%-Konfidenzintervalle (95%-KI) der Befestigungskunststoffe auf unterschiedlich vorbehandelten CAD/CAM-Oberflächen (MPa)

Befestigungskunststoff	Konditionierungsmethode	24 h H ₂ O		24h H ₂ O + 5000 TZ	
		mZVF (SD)	95%-KI	mZVF (SD)	95%-KI
artBloc Temp					
Clearfil Cement SA	MH	25.9 ± 7.3 ^c	(21.7;30.0)	23.6 ± 7.1 ^c	(19.5;27.6)
	VL	23.7 ± 6.4 ^{bc}	(20.0;27.3)	29.6 ± 5.1 ^c	(26.6;32.4)
	AM	0 ± 0 ^a	-	0 ± 0 ^a	-
	VP	18.7 ± 6.3 ^b	(15.0;22.2)	12.8 ± 10.0 ^b	(7.1;18.4)
	CG	5.3 ± 6.2 ^a	(1.7;8.8)	0 ± 0 ^a	-
Variolink II	MH	28.1 ± 8.3 ^{bc}	(23.4;32.7)	26.5 ± 12.8 ^b	(19.3;33.7)
	VL	25.6 ± 7.5 ^b	(21.3;29.8)	31.0 ± 9.5 ^b	(25.6;36.3)
	AM	8.2 ± 6.7 ^a	(4.4;12.0)	3.0 ± 6.4 ^a	(-0.6;6.6)*
	VP	36.0 ± 9.7 ^c	(30.5;41.4)	31.0 ± 12.2 ^b	(24.1;37.8)
	CG	7.7 ± 6.8 ^a	(3.8;11.5)	0 ± 0 ^a	-
exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit					
Clearfil Cement SA	MH	25.3 ± 6.3 ^{bc}	(21.7;28.9)	35.5 ± 5.9 ^c	(32.1;38.8)
	VL	31.5 ± 3.8 ^c	(29.3;33.7)	35.3 ± 7.1 ^c	(31.2;39.2)
	AM	13.1 ± 6.7 ^a	(9.3;16.9)*	18.3 ± 13.4 ^a	(10.7;25.7)
	VP	31.2 ± 5.3 ^c	(28.2;34.2)	31.4 ± 7.5 ^{bc}	(27.1;35.6)
	CG	23.9 ± 5.6 ^b	(20.6;27.0)	22.4 ± 13.3 ^{ab}	(14.9;29.8)
Variolink II	MH	32.0 ± 12.1 ^{bc}	(25.1;38.7)	34.5 ± 13.7 ^{ab}	(26.8;42.1)
	VL	38.0 ± 7.0 ^c	(33.9;41.9)*	47.8 ± 6.0 ^b	(44.3;51.2)
	AM	19.5 ± 13.3 ^a	(11.9;26.9)	21.0 ± 12.3 ^a	(14.0;27.9)
	VP	24.9 ± 10.5 ^{ab}	(18.9;30.8)	33.3 ± 14.0 ^a	(25.4;41.0)
	CG	16.8 ± 8.4 ^a	(12.0;21.5)	21.9 ± 14.5 ^a	(13.7;30.0)

* nicht normalverteilt

^{a, b, c, d} verschiedene Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Konditionierungsmethoden bei einem Befestigungskunststoff und einem CAD/CAM-Kunststoff

Die unbehandelten Kontrollgruppen des CAD/CAM-Kunststoffes artBloc Temp zeigten nach künstlicher Alterung im Thermozykler keinen Verbund zwischen Kunststoff und Befestigungskunststoff, unabhängig des verwendeten Befestigungskunststoffes. Dagegen konnten die Versuchsgruppen ohne Alterung sowohl bei Clearfil SA Cement ($5,3 \pm 6,2$ MPa) als auch bei Variolink II ($7,7 \pm 6,8$ MPa) eine initiale Zugverbundfestigkeit vorweisen. Die Konditionierung mit AM ergab in Kombination mit Clearfil SA Cement keine feste Bindung zum Kunststoff. Im Gegensatz dazu führte die Kombination mit Variolink II zu einem festen Verbund. Hierbei ergab sich eine Verbundfestigkeit von $8,2 \pm 6,7$ MPa initial und von $3,0 \pm 6,4$ MPa nach thermischer Wechselbelastung. Die höchste Zugverbundfestigkeit der Versuchskörper, die mit Clearfil SA Cement geklebt wurden, ergab sich aus den Kombinationen mit MH ($25,9 \pm 7,3$ MPa), VL ($23,7 \pm 6,4$ MPa) und VP ($18,7 \pm 6,3$ MPa). Der andere verwendete Befestigungskunststoff, Variolink II, zeigte den höchsten Verbund in Kombination mit VP ($36,0 \pm 9,7$ MPa), MH ($28,1 \pm 8,3$ MPa) und VL ($25,6 \pm 7,5$ MPa). Im direkten Vergleich zeigte mit VP konditioniertes artBloc Temp eine deutlich höhere Zugverbundfestigkeit in Kombination mit Variolink II als mit Clearfil SA Cement. Im Gegensatz dazu waren die Messergebnisse nach Konditionierung mit MH oder VL vergleichbar. Beim experimentellen CAD/CAM-Nanohybridkomposit zeigten die unbehandelten Kontrollgruppen bzw. die mit AM konditionierten Versuchskörper die niedrigste Zugverbundfestigkeit. Dabei war es unerheblich, welcher Befestigungskunststoff verwendet wurde und ob initial oder nach Thermolastwechsel geprüft wurde. Wurden dagegen die Adhäsive VL, MH und VP als Konditionierungsmethoden verwendet, konnte eine deutliche Erhöhung des Haftverbundes erreicht werden. Auch die Alterungsmethode hatte hier Auswirkungen auf den Verbund: Die nach dem Thermolastwechsel gemessene Zugverbundfestigkeit war bei beiden Befestigungskunststoffen höher als die initial gemessene.

5.2 Einfluss der Befestigungskunststoffe auf die Zugverbundfestigkeit

Tabelle 3: Einfluss der Befestigungskunststoffe und der CAD/CAM-Kunststoffe auf die Zugverbundfestigkeit (p-Werte).

	Konditionierungsmethode	initial	5000 TZ
artBloc temp	MH	0.446	0.440
	VL	0.445	0.601
	AM	<0.001(v)	0.088
	VP	<0.001(v)	<0.001(v)
	CG	0.334	-
exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit	MH	0.076	0.791
	VL	0.004(v)	<0.001(v)
	AM	0.116	0.569
	VP	0.049(c)	0.655
	CG	0.013(c)	0.918
Clearfil SA Cement	MH	0.823	<0.001(x)
	VL	<0.001(x)	0.018(x)
	AM	<0.001(x)	<0.001(x)
	VP	<0.001(x)	<0.001(x)
	CG	<0.001(x)	<0.001(x)
Variolink II	MH	0.324	0.112
	VL	<0.001(x)	<0.001(x)
	AM	0.008(x)	<0.001(x)
	VP	0.005(x)	0.639
	CG	0.003(x)	<0.001(x)

(c): Clearfil SA Cement zeigte eine höhere ZVF als Variolink II

(v): Variolink II zeigte eine höhere ZVF als Clearfil SA Cement

(x): exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit zeigte eine höhere ZVF als artBloc Temp

(a): artBloc Temp zeigte eine höhere ZVF als exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit

Die initiale Prüfung ergab bei dem mit AM vorbehandelten artBloc Temp zusammen mit Variolink II eine höhere Zugverbundfestigkeit als mit Clearfil SA Cement. Nach der Konditionierung mit VP war die Zugverbundfestigkeit von VP und Variolink II ebenfalls signifikant höher als die von VP und Clearfil SA Cement, unabhängig der verwendeten Alterungsmethode. Für das experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit ergab die Kombination aus VL und Variolink II sowohl initial als auch nach 5000 Zyklen eine höhere Zugverbundfestigkeit als die Verwendung von Clearfil SA Cement. Initial zeigten

die unbehandelten Kontrollgruppen und die mit VP konditionierten Versuchskörper eine höhere Verbundfestigkeit in Kombination mit Clearfil SA Cement als mit Variolink II.

5.3 Einfluss der CAD/CAM-Kunststoffe auf die Zugverbundfestigkeit

Der Einfluss der CAD/CAM-Kunststoffe auf die Zugverbundfestigkeit ist in Tabelle 3 dargestellt. Im direkten Vergleich konnte das experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit einen signifikant höheren Haftverbund zu den Befestigungskunststoffen vorweisen als artBloc Temp. Dabei war es nicht von Bedeutung, welcher Befestigungskunststoff verwendet und welche Konditionierungsmethode gewählt wurde. Hiervon auszunehmen waren lediglich die Kombination aus MH und beiden Befestigungskunststoffen sowie die Kombination aus VP und Variolink II.

5.4 Bruchbildanalyse

Bei Betrachtung der Bruchflächen unter dem Stereomikroskop ließen sich verschiedene Typen von Klebeversagen differenzieren. Die prozentuale Verteilung der Fehlertypen auf die einzelnen CAD/CAM-Kunststoffe und Befestigungskunststoffe kann man Tabelle 4 entnehmen. Am häufigsten trat der Kohäsivbruch mit Bruch innerhalb des Befestigungskunststoffes auf. Überwiegend konnte dieser Fehlertyp dem experimentellen CAD/CAM-Nanohybridkomposit zugeordnet werden. Vor allem in Kombination mit Clearfil SA Cement und den Konditionierungsmethoden MH und VL zeigte sich dieser Frakturtyp häufig, unabhängig der Alterungsmethode. Nach Konditionierung mit VL und thermischer Wechselbelastung kam es vermehrt zu Kohäsivbrüchen innerhalb des Befestigungskunststoffes Variolink II. Der zweithäufigste Frakturtyp war der Adhäsionsbruch, bei dem sich der Acrylzylinder mitsamt Befestigungskunststoff von der CAD/CAM-Oberfläche ablöste. Häufig trat dieser Fehlertyp bei den Kontrollgruppen und den mit AM konditionierten Versuchskörpern von artBloc Temp auf. Dabei war es unerheblich, welcher Befestigungskunststoff benutzt worden war. Die Zahl der Kohäsivbrüche innerhalb des CAD/CAM-Kunststoffes war vernachlässigbar gering.

Tabelle 4: Relative Fehlertyp-Häufigkeiten mit 95%-Konfidenzintervallen des kohäsiven Fehlertyps nach ZVF-Messungen (%).

Befestigungs-kunststoff	Konditionierungs-methode	24 h H ₂ O			24h H ₂ O + 5000 TZ		
		adhäsiv	kohäsiv		adhäsiv	kohäsiv	
			CAD/CAM-Kunststoff	Befestigungs-kunststoff		CAD/CAM-Kunststoff	Befestigungs-kunststoff
artBloc Temp							
Clearfil SA Cement	MH	13.3 (1.6;40.5)	0 (0;21.8)	86.7 (59.4;98.4)	40 (16.3;67.8)	0 (0;21.8)	60 (32.2;83.7)
	VL	13.3 (1.6;40.5)	0 (0;21.8)	86.7 (59.4;98.4)	6.7 (0.1;32.0)	0 (0;21.8)	93.3 (68.0;99.9)
	AM	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)
	VP	93.3 (68.0;99.9)	0 (0;21.8)	6.7 (0.1;32.0)	80 (51.8;95.7)	0 (0;21.8)	20 (4.3;48.1)
	CG	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)
	Chi ²	p<0.001			p<0.001		
Vario-link II	MH	40 (16.3;67.8)	13.3 (1.6;40.5)	46.7 (21.2;73.5)	40 (16.3;67.8)	33.3 (11.8;61.7)	26.7 (7.7;55.2)
	VL	13.3 (1.6;40.5)	0 (0;21.8)	86.7 (59.4;98.4)	6.7 (0.1;32.0)	20 (4.3;48.1)	73.3 (44.9;92.3)
	AM	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	93.3 (68.0;99.9)	0 (0;21.8)	6.7 (0.1;32.0)
	VP	6.7 (0.1;32.0)	40 (16.3;67.8)	53.3 (26.5;78.8)	26.7 (7.7;55.2)	6.7 (0.1;32.0)	66.8 (38.3;88.2)
	CG	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)
	Chi ²	p<0.001			p<0.001		
exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposit							
Clearfil SA Cement	MH	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)
	VL	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)
	AM	73.3 (44.9;92.3)	0 (0;21.8)	26.7 (7.7;55.2)	60 (32.2;83.7)	0 (0;21.8)	40 (16.3;67.8)
	VP	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)	33.3 (11.8;61.7)	0 (0;21.8)	66.8 (38.3;88.2)
	CG	26.7 (7.7;55.2)	0 (0;21.8)	73.3 (44.9;92.3)	33.3 (11.8;61.7)	0 (0;21.8)	66.8 (38.3;88.2)
	Chi ²	p<0.001			p<0.001		
Vario-link II	MH	46.7 (21.2;73.5)	0 (0;21.8)	53.3 (26.5;78.8)	26.7 (7.7;55.2)	0 (0;21.8)	73.3 (44.9;92.3)
	VL	0 (0;21.8)	40 (16.3;67.8)	60 (32.2;83.7)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)	100 (78.2;100)
	AM	80 (51.8;95.7)	0 (0;21.8)	20 (4.3;48.1)	100 (78.2;100)	0 (0;21.8)	0 (0;21.8)
	VP	93.3 (68.0;99.9)	0 (0;21.8)	6.7 (0.1;32.0)	40 (16.3;67.8)	6.7 (0.1;32.0)	53.3 (26.5;78.8)
	CG	93.3 (68.0;99.9)	0 (0;21.8)	6.7 (0.1;32.0)	86.7 (59.4;98.4)	0 (0;21.8)	13.3 (1.6;40.5)
	Chi ²	p<0.001			p<0.001		

6. DISKUSSION

6.1 Diskussion der Materialien

CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe

Aus Hochleistungskunststoffen angefertigte CAD/CAM-Restaurationen stellen eine vielversprechende Alternative zu konventionell gefertigtem Zahnersatz dar. Die limitierenden Faktoren von Keramikrestaurationen wie Sprödigkeit, Rissbildung, Antagonistenverschleiß und höhere Kosten können durch die Verwendung von polymeren CAD/CAM-Materialien vermieden werden. Durch eine standardisierte industrielle Herstellung lassen sich erhöhte mechanische Eigenschaften erzielen [52, 54]. CAD/CAM-Kunststoffe weisen gute Verschleiß Eigenschaften gegenüber Schmelzantagonisten auf [12] und können aufgrund ihrer geringen Sprödigkeit in dünnerer Schichtstärke verwendet werden. Dadurch ist es möglich, substanzschonender zu präparieren und somit widerstandsfähigere Restaurationen einzusetzen [63, 64]. Es kann davon ausgegangen werden, dass die klinische Akzeptanz der CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe stetig ansteigen wird und sie zunehmend im Praxisalltag verwendet werden. Ein langfristiger Erfolg der CAD/CAM-Versorgungen im Patientenmund ist unter anderem abhängig von einer zuverlässigen Befestigung. Aufgrund der hohen Umwandlung der CAD/CAM-Kunststoffe während des Polymerisationsvorgangs gestaltet sich ihre Befestigung am Zahn jedoch äußerst schwierig. Im Gegensatz zu verschiedenen Legierungen oder Keramiken, deren Verbundfestigkeiten zu diversen Befestigungsmaterialien in der Literatur bereits ausreichend untersucht worden sind [26-29], existieren über die Verbundeigenschaften von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen zu Befestigungskunststoffen nur begrenzte Informationen. Deshalb entschieden sich die Autoren der vorliegenden Studie dazu, die Zugverbundfestigkeit von CAD/CAM-Kunststoffen zu untersuchen. Es wurden zwei verschiedene CAD/CAM-Materialien getestet: Ein PMMA-basierter Kunststoff (artBloc Temp) ohne zusätzliche Füller und ein experimentelles CAD/CAM-Nanohybridkomposit mit anorganischen Fülleranteilen. Bezogen auf ihre unterschiedliche Zusammensetzung ließen sich die Verbundfestigkeiten der zwei Kunststoffe vergleichen, bewerten und interpretieren und eine Aussage darüber treffen, welcher der Kunststoffe sich mehr für den

Einsatz in der Praxis eignete. Andere Studien mit demselben Schwerpunkt, die Auswirkungen gezielter Vorbehandlungsmethoden auf die Verbundfestigkeit von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen zu testen, wählten ebenfalls PMMA-basierte und Komposit-basierte CAD/CAM-Kunststoffe zum Vergleich [22, 178].

Adhäsivsysteme

In der vorliegenden Studie wurden die Substrate mit vier verschiedenen Adhäsiven konditioniert. Die Autoren verwendeten drei Etch-and-rinse-Adhäsive und ein selbstätzen-des Adhäsiv. Adhäsive sind Komposite mit niedriger Viskosität. Sie besitzen einen geringeren prozentualen Anteil an Partikelbestandteilen und können somit die Oberflächenrauheit der CAD/CAM-Kunststoffe in höherem Maße infiltrieren. Der Unterschied zwischen den beiden Adhäsivklassen ist, dass bei Ersteren die Schmierschicht und oberflächliches Hydroxylapatit in einem ersten Verarbeitungsschritt durch Ätzen mit einem separaten Säure-Gel entfernt wird, die Self-etch-Adhäsive dagegen die Schmier-schicht durchlässig machen, ohne sie vollständig zu entfernen [106]. Die in dieser Untersuchung zur Anwendung gekommenen Vertreter aus der Gruppe der Etch-and-rinse-Adhäsive waren Monobond Plus/ Heliobond, visio.link und VP connect. Monobond Plus ist ein Einkomponenten-Haftvermittler und eignet sich laut Hersteller für alle indirekten Restaurationsmaterialien. Die Lösung besteht aus einer Kombination aus drei verschiedenen funktionellen Methacrylaten (Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat und Sulfidmethacrylat). Es wurde in dieser Studie zusammen mit Heliobond zur Konditionie-rung der Substrate verwendet. Heliobond ist ein lichthärtender Einkomponenten-Haftvermittler und enthält Bis-GMA und Triethylenglycoldimethacrylat. Durch die Vorbehandlung mit MH konnten bei beiden CAD/CAM-Kunststoffen zufriedenstellende Haftwerte gemessen werden. Die verwendeten Adhäsive visio.link und VP connect zählen ebenfalls zu den Etch-and-rinse-Adhäsiven. Visio.link ist wie Heliobond ein lichthärtender Haftvermittler, wohingegen man VP connect nach dem Auftragen nicht polymerisieren muss, sondern lediglich verdunsten lässt. Beide Adhäsive basieren auf Methylmethacry-latmonomeren. In der vorliegenden Studie bewirkten sie eine deutliche Erhöhung der Zugverbundfestigkeit. Vor allem in Verbindung mit artBloc Temp ließen sich durch die Konditionierung mit VP connect und visio.link hohe Haftwerte erzielen. Vermutlich kommt es durch die Diffusion der Methylmethacrylatmonomere zum Kontakt mit PMMA, was zu einer Quellung der Polymere und zu einer Erhöhung der Verbundfestigkeit führt

[202]. Das verwendete Ambarino P60 zählt zu der Gruppe der Self-etch-Adhäsive und ist ein Dimethacrylat basierend auf Phosphorsäureester und Phosphonsäureester. Trotz der breiten Akzeptanz der Self-etch-Adhäsive im Praxisalltag wegen ihrer erleichterten und weniger zeitintensiven Anwendung konnte in diversen Studien ein verminderter Halt gegenüber den klassischen Adhäsiven bestätigt werden [159, 179]. Auch die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen deutlich, dass durch selbsthaftende Adhäsive ein schwächerer Verbund zu Zahn und Restauration entsteht als durch Etch-and-rinse-Adhäsive mit separater Phosphorsäureätzung. Alle Ambarino P60-Gruppen konnten keinen bzw. nur einen geringen Verbund zu den Substraten aufbauen. Im Gegensatz dazu zeigte die Konditionierung mit Monobond Plus/ Heliobond, visio.link oder VP connect eine signifikante Zunahme der Zugverbundfestigkeit. Die Verarbeitung aller Adhäsive erfolgte strikt nach den Angaben des jeweiligen Herstellers. Aufgrund der unterschiedlichen Haftqualitäten war es nötig, die CAD/CAM-Kunststoffe mit Vertretern aus beiden Adhäsivklassen vorzubehandeln, um den jeweiligen Einfluss auf den Haftverbund bewerten und direkt miteinander vergleichen zu können. Die Verwendung von Adhäsiven aus beiden Gruppen ist eine gängige Vorgehensweise in der Literatur [116, 150, 180].

Adhäsive Befestigungssysteme

Für die Studie wurden die Befestigungskunststoffe Clearfil SA Cement und Variolink II ausgewählt. Variolink II ist ein konventioneller dualhärtender (licht- und selbsthärtend) Befestigungskunststoff zur adhäsiven Befestigung von Keramik- und Kompositrestaurationen. Die Monomermatrix besteht aus Bis-GMA, Urethan-Dimethacrylat und Triethylenglycol-Dimethacrylat. Die anorganischen Füllstoffe bestehen aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas und sphäroidem Mischoxid. Die mittlere Partikelgröße beträgt 0,7 µm. Die Gesamtmenge der anorganischen Füller liegt bei ungefähr 74 Gew.-%. Im Gegensatz dazu zählt Clearfil SA Cement zu den selbstadhäsiven Befestigungskunststoffen. Clearfil SA Cement ist ebenfalls ein dualhärtender (lichthärtender und/oder selbsthärtender) Befestigungskunststoff für Restaurationen aus Keramik, Komposit und Metall. Hauptbestandteile der Monomermatrix sind Bis-GMA und Triethylenglycol-Dimethacrylat. Die Fähigkeit zur Selbsthaftung erhält Clearfil SA Cement durch das zusätzlich enthaltene Adhäsivmonomer 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP). Dieses beinhaltet eine hydrophile Phosphatgruppe und ermöglicht so die saure Demineralisierung und Bindung an Kalziumionen und Aminogruppen der Zahnhartsub-

stanz. Die anorganischen Füllstoffe bestehen vor allem aus silanisiertem Bariumglas. Die Gesamtmenge der anorganischen Füller liegt bei ungefähr 66 Gew.-%. Die mittlere Partikelgröße beträgt 2,5 µm. Beide Befestigungssysteme wurden exakt nach Herstellerangaben angewandt. Diverse Studien verglichen den Haftverbund adhäsiver Befestigungssysteme mit konventionellen Befestigungsmaterialien wie Zinkphosphatzemente und Glasionomerezemente und kamen zu dem Ergebnis, dass die adhäsive Befestigung von Kunststoffversorgungen im direkten Vergleich zu langfristigerem Erfolg führt [31, 181-183]. Unter den Befestigungskunststoffen erfreuen sich selbstadhäsive Befestigungssysteme wegen ihrer einfachen Handhabung und der daraus resultierenden Zeitersparnis im Praxisalltag gegenüber den konventionellen Befestigungskunststoffen großer Beliebtheit. Sie haben den Vorteil, dass keine zeitaufwendige Prozedur vonnöten ist, um den Zahn und die Restauration zu ätzen und adhäsiv vorzubehandeln. Selbstadhäsive Befestigungsmaterialien enthalten Phosphorsäure und Adhäsivbestandteile, die den Zahn in einem Schritt konditionieren. In diversen Studien konnten jedoch die konventionellen Befestigungskunststoffe meist höhere Werte erzielen als die selbsthaftenden, jedoch oft mit Ausnahme von RelyX Unicem [184, 185]. Dies konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden. Die Verwendung des konventionellen Befestigungskunststoffes Variolink II ergab in den meisten Fällen eine höhere Zugverbundfestigkeit als die Verwendung von Clearfil SA Cement. Vor allem in Verbindung mit dem CAD/CAM-Kunststoff artBloc Temp nach Konditionierung mit VP connect konnte Variolink II sehr gute Haftwerte erzielen. Die multifunktionalen Dimethacrylate in Variolink II bildeten hier offensichtlich wesentliche chemische Verbindungen mit dem PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoff aus. Im Gegensatz dazu ließ sich zwischen dem korundgestrahlten PMMA-basierten Kunststoff und dem selbstadhäsiven phosphatbasierten Befestigungskunststoff Clearfil SA Cement nur eine geringe Zugverbundfestigkeit erreichen. Eine Ausnahme stellt die initiale Prüfung des exp. Nanohybridkomposits dar, in der die unbehandelten Kontrollgruppen und die mit VP connect konditionierten Versuchskörper eine höhere Verbundfestigkeit in Kombination mit Clearfil SA Cement als mit Variolink II zeigten.

6.2 Diskussion der Methodik

Versuchsmethodik

Zahnärztliche Materialien (z. B. Restaurationsmaterialien, Adhäsive, Zemente, endodontische Materialien, etc.) müssen einer sorgfältigen Prüfung unterzogen werden, bevor sie für den Klinikalltag zugelassen werden können. Laborstudien wie die hier vorliegende Untersuchung werden präklinisch in der Zahnmedizin durchgeführt, um Materialeigenschaften zu prüfen und um Erkenntnisse darüber zu erlangen, wie sich bestimmte Werkstoffe intraoral verhalten. Dadurch lassen sich Rückschlüsse auf ihre Verwendbarkeit im Praxisalltag ziehen. Durch Untersuchungen an einfachen Versuchskörpern, wie es in dieser Studie der Fall war, sollen vor allem Aussagen über materialspezifische Eigenschaften getroffen werden können. In der Mundhöhle sind Restaurationen ständigem Speichelkontakt, Temperaturunterschieden bei der Nahrungsaufnahme und zyklischen Kaubelastungen ausgesetzt [179, 180]. Die Beschaffenheit dieses Milieus sollte möglichst genau nachgeahmt werden, um die Aussagekraft der Ergebnisse noch zu verstärken. Als vorteilhaft gegenüber In-vivo-Untersuchungen, die am lebenden Organismus durchgeführt werden, erweist sich, dass Laborstudien unter wesentlich geringeren Kosten und unter standardisierten Bedingungen abgehalten werden können. Die Versuche sind reproduzierbar und lassen sich besser kontrollieren. Die intraoralen Verhältnisse können durch festgelegte Parameter exakt imitiert und Abläufe, die in vivo eine lange Zeit benötigen würden, beschleunigt werden. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass dadurch kein Gewebe oder ganze Organismen Schaden nehmen [181, 182]. Jede Laborstudie darf jedoch immer nur als eine Annäherung an die tatsächliche klinische Situation gesehen werden.

Alterungsmethode

In dieser Studie wurde teilweise eine künstliche Alterung durch thermische Wechselbelastung durchgeführt, um Erkenntnisse über das zu erwartende In-vivo-Verhalten zu erlangen. Die Hälfte der Versuchskörper wurde einem Thermolastwechsel unterzogen und war somit einer zyklischen Temperaturschwankung ausgesetzt. Durch die Lagerung im Thermozykler werden die schwankenden Temperaturen in der Mundhöhle nachgeahmt, die durch die Aufnahme von Nahrungsmitteln und Getränken sowie durch die Atemluft entstehen. Während der Nahrungsaufnahme werden in der Mundhöhle Temperaturen zwischen 0 °C und +67 °C erreicht [183]. Im Bereich der Restaurationen kommt es zu Temperatur-

schwankungen von +5 °C bis +55 °C [184]. Um die intraoralen Verhältnisse bestmöglich zu simulieren, werden diese Temperaturen standardmäßig bei der thermischen Alterung dentaler Materialien angewandt [67]. Bezüglich der Haltezeit, in der die Prüfkörper im jeweiligen Bad verweilen sollten, existieren in der Literatur sehr unterschiedliche Aussagen. Entscheidend ist, dass die Prüfkörper die in den Bädern vorherrschenden Temperaturen vollständig annehmen. Die Haltezeiten müssen ausreichend lang sein und die Prüfkörper komplett im Wasser eintauchen. In der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper in den Bädern jeweils 5000-mal für mindestens 20 Sekunden komplett mit Wasser bedeckt. Es ist somit davon auszugehen, dass die Prüfkörper die jeweilige Wassertemperatur vollständig erreicht haben. Eine Verweildauer von jeweils 20 Sekunden und Bädertemperaturen von 5 °C und 55 °C wurde bereits von diversen anderen Autoren bei der Durchführung einer thermischen Wechselbelastung angewandt [22, 185-187]. Innerhalb eines Werkstoffes treten durch die thermische Wechselbelastung Spannungen auf, wodurch es zu Rissbildung kommen kann. In Materialverbunden begünstigen unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten diese Spannungsentstehung, die sich vor allem auf adhäsive Verbundsysteme auswirken kann [184, 188].

Zugfestigkeitsprüfung

Der axiale Zugversuch zur Untersuchung von Verbundfestigkeiten gilt laut Marx et al. [189] als sensible Testmethode für Laborstudien. Durch die erhaltenen Zugverbundfestigkeitswerte lässt sich eine Aussage über die Verbundeigenschaften treffen. Allerdings müssen noch weitere Materialeigenschaften berücksichtigt werden, um das getestete Material beurteilen zu können [163]. Da man die absoluten Messwerte spezifisch nur für die jeweilige Studie zur Wertung und Interpretation verwenden kann, sollte man die Ergebnisse nur relativ mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen vergleichen [190, 191]. Selbst innerhalb einer Studie sind Vergleiche aufgrund von Variationen wie durchführende Person oder Versuchsaufbau eher zurückhaltend zu bewerten. Idealerweise vergleicht man Versuche eines Untersuchers zu verschiedenen Materialien, die mit ein und demselben Versuchsaufbau durchgeführt wurden. Nur dann kann von einer Vergleichbarkeit der Werte ausgegangen werden [192]. Verbundfestigkeitswerte aus Laborstudien sind abhängig von dem jeweiligen geprüften Material, der Probengröße und der Probenform und der gewählten Untersuchungsmethode [193, 194]. Es ist darauf zu achten, dass die Größe der Grenzfläche des Haftverbundes die Zugverbundfestigkeit beeinflusst. Am

Rande der Verbundfläche wirken höhere Kräfte als in ihrem Zentrum. Aus diesem Grund wurde darauf geachtet, dass die Dimension der Klebeflächen für alle Versuchskörper identisch ist. Mikrozugversuche mit Prüfkörpern, bei denen die untersuchten Verbundflächen einen Querschnitt von 0,5-1 mm haben, erzielen die größten Haftwerte [170, 194]. Da die Versuchsflächen begrenzt sind, wirken bei kleineren Durchmessern geringere Kräfte auf den Verbund, wodurch garantiert werden kann, dass die einwirkenden Kräfte einheitlich sind [169, 170]. Essentiell für die Messung von Verbundfestigkeitswerten im Zugversuch ist das spannungsfreie Einbringen der Versuchskörper. Zudem muss eine exakt senkrechte Ausrichtung gewährleistet werden, um während der Zugbelastung auftretende Scherkräfte zu vermeiden [169]. In der vorliegenden Studie waren die Prüfkörper in einer extra angefertigten Haltevorrichtung so eingespannt, dass eine senkrechte, spannungs- und vorkraftfreie Position garantiert werden konnte.

6.3 Diskussion der Ergebnisse

Die Voraussetzung für die Verwendung von industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffen als Material für Langzeitrestaurationen ist der zuverlässige und langfristige Verbund zu den Befestigungskunststoffen. Aufgrund der hohen Umwandlung von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen während der Polymerisation unter hohem Druck und hoher Temperatur gestaltet sich das Andocken mit weiteren Kunststoffen äußerst schwierig. Der Restmonomergehalt ist zu gering, um mit den Monomeren des Befestigungskunststoffes eine ausreichend starke Bindung einzugehen. In dieser Studie wurde untersucht, ob gezielte Konditionierungsmethoden zu einer Verbesserung des Haftverbunds zwischen polymeren CAD/CAM-Materialien und Befestigungskunststoffen führen können. Zur Bewertung der Haftqualität wurden nach Trennung des Verbunds die Fehlertypen bestimmt.

Die in der vorliegenden Studie getestete Hypothese konnte von den Autoren bestätigt werden. Durch spezifisch ausgewählte Konditionierungsmethoden lässt sich die Zugverbundfestigkeit zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen deutlich erhöhen.

Vorbehandlung:

Der Haftverbund zwischen PMMA- oder Komposit-basierten CAD/CAM-Kunststoffen und Befestigungskunststoffen lässt sich durch verschiedene Maßnahmen positiv beeinflussen. Die Verwendung von Korundstrahlung ist eine der gebräuchlichsten Methoden zur Konditionierung von Kunststoffmaterialien, da hierdurch die Oberfläche gleichzeitig gereinigt und vergrößert wird [24, 25]. In der Literatur finden sich diverse Untersuchungen, die darüber berichten, dass sich die Verbundqualität durch Korundstrahlung mit Aluminiumoxidpulver positiv beeinflussen lässt [21, 23]. In der vorliegenden Studie wurden die polierten CAD/CAM-Oberflächen der Prüfkörper mit Aluminiumoxidpulver (50 µm) für jeweils 10 Sekunden aus einer Entfernung von 10 mm korundgestrahlt. Beim Vergleich der Kontrollgruppen, die lediglich korundgestrahlt und nicht zusätzlich mit Adhäsiven konditioniert worden waren, zeigte sich, dass nur die Zugverbundfestigkeit des exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposits durch die mikromechanische Konditionierung durch standardisierte Korundstrahlung erhöht werden konnte. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass zwischen PMMA-basiertem CAD/CAM-Kunststoff und den Befestigungskunststoffen Clearfil SA Cement und Variolink II allein durch mikromechanische Verankerung keine ausreichende Verbundfestigkeit erreicht werden kann. Dieses Ergebnis lässt sich dadurch erklären, dass die Befestigungskunststoffe eine erhöhte Viskosität aufweisen und somit keine Infiltration in den CAD/CAM-Kunststoff stattfinden kann. Deswegen war es nötig, niedrigvisköse Adhäsive als Haftvermittler einzusetzen. Durch die Verwendung zusätzlicher Adhäsive (außer Ambarino P60) für die weitere Konditionierung nach der Korundstrahlung wurde bei allen Versuchskörpern eine Zunahme der Verbundfestigkeit erreicht. In dieser Studie ist Ambarino P60 der Vertreter der Gruppe der Self-etch-Adhäsive, durch welche ein schwächerer Verbund zu Zahn und Restauration entsteht als durch Etch-and-rinse-Adhäsive mit vorheriger Phosphorsäureätzung. Adhäsive sind Komposite mit niedriger Viskosität. Sie besitzen einen geringeren prozentualen Anteil an Partikelbestandteilen und können somit die Oberflächenrauheit der CAD/CAM-Kunststoffe in höherem Maße infiltrieren. Die vorliegende Studie zeigte eine signifikante Zunahme der Zugverbundfestigkeit durch die Konditionierung mit Monobond Plus/ Heliobond, visio.link oder VP connect. Die erhöhten Haftwerte traten bei allen getesteten CAD/CAM-Kunststoffen und Befestigungskunststoffen auf. Im Gegensatz dazu konnten die nichtkonditionierten Kontrollgruppen und Ambarino P60-Gruppen keinen Verbund bzw. nur eine geringe Bindung aufbauen.

CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe

Das experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit konnte die signifikant höchste Zugverbundfestigkeit in Verbindung mit dem Befestigungskunststoff Variolink II und den Vorbehandlungsmethoden visio.link, Monobond Plus/ Heliobond und VP connect verzeichnen. Bei artBloc Temp wurde die höchste Zugverbundfestigkeit in Kombination mit Variolink II und den Konditionierungsmethoden VP connect, visio.link und Monobond Plus/ Heliobond gemessen. Die initiale Zugverbundfestigkeit und der Haftverbund nach künstlicher Alterung der nichtkonditionierten Kontrollgruppen des exp. CAD/CAM-Nanohybridkomposits lassen sich dadurch erklären, dass sich die restlichen frei vorhandenen Kohlenstoffdoppelbindungen im experimentellen CAD/CAM-Kunststoff während der Copolymerisation mit den Monomeren des Befestigungskunststoffes zu Polymeren verbunden haben. Im Gegensatz zu den Methylmethacrylaten des PMMA-basierten artBloc Temp enthält das experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit multifunktionale Dimethacrylate, welche polymerisierbar sind. Einen stärkeren Haftverbund zeigten artBloc Temp und Variolink II nach Konditionierung mit VP connect. Es ist anzunehmen, dass die multifunktionalen Dimethacrylate in Variolink II hier einen stabilen chemischen Verbund mit dem PMMA-basierten CAD/CAM-Kunststoff geschaffen haben. Dagegen war der erzielte Haftverbund zwischen dem korundgestrahlten PMMA-basierten Kunststoff und dem selbstadhäsiven phosphatbasierten Befestigungskunststoff Clearfil SA Cement vergleichsweise gering. Die Zugverbundfestigkeitswerte von artBloc Temp waren im Vergleich zu denen des experimentellen CAD/CAM-Nanohybridkomposits niedriger, wobei es keine Rolle spielte, welches Adhäsiv zur Konditionierung verwendet wurde und ob der Zugversuch initial oder nach thermischer Wechselbelastung durchgeführt wurde. Der stärkste Verbund zu artBloc Temp entstand durch Konditionierung mit VP connect und visio.link, beides Etch-and-rinse-Adhäsive, die Methylmethacrylate enthalten. Durch die Diffusion der Methylmethacrylatmonomere kommt es zum Kontakt mit PMMA, was zu einer Quellung der Polymere und zur Erhöhung der Verbundfestigkeit führt [195]. Im Vergleich mit PMMA-basiertem artBloc Temp konnte durch die Verwendung des experimentellen CAD/CAM-Nanohybridkomposits eine signifikant höhere Zugverbundfestigkeit erzielt werden. Auszunehmen hiervon war die Kombination aus artBloc Temp und Variolink II, die einen stärkeren Haftverbund erzielen konnte.

Vergleich

In diversen Studien wurden die Zugverbundfestigkeiten anderer Gerüstmaterialien bereits ausführlich geprüft. Im direkten Vergleich mit den Ergebnissen dieser Untersuchungen konnten die hier verwendeten CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe nach gezielter Konditionierung ähnliche oder höhere Haftverbundwerte erzielen. Eine Studie untersuchte die Zugverbundfestigkeit von korundgestrahltem Zirkonoxid (50 µm, 5 bar) sowohl initial als auch nach thermischer Wechselbelastung. Die Versuchskörper wurden mit dem konventionellen Befestigungskunststoff Panavia 21 (Kuraray Dental) geklebt. Der Zugversuch ergab Haftwerte von 21,9 bis 42,8 MPa [196]. Klosa et al. [197] untersuchten den Haftverbund zwischen geätzter Lithiumdisilikat-Keramik und dem konventionellen Befestigungskunststoff Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) und konnten eine Zugverbundfestigkeit von 37,9 bis 49,5 MPa erzielen. Die Untersuchung der Zugverbundfestigkeit bewährter Legierungsgerüste in Kombination mit Adhäsivkonditionierung und diversen Befestigungskunststoffen ergab Werte von 17 bis 20 MPa [198]. In einer Studie von Kern et al. [199] zeigte korundgestrahltes (110 µm, 2,8 bar) PEEK-Material nach Konditionierung mit Luxatemp-Glaze&Bond (DMG) und der Befestigung mit Luxatemp-Fluorescence (DMG) eine Zugverbundfestigkeit von 12,9 bis 15,0 MPa. Laut den Autoren konnte zwischen anderen getesteten Adhäsiven und dem PEEK-Material jedoch kein Verbund festgestellt werden. Die in dieser Studie erzielten Ergebnisse reichen von 18,7 bis 38,0 MPa und zeigen, dass die Zugverbundfestigkeiten von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und anderen Gerüstmaterialien vergleichbar sind. Nach der Konditionierung mit Monobond Plus/ Heliobond, visio.link und VP connect lagen die hier gemessenen Werte im gleichen Bereich wie in den oben genannten Studien. Bähr et al. [22] untersuchten den Einfluss von Konditionierungsmaßnahmen auf CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe im Scherversuch und konnten bestätigen, dass für die langfristige Befestigung von PMMA-basierten Restaurationen die Verwendung zusätzlicher Adhäsive zur Konditionierung notwendig ist. Im Vergleich mit den unbehandelten Kontrollgruppen führte hier die Vorbehandlung mit visio.link, VP connect und Monobond Plus/ Heliobond zu höheren Scherverbundfestigkeitswerten, unabhängig von der Art der verwendeten Befestigungskunststoffe. Zwei ähnliche Studien, die allerdings mit extrahierten menschlichen Zähnen arbeiteten, konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen [185, 187]. Die Autoren untersuchten ebenfalls den Einfluss gezielter Konditionierung auf PMMA- bzw. Komposit-basierte CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe im Abzugsversuch und benutzten

präparierte Zähne, auf denen Kronen aus den CAD/CAM-Kunststoffen nach klinischem Standard befestigt worden waren. Sie stellten fest, dass die konditionierten Zähne keine höhere Zugverbundfestigkeit als die Kontrollgruppen gewährleisten konnten. Allerdings wurden diese Studien nicht unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Die Herstellung der menschlichen Pfeilerzähne erfolgte manuell, wodurch weder der Anpressdruck des Winkelstücks noch die Wasserzufuhr standardisiert waren. Zudem wurden einzelne Parameter wie Schwankungen in der Zahnhartsubstanz nicht berücksichtigt. Dies ist eine mögliche Erklärung für die Streuung der Daten. Im Vergleich dazu lassen sich herkömmliche Zug- und Scherversuche unter standardisierten Bedingungen abhalten.

Alterungsmethode

Für die künstliche Alterung benutzte man in der vorliegenden Studie die bewährte Methode der thermischen Wechselbelastung im Thermolastwechsel. Die Versuchskörper wurden einem Thermolastwechsel von je 5000 Zyklen unterzogen, mit einer Verweildauer von 20 Sekunden in jedem Bad (5 °C und 55 °C). Die Autoren konnten keine Auswirkungen der Alterungsmethode auf die Zugverbundfestigkeit feststellen. Die zyklischen Temperaturwechsel können die Zugverbundfestigkeit auf zwei verschiedene Arten beeinflussen. Auf der einen Seite können Volumenänderungen zu mechanischen Spannungen in der Oberfläche führen [200] und somit Rissentstehungen begünstigen. Das Resultat wäre eine geringere Zugverbundfestigkeit. Auf der anderen Seite kann durch die Temperaturerhöhung die Nachpolymerisation des Befestigungsbereiches verlängert werden und somit zu höheren Haftverbundwerten führen [31].

Bruchbildanalyse

Haftverbunde kommen durch Adhäsion und Kohäsion zustande. Adhäsion wird definiert als die „Wirkung von Anziehungskräften an der Grenzfläche zwischen unterschiedlichen festen Phasen“. Kohäsion bezeichnet die „Wirkung von Anziehungskräften innerhalb einer Phase“ und ist ein Sonderfall von Adhäsion, bei dem ein Verbund zwischen identischen Substanzen zustande kommt [201]. Um in Studien die Verbundfestigkeit der verwendeten Materialien beurteilen zu können, sollte nach dem eigentlichen Versuch zusätzlich eine Bruchbildanalyse durchgeführt werden [197]. Bei Betrachtung der Bruchflächen unter dem Mikroskop ließen sich in der vorliegenden Studie folgende Bruchtypen differenzieren:

- 1) Adhäsivbruch: glatte Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche
- 2) Kohäsivbruch: Unvollständige Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des Befestigungskunststoffes
- 3) Kohäsivbruch: Unvollständige Ablösung des Befestigungskunststoffes von der CAD/CAM-Oberfläche, Bruch innerhalb des CAD/CAM-Kunststoffes

Bei Kohäsivbrüchen kommt es innerhalb eines Materials und nicht innerhalb des Verbundes zum Bruch [202]. Wenn es dagegen zum Bruch zwischen CAD/CAM-Kunststoff und Befestigungskunststoff kommt, spricht man von Adhäsivbrüchen. Bei einem adhäsiven Bruch ist der Verbund zweier Materialien schwächer als die Festigkeit eines der beiden Materialien [203]. Erwünscht ist das Zustandekommen eines Kohäsivbruchs. Der Verbund zwischen den beiden getesteten Materialien ist hier stärker als die Festigkeit der einzelnen Werkstoffe. In der vorliegenden Studie erzielten lediglich die Konditionierungen mit Monobond Plus/ Heliobond und visio.link Kohäsionsbrüche mit Bruch im Befestigungskunststoff. Dies deutet darauf hin, dass hier der Haftverbund zwischen den konditionierten CAD/CAM-Kunststoffen und den Befestigungskunststoffen höherwertig war als die Biegefestigkeit des getesteten Befestigungskunststoffes. Alle anderen geprüften Gruppen zeigten Adhäsionsbrüche, was von den Autoren als Klebeversagen angesehen wurde. Hier waren die Biegefestigkeiten der Einzelmaterialien stärker als die Zugverbundfestigkeiten zwischen CAD/CAM-Kunststoff und Befestigungskunststoff. Dies macht deutlich, dass die Schwachstelle im Haftverbund zwischen CAD/CAM-Kunststoff und Befestigungskunststoff liegt.

7. SCHLUSSFOLGERUNG

In der hier vorgestellten Studie konnten die Autoren bestätigen, dass sich die Zugverbundfestigkeit der CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe durch eine gezielte Auswahl von Konditionierungsverfahren und Befestigungskunststoffen erfolgreich beeinflussen lässt. Somit ist es möglich, einen langfristigen Verbund zwischen Restauration und Befestigungskunststoff zu erzielen und den gewünschten dauerhaften Erfolg der Versorgung zu gewährleisten. Obwohl Laborstudien nicht die Fähigkeit haben, das intraorale Milieu mit seinen individuellen Variationen exakt zu reproduzieren, konnte hier dennoch gezeigt werden, dass ein zuverlässiger Verbund zu CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen durch die Korundstrahlung mit Aluminiumoxidpulver und die Konditionierung mit Adhäsiven wie Monobond Plus/ Heliobond, visio.link und VP connect erreicht werden kann. Bezogen auf ihre Bindungseigenschaften eignen sich CAD/CAM-Hochleistungskunststoffe für den Einsatz als Langzeitversorgungen und können daher für die klinische Anwendung empfohlen werden. Nach den Ergebnissen dieser Studie muss hier besonders auf das neuartige experimentelle CAD/CAM-Nanohybridkomposit hingewiesen werden. Zusammenfassend lässt sich als Schlussfolgerung für die Praxis sagen, dass den Patienten durch CAD/CAM-gefertigten Zahnersatz aus Hochleistungskunststoffen eine stabile, universal einsetzbare und günstige Alternative zu Keramikrestorationen angeboten werden kann. Die Voraussetzungen für die Verwendung der CAD/CAM-Kunststoffe sind jedoch die gezielte und effektive Vorbehandlung der Restaurationen und die richtige Wahl der Kombination aus Konditionierungsmethode und Befestigungskunststoff. Allerdings sind weitere Laborstudien nach Langzeitsimulation der intraoralen Situation sowie kontrollierte klinische Studien notwendig, da im Labor durchgeführte Versuche nur eine limitierte Aussagekraft haben. In zusätzlichen klinischen Studien sollte das In-vivo-Verhalten über einen begrenzten Zeitraum hinaus evaluiert werden, um letztendlich eine endgültige und zuverlässige Aussage über die Verwendung von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen im Praxisalltag treffen zu können.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Problemstellung: Aufgrund der hohen Umwandlung von CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen während der Polymerisation gestaltet sich die Befestigung der Restauration am Zahn äußerst schwierig. Der Restmonomergehalt ist zu gering, um mit den Monomeren des Befestigungskunststoffes eine ausreichende Bindung einzugehen. **Untersuchungsziel:** In dieser Studie wurde untersucht, ob gezielte Konditionierungsmethoden zu einer Verbesserung des Haftverbundes zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen führen können. Zur Bewertung der Haftqualität wurden nach Trennung des Verbunds eine Bruchbildanalyse durchgeführt und die Fehlertypen bestimmt. **Material und Methode:** Es wurden zwei verschiedene CAD/CAM-Kunststoffe (auf PMMA- und Komposit-Basis) untersucht (N = 600, n = 15 pro Versuchsgruppe). Die 300 Prüfkörper pro CAD/CAM-Kunststoff wurden in 20 Versuchsgruppen zu je 15 Versuchskörpern aufgeteilt. Vor dem Kleben wurden die Prüfkörper mit Aluminiumoxidpulver korundgestrahlt und anschließend konditioniert. Folgende Adhäsive wurden dafür verwendet: Monobond Plus/ Heliobond (MH), visio.link (VL), Ambarino P60 (AM), VP connect (VP), keine Konditionierung der Kontrollgruppen (KG). Befestigt wurde mit konventionellem (Variolink II) oder selbstadhäsivem Befestigungskunststoff (Clearfil SA Cement). Nach ihrer Fertigstellung wurden die angefertigten Versuchskörper für 24 Stunden in 37 °C warmem Wasser gelagert. Danach wurde die Hälfte der Prüfkörper zusätzlich einer thermischen Wechselbelastung mit 5000 Zyklen (5 °C und 55 °C) unterzogen. Anschließend wurde mit einer Universalprüfmaschine die Zugverbundfestigkeit gemessen und eine Bruchbildanalyse durchgeführt. **Ergebnisse:** Die Daten wurden mit Four- und One-way-ANOVA mit anschließendem Scheffé-post-hoc-Test, mit ungepaartem Zweistichproben-T-Test und Chi²-Test analysiert. P-Werte kleiner als 0,05 wurden als statistisch signifikant in allen verwendeten Tests angesehen. Kein oder nur ein geringer Verbund konnte bei beiden CAD/CAM-Kunststoffen für die unbehandelten Kontroll- und AM-Gruppen unabhängig vom verwendeten Befestigungskunststoff beobachtet werden. Dagegen führte die Konditionierung mit MH, VL und VP zu einer signifikanten Zunahme der Zugverbundfestigkeit. Grundsätzlich erwies sich der Haftverbund zu dem experimentellen CAD/CAM-Nanohybridkomposit als signifikant höher als der zu PMMA-basiertem artBloc Temp. Variolink II konnte jedoch in

Verbindung mit artBloc Temp einen stärkeren Verbund erzielen. Bei Analyse der Fehlertypen zeigte sich, dass die Konditionierungen mit MH und VL überwiegend Kohäsionsbrüche mit Bruch im Befestigungskunststoff ergaben. Alle anderen Gruppen zeigten Klebeversagen. Die zusätzlich durchgeführte künstliche Alterung durch thermische Wechselbelastung wirkte sich nicht auf die Zugverbundfestigkeit aus. Im direkten Vergleich zeigte der Komposit-basierte CAD/CAM-Kunststoff eine höhere Verbundfestigkeit zu den untersuchten Befestigungskunststoffen als der PMMA-basierte CAD/CAM-Kunststoff.

Schlussfolgerung: Die zu testende Hypothese dieser Studie wurde bestätigt. Durch gezielt ausgewählte Konditionierungsmethoden lässt sich die Verbundfestigkeit zwischen CAD/CAM-Hochleistungskunststoffen und Befestigungskunststoffen deutlich erhöhen.

9. LITERATURVERZEICHNIS

1. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clinical oral investigations*. 2003;7(2):63-70.
2. Cronin RJ, Cagna DR. An update on fixed prosthodontics. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1997;128(4):425-36.
3. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15(5):451-6.
4. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
5. Anusavice K. Dental ceramics. In: Anusavice K, editor. *Phillips' Science of Dental Materials*. 12th edn.: Saunders; 2003. p. 655–719.
6. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. 2014;2014:783948.
7. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(3):299-307.
8. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hammerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(5):325-32.
9. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:97-106.
10. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*. 2009;28(1):44-56.
11. Stawarczyk B, Sener B, Trottmann A, Roos M, Özcan 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. *Dental materials journal*. 2012;31(3):377-83.

12. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(3):171-84.
13. Kassem AS, Atta O, El-Mowafy O. Fatigue resistance and microleakage of CAD/CAM ceramic and composite molar crowns. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012;21(1):28-32.
14. Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hammerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dental materials journal*. 2010;29(2):188-92.
15. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys DR, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2005;136(12):1714-23.
16. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *Journal of dentistry*. 2008;36(3):194-203.
17. Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(4):339-47.
18. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(5):529-34.
19. Seiss M, Nitz S, Kleinsasser N, Buters JT, Behrendt H, Hickel R, et al. Identification of 2,3-epoxymethacrylic acid as an intermediate in the metabolism of dental materials in human liver microsomes. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):9-16.
20. Jakob F, Jungbauer G, Schneider J, Malyk Y, Edelhoff D, Hickel R, et al., editors. *Biocompatibility of new CAD/CAM-machinable materials for provisional long-term restorations*. 45th Meeting IADR Barcelona, Abstract; 2010.
21. 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. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(2):94-101.

22. Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dental materials journal*. 2013;32(3):492-501.
23. Celik EU, Ergucu Z, Turkun LS, Ercan UK. Tensile bond strength of an aged resin composite repaired with different protocols. *The journal of adhesive dentistry*. 2011;13(4):359-66.
24. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(2):e11-6.
25. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of dentistry*. 2009;37(11):848-56.
26. Yoshida K, Kamada K, Sawase T, Atsuta M. Effect of three adhesive primers for a noble metal on the shear bond strengths of three resin cements. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(1):14-9.
27. Friederich R, Kern M. Resin bond strength to densely sintered alumina ceramic. *The International journal of prosthodontics*. 2002;15(4):333-8.
28. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of dental research*. 1995;74(9):1591-6.
29. Cobb DS, Vargas MA, Fridrich TA, Bouschlicher MR. Metal surface treatment: characterization and effect on composite-to-metal bond strength. *Operative dentistry*. 2000;25(5):427-33.
30. The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;94(1):10-92.
31. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(3):265-73.
32. Craig RG. Advances in biomaterials from 1957 to 1997. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(11):841-6.
33. Lehmann F, Spiegl K, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Adhesively luted, metal-free composite crowns after five years. *The journal of adhesive dentistry*. 2009;11(6):493-8.
34. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):29-38.

35. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1993;24(9):641-58.
36. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(2):117-23.
37. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *International journal of computerized dentistry*. 1999;2(2):97-111.
38. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1999;15(5):359-62.
39. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research*. 1984;63(12):1396-9.
40. Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(3):239-43.
41. Dhawan P, Prakash H, Shah N. Clinical and scanning electron microscopic assessments of porcelain and ceromer resin veneers. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2003;14(4):264-78.
42. Douglas RD. Color stability of new-generation indirect resins for prosthodontic application. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(2):166-70.
43. Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2005;25(3):213-9.
44. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dental clinics of North America*. 2004;48(2):vii-viii, 499-512.
45. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Current opinion in dentistry*. 1991;1(2):150-4.
46. Mormann WH, Brandestini M, Lutz F, Barbakow F. Chairside computer-aided direct ceramic inlays. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1989;20(5):329-39.
47. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta odontologica Scandinavica*. 1993;51(1):59-64.

48. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(2):187-93.
49. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*. 2008;204(9):505-11.
50. Abduo J, Lyons K. Rationale for the use of CAD/CAM technology in implant prosthodontics. *International journal of dentistry*. 2013;2013:768121.
51. Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *Journal of esthetic dentistry*. 1997;9(3):108-18.
52. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *Journal of dentistry*. 2000;28(6):447-52.
53. Wassell RW, Walls AW, McCabe JF. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. *Journal of dentistry*. 2000;28(6):375-82.
54. Leinfelder KF. Indirect posterior composite resins. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)*. 2005;26(7):495-503; quiz 4, 27.
55. 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. *Clinical oral investigations*. 2012;16(6):1669-77.
56. Nayif MM, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. *Journal of dentistry*. 2008;36(3):228-34.
57. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of dental research*. 1987;66(11):1636-9.
58. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *Journal of dental research*. 1984;63(2):146-8.
59. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(10):947-53.

60. 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 odontologica Scandinavica*. 2011;69(3):144-50.
61. Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *Journal of dentistry*. 2008;36(1):15-20.
62. Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2006;137 Suppl:14s-21s.
63. Tsitrou EA, van Noort R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *International journal of computerized dentistry*. 2008;11(3-4):227-40.
64. Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;105(4):217-26.
65. Batalha-Silva S, de Andrada MA, Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: direct versus CAD/CAM inlays. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(3):324-31.
66. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of dentistry*. 2008;36(12):1048-53.
67. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(2):176-82.
68. Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(3):348-52.
69. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(8):796-804.
70. Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(11):1048-55.

71. Johansson A, Kiliaridis S, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scandinavian journal of dental research*. 1993;101(6):398-406.
72. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(4):269-78.
73. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *American journal of dentistry*. 2001;14(4):216-20.
74. Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):167-71.
75. Shor A, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(1):64-9.
76. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1991;22(5):377-86.
77. Magne P, Knezevic A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(10):1264-8.
78. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2009;40(2):125-33.
79. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Operative dentistry*. 2008;33(5):526-33.
80. Guth JF, Almeida ESJS, Ramberger M, Beuer F, Edelhoff D. Treatment concept with CAD/CAM-fabricated high-density polymer temporary restorations. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2012;24(5):310-8.

81. Edelhoff D, Beuer F, Schweiger J, Brix O, Stimmelmayer M, Guth JF. CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2012;43(6):457-67.
82. Hashem M, Binmgren MA, Alsaleem SO, Vellappally S, Assery MK, Sukumaran A. The Impact of Polymerization Method on Tensile Bond Strength between Denture Base and Acrylic Teeth. *The journal of contemporary dental practice*. 2014;15(3):315-8.
83. Adeyemi AA, Lyons MF, Cameron DA. The acrylic tooth-denture base bond: effect of mechanical preparation and surface treatment. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2007;15(3):108-14.
84. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(2):190-3.
85. Gautam R, Singh RD, Sharma VP, Siddhartha R, Chand P, Kumar R. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2012;100(5):1444-50.
86. Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WM, Ritchie GM, Moradians S, Dodd AW. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. *Journal of dental research*. 1983;62(2):118-20.
87. Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Australian dental journal*. 1999;44(1):25-30.
88. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European journal of oral sciences*. 1997;105(2):97-116.
89. Van Noort R. *Introduction to Dental Materials*. 3rd ed. London, UK: Elsevier; 2007.
90. Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *International Journal of Nanotechnology*. 2004;1(1):130-56.
91. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *Journal of the American Dental Association* (1939). 2003;134(10):1382-90.
92. Wagner HD, Vaia RA. Nanocomposites: issues at the interface. *Materials Today*. 2004;7(11):38-42.

93. Cunningham JL. Bond strength of denture teeth to acrylic bases. *Journal of dentistry*. 1993;21(5):274-80.
94. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology*. 2006;23(3):131-9.
95. Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *Journal of dentistry*. 2012;40(3):210-21.
96. Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(4):312-6.
97. Baier RE. Principles of adhesion. *Operative dentistry*. 1992;Suppl 5:1-9.
98. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Operative dentistry*. 1992;17(6):229-42.
99. Asmussen E, Uno S. Adhesion of restorative resins to dentin: chemical and physicochemical aspects. *Operative dentistry*. 1992;Suppl 5:68-74.
100. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2000;131 Suppl:20s-5s.
101. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
102. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *Journal of dentistry*. 2004;32(5):379-83.
103. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(10):991-1000.
104. Bowen RL, Eick JD, Henderson DA, Anderson DW. Smear layer: removal and bonding considerations. *Operative dentistry Supplement*. 1984;3:30-4.
105. Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1991;22(12):967-77.

106. Perdigao J. New developments in dental adhesion. *Dental clinics of North America*. 2007;51(2):333-57, viii.
107. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.
108. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1995;26(2):95-110.
109. Perdigao J. Dentin bonding as function of dentin structure, 2002. *Dental clinics of North America*. 2002;46:1-25.
110. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative dentistry*. 2003;28(3):215-35.
111. Asmussen E, Hansen EK, Peutzfeldt A. Influence of the solubility parameter of intermediary resin on the effectiveness of the gluma bonding system. *Journal of dental research*. 1991;70(9):1290-3.
112. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of biomedical materials research*. 1982;16(3):265-73.
113. Perdigao J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Yildiz E, Yucel T, et al. The interaction of adhesive systems with human dentin. *American journal of dentistry*. 1996;9(4):167-73.
114. Brannstrom M, Nordenvall KJ. The effect of acid etching on enamel, dentin, and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscopic investigation. *Journal of dental research*. 1977;56(8):917-23.
115. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):17-28.
116. van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K, Lindberg A. Clinical long-term retention of etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-cariou cervical lesions. A 13 years evaluation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(9):1101-7.

117. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2005;21(9):864-81.
118. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2010;26(12):1176-84.
119. Akimoto N, Takamizu M, Momoi Y. 10-year clinical evaluation of a self-etching adhesive system. *Operative dentistry*. 2007;32(1):3-10.
120. Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(6):528-33.
121. Ibarra G, Vargas MA, Armstrong SR, Cobbb DS. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *The journal of adhesive dentistry*. 2002;4(2):115-24.
122. Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. *The journal of adhesive dentistry*. 2003;5(1):47-56.
123. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *Journal of dentistry*. 1998;26(1):1-20.
124. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. 2001. *Oper Dent* 2001;6:119–44.
125. Coessens V, Pintauer T, Matyjaszewski K. Functional polymers by atom transfer radical polymerization. *Prog Polym Sci* 2001; 26(3):337–77.
126. Sheldon RP. *Composite polymeric materials*. London and New York: Applied Science Publishers; 1982.
127. Paul SJ, Leach M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. *Journal of dentistry*. 1999;27(3):209-14.

128. Odian G. Principles of polymerization. 4th edn. ed. New York: Wiley-Interscience; 2004.
129. Mabileau G, Moreau MF, Filmon R, Basle MF, Chappard D. Biodegradability of poly (2-hydroxyethyl methacrylate) in the presence of the J774.2 macrophage cell line. *Biomaterials*. 2004;25(21):5155-62.
130. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *European journal of oral sciences*. 2001;109(4):282-5.
131. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):280-301.
132. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997.
133. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:193-204.
134. Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dental update*. 2005;32(5):251-4, 7-8, 60.
135. Phillips RW, Swartz ML, Lund MS, Moore BK, Vickery J. In vivo disintegration of luting cements. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1987;114(4):489-92.
136. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(2):135-41.
137. Muzynski BL, Greener E, Jameson L, Malone WF. Fluoride release from glass ionomers used as luting agents. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1988;60(1):41-4.
138. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass ionomer cement to dentin and enamel. *Journal of dental research*. 1982;61(12):1416-22.
139. Curtis SR, Richards MW, Meiers JC. Early erosion of glass-ionomer cement at crown margins. *The International journal of prosthodontics*. 1993;6(6):553-7.
140. Peumans M, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers bonded to tooth structure: an ultra-morphological FE-SEM examination of the adhesive interface. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1999;15(2):105-19.

141. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of dental research*. 2005;84(2):118-32.
142. Burgess JO, Barghi N, Chan DC, Hummert T. A comparative study of three glass ionomer base materials. *American journal of dentistry*. 1993;6(3):137-41.
143. White SN, Yu Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. *The International journal of prosthodontics*. 1993;6(4):384-9.
144. Kanchanasavita W, Anstice HM, Pearson GJ. Water sorption characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. *Biomaterials*. 1997;18(4):343-9.
145. Craig RG. *Restorative dental materials*. 8th ed. St Louis: Mosby; 1989.
146. Clinical Research Associates. *CRA Newsletter, Clinicians' guide to dental products & techniques*. 2004;28(10):1-2.
147. O'Brien W. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 2002.
148. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(5):597-609.
149. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(5):538-42.
150. Bouillaguet S, Degrange M, Cattani M, Godin C, Meyer JM. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 2002;112(10):1006-11.
151. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Combe EC, Simpson CH, 3rd, Nunes MF. Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. *American journal of dentistry*. 2001;14(3):137-40.
152. Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(8):609-21.

153. Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of dental research*. 2008;87(10):974-9.
154. Prati C. In vitro and in vivo adhesion in operative dentistry: a review and evaluation. *Practical periodontics and aesthetic dentistry : PPAD*. 1998;10(3):319-27; quiz 28.
155. Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Kramer N. Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(8):960-8.
156. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*. 2000;25(4):324-30.
157. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007;23(1):71-80.
158. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Operative dentistry*. 2003;28(5):535-42.
159. D'Arcangelo C, De Angelis F, D'Amario M, Zazzeroni S, Ciampoli C, Caputi S. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. *Operative dentistry*. 2009;34(3):328-36.
160. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(10):963-71.
161. D'Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *The journal of adhesive dentistry*. 2007;9(3):319-26.
162. Shortall AC, Baylis RL, Wilson HJ. Composite inlay/luting resin bond strength--surface treatment effects. *Journal of dentistry*. 1996;24(1-2):129-35.
163. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of dentistry*. 1989;17(2):61-7.

164. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *European journal of oral sciences*. 2002;110(5):385-91.
165. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *The journal of adhesive dentistry*. 1999;1(1):57-67.
166. Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*. 1993;43(5):492-8.
167. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1995;11(2):126-31.
168. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of dental research*. 1997;76(6):1298-307.
169. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1994;10(4):236-40.
170. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *The journal of adhesive dentistry*. 1999;1(4):299-309.
171. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. *The journal of adhesive dentistry*. 2007;9(2):159-68.
172. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2002;18(5):380-8.
173. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Van Meerbeek B. Testing Bond Strength, a Review of the Literature. *Academy of Dental Materials 2009 Abstract 2009*.
174. Sezinando A, Perdigao J, Regalheiro R. Dentin bond strengths of four adhesion strategies after thermal fatigue and 6-month water storage. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2012;24(5):345-55.
175. Baracco B, Fuentes MV, Garrido MA, Gonzalez-Lopez S, Ceballos L. Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives. *Odontology / the Society of the Nippon Dental University*. 2013;101(2):177-85.

176. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(11):999-1007.
177. Shono Y, Terashita M, Shimada J, Kozono Y, Carvalho RM, Russell CM, et al. Durability of resin-dentin bonds. *The journal of adhesive dentistry*. 1999;1(3):211-8.
178. Keul C, Muller-Hahl M, Eichberger M, Liebermann A, Roos M, Edelhoff D, et al. Impact of different adhesives on work of adhesion between CAD/CAM polymers and resin composite cements. *Journal of dentistry*. 2014.
179. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(1):28-37.
180. Gu XH, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. *The International journal of prosthodontics*. 2003;16(2):109-16.
181. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 1990;100(12):1445-9.
182. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *Journal of dental research*. 1983;62(1):32-6.
183. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;67(3):325-7.
184. Pfeiffer P, Marx R. Temperature loading of resin-bonded bridges and its effect on the composite strength of the adhesive bond. *Schweizer Monatsschrift fur Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia / SSO*. 1989;99(7):782-6.
185. Stawarczyk B, Stich N, Eichberger M, Edelhoff D, Roos M, Gernet W, et al. Long-term tensile bond strength of differently cemented nanocomposite CAD/CAM crowns on dentin abutment. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2014;30(3):334-42.

186. Stawarczyk B, Bahr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations*. 2014;18(1):163-70.
187. Keul C, Kohen D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. The effect of different pretreatment methods of PMMA-based crowns on the long-term tensile bond strength to dentin abutments. *Clinical oral investigations*. 2014.
188. Dyer SR, Sorensen JA, Lassila LV, Vallittu PK. Damage mechanics and load failure of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(12):1104-10.
189. Marx H, Haas C. Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? . *DZZ*. 1992.
190. Pilecki P, Stone DG, Sherriff M, Watson TF. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(7):531-40.
191. Atash R, Van den Abbeele A. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children*. 2005;15(4):264-73.
192. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *American journal of dentistry*. 2000;13(2):101-4.
193. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998;14(3):212-21.
194. 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. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(7):643-54.
195. Vallittu PK, Ruyter IE, Nat R. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(2):194-9.
196. Attia A, Kern M. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *The journal of adhesive dentistry*. 2011;13(6):561-7.

197. Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz HJ, Kern M. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *The journal of adhesive dentistry*. 2009;11(2):127-35.
198. Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. *The journal of adhesive dentistry*. 2012;14(3):275-82.
199. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(12):1280-3.
200. Torstenson B, Brannstrom M. Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Operative dentistry*. 1988;13(1):24-31.
201. Müller B, Rath W. Formulierung von Kleb- und Dichtstoffen: das kompetente Lehrbuch für Studium und Praxis. Hannover: Vincentz Network 2004. 290 p.
202. Eliades T, Viazis AD, Lekka M. Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 1993;104(1):21-6.
203. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2005;21(10):984-91.

10. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AM:	Ambarino P60
Bis-GMA:	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat
bzw.:	beziehungsweise
CAD/CAM:	computer-aided design and computer-aided manufacturing
Chi ² :	Chi ² -Test
EGDMA:	Ethylenglycol-Dimethacrylat
et al. :	et alii (lat.): und andere
exp.:	experimenteller
KG:	Kontrollgruppe
LED:	Licht-emittierende Diode
MDP:	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat
MH:	Monobond Plus/ Heliobond
MMA:	Methylmethacrylate
MOD:	mesial-okklusal-distal
PEEK:	Polyetheretherketon
PETIA:	Pentaerythritoltriacrylat
PMMA:	Polymethylmethacrylat
TEGDMA:	Triethylenglycol-Dimethacrylat
TZ:	Thermozykler
UDMA:	Urethan-Dimethacrylat
VL:	visio.link
VP:	exp. VP connect
vs:	versus
ZVF:	Zugverbundfestigkeit

11. ANHANG

Nachfolgend werden die gesamten Einzelergebnisse der 40 Versuchsgruppen mit je 15 Prüfkörpern tabellarisch aufgelistet. Zusätzlich dazu findet sich eine Nomenklatur der Ergebnistabelle.

Nomenklatur der Ergebnistabelle:

CAD/CAM		K		BK	
0	artBloc Temp	0	Kontrollgruppe	0	Variolink II
1	CAD/CAM-Nanohybridkomposit	1	visio.link	1	Clearfil SA Cement
		2	Monobond/ Heliobond		
		3	Ambarino P60		
		4	exp. VP connect		
F		A			
0	adhäsiv	0	initial		
1	kohäsiv CAD/CAM	1	5000 Zyklen TZ		
2	kohäsiv BK				

Auflistung der Ergebnisse aller 40 Versuchsgruppen:

Abkürzungen:

CAD/CAM: CAD/CAM-Kunststoff
 K: Konditionierungsmethode
 BK: Befestigungskunststoff
 BL: Bruchlast
 ZVF: Zugverbundfestigkeit
 F: Fehlertyp
 A: Alterungsmethode

Gruppe	CAD/CAM	K	BK	BL	ZVF	F	A
1	0	2	0	234	35,45	2	0
1	0	2	0	124	18,79	1	0
1	0	2	0	295	44,70	1	0
1	0	2	0	136	20,61	2	0
1	0	2	0	119	18,03	0	0
1	0	2	0	186	28,18	2	0
1	0	2	0	154	23,33	0	0
1	0	2	0	174	26,36	2	0
1	0	2	0	213	32,27	2	0
1	0	2	0	234	35,45	2	0
1	0	2	0	138	20,91	0	0
1	0	2	0	275	41,67	0	0
1	0	2	0	193	29,24	0	0
1	0	2	0	145	21,97	0	0
1	0	2	0	162	24,55	2	0
2	0	4	1	166	25,15	0	0
2	0	4	1	51,5	7,80	0	0
2	0	4	1	178	26,97	0	0
2	0	4	1	182	27,58	0	0
2	0	4	1	79,5	12,05	0	0
2	0	4	1	130	19,70	0	0
2	0	4	1	61,9	9,38	0	0
2	0	4	1	130	19,70	0	0
2	0	4	1	139	21,06	0	0
2	0	4	1	113	17,12	0	0
2	0	4	1	145	21,97	0	0
2	0	4	1	65,5	9,92	2	0
2	0	4	1	134	20,30	0	0
2	0	4	1	149	22,58	0	0
2	0	4	1	124	18,79	0	0
3	0	4	0	171	25,91	1	0
3	0	4	0	169	25,61	2	0
3	0	4	0	229	34,70	2	0
3	0	4	0	346	52,42	2	0
3	0	4	0	200	30,30	1	0
3	0	4	0	263	39,85	1	0
3	0	4	0	302	45,76	2	0
3	0	4	0	271	41,06	1	0
3	0	4	0	212	32,12	1	0
3	0	4	0	341	51,67	2	0
3	0	4	0	262	39,70	1	0
3	0	4	0	145	21,97	0	0
3	0	4	0	211	31,97	2	0
3	0	4	0	161	24,39	2	0

3	0	4	0	283	42,88	2	0
4	0	0	0	68,8	10,42	0	0
4	0	0	0	0	0,00		0
4	0	0	0	0	0,00		0
4	0	0	0	0	0,00		0
4	0	0	0	0	0,00		0
4	0	0	0	19,7	2,98	0	0
4	0	0	0	41,2	6,24	0	0
4	0	0	0	61,3	9,29	0	0
4	0	0	0	20,5	3,11	0	0
4	0	0	0	99,4	15,06	0	0
4	0	0	0	49	7,42	0	0
4	0	0	0	146	22,12	0	0
4	0	0	0	75,7	11,47	0	0
4	0	0	0	79,3	12,02	0	0
4	0	0	0	98	14,85	0	0
5	0	0	1	0	0,00		0
5	0	0	1	72,1	10,92	0	0
5	0	0	1	0	0,00		0
5	0	0	1	34,4	5,21	0	0
5	0	0	1	0	0,00		0
5	0	0	1	0	0,00		0
5	0	0	1	144	21,82	0	0
5	0	0	1	0	0,00		0
5	0	0	1	51,3	7,77	0	0
5	0	0	1	72	10,91	0	0
5	0	0	1	49,8	7,55	0	0
5	0	0	1	60,9	9,23	0	0
5	0	0	1	14,2	2,15	0	0
5	0	0	1	29,3	4,44	0	0
5	0	0	1	0	0,00		0
6	0	1	0	164	24,85	2	0
6	0	1	0	136	20,61	2	0
6	0	1	0	201	30,45	2	0
6	0	1	0	160	24,24	2	0
6	0	1	0	109	16,52	0	0
6	0	1	0	198	30,00	2	0
6	0	1	0	134	20,30	2	0
6	0	1	0	87,9	13,32	2	0
6	0	1	0	232	35,15	2	0
6	0	1	0	216	32,73	2	0
6	0	1	0	120	18,18	2	0
6	0	1	0	200	30,30	2	0
6	0	1	0	152	23,03	0	0
6	0	1	0	159	24,09	2	0

9	0	3	1	0	0,00		0
10	0	3	0	67,8	10,27	0	0
10	0	3	0	15,3	2,32	0	0
10	0	3	0	61,7	9,35	0	0
10	0	3	0	132	20,00	0	0
10	0	3	0	107	16,21	0	0
10	0	3	0	38,1	5,77	0	0
10	0	3	0	21	3,18	0	0
10	0	3	0	0	0,00		0
10	0	3	0	0	0,00		0
10	0	3	0	0	0,00		0
10	0	3	0	38,8	5,88	0	0
10	0	3	0	69,5	10,53	0	0
10	0	3	0	91,2	13,82	0	0
10	0	3	0	123	18,64	0	0
10	0	3	0	49,4	7,48	0	0
11	0	2	1	231	35,00	2	1
11	0	2	1	151	22,88	0	1
11	0	2	1	92,9	14,08	2	1
11	0	2	1	150	22,73	2	1
11	0	2	1	194	29,39	2	1
11	0	2	1	136	20,61	2	1
11	0	2	1	107	16,21	0	1
11	0	2	1	185	28,03	0	1
11	0	2	1	176	26,67	2	1
11	0	2	1	178	26,97	2	1
11	0	2	1	89,4	13,55	0	1
11	0	2	1	248	37,58	2	1
11	0	2	1	134	20,30	0	1
11	0	2	1	146	22,12	2	1
11	0	2	1	115	17,42	0	1
12	0	4	1	0	0,00		1
12	0	4	1	52,9	8,02	0	1
12	0	4	1	144	21,82	0	1
12	0	4	1	126	19,09	0	1
12	0	4	1	76,2	11,55	2	1
12	0	4	1	0	0,00		1
12	0	4	1	24,3	3,68	0	1
12	0	4	1	98,4	14,91	0	1
12	0	4	1	138	20,91	0	1
12	0	4	1	200	30,30	2	1
12	0	4	1	166	25,15	2	1
12	0	4	1	36,5	5,53	0	1
12	0	4	1	0	0,00		1
12	0	4	1	145	21,97	0	1

15	0	0	1	0	0,00		1
16	0	1	1	157	23,79	2	1
16	0	1	1	192	29,09	2	1
16	0	1	1	130	19,70	2	1
16	0	1	1	249	37,73	2	1
16	0	1	1	202	30,61	2	1
16	0	1	1	223	33,79	0	1
16	0	1	1	194	29,39	2	1
16	0	1	1	179	27,12	2	1
16	0	1	1	246	37,27	2	1
16	0	1	1	173	26,21	2	1
16	0	1	1	216	32,73	2	1
16	0	1	1	160	24,24	2	1
16	0	1	1	179	27,12	2	1
16	0	1	1	199	30,15	2	1
16	0	1	1	228	34,55	2	1
17	0	1	0	209	31,67	2	1
17	0	1	0	239	36,21	2	1
17	0	1	0	236	35,76	2	1
17	0	1	0	340	51,52	1	1
17	0	1	0	133	20,15	2	1
17	0	1	0	247	37,42	1	1
17	0	1	0	159	24,09	2	1
17	0	1	0	300	45,45	1	1
17	0	1	0	176	26,67	2	1
17	0	1	0	225	34,09	2	1
17	0	1	0	124	18,79	2	1
17	0	1	0	157	23,79	0	1
17	0	1	0	149	22,58	2	1
17	0	1	0	227	34,39	2	1
17	0	1	0	152	23,03	2	1
18	1	3	1	90,7	13,74	0	1
18	1	3	1	38,9	5,89	0	1
18	1	3	1	45	6,82	0	1
18	1	3	1	72,4	10,97	0	1
18	1	3	1	27,9	4,23	0	1
18	1	3	1	11,4	1,73	0	1
18	1	3	1	39,5	5,98	0	1
18	1	3	1	58,6	8,88	0	1
18	1	3	1	161	24,39	2	1
18	1	3	1	209	31,67	2	1
18	1	3	1	179	27,12	0	1
18	1	3	1	223	33,79	2	1
18	1	3	1	251	38,03	2	1
18	1	3	1	136	20,61	2	1

18	1	3	1	268	40,61	2	1
19	1	4	1	127	19,24	2	1
19	1	4	1	227	34,39	2	1
19	1	4	1	240	36,36	2	1
19	1	4	1	231	35,00	0	1
19	1	4	1	266	40,30	2	1
19	1	4	1	206	31,21	2	1
19	1	4	1	223	33,79	2	1
19	1	4	1	246	37,27	2	1
19	1	4	1	179	27,12	0	1
19	1	4	1	236	35,76	2	1
19	1	4	1	108	16,36	2	1
19	1	4	1	280	42,42	2	1
19	1	4	1	192	29,09	0	1
19	1	4	1	148	22,42	0	1
19	1	4	1	200	30,30	0	1
20	1	2	1	167	25,30	2	1
20	1	2	1	187	28,33	2	1
20	1	2	1	281	42,58	2	1
20	1	2	1	263	39,85	2	1
20	1	2	1	232	35,15	2	1
20	1	2	1	244	36,97	2	1
20	1	2	1	212	32,12	2	1
20	1	2	1	220	33,33	2	1
20	1	2	1	191	28,94	2	1
20	1	2	1	280	42,42	2	1
20	1	2	1	271	41,06	2	1
20	1	2	1	284	43,03	2	1
20	1	2	1	262	39,70	2	1
20	1	2	1	188	28,48	2	1
20	1	2	1	234	35,45	2	1
21	1	1	1	118	17,88	2	1
21	1	1	1	248	37,58	2	1
21	1	1	1	256	38,79	2	1
21	1	1	1	189	28,64	2	1
21	1	1	1	176	26,67	2	1
21	1	1	1	223	33,79	2	1
21	1	1	1	223	33,79	2	1
21	1	1	1	242	36,67	2	1
21	1	1	1	214	32,42	2	1
21	1	1	1	290	43,94	2	1
21	1	1	1	290	43,94	2	1
21	1	1	1	279	42,27	2	1
21	1	1	1	222	33,64	2	1
21	1	1	1	243	36,82	2	1

21	1	1	1	278	42,12	2	1
22	1	1	0	400	60,61	2	1
22	1	1	0	331	50,15	2	1
22	1	1	0	337	51,06	2	1
22	1	1	0	365	55,30	2	1
22	1	1	0	254	38,48	2	1
22	1	1	0	336	50,91	2	1
22	1	1	0	271	41,06	2	1
22	1	1	0	290	43,94	2	1
22	1	1	0	304	46,06	2	1
22	1	1	0	302	45,76	2	1
22	1	1	0	344	52,12	2	1
22	1	1	0	282	42,73	2	1
22	1	1	0	321	48,64	2	1
22	1	1	0	267	40,45	2	1
22	1	1	0	330	50,00	2	1
23	1	1	0	91,3	13,83	2	0
23	1	1	0	289	43,79	2	0
23	1	1	0	263	39,85	1	0
23	1	1	0	267	40,45	1	0
23	1	1	0	253	38,33	1	0
23	1	1	0	259	39,24	1	0
23	1	1	0	268	40,61	1	0
23	1	1	0	263	39,85	2	0
23	1	1	0	242	36,67	2	0
23	1	1	0	274	41,52	2	0
23	1	1	0	239	36,21	2	0
23	1	1	0	262	39,70	2	0
23	1	1	0	239	36,21	2	0
23	1	1	0	268	40,61	1	0
23	1	1	0	281	42,58	2	0
24	1	1	1	225	34,09	2	0
24	1	1	1	195	29,55	2	0
24	1	1	1	205	31,06	2	0
24	1	1	1	181	27,42	2	0
24	1	1	1	226	34,24	2	0
24	1	1	1	235	35,61	2	0
24	1	1	1	213	32,27	2	0
24	1	1	1	179	27,12	2	0
24	1	1	1	218	33,03	2	0
24	1	1	1	197	29,85	2	0
24	1	1	1	173	26,21	2	0
24	1	1	1	211	31,97	2	0
24	1	1	1	198	30,00	2	0
24	1	1	1	196	29,70	2	0

24	1	1	1	273	41,36	2	0
25	1	4	1	228	34,55	2	0
25	1	4	1	224	33,94	2	0
25	1	4	1	193	29,24	2	0
25	1	4	1	200	30,30	2	0
25	1	4	1	167	25,30	2	0
25	1	4	1	284	43,03	2	0
25	1	4	1	231	35,00	2	0
25	1	4	1	203	30,76	2	0
25	1	4	1	191	28,94	2	0
25	1	4	1	226	34,24	2	0
25	1	4	1	224	33,94	2	0
25	1	4	1	198	30,00	2	0
25	1	4	1	161	24,39	2	0
25	1	4	1	140	21,21	2	0
25	1	4	1	221	33,48	2	0
26	1	4	0	136	20,61	0	0
26	1	4	0	252	38,18	0	0
26	1	4	0	249	37,73	0	0
26	1	4	0	207	31,36	0	0
26	1	4	0	209	31,67	2	0
26	1	4	0	72,2	10,94	0	0
26	1	4	0	207	31,36	0	0
26	1	4	0	182	27,58	0	0
26	1	4	0	190	28,79	0	0
26	1	4	0	90,3	13,68	0	0
26	1	4	0	217	32,88	0	0
26	1	4	0	156	23,64	0	0
26	1	4	0	170	25,76	0	0
26	1	4	0	125	18,94	0	0
26	1	4	0	0	0,00		0
27	1	3	1	76,2	11,55	0	0
27	1	3	1	72,7	11,02	0	0
27	1	3	1	103	15,61	0	0
27	1	3	1	169	25,61	2	0
27	1	3	1	69	10,45	0	0
27	1	3	1	72,8	11,03	0	0
27	1	3	1	74,3	11,26	2	0
27	1	3	1	75,1	11,38	2	0
27	1	3	1	43,3	6,56	0	0
27	1	3	1	45,6	6,91	0	0
27	1	3	1	94,6	14,33	0	0
27	1	3	1	64	9,70	0	0
27	1	3	1	205	31,06	2	0
27	1	3	1	77,5	11,74	0	0

27	1	3	1	59,8	9,06	0	0
28	1	3	0	72,7	11,02	0	0
28	1	3	0	54,1	8,20	0	0
28	1	3	0	29,2	4,42	0	0
28	1	3	0	63,2	9,58	0	0
28	1	3	0	171	25,91	0	0
28	1	3	0	171	25,91	0	0
28	1	3	0	114	17,27	0	0
28	1	3	0	88	13,33	0	0
28	1	3	0	145	21,97	0	0
28	1	3	0	15,4	2,33	0	0
28	1	3	0	286	43,33	2	0
28	1	3	0	168	25,45	2	0
28	1	3	0	327	49,55	2	0
28	1	3	0	115	17,42	0	0
28	1	3	0	106	16,06	0	0
29	1	2	0	127	19,24	0	0
29	1	2	0	251	38,03	0	0
29	1	2	0	216	32,73	0	0
29	1	2	0	219	33,18	2	0
29	1	2	0	221	33,48	0	0
29	1	2	0	334	50,61	0	0
29	1	2	0	161	24,39	2	0
29	1	2	0	355	53,79	2	0
29	1	2	0	83,2	12,61	2	0
29	1	2	0	205	31,06	2	0
29	1	2	0	130	19,70	2	0
29	1	2	0	256	38,79	2	0
29	1	2	0	301	45,61	0	0
29	1	2	0	184	27,88	0	0
29	1	2	0	117	17,73	2	0
30	1	2	1	88,6	13,42	2	0
30	1	2	1	193	29,24	2	0
30	1	2	1	187	28,33	2	0
30	1	2	1	169	25,61	2	0
30	1	2	1	175	26,52	2	0
30	1	2	1	157	23,79	2	0
30	1	2	1	166	25,15	2	0
30	1	2	1	211	31,97	2	0
30	1	2	1	203	30,76	2	0
30	1	2	1	103	15,61	2	0
30	1	2	1	92,5	14,02	2	0
30	1	2	1	221	33,48	2	0
30	1	2	1	177	26,82	2	0
30	1	2	1	191	28,94	2	0

30	1	2	1	174	26,36	2	0
31	1	0	1	93,3	14,14	0	0
31	1	0	1	172	26,06	2	0
31	1	0	1	97,9	14,83	0	0
31	1	0	1	176	26,67	2	0
31	1	0	1	198	30,00	2	0
31	1	0	1	189	28,64	2	0
31	1	0	1	195	29,55	0	0
31	1	0	1	175	26,52	2	0
31	1	0	1	84,3	12,77	0	0
31	1	0	1	173	26,21	2	0
31	1	0	1	178	26,97	2	0
31	1	0	1	168	25,45	2	0
31	1	0	1	152	23,03	2	0
31	1	0	1	161	24,39	2	0
31	1	0	1	149	22,58	2	0
32	1	0	0	164	24,85	0	0
32	1	0	0	106	16,06	0	0
32	1	0	0	115	17,42	0	0
32	1	0	0	37,7	5,71	2	0
32	1	0	0	97	14,70	0	0
32	1	0	0	123	18,64	0	0
32	1	0	0	49	7,42	0	0
32	1	0	0	40,3	6,11	0	0
32	1	0	0	206	31,21	0	0
32	1	0	0	144	21,82	0	0
32	1	0	0	149	22,58	0	0
32	1	0	0	99,6	15,09	0	0
32	1	0	0	40,8	6,18	0	0
32	1	0	0	205	31,06	0	0
32	1	0	0	89,2	13,52	0	0
33	1	0	0	0	0,00		1
33	1	0	0	232	35,15	2	1
33	1	0	0	324	49,09	0	1
33	1	0	0	294	44,55	0	1
33	1	0	0	194	29,39	2	1
33	1	0	0	190	28,79	0	1
33	1	0	0	188	28,48	0	1
33	1	0	0	69,1	10,47	0	1
33	1	0	0	56,2	8,52	0	1
33	1	0	0	145	21,97	0	1
33	1	0	0	110	16,67	0	1
33	1	0	0	123	18,64	0	1
33	1	0	0	15,1	2,29	0	1
33	1	0	0	162	24,55	0	1

33	1	0	0	63,9	9,68	0	1
34	1	0	1	237	35,91	2	1
34	1	0	1	55,9	8,47	2	1
34	1	0	1	241	36,52	2	1
34	1	0	1	86,8	13,15	2	1
34	1	0	1	83,9	12,71	0	1
34	1	0	1	221	33,48	2	1
34	1	0	1	0	0,00		1
34	1	0	1	88,4	13,39	0	1
34	1	0	1	67,5	10,23	0	1
34	1	0	1	257	38,94	2	1
34	1	0	1	137	20,76	2	1
34	1	0	1	281	42,58	2	1
34	1	0	1	90,8	13,76	2	1
34	1	0	1	157	23,79	0	1
34	1	0	1	214	32,42	2	1
35	1	2	0	249	37,73	2	1
35	1	2	0	243	36,82	2	1
35	1	2	0	324	49,09	0	1
35	1	2	0	70,2	10,64	2	1
35	1	2	0	76,3	11,56	2	1
35	1	2	0	120	18,18	2	1
35	1	2	0	177	26,82	2	1
35	1	2	0	194	29,39	2	1
35	1	2	0	260	39,39	0	1
35	1	2	0	275	41,67	2	1
35	1	2	0	194	29,39	2	1
35	1	2	0	269	40,76	2	1
35	1	2	0	302	45,76	0	1
35	1	2	0	395	59,85	0	1
35	1	2	0	265	40,15	2	1
36	1	3	0	36,3	5,50	0	1
36	1	3	0	105	15,91	0	1
36	1	3	0	197	29,85	0	1
36	1	3	0	47,3	7,17	0	1
36	1	3	0	99,7	15,11	0	1
36	1	3	0	283	42,88	0	1
36	1	3	0	169	25,61	0	1
36	1	3	0	176	26,67	0	1
36	1	3	0	285	43,18	0	1
36	1	3	0	228	34,55	0	1
36	1	3	0	67,6	10,24	0	1
36	1	3	0	117	17,73	0	1
36	1	3	0	84,8	12,85	0	1
36	1	3	0	56,7	8,59	0	1

36	1	3	0	127	19,24	0	1
37	1	4	0	216	32,73	0	1
37	1	4	0	285	43,18	0	1
37	1	4	0	283	42,88	1	1
37	1	4	0	276	41,82	2	1
37	1	4	0	0	0,00		1
37	1	4	0	70,4	10,67	2	1
37	1	4	0	241	36,52	0	1
37	1	4	0	285	43,18	2	1
37	1	4	0	351	53,18	2	1
37	1	4	0	200	30,30	0	1
37	1	4	0	210	31,82	2	1
37	1	4	0	286	43,33	2	1
37	1	4	0	180	27,27	2	1
37	1	4	0	267	40,45	0	1
37	1	4	0	142	21,52	2	1
38	0	2	0	96,7	14,65	2	1
38	0	2	0	130	19,70	2	1
38	0	2	0	31,5	4,77	0	1
38	0	2	0	163	24,70	0	1
38	0	2	0	214	32,42	0	1
38	0	2	0	0	0,00		1
38	0	2	0	125	18,94	2	1
38	0	2	0	303	45,91	1	1
38	0	2	0	223	33,79	1	1
38	0	2	0	240	36,36	0	1
38	0	2	0	242	36,67	1	1
38	0	2	0	223	33,79	1	1
38	0	2	0	197	29,85	0	1
38	0	2	0	185	28,03	1	1
38	0	2	0	255	38,64	2	1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	41,1	6,23	2	1
39	0	3	0	0	0,00		1
39	0	3	0	148	22,42	0	1
39	0	3	0	31,1	4,71	0	1

39	0	3	0	78,2	11,85	0	1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1
40	0	3	1	0	0,00		1

12. DANKSAGUNG

Bei allen, die mich bei der Anfertigung meiner Arbeit unterstützt haben, möchte ich mich herzlichst bedanken. Insbesondere zu erwähnen sind dabei vor allem

- Herr Professor Dr. Daniel Edelhoff, der mir die Arbeit in den Einrichtungen der Poliklinik für Prothetik und die Benutzung der benötigten Geräte ermöglicht hat

- Frau Dr. Bogna Stawarczyk, der ich an dieser Stelle für die Vergabe dieses Themas und die stets freundliche Unterstützung während der Verwirklichung der vorgelegten Arbeit einen ganz besonderen Dank aussprechen möchte

- Frau Marlies Eichberger und das Team der Zahntechniker der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München für die guten Ratschläge bei der Anfertigung der Versuchskörper

- mein Freund, meine Familie und meine Freunde, die immer an mich geglaubt haben und mir in diesen Zeiten mit Rat und Tat zur Seite standen

13. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT

Eidesstattliche Versicherung

Martin, Anna

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Zugverbundfestigkeitsuntersuchungen von Hochleistungskunststoffen nach unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden“

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

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

München, den 7. April 2015

Anna Martin

