

Aus der Abteilung für Zahnerhaltungskunde und Präventivzahnmedizin
des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Prüfung der Zughafffestigkeit von Komposit
an Oberflächen neuer CAD/CAM-Hybridkeramiken
nach künstlicher Alterung**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité - Universitätsmedizin Berlin

von
Christine Dirxen
aus Aktau

Datum der Promotion: 26.02.2016

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	6
2 Abstract	7
3 Einleitung	8
4 Literaturübersicht	10
4.1 Keramiken	10
4.1.1 Einteilung.....	10
4.1.2 Aufbau und Eigenschaften.....	11
4.1.3 Ziele der Weiterentwicklung.....	14
4.1.4 CAD/CAM-Technologie und CAD/CAM-Keramik.....	15
4.2 Vorbehandlungsmöglichkeiten dentaler Keramiken	17
4.3 Strategien zur Oberflächenkonditionierung dentaler Keramiken	18
4.3.1 Glaskeramik.....	18
4.3.2 Oxidkeramik.....	19
4.4 Universalprimer	21
4.5 Testverfahren zur Prüfung des Haftverbundes	22
4.5.1 Zughafffestigkeit / Tensile Bond Strength.....	22
4.5.2 Scherhafffestigkeit / Shear Bond Strength.....	23
4.6 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung	24
4.6.1 Wasserlagerung.....	24
4.6.2 Thermische Wechselbadbelastung.....	25
5 Ziel der Arbeit und Nullhypothesen	27
6 Material und Methoden	28
6.1 Übersicht	28
6.1.1 Versuchsaufbau.....	28
6.1.2 Verwendete Keramiken.....	28
6.2 Herstellung der Proben	34
6.2.1 Die Prüfkörper.....	34
6.2.2 Herstellung und Modifizierung der Keramikscheiben.....	34
6.2.3 Vorbereitung der Plexiglastuben.....	35
6.2.4 Vorbehandlung der Keramiken.....	36
6.3 Verklebung der Proben	37
6.3.1 Axiale Klebevorrichtung.....	37
6.3.2 Verklebevorgang.....	39
6.4 Aufbau der Zugkraftvorrichtung	41
6.5 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung	44
6.5.1 Wasserlagerung.....	44
6.5.2 Thermische Wechselbadbelastung.....	44
6.6 Zugtest	45
6.7 Statistische Auswertung	45

6.8 Untersuchung frakturierter Proben	46
6.9 3D - Auswertung mit IFM	47
7 Ergebnisse	48
7.1 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit unter Berücksichtigung der Vorbehandlungsmethode und künstlichen Alterung	48
7.1.1 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit an Enamic.....	48
7.1.2 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit an Suprinity.....	49
7.1.3 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit von e.max CAD, Mark II und e.max ZirCAD	51
7.2 Vergleich der unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden unter den Keramiken	53
7.2.1 Nach Vorbehandlung durch Flusssäure.....	53
7.2.2 Nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen	54
7.3 Analyse der Frakturart	55
7.4 IFM-Bilder	58
8 Diskussion	59
8.1 Diskussion von Material und Methoden.....	59
8.1.1 In-vitro-Untersuchung	59
8.1.2 Herstellung der Probenkörper.....	59
8.1.3 Auswahl der Vorbehandlungsmethoden	60
8.1.4 Verwendung eines Universalprimers	62
8.1.5 Verwendung eines Nanohybrid-Komposits	63
8.1.6 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung	64
8.1.7 Axialer Zugtest zur Ermittlung der Zughafffestigkeit	67
8.1.8 Zughafffestigkeit.....	69
8.1.9 Untersuchung frakturierter Proben - Frakturart.....	69
8.2 Diskussion der Ergebnisse	70
8.2.1 Einfluss der Vorbehandlungsmethode auf die Zughafffestigkeit von Enamic und Suprinity.....	70
8.2.2 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Zughafffestigkeit aller Keramiken.....	74
8.2.3 Vergleich der Zughafffestigkeit zwischen den Hybridkeramiken zu den etablierten Keramiken	76
9 Schlussfolgerungen	81
10 Literaturverzeichnis	82
11 Anhang	92
11.1 Abkürzungsverzeichnis.....	92
11.2 Abbildungsverzeichnis.....	92
11.3 Tabellenverzeichnis	93
11.4 Liste der verwendeten Materialien	94
11.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien	94
11.6 Geräteliste.....	95

11.7	Bearbeitungsprogramme	97
11.8	Eidesstattliche Versicherung	98
11.9	Lebenslauf	99
11.10	Danksagung.....	100

1 Zusammenfassung

Problemstellung: CAD/CAM-Hybridkeramiken, welche unterschiedliche Eigenschaften in sich vereinen, wurden neu auf dem dentalen Markt eingeführt. Die optimale Vorbehandlungsmethode solcher Keramiken wurde noch nicht ausreichend geklärt.

Zielsetzung: Die vorliegende Arbeit untersuchte mögliche Vorbehandlungswege der beiden neuen Hybridkeramiken im Hinblick auf die Zughafffestigkeit. Hierzu erfolgte die Prüfung des Klebeverbundes im axialen Zugtest.

Material und Methoden: Aus fünf unterschiedlichen CAD/CAM-Keramiken wurden 216 Probenkörper hergestellt, die auf unterschiedlichen Vorbehandlungswegen (Sandstrahlen und Flusssäureätzung) mit einem Universalprimer (Monobond Plus) verklebt wurden ($n = 8$). Alle Proben wurden einer künstlichen Alterung von 3, 30 und 150 Tagen unterzogen und zusätzlich erfolgte eine thermische Wechselbadbelastung bei 30 Tagen (7.500 Zyklen) und bei 150 Tagen (37.500 Zyklen). Der Zugtest wurde in einer adjustierbaren Versuchsanordnung durchgeführt und die Zughafffestigkeit in Megapascal [MPa] ermittelt. **Ergebnisse:** Die Zughafffestigkeit wurde sowohl von der unterschiedlichen Vorbehandlung ($p < 0,05$; Kruskal-Wallis-Test) als auch der künstlichen Alterung ($p < 0,05$; Mann-Whitney-Test) signifikant beeinflusst. Bei Enamic zeigte sich kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Vorbehandlungswegen [17 (12,75; 23,00) und 20 (15,25; 22,00) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] und bei Suprinity lieferte die Vorbehandlung durch Sandstrahlen [29 (22,25; 31,00) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte als die Vorbehandlung durch Flusssäure [12 (9,25; 20,25) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung). Die Hybridkeramiken zeigten nach 150 Tagen künstlicher Alterung und Flusssäurevorbehandlung signifikant niedrigere Haftwerte als Mark II, unterschieden sich jedoch nicht von e.max CAD. Nach Sandstrahlung und 150 Tagen zeigte Enamic signifikant niedrigere Haftwerte als e.max ZirCAD ($p < 0,0005$; Bonferroni-Nachtestung). Suprinity unterschied sich jedoch nicht signifikant von e.max ZirCAD ($p > 0,008$; Bonferroni-Nachtestung).

Schlussfolgerungen: Die optimale Vorbehandlungsmethode für Suprinity ist Sandstrahlen mit Al_2O_3 und für Enamic können beide Vorbehandlungswege genutzt werden.

Schlagwörter: CAD/CAM-Keramiken, Hybridkeramiken, Zugtest, Zughafffestigkeit

Klinische Bedeutung: Die neuen Hybridkeramiken können mit den bereits bekannten Vorbehandlungsmethoden effektiv konditioniert werden. In weiteren Studien sollte untersucht werden, wie der Haftverbund verstärkt werden kann.

2 Abstract

Statement of problem: CAD/CAM hybrid ceramics, which combine different characteristics, were recently introduced to the dental market. The ideal pretreatment method of those ceramics has not been yet sufficiently clarified. **Objectives:** The present study examined potential pretreatment methods for the new hybrid ceramics. The tensile bond strength measurement was performed with a well established axial tensile testing apparatus. **Materials and methods:** Two hundred and sixteen specimens were prepared of five different CAD/CAM ceramics and after different pretreatments (sandblasting and hydrofluoric acid etching) bonded to composite resin ($n = 8$). All specimens were subjected to artificial aging of 3, 30 and 150 days, including thermocycling at 30 days for 7.500 cycles and 150 days for 37.500 cycles. A tensile bond strength test was performed with an adjustable testing apparatus and the results were measured in megapascals [MPa]. **Results:** The tensile bond strength was significantly affected by the different pretreatment methods ($p < 0,05$; Kruskal-Wallis-test) and the artificial aging ($p < 0,05$; Mann-Whitney-test). For Enamic no statistically significant difference was found between the two pretreatment methods [17 (12,75; 23,00) and 20 (15,25; 22,00) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] and for Suprinity the sandblasting pretreatment method [29 (22,25; 31,00) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] showed significantly higher values as the pretreatment method with hydrofluoric acid etching [12 (9,25; 20,25) MPa] [Med (Q 25; Q 75) MPa] ($p < 0,008$; Bonferroni-post-hoc-test). After hydrofluoric acid etching and 150 days of artificial aging the tensile bond strength of the CAD/CAM hybrid ceramics was significantly lower than Mark II, but did not differ from e.max CAD. After sandblasting pretreatment and 150 days, Enamic showed significantly lower tensile bond strength values than e.max ZirCAD ($p < 0.0005$; Bonferroni-post-hoc-test). Suprinity did not significantly differ from e.max ZirCAD ($p > 0.008$; Bonferroni-post-hoc-test).

Conclusions: The best pretreatment method for Suprinity is sandblasting with Al_2O_3 and for Enamic both pretreatment methods can be used.

Keywords: CAD/CAM ceramics, hybrid ceramics, tensile test, tensile bond strength

Clinical significance: The conventional pretreatment methods can be used effectively for the new CAD/CAM hybrid ceramics. Further studies should clarify if the adhesive bond strength can be sufficiently reinforced.

3 Einleitung

Durch die Einführung der CAD/CAM-Technologie auf dem dentalen Markt haben sich vielfältige Behandlungsmöglichkeiten eröffnet. Der Begriff CAD/CAM ist eine Abkürzung für Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing und steht für den computergestützten Entwurf und die anschließende automatisierte Anfertigung einer dentalen Restauration [Kern *et al.*, 2012; Tinschert *et al.*, 2004]. In den letzten Jahren fand eine stetige Weiterentwicklung in den Scan- und Herstellungsverfahren sowie bei den verwendeten Materialien statt. CAD/CAM-Keramiken wurden in ihrer Beschaffenheit weiter modifiziert und die Auswahl an Möglichkeiten zur Herstellung indirekter Restaurationen wurde erweitert. Nicht nur die Schnelligkeit und Präzision bei der automatisierten Herstellung solcher keramischen Restaurationen, sondern vor allem die Zeit- und Kostenersparnis führte zu einem steigenden Interesse [Luthardt und Rudolph, 2001; Mehl, 2001]. Im Blickpunkt der aktuellen Forschung stehen die Entwicklung neuer CAD/CAM-Materialien, aber ebenso die Ausdehnung des Indikationsspektrums.

Durch verschiedene Modifizierungsmaßnahmen versucht man Keramiken noch stärker ästhetischen Ansprüchen anzupassen und vor allem den Herstellungsprozess für den Anwender weitestgehend zu vereinfachen. Dentale Keramiken erfordern entsprechend ihrer Zusammensetzung eine unterschiedliche Handhabung während der Herstellung und Verarbeitung. Darüber hinaus sind unterschiedliche Vorbehandlungsmaßnahmen bei der intraoralen Insertion sowie bei Reparaturmaßnahmen notwendig. Es ist bekannt, dass eine adhäsive Befestigung vorteilhaft für glasbasierte vollkeramische Restaurationen ist [Fradeani und Aquilano, 1997; Guess und Stappert, 2008]. Hierdurch wird die Eigenfestigkeit dieser Keramiken erhöht, welche entscheidend für die Frakturresistenz ist [Kern und Eschbach, 2008]. Auch Oxidkeramiken werden zunehmend adhäsiv befestigt, jedoch ist dies nicht zwingend erforderlich, wenn entsprechende Präparationsrichtlinien beachtet werden. Für den langfristigen Erfolg eines adhäsiven Haftverbundes ist ein hydrolyse- und thermostabiler Verbund zwischen Komposit und Keramik entscheidend, da alle dentalen Restaurationen verschiedenen intraoralen Einflüssen unterworfen sind.

Dentale Keramiken werden bei Teilfrakturen, welche reine Abplatzungen innerhalb der Keramik betreffen, dem "Chipping", zunehmend intraoral repariert [Kern *et al.*, 2012]. Solche Reparaturmaßnahmen können eine Neuanfertigung der Restauration

überflüssig machen. Zudem spielt hierbei die Kosteneffizienz solcher Reparaturmaßnahmen eine entscheidende Rolle [Stark, 2003]. Im Zuge dieser Reparaturmaßnahmen finden außerdem sogenannte Universalprimer zunehmend Verwendung. Diese sind aufgrund ihrer speziellen Zusammensetzung in der Lage, einen Haftverbund mit allen gängigen dentalen Materialien herzustellen. Dies führt zu Zeitersparnis bei allen Insertions- und Reparaturmaßnahmen dentaler Restaurationen und zur Vereinfachung der Anwendung für den Behandler, da einzelne Zwischenschritte wegfallen. Neuere Studien beschreiben, dass die Universalprimer eine mehr als akzeptable Alternative zu den herkömmlichen Haftvermittlern in Bezug auf die erzeugte Haftfestigkeit darstellen [Amaral *et al.*, 2013; Attia und Kern, 2011; Azimian *et al.*, 2012; Bahr *et al.*, 2013; Taira *et al.*, 2012]. Überdies sollen diese einen stabileren und langfristigeren Haftverbund als herkömmliche Silane erzeugen [Attia und Kern, 2011].

Neuere CAD/CAM-Keramiken sollen unterschiedliche Eigenschaften in sich vereinen. So weisen diese zunehmend modifizierte Netzwerkstrukturen auf. Hierdurch soll eine Optimierung keramikspezifischer Eigenschaften erfolgen. Die neue Hybridkeramik Enamic verfügt über eine duale Netzwerkstruktur und kombiniert den Herstellerangaben zufolge die spezifischen Eigenschaften einer Keramik mit denen eines Komposits [VITA, 2013]. So belegen neuere Studien, dass der Elastizitätsmodus von Enamic zwischen Komposit und Feldspatkeramik liegt und seine Eigenschaften sich zwischen Keramik und hochgefüllten Kompositen einordnen lassen [Della Bona *et al.*, 2014; Mormann *et al.*, 2013]. Eine weitere auf dem dentalen Markt eingeführte CAD/CAM-Keramik ist Suprinity, eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik [VITA, 2014a].

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss verschiedener Vorbehandlungsmethoden auf die Verbundfestigkeit der beiden neuen CAD/CAM-Keramiken (Enamic und Suprinity) zum Komposit zu untersuchen, um hierdurch die leistungsfähigere Vorbehandlungsmethode im Hinblick auf intraorale Reparaturmaßnahmen zu ermitteln. Ein weiterer Fokus lag auf der Untersuchung der Verbundfestigkeit der beiden neuen CAD/CAM-Keramiken zum Komposit im Vergleich zu bereits auf dem Dentalmarkt etablierten CAD/CAM-Keramiken. Die gesamte Testreihe wurde unter Berücksichtigung eines hydrolytischen und thermischen Effektes auf den Haftverbund einer künstlichen Alterung unterzogen.

4 Literaturübersicht

4.1 Keramiken

4.1.1 Einteilung

Dentale Keramiken können nach unterschiedlichen Gesichtspunkten eingeteilt werden [Kern *et al.*, 2012]. Hauptsächlich unterteilt man zum aktuellen Zeitpunkt vollkeramische Restaurationssysteme anhand ihrer chemischen Zusammensetzung, dem Herstellungsverfahren, der klinischen Anwendung oder dem Befestigungsverfahren [Kern *et al.*, 2012; Pröbster und Groten, 2006]. Mittels des chemischen Aufbaus ist es möglich, Keramiken in feldspatfreie und feldspathaltige Keramiken [Gehre und Kappert, 2008] oder in Silikat- und Oxidkeramiken zu unterteilen [Kern *et al.*, 2012] (Abb. 1).

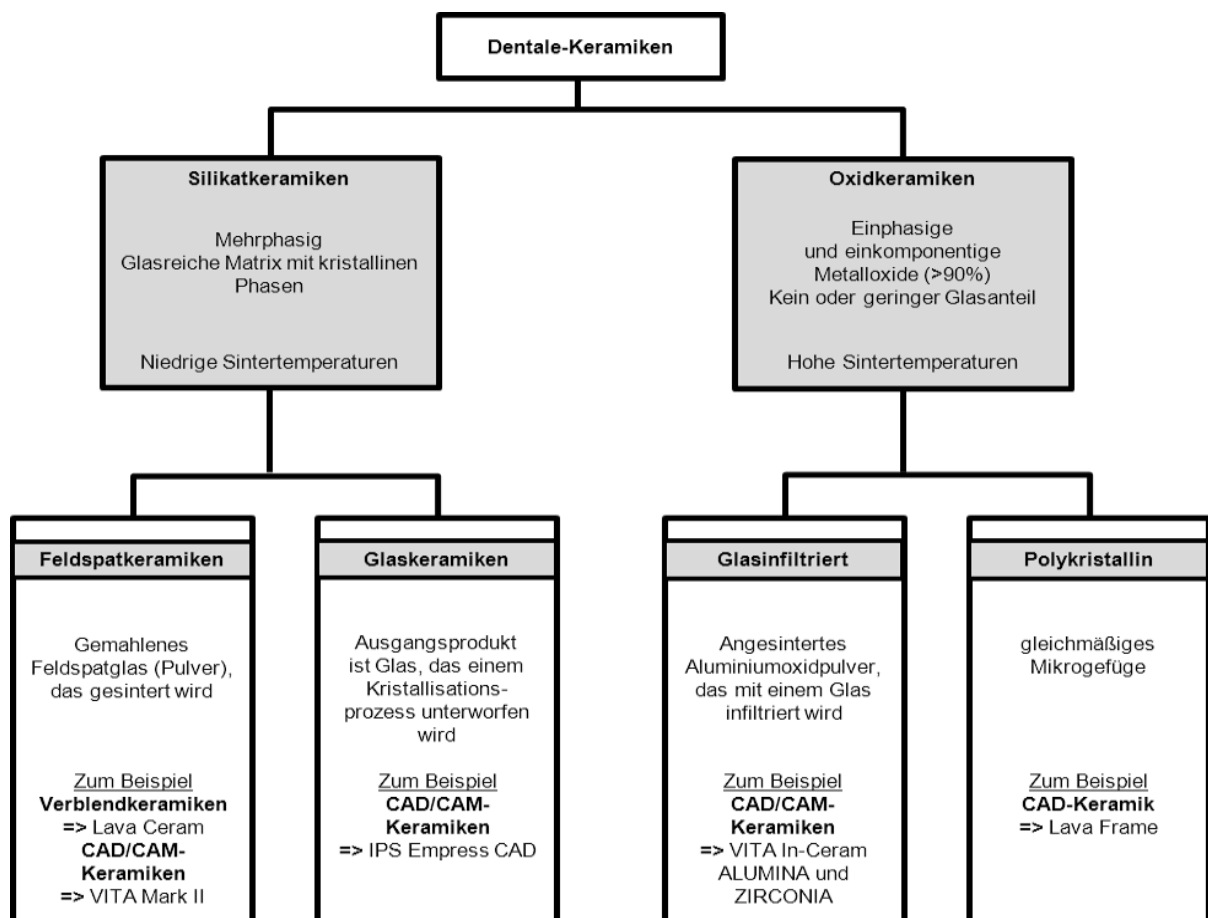


Abb. 1 Einteilung der Dental-Keramiken anhand ihrer chemischen Zusammensetzung nach [Pospiech, 2004] - grafische Darstellung.

Das Herstellungsverfahren erlaubt des Weiteren eine Einteilung der Keramiken in Brenn-, Sinter-, Guss-, Press- und sogenannte Fräskeramiken, welche eine computergestützte maschinelle Formgebung benötigen [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Innerhalb unterschiedlicher Systeme ist zudem eine Kombination unterschiedlicher Herstellungsmethoden möglich [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012].

4.1.2 *Aufbau und Eigenschaften*

Keramiken stellen aufgrund ihrer zahlreichen Eigenschaften einen unverzichtbaren Werkstoff in der heutigen Zahnheilkunde dar [Gehre und Kappert, 2008]. Zu den vielen positiven Eigenschaften zählen: hohe Biokompatibilität, Gewebefreundlichkeit, Farbbeständigkeit, Materialhärte und chemische Widerstandsfähigkeit [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Aber vor allem lässt sich mit Keramiken am besten das Aussehen natürlicher Zahnhartsubstanz nachahmen [Griggs, 2007]. Keramiken unterscheiden sich in ihrem Aufbau und infolgedessen in ihren chemischen und mechanischen Eigenschaften [Kern *et al.*, 2012]. Dies muss bei der Auswahl der Keramik zur Fertigung einer dentalen Restauration bedacht werden [Raptis *et al.*, 2006]. Hierfür ist ein Basiswissen sowohl über den Aufbau als auch über die Verarbeitungsmöglichkeiten der jeweiligen Keramik für einen Zahnarzt entscheidend.

Silikatkeramiken

Silikatkeramiken lassen sich in Feldspat-, Glas- und Lithiumdisilikatkeramik unterteilen [Kern *et al.*, 2012]. Die Feldspatkeramik besitzt ein sogenanntes gemischtes Kristallsystem, welches aus Kalkfeldspat, Kalifeldspat und Natronfeldspat besteht [Gehre und Kappert, 2005; Kappert, 2001; Reutling und Siebert, 1989]. Die Feldspatkeramik ist vor allem als Verblendkeramik bekannt [Kern *et al.*, 2012]. Vor allem der Anteil des Kalifeldspates im Kristallsystem ist entscheidend für die Beschaffenheit einer Feldspatkeramik, denn dieses leitet die Bildung der Leuzitkristalle ein [Kern *et al.*, 2012]. Der Leuzitkristallanteil wiederum beeinflusst die mechanische Festigkeit der Feldspatkeramik [Kern *et al.*, 2012]. Die Hauptbestandteile sind 60 - 80 % Feldspat, 15 - 25 % Quarz und 0 - 5 % Kaolin [Kappert, 2001; Kern *et al.*, 2012; Marxkors und Meiners, 1993; Reutling und Siebert, 1989]. Die Glaskeramiken erfordern meist ein Verfahren zur Stabilisation des Keramikgefüges [Kern *et al.*, 2012]. Dies geschieht meist über eine Auskristallisation, dabei wird die Keramik bei einer definierten Tempera-

tur getempert und dadurch wird die bereits amorphe Struktur verstärkt auskristallisiert [Gehre und Kappert, 2008; Marxkors und Meiners, 1993]. Glaskeramiken werden deshalb bevorzugt als mehrphasige Keramiken bezeichnet, da sie aus mehreren Bestandteilen zusammengesetzt sind [Kern *et al.*, 2012; Körber und Ludwig, 1993; Marxkors und Meiners, 1993]. Es ist bekannt, dass die Hauptaufgabe der Quarze darin besteht, die während des Sintervorganges auftretende Schwindung zu minimieren [Hohmann und Hielscher, 1989; Reutling und Siebert, 1989], und die des Kaolin, eine gleichzeitige Plastizität und Stabilität der Keramik zu ermöglichen [Gehre und Kappert, 2005]. Weitere Gefügeverstärkungen können durch Einlagerung unterschiedlicher Kristalle wie auf Oxid-, Aluminium-, Leuzit- und Lithiumdisilikatbasis erfolgen [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Zur Modifizierung der Farbe werden hauptsächlich Metalloxide und Fluoreszenzbildner verwendet [Marxkors und Meiners, 1993], welche die Farbbeschaffenheit der Keramik verändern können. Farbzusätze in Form von Zinn, Eisen, Chrom, Titan, Mangan, Gold, Silber, Nickel und Iridium [Körber und Ludwig, 1993; Marxkors und Meiners, 1993] ermöglichen eine individuelle Farbgebung der Keramik durch Kombination unterschiedlicher Farbspektren [Gehre und Kappert, 2008]. Leuzitkristalle verleihen der Keramik nicht nur Opazität, sondern gewährleisten vor allem die mechanische Festigkeit [Dong *et al.*, 1992; Gehre und Kappert, 2008]. Zudem kann über die Steuerung der Größe, Art und Anzahl verschiedener Kristalle die Festigkeit der Keramik beeinflusst werden [Gehre und Kappert, 2008]. Leuzitverstärkte Keramiken werden im Allgemeinen unter einer Kombination aus Kalium-, Aluminium- und Siliziumoxid geformt. Unterschiedliche Oxidzusätze, meist in Form von Metalloxiden, dienen zur Herabsetzung der Schmelztemperatur [Gehre und Kappert, 2008]. Zu den bekanntesten Metalloxiden zählen: Kalzium-, Magnesium, Barium-, Zink-, Kalium-, Natrium- und Lithiumoxide [Körber und Ludwig, 1993].

Im Vergleich zu den Glaskeramiken bestehen die Lithiumdisilikatkeramiken zwar auch aus einer Glas- und Kristallphase, aber wie der Name bereits erkennen lässt, überwiegend aus Lithiumdisilikatkristallen [Kern *et al.*, 2012]. Vor allem Silizium- und Lithiumoxide bilden die Basis einer Lithiumdisilikatkeramik [Kern *et al.*, 2012]. Die Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD befindet sich zum Beispiel während ihrer Verarbeitung im teilkristallinen Zustand [Ivoclar-Vivadent, 2011]. Vor dem Kristallisationsprozess weist die Lithiumdisilikatkeramik eine Biegefestigkeit von ca. 130 MPa auf [Ivoclar-Vivadent, 2011]. Nach dem Kristallisationsprozess wird jedoch eine endgültige

Biegefestigkeit von bis zu 360 MPa erreicht [Ivoclar-Vivadent, 2011]. Laut Herstellerangaben vereinfacht der teilkristalline Zustand die Bearbeitung der Keramik im Zuge des Herstellungsprozesses einer Restauration. Das Gefüge besteht im teilkristallisierten Zustand aus einer Glasphase mit 4 % an Lithiummetasilikat-Kristallen, bei einer Korngröße im Bereich zwischen 0,2 - 1,0 μm [Ivoclar-Vivadent, 2011]. Im endkristallisiertem Zustand befinden sich ungefähr 70 % der feinkörnigen Lithiumdisilikat-Kristalle eingebettet in einer Glasmatrix [Ivoclar-Vivadent, 2011].

Silikatkeramiken wird eine gute Transluzenz sowie ein guter Chamäleoneneffekt zugeschrieben [Gehre und Kappert, 2008]. Die Silikatkeramiken bieten somit ästhetische Vorteile, unterliegen jedoch den Oxidkeramiken in ihrem Festigkeitsverhalten bedingt durch ihren hohen Anteil an der Glasphase [Kern *et al.*, 2012; Schwickerath, 1994].

Oxidkeramiken

Die Oxidkeramiken lassen sich hauptsächlich in glasinfiltrierte und polykristalline Keramiken einteilen und zählen zu den nicht-silikatischen Keramiken [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Zu den bekanntesten Oxidkeramiken zählen Aluminiumoxid-, Zirkoniumoxid-, Titanoxid- und Magnesiumoxidkeramik [Kern *et al.*, 2012]. Speziell Aluminium- und Zirkoniumoxidkeramiken (Al_2O_3 und ZrO_2) zählen zu den sogenannten Hochleistungskeramiken [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Dabei nimmt vor allem die Zirkonoxidkeramik aufgrund ihrer herausragenden mechanischen Eigenschaften eine Sonderstellung ein [Kern *et al.*, 2012]. Bei den glasinfiltrierten Oxidkeramiken erfolgt die Anreicherung überwiegend mit Aluminiumoxidpulver [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Glasinfiltrierte Oxidkeramiken können auch als mehrphasige Keramiken angesehen werden, da sich bei diesen nach dem Sintern ein poröses Grundgefüge ausbildet, welches anschließend zwecks Modifizierung durch Infiltration mit Glas aufgefüllt werden muss [Gehre und Kappert, 2008]. Bei den polykristallinen Oxidkeramiken liegt ein gleichmäßiges, glasphasenfreies und einphasiges Mikrogefüge vor, welches unter hohen Sintertemperaturen gebildet wird [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012]. Die polykristallinen Oxidkeramiken werden aufgrund ihrer dichten einphasigen Grundstruktur auch als dichtgesinterte Oxidkeramiken bezeichnet [Gehre und Kappert, 2008]. Durch die hohe Biegefestigkeit der Aluminiumoxidkeramik (300 - 700 MPa) und der Zirkonoxidkeramik (900 - 1200 MPa) weisen diese Keramiken ein breites Indikationsspektrum auf [Kern *et al.*, 2012]. Sie sind

aufgrund ihrer hohen Festigkeit [Pospiech, 2004] für den Einsatz als Gerüstmaterial für Kronen und mehrgliedrige Brückenversorgungen von großer Spannweite im Front- als auch Seitenzahnbereich bei hoher Belastbarkeit indiziert [Tinschert *et al.*, 2000; Tinschert *et al.*, 2005], aber auch für Wurzelstifte, Abutments und Implantatversorgungen geeignet [Pilathadka *et al.*, 2007; Raigrodski, 2004]. Oxidkeramiken werden durch Einlagerung von sogenannten kristallinen Bestandteilen, wie Aluminium, Zirkon, Leuzit und Yttrium, verstärkt [Gehre und Kappert, 2008]. Oxidkeramiken sind zwar hochfeste Keramiken, weisen aber im Vergleich zu den Silikatkeramiken aufgrund ihrer ausgeprägten Kristallphase und der damit verbundenen erhöhten Opazität keine zufriedenstellenden ästhetischen Eigenschaften auf, dafür aber ein hervorragendes Festigkeitsverhalten [Kern *et al.*, 2012; Schwickerath, 1994]. So bedürfen Oxidkeramiken aus ästhetischen Gründen einer Verblendung mittels Silikatkeramik [Gehre und Kappert, 2008]. Auch bei den Oxidkeramiken kann über die Steuerung der Größe, Art und Anzahl der Kristalle die Festigkeit beeinflusst werden [Gehre und Kappert, 2008]. Dadurch ist es möglich, die Zug-, Druck- und Bruchfestigkeit der Keramik zu beeinflussen [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012].

4.1.3 Ziele der Weiterentwicklung

Bei der Weiterentwicklung dentaler Keramiken versucht man unter anderem die Befestigungsmethoden und die ästhetischen Eigenschaften zu optimieren, aber vor allem die Widerstandskraft gegenüber intraoralen Beanspruchungen zu verbessern. Durch Veränderung der Zusammensetzung wird eine Qualitätsverbesserung der Keramiken angestrebt. Ein bekanntes und bisher nicht endgültig gelöstes Problem vollkeramischer Systeme ist die unzureichende Dauerfestigkeit aufgrund von Ermüdungsfrakturen [Gehre und Kappert, 2008; Studart *et al.*, 2007]. Aber auch Frakturen der Verblendkeramik, welche im Allgemeinen als Chipping bezeichnet werden, stellen den Anwender immer noch vor ein ungelöstes Problem [Kern *et al.*, 2012]. Die Ursachen hierfür können sein: keine gleichmäßige Verteilung der Verblendkeramik über der Gerüstkeramik, eine zu dicke Schichtstärke der Verblendkeramik und ein nicht günstig abgestimmter Wärmeausdehnungskoeffizient zwischen der Gerüst- und Verblendkeramik [Kern, 2012; Silva *et al.*, 2010]. Dadurch können Spannungen zwischen den Keramiken auftreten, welche wiederum zu einer Zunahme der Zugspannung führen können [Kern, 2012]. Es ist zudem bekannt, dass selbst kleinste herstellungsbedingte Fehler im Keramikgefüge zum Versagen keramischer Restaurationen führen können

[Gehre und Kappert, 2008]. Zur Vermeidung solcher Fehler müssen also auch die Herstellungsmethoden weiter modifiziert werden.

Die Möglichkeit zur Herstellung einer keramischer Versorgung aus einem industriell gefertigten Keramikblock, wie es bei dem CAD/CAM-Verfahren der Fall ist, öffnet dem Behandler einige neue Wege [Kern *et al.*, 2012]. Zudem verspricht dieses Verfahren eine Optimierung der Keramik mit Hilfe standardisierter Herstellungswege [Willer, 1998]. Diese Optimierung erfolgt in Form von Minimierung der Inhomogenitäten, Mikroporositäten und Schrumpfungen und wird durch eine hohe Brenntemperatur und einen hohen Druck während des Herstellungsprozesses gewährleistet [Kern *et al.*, 2012; Tinschert *et al.*, 2004]. Neue CAD/CAM-Keramiken werden vor allem in ihrer Netzwerkstruktur modifiziert. Dadurch sollen bestimmte Eigenschaften verbessert werden. So soll das Schleifen der CAD/CAM-Keramiken bei der Verarbeitung erleichtert werden, indem das Keramikgefüge erst nach Formgebung dichtgesintert bzw. kristallisiert wird und die vorgesehene Endhärte erreicht. Hierdurch werden anscheinend auch weniger Diamanten beim Schleifvorgang verbraucht [Ivoclar-Vivadent, 2011, 2013]. So soll zum Beispiel die neue Hybridkeramik Enamic eine duale Netzwerkstruktur mit spezifischen Keramik- und Compositeigenschaften besitzen und hierdurch eine höhere Flexibilität im Vergleich zu anderen CAD/CAM-Keramiken aufweisen [Elsaka, 2014; Elsaka, 2015a; VITA, 2013]. Eine andere neue CAD/CAM-Keramik, Suprinity, ist eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik [VITA, 2014a]. Auf diese Weise soll die Verarbeitung dieser Keramik, wie die Formgebung während der CAD/CAM-Verarbeitung, vereinfacht und zudem in einer nachträglichen Sinterung eine hohe Biegefestigkeit erzielt werden [VITA, 2014a]. So scheint der Trend des CAD/CAM-Verfahrens, aufgrund der stetigen Einführung neuer CAD/CAM-Keramiken auf dem dentalen Markt, ununterbrochen zu sein. Der Fokus der CAD/CAM-Technologie liegt offenbar in der Weiterentwicklung vollkeramischer Systeme und deren Optimierung.

4.1.4 CAD/CAM-Technologie und CAD/CAM-Keramik

Das CAD/CAM-Verfahren zur computergestützten maschinellen Verarbeitung von industriell genormten Keramikkörpern, kann als Meilenstein im Bereich dentaler Keramiken betrachtet werden [Tinschert *et al.*, 2004]. Seit der Einführung des CAD/CAM-Verfahrens erfolgten zahlreiche Weiterentwicklungen sowohl im Bereich der Verfahrensmethoden zur Herstellung keramischer Restaurationen als auch im Bereich

der Werkstoffweiterentwicklung zur Verbesserung der Materialeigenschaften [Tinschert *et al.*, 2004]. Als Begründer der CAD/CAM-Technologie kann François Duret angesehen werden [Duret *et al.*, 1988], welcher Initiator der computergestützten Zahnersatzfertigung war [Tinschert *et al.*, 2004]. Die Einführung des CAD/CAM-Verfahrens hat den dentalen Markt revolutioniert und scheint sich auch weiterhin gut auf dem dentalen Markt zu entwickeln [Filser *et al.*, 2002; Geis-Gerstorfer, 2005; Kappert, 2001; Kelly *et al.*, 1996; Kriegsmann, 1992; Marx, 1993; Morena *et al.*, 1986; Morena *et al.*, 1986]. Nicht nur, dass es eine entscheidende Alternative zu gegossenen und gepressten Keramiken darstellt, vielmehr können herstellungsbedingte Fehler durch industri gefertigte Keramikrohlinge vermieden werden [Kern *et al.*, 2012; Tinschert *et al.*, 2004]. Solche Keramikrohlinge werden in einer genormten und standardisierten Größe geliefert [Tinschert *et al.*, 2004]. Bei den Oxidkeramiken handelt es sich dabei überwiegend um vorgesinterte Rohlinge, welche eine Nachbearbeitung erfordern, und bei den Silikatkeramiken kann bereits der entsprechende Restorationskörper aus einem Keramikblock gefräst werden [Kern *et al.*, 2012].

Die CAD/CAM-Keramiken werden bisher ihrer Materialbeschaffenheit entsprechend unterschiedlich verarbeitet [Kern *et al.*, 2012]. Die CAD/CAM-Glaskeramiken können fast ausschließlich im sogenannten Chair-Side-Verfahren verarbeitet werden [Tinschert *et al.*, 2004]. Dabei kommt z. B. das CEREC®-System zum Einsatz. Dieses erlaubt eine intraorale virtuelle Abformung direkt im Patientenmund [Kern *et al.*, 2012; Tinschert *et al.*, 2004]. Die Restauration wird anschließend virtuell konstruiert und dem Entwurf entsprechend in der Praxis in einer CEREC®-Schleifeinheit gefräst [Tinschert *et al.*, 2004]. Die Herstellung und Insertion der Restauration erfolgt noch in derselben Sitzung [Liu, 2005]. Einige Glaskeramiken müssen nach der Restorationsfertigung einem abschließenden Kristallisationsprozess unterzogen werden oder sie werden den erwünschten ästhetischen Eigenschaften entsprechend modifiziert [Kern *et al.*, 2012]. Diese sogenannte Chair-Side-Herstellung von Restaurationen ist bisher nur den glasbasierten Vollkeramiksystemen vorbehalten, denn die Anfertigung von Restaurationen aus hochfesten Oxidkeramiken bedarf zusätzlicher Teilschritte [Kern *et al.*, 2012]. Oxidkeramiken werden deshalb in dem sogenannten Lab-Side-Verfahren verarbeitet [Gojowy, 2002], bei welchem die Verarbeitung und Herstellung der Restauration im Labor erfolgt [Kern *et al.*, 2012]. Das CAD/CAM-Verfahren ermöglicht mittlerweile die Herstellung unterschiedlicher Restorationsarten und es gibt eine Vielfalt an Auswahl-

möglichkeiten hinsichtlich der Zusammensetzung einer Keramik und den Herstellerfirmen [Kern *et al.*, 2012].

4.2 Vorbehandlungsmöglichkeiten dentaler Keramiken

Erfolgreiche intraorale Reparaturmaßnahmen dentaler Keramiken sind von einem entscheidenden Faktor abhängig, dem Haftverbund der Keramik zu den jeweiligen Reparaturmaterialien. Keramikoberflächen müssen daher ihrer Zusammensetzung entsprechend konditioniert werden [Kern *et al.*, 2012; Timothy *et al.*, 2014]. Ein ausreichend starker Haftverbund ist hierbei elementar. Durch eine entsprechende Vorbehandlung der Keramik wird eine mikroretentive Oberfläche erzeugt, welche eine möglichst vollständige Benetzung für die entsprechenden Reparaturmaterialien ermöglichen soll [Gehre und Kappert, 2005, 2008; Kern *et al.*, 2012].

Bisher sind Vorbehandlungsmaßnahmen wie das Anrauen der Keramik mit Hilfe eines Diamanten, das Ätzen mit Flusssäure, das Sandstrahlen mit Korund, die tribochemische Sandstrahlung mit Silikat und mit silikatisiertem Al_2O_3 -Korundsand in der Literatur beschrieben worden [Albakry *et al.*, 2004; Atsu *et al.*, 2006; Borges *et al.*, 2003; Kelly *et al.*, 1996; Kern *et al.*, 2012].

Solche Vorbehandlungsmaßnahmen sollen für einen stabilen, kraftschlüssigen und dauerhaft adhäsiven Haftverbund sorgen [Kern *et al.*, 2012]. Denn dadurch können Spannungen innerhalb der Klebeflächen und daraus resultierende rissauslösende Kräfte besser abgefangen oder gänzlich vermieden werden [Blatz *et al.*, 2003; Kern *et al.*, 2012]. Somit entstehen keine mechanischen Grenzflächen, an denen sich vorhandene Spannungen ausbreiten könnten [Blatz, 2002; Blatz *et al.*, 2003]. Eine weitere wichtige Voraussetzung, für eine optimale intraorale Reparatur dentaler Keramiken, ist zudem die gewünschte geringe Polymerisationsschrumpfung der verwendeten Komposit-Materialien [Gehre und Kappert, 2008]. Eine zu große Polymerisationsschrumpfung kann Spannungen an den Grenzflächen verursachen und dadurch wiederum Frakturen innerhalb als auch außerhalb der Klebeflächen verursachen [Gehre und Kappert, 2005, 2008; Schmitt *et al.*, 2007]. Die Stärke des Haftverbundes entscheidet über die Frakturart und ist abhängig von der Einzelfestigkeit der verwendeten Materialien und ihrer Beanspruchungsgrenze [Della Bona und van Noort, 1995].

4.3 Strategien zur Oberflächenkonditionierung dentaler Keramiken

Ein ausreichender Haftverbund zwischen Komposit und Keramik beruht sowohl auf einem effektiven chemischen Haftverbund der Materialien untereinander als auch auf der zuvor erzeugten mikromechanischen Retentionsfläche [Schmitt *et al.*, 2007; Touati und Quintas, 2001]. Das Ziel jeder Oberflächenkonditionierung ist zum einen die Reinigung als auch die Erzeugung einer mikroretentiven Keramikoberfläche [Albakry *et al.*, 2004; Ozcan *et al.*, 2008; Peumans *et al.*, 2007]. Dadurch wird eine physikalische oder chemische Aktivierung der Keramikoberfläche angestrebt, um eine bessere Benetzbarkeit der Keramik zu ermöglichen [Gehre und Kappert, 2008; Kern und Eschbach, 2008].

4.3.1 Glaskeramik

Für Glaskeramiken wie die Feldspat- und Lithiumdisilikat-Keramik wird eine Konditionierung der Oberfläche durch eine Ätzung mit gepufferter 1 - 5 %iger Flusssäure empfohlen [Ozcan und Vallittu, 2003; Peumans *et al.*, 2007]. Die Dauer der Ätzung als auch die Konzentration der verwendeten Säure sollte auf die jeweilige Keramikart abgestimmt werden, um eine optimale Verbundfestigkeit zu erreichen [Calamia *et al.*, 1985].

Bei der Ätzung der Keramik wird die Glasmatrix selektiv angelöst, wodurch eine Oberflächenvergrößerung erzeugt wird [Müller, 1988]. Dies geschieht, indem gläserne Gefügeanteile aus der Keramik partiell gelöst werden und die säureresistenten Leuzitkristalle dabei ein mikroretentives Ätzmuster bilden [Claus, 1980; Kern *et al.*, 1994; Müller, 1988]. Anschließend wird ein Haftsilan aufgetragen, welches durch Kapillarwirkung in die Mikroporositäten der geätzten Glaskeramik eindringt und über Sauerstoffbrücken an die aktivierten Kristallanteile der Glaskeramik durch die Ausbildung von Si-O-Si-Atombindungen bindet [Blatz, 2002; Blatz *et al.*, 2003; Gehre und Kappert, 2008]. Das mikroretentive Ätzmuster ermöglicht zudem einen mikromechanischen Verbund zum jeweiligen Reparatur-Komposit [Gehre und Kappert, 2008; Shahverdi *et al.*, 1998]. Dieses ist somit in der Lage, in die Mikroretentionen einzudringen und hierdurch eine Erhöhung der Verbundfestigkeit zur Keramik zu erreichen [Roulet *et al.*, 1995]. Es wird berichtet, dass durch das Anätzen der Glaskeramik mit Flusssäure die Verbundfestigkeit der Keramik zum Komposit unter Umständen so sehr erhöht wird, dass dabei die Kohäsionskraft der Keramik überschritten wird [Sorensen *et al.*, 1991].

Eine Konditionierung durch Sandstrahlen ist weitgehend kontraindiziert, da diese zur Schwächung der Keramik führen und Rissbildung im Gefüge hervorrufen kann [Pospiech, 2007]. Es ist zudem beschrieben worden, dass durch Sandstrahlung mit Al_2O_3 -Korund ($> 100 \text{ kPa}$) die Biegefestigkeit einer Glaskeramik signifikant reduziert wird und zu einer stressbedingten Rissbildung innerhalb der Keramik führt [Timothy *et al.*, 2014]. Hierzu wurde vergleichend gegenübergestellt dass bei Vorbehandlung durch Flusssäure, weder die Einwirkzeit, noch deren Konzentration einen Einfluss auf die Biegefestigkeit haben, jedoch eine Konzentration von 5 % und eine Einwirkzeit von mindestens 20 s als sinnvoll erachtet werden [Timothy *et al.*, 2014].

4.3.2 Oxidkeramik

Oxidkeramiken zeichnen sich durch eine hohe Biegefestigkeit und hervorragende Langzeitfestigkeit aus [Gehre und Kappert, 2008; Geis-Gerstorfer und Fäßler, 1999]. Aufgrund des fehlenden oder geringen Glasanteils besitzt die Oxidkeramik eine chemische Resistenz gegenüber Fluorwasserstoffsäuren [Gehre und Kappert, 2008; Sorensen *et al.*, 1991], infolge dessen ist eine Konditionierung dieser durch Flusssäure nicht möglich [Pospiech, 2004] und bleibt gänzlich wirkungslos [Blatz, 2007].

Zur Konditionierung solcher hochfester Keramiken müssen aus diesem Grunde andere Methoden zur Konditionierung herangezogen werden. Es sind bisher vor allem Methoden wie Silikatisieren und Silanisieren oder Sandstrahlen zur Vorbehandlung von Oxidkeramiken beschrieben worden [Atsu *et al.*, 2006; Gehre und Kappert, 2008; Lin *et al.*, 2010; Valandro *et al.*, 2006].

So kann eine tribochemische Silikatisierung der Keramik mit anschließender Silanisierung erfolgen [Gehre und Kappert, 2008; Kim *et al.*, 2005; Pilathadka *et al.*, 2007]. Dieses Verfahren stellt eine gute Grundlage für den anschließenden adhäsiven Klebeverbund dar, denn die aufgebraute Silikatschicht ermöglicht dem Silan an die Keramikoberfläche zu binden [Gehre und Kappert, 2008; Kim *et al.*, 2005]. Bei dem tribochemischen Beschichtungsverfahren wird eine Silikatschicht auf die Keramikoberfläche aufgebracht [Gehre und Kappert, 2008]. Das hierbei genutzte Strahlgut enthält Siliziumverbindungen, welche in die Keramik eingelagert werden [Kern und Wegner, 1998]. Dies ist aufgrund der hohen kinetischen Energie, welche während des Aufpralls der Siliziumteilchen entsteht, möglich [Gehre und Kappert, 2008; Kern und Wegner, 1998]. Im Allgemeinen dienen Beschichtungsverfahren zur Schaffung einer Bindefläche

und Erhöhung des adhäsiven Haftverbundes [Gehre und Kappert, 2008; Kern und Wegner, 1998]. Einige Studien beschreiben eine gesteigerte Scherfestigkeit bei dem Einsatz einer tribochemischen Silikatbeschichtung (z. B. Cojet, 3M ESPE, Seefeld) in Kombination mit einem MDP-Haftsilan, im Vergleich zu einer tribochemischen Silikatisierung und einem herkömmlichen Silan und der Vorbehandlung durch Sandstrahlen [Atsu *et al.*, 2006; Blatz *et al.*, 2003].

Des Weiteren ist eine Oberflächenkonditionierung über das Sandstrahlen mit 50 µm Korundsand (Aluminiumoxidpulver) möglich [Kern und Thompson, 1995; Körber und Ludwig, 1993; Ludwig, 1994]. Beim Sandstrahlen wird die erzeugte kinetische Energie, welche durch die auftreffenden Aluminiumoxidpartikel entsteht, in Deformationsenergie umgewandelt und ermöglicht dadurch eine Anrauhung der Oberfläche [Gehre und Kappert, 2008]. Auf diese Weise erreicht man einen mechanischen Verbund zum Komposit [Ludwig, 1994]. In einigen Studien wird diese Konditionierung mittels Sandstrahlung als eine adäquate Vorbehandlungsmethode für Oxidkeramiken beschrieben [Azimian *et al.*, 2012; Sahafi *et al.*, 2004; Yoshida *et al.*, 2007]. Jedoch ist hierbei die richtige Korngröße entscheidend [Gehre und Kappert, 2008]. Beim Sandstrahlen mit einer Korngröße von 50 µm konnten weder eine Senkung der Festigkeit noch eine Erhöhung der Ermüdungsfestigkeit festgestellt werden [Zhang *et al.*, 2006; Zhang *et al.*, 2004]. Demgegenüber wird beim Sandstrahlen mit einer Korngröße von 120 µm eine Schwächung der Keramik bei einer gleichzeitigen Steigerung der Oberflächenrauigkeit beschrieben [Wang *et al.*, 2008]. Durch das Sandstrahlen wird nicht nur eine Oberflächenvergrößerung [Gehre und Kappert, 2008], sondern auch eine Erhöhung der Oberflächenenergie erzeugt [Kern *et al.*, 2009], welche zur Verbesserung des Klebeverbundes beiträgt, denn das Komposit kann sich hierdurch besser an die Keramikoberfläche anlagern [Kern und Eschbach, 2008; Pospiech, 2004]. So zeigen einige Studien, dass durch das Sandstrahlen die Haftung zum Komposit [Blatz, 2007; Tsukakoshi *et al.*, 2008; Wegner und Kern, 2000] verbessert wird.

In der aktuellen Literatur werden beide Maßnahmen, sowohl die Silikatisierung (tribochemische Beschichtung der Keramik) mit anschließender Silanisierung, als auch das Sandstrahlen mit anschließender Silanisierung oder unter Verwendung eines Universalprimers zur Konditionierung von Oxidkeramiken empfohlen. Zudem werden beide Maßnahmen als gleichwertig betrachtet [Atsu *et al.*, 2006; Azimian *et al.*, 2012; Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012; Lin *et al.*, 2010; Valandro *et al.*, 2006].

4.4 Universalprimer

Universalprimer sind sogenannte Einkomponenten-Haftvermittler, welche einen chemischen und dauerhaften Verbund zwischen zahlreichen Restaurationsmaterialien herstellen können [Amaral *et al.*, 2013; Azimian *et al.*, 2012; Kobes und Vandewalle, 2013; Taira *et al.*, 2012]. Es ist bekannt, dass die Vorbehandlung von Glaskeramiken überwiegend durch die Oberflächenkonditionierung mit Flusssäure erfolgt und bei der anschließenden Silanisierung Methacrylatmonomere verwendet werden, welche in der Lage sind, mit ihrer funktionellen Gruppe an die Keramikoberfläche zu binden und somit einen Methacrylat-Silikat-Verbund herzustellen [Azimian *et al.*, 2012; Blatz *et al.*, 2003; Peumans *et al.*, 2007]. Bei den Oxidkeramiken werden nach erfolgter Vorbehandlung durch Sandstrahlen mit Aluminiumkorund auch Methacrylatmonomere verwendet, welche jedoch eine funktionelle Phosphorsäure-Gruppe als Haftvermittler benötigen, um an eine Oxidoberfläche binden zu können [Azimian *et al.*, 2012; Blatz *et al.*, 2003; Kobes und Vandewalle, 2013]. Um diese unterschiedlichen Bindungsarten zu den jeweiligen Keramiken und allen anderen Restaurationsmaterialien herstellen zu können, enthalten die sogenannten Universalprimer verschiedene Haftvermittler, welche bei der Herstellung des Haftverbundes mit dem jeweiligen aktiven Monomer an die entsprechende Restaurationsoberfläche binden können [Völkel, 2011]. Die Universalprimer bestehen mehrheitlich aus verschiedenen Haftmonomeren, welche in einer Ethanol-Lösung vorliegen. Dabei macht die Ethanol-Lösung, mit fünfundneunzig Gewichtsprozent, den größten Anteil aus. Der Universalprimer Monobond Plus (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen) besteht zum Beispiel aus drei Haftmonomeren, welche in einer verdünnten ethanolischen Lösung vorliegen [Völkel, 2011]. Zu diesen Haftmonomeren zählen ein Methacrylat-Monomer mit funktioneller Trialkoxysilan- und Phosphorsäure-Gruppe, Thiol- bzw. Mercaptan-Gruppen und zudem ein Methacrylat-Monomer mit cyclischen Disulfid-Gruppe [Völkel, 2011].

Studien zeigten, dass die ermittelten Ergebnisse für die Universalprimer vergleichbar mit denen für bereits auf dem dentalen Markt etablierten Monoprodukten sind [Azimian *et al.*, 2012; Lehmann und Kern, 2009; Ozcan und Vallittu, 2003; Peumans *et al.*, 2007]. Somit scheinen sich die einzelnen Primermonomere, die in einem Universalprimer enthalten sind, nicht gegenseitig negativ zu beeinflussen [Amaral *et al.*, 2013; Azimian *et al.*, 2012].

4.5 Testverfahren zur Prüfung des Haftverbundes

Es ist bekannt, dass sowohl die Keramiken als auch die Verbundwerkstoffe unterschiedlichen intraoralen Belastungen ausgesetzt sind [Crim, 1993; Kern *et al.*, 1994; Wegner *et al.*, 2002]. Um solche Belastungen *in vitro* imitieren zu können, gibt es einige Möglichkeiten [Kern und Thompson, 1993]. Die am meisten genutzten und etablierten In-vitro-Verfahren zur Testung des Haftverbundes sind heutzutage Messungen der Scher- und Zughafffestigkeit [Della Bona und van Noort, 1995; Kern und Thompson, 1993]. Diese Testmethoden erlauben eine Haftprüfung zwischen unterschiedlichen dentalen Materialien [Kern und Thompson, 1993]. Vor allem standardisierte Testverfahren wie diese sind erforderlich und bedeutend für eine stetige Weiterentwicklung von Produkten für den dentalen Markt. Die Standardisierung erlaubt zudem eine bessere Vergleichbarkeit der erhobenen Ergebnisse. Dennoch wird die klinische Relevanz solcher In-vitro-Verfahren bis heute kontrovers diskutiert.

4.5.1 Zughafffestigkeit / Tensile Bond Strength

Die Zughafffestigkeit, auch als tensile bond strength (TBS) bekannt, dient zur Testung des Haftverbundes unter einachsiger homogener Zugspannung [Kern und Thompson, 1993]. Die Testung der Zughafffestigkeit zählt neben der Scherhafffestigkeit zu einer der anerkanntesten Methoden zur Testung des Haftverbundes zwischen Komposit und Keramik [Della Bona und Northeast, 1994; Della Bona und van Noort, 1995; Lu *et al.*, 1992; Stangel *et al.*, 1987]. Die Probenkörper unterscheiden sich in Abhängigkeit von der Prüfnorm in ihrer Form und ihrem Querschnitt [Kern und Thompson, 1993].

In der dentalen Testung der Zughafffestigkeit werden überwiegend Probenkörper mit kreisförmigen Querschnitten verwendet [Kern und Thompson, 1993]. Zughafffestigkeitstests werden entsprechend ihrer Prüfnorm durchgeführt [Kern und Thompson, 1993]. Die Prüfnorm dient zur Sicherstellung der ordnungsgemäßen Durchführung von Zughafffestigkeitstests und zur besseren Vergleichbarkeit der Prüfergebnisse [Della Bona und van Noort, 1995]. Um einen anschließenden Vergleich der erhobenen Werte zu ermöglichen, müssen während der Testung der Zughafffestigkeit bestimmte Messparameter eingehalten werden [Kern und Thompson, 1993]. Die Belastung ist rechtwinklig zur Verbundfläche [Kern und Thompson, 1993]. Während der Zughafffestigkeitstests ist eine biegungsfreie Einspannung der Proben in die Prüfapparatur zu gewähr-

leisten [Kern und Thompson, 1993]. Ist dies nicht möglich, können verfälschte Messparameter für den Haftverbund erhoben werden, da eine Vorabbelastung dieser zu testenden Materialien erfolgt [Kern und Thompson, 1993]. Diese kann wiederum Schäden innerhalb des Materials hervorrufen [Kern und Thompson, 1993]. Der Zughaftkraftversuch erlaubt die Erhebung von Verformungs- und Festigkeitskennwerten [Della Bona und van Noort, 1995; Kern und Thompson, 1993]. Es ist bekannt, dass bei der Testung der Zughaftfestigkeit unterschiedliche Formen des Probenbruchs auftreten können [Kern und Thompson, 1993]. Meistens unterscheidet man zwischen Trenn-, Einschnür- und Scherbrüchen [Marxkors und Meiners, 1993]. In Abhängigkeit von der Größe der zu testenden Verbundflächen, kann die Zughaftfestigkeit mithilfe eines Makro- oder Mikro-Zughafttests ermittelt werden [Della Bona und van Noort, 1995; Kern und Thompson, 1993].

4.5.2 Scherhaftfestigkeit / Shear Bond Strength

Bei der Scherhaftfestigkeit (shear bond strength; SBS) wird ein Testkörper im 90°-Winkel zur Verbundfläche abgeschert [Della Bona und van Noort, 1995; Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Es erfolgt eine lineare Führung, um zu gewährleisten, dass es sich hierbei ausschließlich um auftretende Scherkräfte handelt [Della Bona und Northeast, 1994; Della Bona und van Noort, 1995; Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Dabei wird der zur Materialtrennung erforderliche Druck gemessen [Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Die Scherhaftfestigkeit kann ebenfalls in Abhängigkeit von der zu testenden Verbundfläche in einem Makro- oder Mikro-Schertest ermittelt werden [Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Man spricht bei Verbundflächen von einer Größe ab 3 mm² von einer Makroverbundfläche [Van Meerbeek *et al.*, 2010].

Die Testung der Scherhaftfestigkeit zählt zu einer der anerkanntesten Methoden zur Testung des Haftverbundes zwischen Komposit und Keramik [Della Bona und Northeast, 1994; Della Bona und van Noort, 1995; Lu *et al.*, 1992; Stangel *et al.*, 1987]. Es ist bekannt, dass dieses Verfahren von einigen Faktoren wie zum Beispiel der Auswahl der verwendeten Materialien abhängig ist [Della Bona und van Noort, 1995; Van Noort *et al.*, 1989, 1991]. Alle Faktoren können den Versuchsablauf beeinflussen und somit zu einer fehlerhaften Auswertung der erhobenen Ergebnisse führen [Della Bona und van Noort, 1995]. Man muss hierbei jedoch bedenken, dass es neben den standardisierten Faktoren auch einige nicht standardisierbare gibt, welche unterschied-

liche Parameter während der Scherkrafttestung auf unterschiedliche Art und Weise beeinflussen können [Leloup *et al.*, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Zum Beispiel ist bekannt, dass es einen Zusammenhang zwischen der Verbundfestigkeit und dem E-Modul eines Komposits gibt [Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Das am häufigsten angewendete Testverfahren zur Erhebung der Scherkraft [Burke *et al.*, 2008] ist der Makroschertest [Van Meerbeek *et al.*, 2010]. Aufgrund der Tatsache, dass die Scherkrafttestung eine schnelle Erhebung der Werte ermöglicht, zum Beispiel direkt nach dem Verkleben der Probenkörper, zählt dieses zu einem weitverbreiteten Testverfahren in der Zahnmedizin [Della Bona und van Noort, 1995; Van Meerbeek *et al.*, 2010].

Es ist bekannt, dass die Haftfestigkeit entscheidend von der Rauigkeit der zu testenden Oberfläche abhängt [Della Bona und Northeast, 1994; Della Bona und van Noort, 1995; Kern *et al.*, 2009; Kim *et al.*, 2005; Van Meerbeek *et al.*, 2010]. So ist es plausibel erklärbar, dass bei Einwirken waagerechter Kräfte diese Rauigkeit einen größeren Einfluss ausübt, als dies bei Einwirkung senkrechter Kräfte der Fall wäre. Überführt man nun dieses Beispiel auf die Scherhafttestung, so wird deutlich, dass die Testkörper zwar senkrecht zur Testoberfläche verklebt, aber waagrecht zu dieser abgeschert werden. Somit kann man davon ausgehen, dass im Zuge einer Scherhafttestung höhere Haftfestigkeitswerte erhoben werden, als es bei waagrecht abgezogenen Testkörpern der Fall wäre, wie zum Beispiel bei der Zughafttestung [Kern und Thompson, 1993; Van Meerbeek *et al.*, 2010].

4.6 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung

Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung sind Verfahren, welche zur Simulation einer künstlichen Alterung an dentalen Werkstoffen verwendet werden [Kern und Thompson, 1995].

4.6.1 Wasserlagerung

Durch die Lagerung der Probenkörper im Wasser verändern einige Materialien ihre Dimension und die meisten gehen sogar eine Wechselwirkung mit den Wassermolekülen ein [Edelhoff und Ozcan, 2007]. Es ist erwiesen, dass die Wasserlagerung zu einer künstlichen Alterung dentaler Werkstoffe beiträgt [Azimian *et al.*, 2012]. Die Ursache liegt in der thermodynamischen Instabilität dentaler Werkstoffe [Rufke *et al.*, 1977]. Denn durch das umgebende Medium werden sowohl chemische als vor allem

auch physikalische Prozesse innerhalb eines dentalen Werkstoffes initiiert. Dabei erfolgt zunächst eine Anlagerung der Wassermoleküle an die Makromoleküle eines Werkstoffes, welche wiederum eine anschließende Diffusion dieser Wassermoleküle in den Werkstoff ermöglicht. Durch die Diffusion der Wassermoleküle kann wiederum eine Quellung hervorgerufen werden [Rufke *et al.*, 1977]. Die sogenannte Quellbarkeit dentaler Werkstoffe ist sowohl von dem chemischen Aufbau der Matrixzusammensetzung als auch von der Homogenität eines Materials abhängig und wird zudem von der Art des einwirkenden Mediums und dessen intermolekularen Kräften beeinflusst [Rufke *et al.*, 1977]. Bei dem einwirkenden Medium handelt es sich vorwiegend um Wasser oder künstlichen Speichel [Kern *et al.*, 1994; Morena *et al.*, 1986].

Nicht zu unterschätzen ist vor allem bei den Reparatur-Kompositen der Restmonomergehalt [Gregory *et al.*, 1988; Stark, 2003]. Es ist bekannt, dass alle Monomere, welche im Rahmen einer Polymerisationsreaktion nicht gebunden werden konnten, bedingt durch die hydrolytische Wechselwirkung aus der Matrix herausgelöst und durch Wassermoleküle ausgetauscht werden können [Rufke *et al.*, 1977; Wegner *et al.*, 2002]. Dieser Vorgang führt zu einer Schwächung des Haftverbundes [Wegner *et al.*, 2002].

4.6.2 *Thermische Wechselbadbelastung*

Es ist bekannt, dass durch wechselnde thermische Belastung die Verbundfestigkeit keramischer Werkstoffe zum Komposit herabgesetzt wird [Fett und Munz, 1998; Guo, 2004; Kern und Thompson, 1994; Rosentritt *et al.*, 2006]. Während der Nahrungsaufnahme können intraorale Temperaturschwankungen zwischen 0 °C und + 67 °C auftreten [Palmer *et al.*, 1992; Spierings *et al.*, 1987]. Dementsprechend lassen sich Temperaturen zwischen + 5 °C und + 55 °C in einer dentalen Restauration vorfinden [Palmer *et al.*, 1992; Pfeiffer und Marx, 1989; Spierings *et al.*, 1987]. Bei einer Restaurationslebensdauer von 10 bis 15 Jahren kann sich die Häufigkeit der Temperaturwechsel auf etwa 5.000 bis 50.000 Zyklen belaufen [Brown *et al.*, 1972; Hohmann, 1983]. Mit der thermischen Wechselbadbelastung wird vor allem eine Belastung des Haftverbundes beabsichtigt [Azimian *et al.*, 2012]. Dabei spielt der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient der verschiedenen Werkstoffe eine entscheidende Rolle [Guo, 2004]. Denn aufgrund unterschiedlicher Ausdehnungskoeffizienten kann es zu Spannungen im Verbundbereich kommen [Guo, 2004; Hohmann, 1983]. Beide Parameter, sowohl die Wasserlagerung als auch die thermische Wechselbadbelastung,

beeinflussen verschiedene Klebesysteme unterschiedlich stark [Kern *et al.*, 1994]. Dies ist in einigen Studien berichtet worden [Chang *et al.*, 1993; Kern und Thompson, 1995], wobei die Auswirkungen der thermischen Wechselbadbelastung stärker sind als die alleinige Wasserlagerung bei konstanter Temperatur [Wegner *et al.*, 2002; Wegner und Kern, 2000].

5 Ziel der Arbeit und Nullhypothesen

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss verschiedener Vorbehandlungsmaßnahmen unter Berücksichtigung des Einflusses künstlicher Alterung auf den Haftverbund von fünf verschiedenen dentalen CAD/CAM-Keramiken zu einem Nanohybrid-Komposit zu analysieren.

Bei der Auswahl der CAD/CAM-Hybridkeramiken wurden eine aluminiumoxid-angereicherte Feinstruktur-Feldspatkeramik sowie eine zirkondioxidverstärkte Lithium-silikatkeramik miteinbezogen. Als Kontrollgruppen wurden bereits etablierte CAD/CAM-Keramiken (Feldspat-, Lithiumdisilikat- und Zirkonoxidkeramik) mit den aktuellen in der Literatur empfohlenen Vorbehandlungsmaßnahmen ausgewählt.

Es wurden folgende Nullhypothesen aufgestellt:

1. Die unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden haben keinen Einfluss auf die Zughafffestigkeit der beiden neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken.
2. Künstliche Alterung hat keinen Einfluss auf die Zughafffestigkeit.
3. Die Zughafffestigkeit der beiden neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken zum Komposit unterscheidet sich nicht signifikant von den Kontrollgruppen.

6 Material und Methoden

6.1 Übersicht

6.1.1 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau wurde mit Hilfe eines Flussdiagramms in der Abbildung 2 grafisch dargestellt.

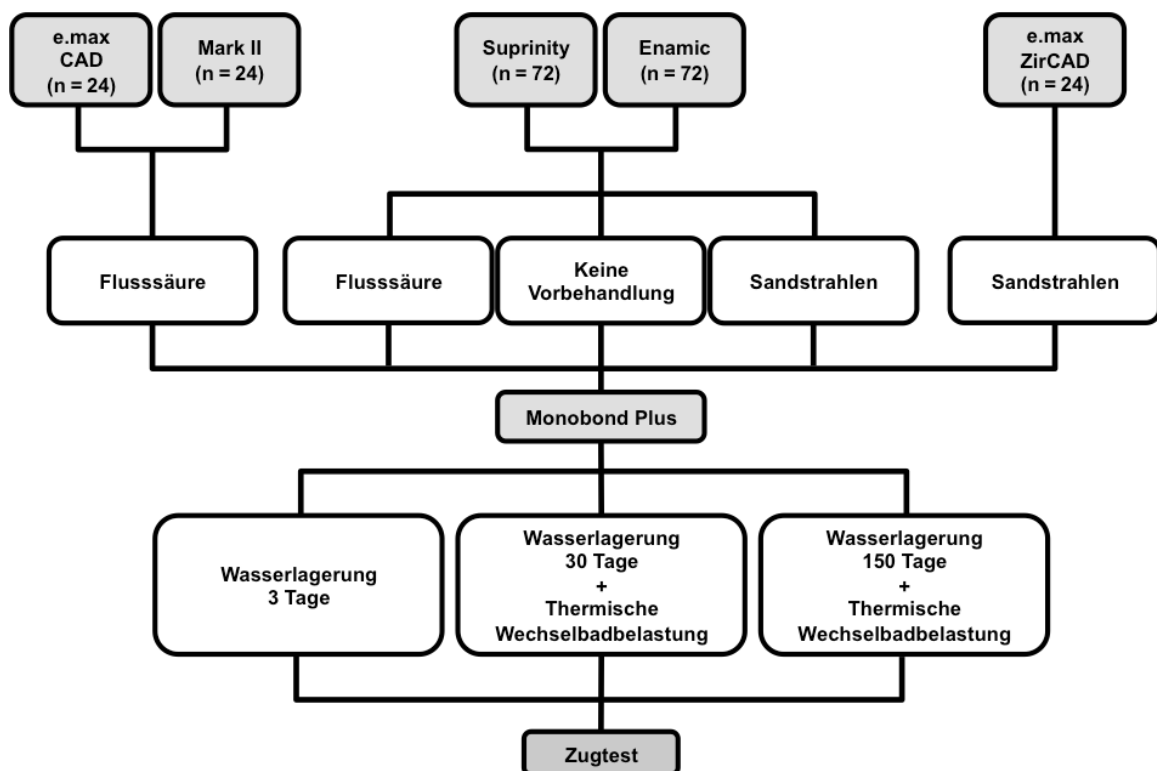


Abb. 2 Versuchsaufbau - grafische Darstellung.

6.1.2 Verwendete Keramiken

Im Rahmen dieser Arbeit wurden ausschließlich CAD/CAM-Keramiken untersucht. Die nachfolgend beschriebenen Eigenschaften und Indikationen der jeweiligen Keramik wurden entsprechend den Herstellerangaben übernommen (Tab. 1 und 2) [Ivoclar-Vivadent, 2011, 2013; VITA, 2013, 2014a, 2014b].

Tab. 1 Chemische Zusammensetzung der verwendeten Keramiken. Alle Angaben in Gewichtsprozent.

Komponenten	Enamic	Suprinity	Mark II	e.max CAD	e.max ZirCAD
SiO ₂	58 - 63	56 - 64	56 - 64	57 - 80	-
Al ₂ O ₃	20 - 23	1 - 4	20 - 23	0 - 5	0 - 1
Na ₂ O	6 - 11	-	6 - 9	-	-
K ₂ O	4 - 6	1 - 4	6 - 8	0 - 13	-
B ₂ O ₃	0,5 - 2	-	-	-	-
CaO	< 1	-	0,3 - 0,6	-	-
TiO ₂	< 1	-	0 - 0,1	-	-
Li ₂ O	-	15 - 21	-	11 - 19	-
P ₂ O ₅	-	3 - 8	-	0 - 11	-
CeO ₂	-	0 - 4	-	-	-
MgO	-	-	-	0 - 5	-
HfO ₃	-	-	-	-	1 - 5
ZnO	-	-	-	0 - 8	-
ZrO ₂	-	8 - 12	-	0 - 8	87 - 95
Y ₂ O ₃	-	-	-	-	4 - 6
Pigmente	-	0 - 6	-	0 - 8	-
Andere Oxide	-	-	-	-	< 0,2

Tab. 2 Mechanische Eigenschaften der verwendeten Keramiken.

	Enamic	Suprinity	Mark II	e.max CAD	e.max ZirCAD
Biegefestigkeit [MPa]	150 - 160	420 *	154	360	> 900 *
Bruchzähigkeit [MPa]	1,5	ca. 2	ca. 1,3	> 2	> 5,5
E-Modul [GPa]	30	70	ca. 40	ca. 95	- **
Härte [GPa]	2,5	7	7	5,8	13

* = nach Kristallisation/Sinterung; ** = keine Angabe vorhanden

Enamic

Enamic (VITA ENAMIC, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ist eine Hybridkeramik, welche die Eigenschaften von Komposit und Keramik in sich vereinen soll (Abb. 3 und 4). Es besitzt eine sogenannte duale Netzwerkstruktur und ist indiziert für Kronenversorgungen im Seitenzahnbereich sowie minimalinvasive Versorgungen. Aufgrund ihrer Zusammensetzung entspricht diese Keramik einer aluminiumoxidangereicherten Feinstruktur-Feldspatkeramik. Die Zusammensetzung beträgt in Volumenprozent 75 % Keramik und 25 % Polymer [VITA, 2013].



Abb. 3 Enamic - CAD/CAM-Keramikkblock.



Abb. 4 Enamic Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur.

Suprinity

Suprinity (VITA SUPRINITY, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ist eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik mit einem Gewichtsanteil an Zirkondioxid von ungefähr 10 % (Abb. 5 und 6). Die Keramik ist für ein breites Indikationsspektrum vorgesehen, von Kronen im Front- und Seitenzahnbereich über Suprakonstruktionen auf Implantatversorgungen und ebenso für Inlay-, Onlay- und Veneerrestorationen. Für den Schleifprozess im CAD/CAM-Verfahren wird die Keramik im Rohzustand belassen und nach erfolgter Formgebung anschließend kristallisiert [VITA, 2014a].



Abb. 5 Suprinity - CAD/CAM-Keramikblock.

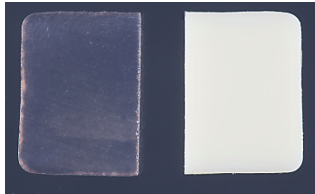


Abb. 6 Suprinity Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Kristallisationsprozess dargestellt.

Mark II

Mark II (VITABLOCS Mark II for CEREC/inLab, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) ist eine Feldspatkeramik, welche für Kronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie Inlays, Onlays und Veneerversorgungen geeignet ist (Abb. 7 und 8) [VITA, 2014b].



Abb. 7 VITA Mark II - CAD/CAM-Keramikblock.



Abb. 8 VITA Mark II Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur.

IPS e.max CAD

Die e.max CAD-Keramik (IPS e.max CAD Monolithic Solutions, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik (Abb. 9 und 10). Die CAD/CAM-Blöcke befinden sich während ihrer Verarbeitung in einem teilkristallinen Zustand, in der sogenannten blauen Phase, die eine leichte Verarbeitung der Keramik bei guter Kantenstabilität ermöglicht. Die Restaurationen werden nach erfolgter Formgebung kristallisiert. Dabei bilden sich die Lithiumdisilikat-Kristalle aus und es wird die definitive Farbgebung und gewünschte Festigkeit erreicht [Ivoclar-Vivadent, 2011].



Abb. 9 IPS e.max CAD - CAD/CAM-Keramikkblock.

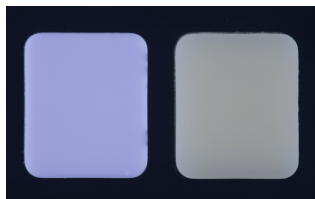


Abb. 10 IPS e.max CAD Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Kristallisationsprozess dargestellt.

IPS e.max ZirCAD

Die e.max ZirCAD-Keramik (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) ist eine Yttrium-stabilisierte Zirkoniumoxidkeramik (Abb. 11 und 12). Sie eignet sich mit einer Endfestigkeit von > 900 MPa für Indikationsbereiche, bei denen eine hohe Materialfestigkeit erwünscht ist, wie z. B. Seitenzahnbrücken. Nach der Formgebung erfolgt der Sintervorgang in einem Hochtemperaturofen, wobei das Gerüst auf seine endgültige Größe schrumpft und zudem eine hohe Bruchzähigkeit erreicht. Nach dem Sintern werden die Gerüste mit einer Schichtkeramik verblendet oder überpresst. Diese Keramik ist für Brückengerüste sowohl im Front- als auch im Seitenzahnbereich indiziert. Es können aber auch Primärteile für die Teleskop-Prothetik,

Implantat-Suprastrukturen sowie Implantat-Kappen hergestellt werden [Ivoclar-Vivadent, 2013].



Abb. 11 IPS e.max ZirCAD - CAD/CAM-Keramikkblock.



Abb. 12 IPS e.max ZirCAD Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Sinterprozess dargestellt.

6.2 Herstellung der Proben

6.2.1 Die Prüfkörper

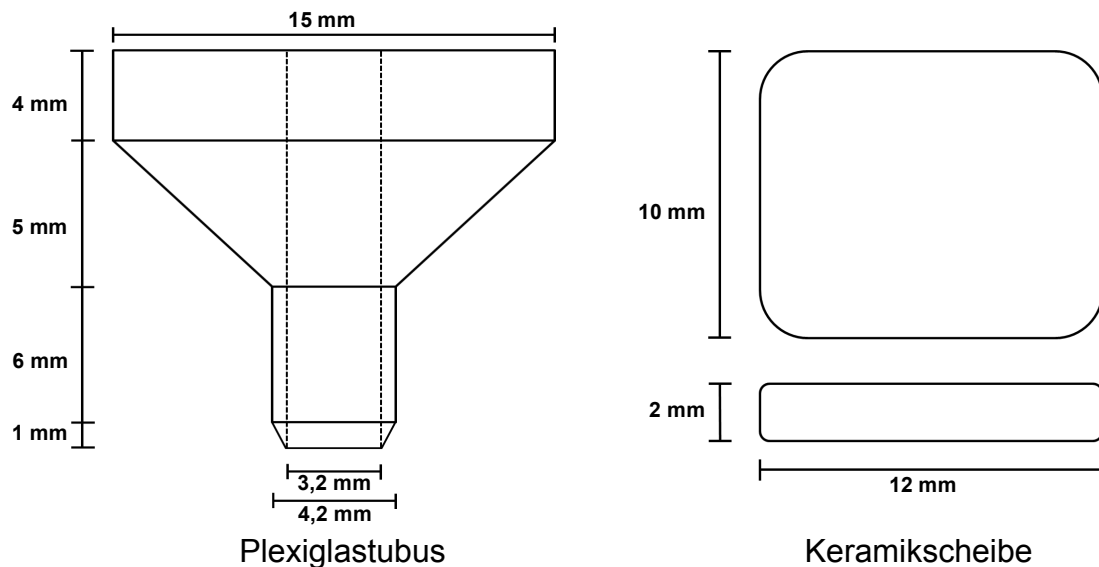


Abb. 13 Maße der Prüfkörper - grafische Darstellung.

6.2.2 Herstellung und Modifizierung der Keramikscheiben

Die zu testende CAD/CAM-Keramik wurde mit einem Niedertouren-Diamant-trennsystem (LECO VC-50, LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland) unter permanenter Wasserkühlung in 2 mm dünne Scheiben geschnitten (Abb. 13). Aus einem CAD/CAM-Keramikblock wurden jeweils sechs Scheiben hergestellt. Alle Keramikscheiben wurden in einer Schleifmaschine (Labo Pol 25, Struers GmbH, Willich, Deutschland) beidseitig plangeschliffen und poliert. Zuerst erfolgte das grobe Vorschleifen mit einem Nassschleifpapier aus Siliziumkarbid der Körnung 1000 (Schleifpapier, SIC, Buehler GmbH, Düsseldorf, Deutschland) unter stetiger Wasserkühlung, um die verarbeitungsbedingten Zacken und Kanten, welche überwiegend beim Schneiden der Keramik entstanden sind, zu brechen. Anschließend wurden die Keramikscheiben mit einem Siliziumkarbidschleifpapier der Körnung 5000 (Schleifpapier, SIC, Buehler GmbH, Düsseldorf) ebenfalls unter stetiger Wasserkühlung poliert, um eine erstrebte Oberflächenglätte und Gleichmäßigkeit der Keramik zu erreichen. Dieser Vorgang ist entscheidend für eine exakte axiale Verklebung der Proben.

Nach der Fertigstellung der Keramikscheiben wurden drei der fünf Versuchskeramiken einem Kristallisations- oder Sinterungsprozess unterzogen. Die Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD Monolithic Solutions) wurde zur Anregung der Lithiumdisilikat-Kristallbildung und zur Erlangung der gewünschten Farbe in einem Keramikofen (Programat P 80, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) bei 850 °C für 15 min unter Einhaltung einer definierten Abkühlungsphase dichtkristallisiert. Die Yttriumstabilisierte Zirkoniumoxidkeramik (IPS e.max ZirCAD) wurde für den Sintervorgang in einen Hochtemperaturofen (Cercon Heat Sinterofen, Degussa Dental GmbH, Hanau) gegeben und bei 1500 °C für acht Stunden dichtgesintert, wobei die Keramikscheiben um ca. 20 - 25 % schrumpften und dadurch die endgültige Größe erreichten. Auch die neue zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik Suprinity wurde bei einer Temperatur von 850 °C in einem Keramikofen (Programat P 80) für insgesamt 30 min kristallisiert, um die gewünschte Farbgebung zu erreichen.

6.2.3 Vorbereitung der Plexiglastuben

Die Plexiglastuben (Plexiglastuben, Steiner-Technology and Diving Services, S-TDS, Rendsburg, Deutschland) sind industriell hergestellte und genormte Tuben in einer standardisierten Größe, mit einer Länge von 16 mm und einem Durchmesser der Tubenbasis von 15 mm und des Tubus selbst von 3,2 mm Innen- und 4,2 mm Außendurchmesser (Abb. 14).



Abb. 14 Fotografische Darstellung eines Plexiglastubus.

Alle Plexiglastuben mussten vor Verwendung mit Retentionen versehen werden. Es wurden zwei Retentionen im Abstand von 1 mm vom Innenrand der Tubenbasis, mit

einem grünen Kugeldiamanten (Präparationsdiamant S6801.314.023, Gebr. Brasser GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) unter Wasserkühlung angebracht. Diese Retentionen gewährleisten eine Verankerung des Komposits im Tubus, um ein Herausgleiten während der Zugkrafttestung zu verhindern. Zudem sorgen diese Retentionen für das gerichtete Wegschrumpfen der Kompositmasse ausgehend von der Klebefläche. Anschließend konnte in die Plexiglastuben die Kompositmasse appliziert werden. Hierbei wurde das Nano hybrid-Komposit Tetric EvoCeram (Tetric EvoCeram A 3,5, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) verwendet. Dieses wurde am Anfang mit einer Aussparung von 1 mm zur Tubusspitze in den Plexiglastubus eingebracht. Bei der Applikation des Komposits wurde darauf geachtet, dass sich keine Lufträume innerhalb des Tubus bilden und die Tubenbasis mit den Retentionen vollständig ausgefüllt ist. Anschließend wurde mit einer LED-Polymerisationsleuchte (VALO® LED Polymerisationsleuchte, Ultradent Products USA, Köln, Deutschland) das Komposit im Plexiglastubus jeweils 40 s lang von allen Seiten lichtgehärtet. Die Aussparung von 1 mm an der Tubusspitze wurde unmittelbar vor dem Verklebevorgang aufgefüllt.

6.2.4 Vorbehandlung der Keramiken

Zur Konditionierung mit Fluorwasserstoffsäure wurden alle Keramiken mit einem 5 %igen Flusssäure-Gel (VITA Ceramic Etch, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) entsprechend den Herstellerangaben, unterschiedlich lange geätzt. Die Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD Monolithic Solutions, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen) wurde 20 s und die Feldspatkeramik (VITABLOCS Mark II for CEREC/in-Lab, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) 60 s geätzt. Bei den beiden neuen Hybridkeramiken Enamic und Suprinity (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) wurde eine Anätzzeit von 60 s für Enamic und 20 s für Suprinity gewählt.

Das Sandstrahlen der Zirkoniumoxidkeramik (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent GmbH) und der beiden neuen Hybridkeramiken erfolgte mit einem Sandstrahlgerät (MicroEtcher II, intraorales Sandstrahlgerät, Danville, San Ramon, Kalifornien, USA). Unter Verwendung eines 50 µm großen Al₂O₃-Korundsandes wurden die Keramikoberflächen 15 s lang bei 2,5 bar, mit einem Abstand von 2 - 2,5 cm abgestrahlt. Zur präzisen Sichtkontrolle beim Abstrahlen wurden die zu behandelnden Flächen mit einem schwarzen Filzstift (edding 142M ohp marker, edding International GmbH,

Ahrensburg, Deutschland) markiert. Dies ermöglichte die genaue Erkennbarkeit der bereits abgestrahlten Fläche, wodurch sich der Abtrag steuern ließ.

Nach Fertigstellung wurden alle Keramikscheiben in einem Ultraschallbad (Dental Ultraschallbad Easyclean, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) für 3 min in einer 96 %igen Isopropanollösung (Isopropanol 96 %, J.T. Baker, Deventer, Niederlande) gereinigt, um mögliche Verunreinigungen, welche im Laufe des Herstellungsprozesses entstanden sein könnten, zu entfernen.

6.3 Verklebung der Proben

6.3.1 Axiale Klebevorrichtung

Zum Verkleben der Proben wurde eine spezielle Klebevorrichtung aus Metall (Axiale Verklebeapparatur zur Zugkrafttestung, Modell Nr. 5, Steiner-Technology and Diving Services, S-TDS, Rendsburg) verwendet, welche ein axiales Verkleben unter einem gleichmäßigen Anpressdruck ermöglicht (Abb. 15 und 16).

Diese Apparatur gewährleistet einheitliche Klebebedingungen, damit vergleichbare Ergebnisse erzielt werden können. Die axiale Verklebeapparatur besteht am oberen Teil aus einer 750 g schweren Platte, die einen gleichmäßigen Anpressdruck beim Verkleben ermöglicht und über eine Linearführung mit der Basis verbunden ist. In der Basis, der so genannten Bodenplatte, sind vier Führungsstangen angebracht, an denen die obere Platte mit ihren vier Gleitöffnungen positioniert ist. Die obere Platte kann wie ein Schlitten auf und ab geschoben werden und die Liniarführungen gewährleisten dabei eine reibungslose Vertikalbewegung zur Basis. Die Plexiglastuben wurden in einer für sie genormten Öffnung im Durchmesser von 15 mm und einer Tiefe von 3 mm an der Schlittenunterseite im 90° - Winkel verankert und mit einer Feststellschraube befestigt (Abb. 16).



Abb. 15 Fotografische Darstellung der Axialen Verklebeapparatur.

Beim Verkleben wurde die für die Linearführung zuständige Feststellschraube gelöst, der Plexiglastubus mit der oberen Platte zur Basis hin abgesenkt und mit einer auf der Basis liegenden Keramikscheibe verklebt. Die Keramikscheiben wurden immer mit ihrer konditionierten Seite zum Schlitten weisend auf einem Silikonpad platziert. Das Silikonpad diente als Ausgleichsunterlage für eine eindeutige Positionierung der Proben während des Verklebevorgangs. Zur präzisen Positionierung aller Keramikscheiben wurde zusätzlich eine Größenmarkierung am Silikonpad aufgebracht, um alle Proben in einer analogen Position einheitlich zu verkleben.

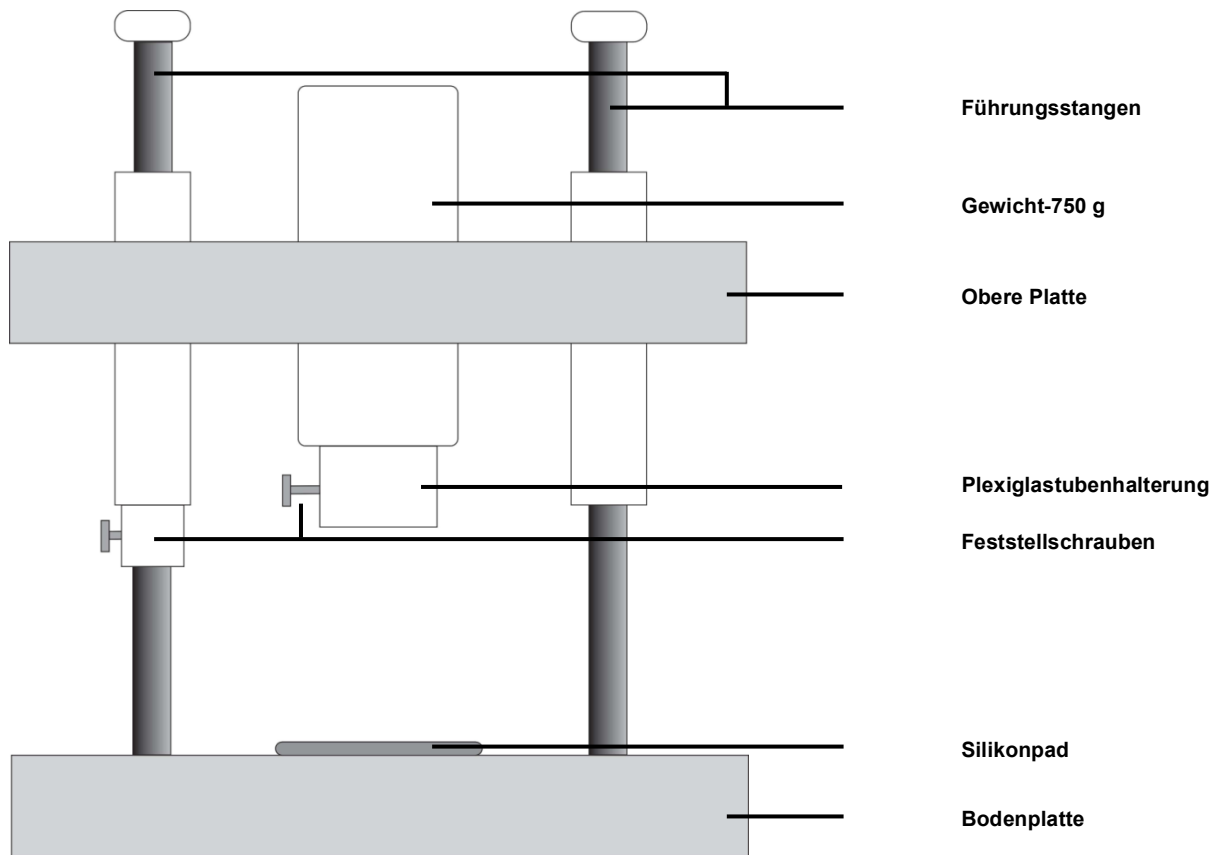


Abb. 16 Schematische Darstellung der axialen Verklebeapparatur.

6.3.2 Verklebevorgang

Wie bereits vorhergehend beschrieben, wurden die Plexiglastuben (Abb. 14) vor dem eigentlichen Verklebevorgang, bis 1 mm vor Tubusspitze gefüllt (siehe Kapitel 4.2.3). Anschließend wurden diese jeweils einzeln nacheinander im Schlitten verankert und mit der Feststellschraube befestigt.

Parallel dazu erfolgte die Konditionierung der Keramik, wie bereits oben beschrieben. Die Keramikscheiben wurden anschließend auf das Silikonpad gelegt, um mit dem Universalprimer Monobond Plus (Monobond Plus, Einkomponenten Haftvermittler, Ivoclar Vivadent GmbH, Eilwangen) für 60 s gleichmäßig benetzt zu werden. Vor dem Absenken des Schlittens wurde die noch 1 mm freie Tubusspitze mit dem kongruenten Komposit gefüllt. Anschließend wurde der Schlitten durch das Lösen der Feststellschrauben langsam zur Schlittenbasis hin abgesenkt und es erfolgte die Verklebung

der Plexiglastube mit der Keramikscheibe. Überschüssiges Material an der Klebefuge wurde mithilfe einer zahnärztlichen Sonde und anschließend einem Schaumstoffpellet entfernt. Die Lichthärtung erfolgte mit einer LED-Polymerisationsleuchte (VALO® LED Polymerisationsleuchte, Ultradent Products USA, Köln) für je 40 s von allen Seiten der Verklebung. Im Anschluss an die Verklebung wurde der Probenkörper aus dem Schlitten entfernt (Abb. 17).



Abb. 17 Fotografische Darstellung einer verklebten Probe.

6.4 Aufbau der Zugkraftvorrichtung

Die Zugkraftvorrichtung (Zugkraftvorrichtung, Steiner-Technology and Diving Services, S-TDS, Rendsburg) zur Prüfung des Klebeverbundes ist eine spezielle adjustierbare Abzugsvorrichtung und ermöglicht eine Abzugsrichtung senkrecht zur Klebefläche. Die Abzugsvorrichtung besteht aus zwei mit Kettenaufhängung versehenen Haltevorrichtungen (Abb. 20). Die obere Vorrichtung dient zur Platzierung der Plexiglastuben und die untere zur Fixierung des Probenkörpers (Abb. 18 und 19). Die Kettenaufhängung ermöglicht eine automatische Adjustierung der Zugkraftvorrichtung während der Zughaftkrafttestung (Abb. 18 bis 20).

Zur Positionierung des Probenkörpers in der Zugkraftvorrichtung, wurde die verklebte Probe zuerst vorsichtig in die obere Haltevorrichtung durch die dort vorhandene genormte Öffnung geschoben (Abb. 18). Die genormte Öffnung entspricht im Durchmesser 13 mm und ist damit kleiner als der Durchmesser der Tubenbasis von 15 mm. Der Plexiglastubus wurde bis zum Widerstand der Tubenbasis an die Öffnung der oberen Haltevorrichtung geschoben und spannungsfrei in dieser Position platziert.

Anschließend wurde der Probenkörper oberhalb der Keramikscheibe durch zwei Metallplättchen, welche den Tubus ringsum umfassen, fixiert. Die Metallplättchen befinden sich in der unteren Haltevorrichtung und werden mit Hilfe eines Fixierungsstifts gesichert (Abb. 19). Hierbei war es entscheidend darauf zu achten, dass eine Verkeilung der Keramikscheibe innerhalb der unteren Haltevorrichtung vermieden wird. Dies ist für eine spannungsfreie Positionierung des Probenkörpers innerhalb der Haltevorrichtung und damit zur Vermeidung einer Vorbelastung entscheidend.



Abb. 18 Fotografische Darstellung der oberen Zugvorrichtung.



Abb. 19 Fotografische Darstellung der unteren Zugvorrichtung.

Diese Apparatur wurde an eine 2,5 Messdose, Typ: KAF-Z (Xforce Kraftaufnehmer 2,5 N, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) angeschlossen und an eine Universaltestmaschine (ProLine Prüfmaschine Z010, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) zur Prüfung des Verbundes mittels Zugkraft angebracht.

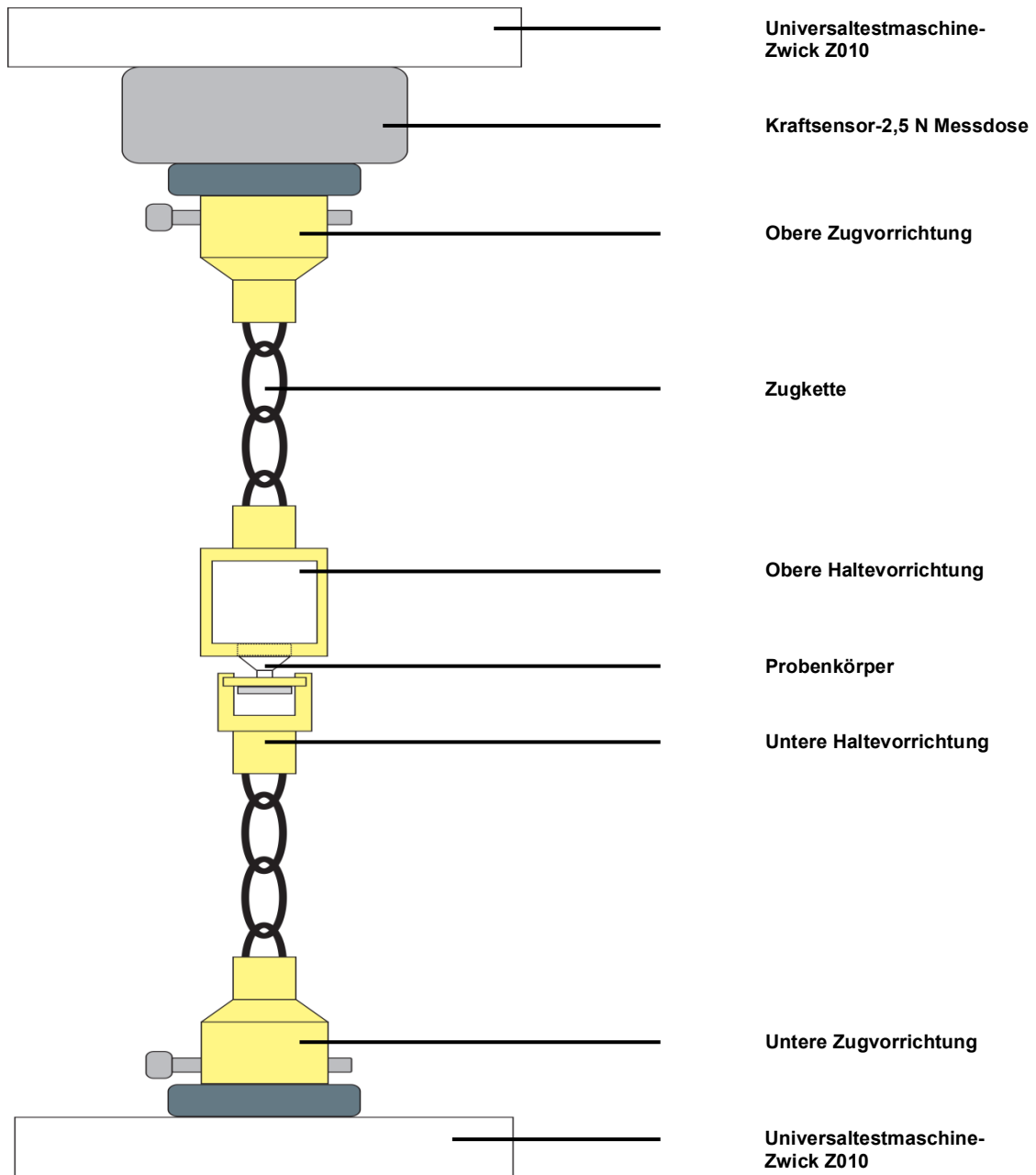


Abb. 20 Schematische Darstellung der Zugkraftvorrichtung mit eingespannter Probe.

6.5 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung

6.5.1 Wasserlagerung

Alle 216 Proben ($n = 8$) verblieben nach dem Verkleben unterschiedlich lange im Wasserbad. Es wurden drei unterschiedliche Wasserlagerungszeiten von 3, 30 und 150 Tagen gewählt und alle Proben wurden bei einer annähernd konstanten Temperatur von $37\text{ °C} \pm 3\text{ °C}$ in einem Wärmeschrank (Venticell 404, MMM Medcenter GmbH, Planegg, Deutschland) gelagert. Während der Wasserlagerung erfolgte kein Wechsel des Wassers um mögliche Temperaturschwankungen zu vermeiden. Die drei Lagerungszeiten gliederten sich in ausschließliche Wasserlagerung bei 3 Tagen und zusätzliche thermische Wechselbadbelastung bei 30 und 150 Tagen.

6.5.2 Thermische Wechselbadbelastung

Alle Proben der 30 und 150 Tage Wasserlagerungszeit wurden einem zusätzlichen thermischen Ermüdungsprozess durch eine zyklische Temperaturwechselbadbelastung unterzogen. Der Thermo-Cycler (Thermocycling-Gerät, Eigenbau der Charité, Medizinisch-Technische Labore, Charité - Universitätsmedizin Berlin CVK, Berlin, Deutschland) wurde von einem Mikroprozessor gesteuert und bestand aus zwei Tauchbecken. Die Tauchbecken waren mit destilliertem Wasser gefüllt und wurden konstant bei einer Temperatur von $5\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ und $55\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ gehalten. Die Proben wurden abwechselnd jeweils 30 s lang in das Becken mit 5 °C kaltem und mit 55 °C warmem Wasser getaucht. Die Transferphase zwischen den beiden Tauchgängen betrug 15 s. Es wurden 7.500 Zyklen im Anschluss an die 30 Tage Wasserlagerungszeit und insgesamt 37.500 Zyklen im Laufe der 150 Tage Wasserlagerungszeit durchgeführt. Während der 150 Tage Wasserlagerungszeit erfolgte alle 30 Tage die thermische Wechselbadbelastung für 7.500 Zyklen, für den Durchlauf dieser Zyklen wurden durchschnittlich 7 Tage benötigt. Anschließend sind die Proben erneut im Wasser gelagert worden.

Während der thermischen Wechselbadbelastung erfolgte eine tägliche Kontrolle des Wasserstandes in den Tauchbecken. Eine Zugabe von destilliertem Wasser war nach jeweils 2.000 Zyklen im warmen und nach 5.000 Zyklen im kalten Tauchbecken erforderlich.

6.6 Zugtest

Die Prüfung des Klebeverbundes mittels axialen Zugtests erfolgte in Anlehnung an die Untersuchungen von Kern und Thompson [Kern und Thompson, 1993]. Die adjustierbare Abzugsvorrichtung erlaubte eine Abzugsrichtung senkrecht zur Klebefläche und durch die Kettenaufhängung war eine momentfreie Krafteinteilung möglich [Kern und Thompson, 1993]. Hierdurch fand eine universelle Prüfung des Klebeverbundes statt.

Als Kraftaufnehmer wurde die Messdose von 2,5 N gewählt (Xforce Kraftaufnehmer 2,5 N, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland). Der Versuch wurde bei erfolgtem Probenbruch automatisch gestoppt und die erreichte Kraft in einem Kraft-Weg-Diagramm (N/mm) erfasst. Alle Proben wurden bis zum initialen Bruch belastet und die Zughafffestigkeit in Megapascal (MPa) erfasst.

Als Prüfparameter wurden folgende Einstellungen gewählt:

- Vorkraft von 2 N
- Vorschubgeschwindigkeit 2 mm/min
- Geschwindigkeit der Vorkraft 10 mm/min
- keine Haltezeit
- die Prüfung erfolgte lagegerecht bei einer Kraftabschaltwelle von 80 % F_{max}
- Prüfgeschwindigkeit von 2 mm/min

Alle erhobenen Versuchsdaten wurden mit einem speziellen Softwareprogramm zur Materialprüfung (Prüfsoftware testXpert® II, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) aufgezeichnet.

6.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mithilfe der SPSS-Statistik-Software (IBM® SPSS Statistics 21, Chicago, Illinois, USA). Das Signifikanzniveau ist mit $p = 0,05$ festgelegt worden. Der Einfluss der Vorbehandlung auf die Zughafffestigkeit der jeweiligen CAD/CAM-Keramik wurde varianzanalytisch mit Hilfe

des Kruskal-Wallis-Tests, einem parameterfreien Testverfahren untersucht, da keine Normalverteilung der Daten vorlag. Mit Hilfe eines solchen parameterfreien Tests können statistische Hypothesen getestet werden, wobei die Häufigkeitsverteilung der erlangten Daten analysiert wird. Dabei galt die Zughafffestigkeit als die abhängige Variable, Vorbehandlungsmethode und künstliche Alterung wurden als die unabhängigen Variablen betrachtet. Wurden statistisch signifikante Unterschiede festgestellt, so erfolgte eine Bonferroni-Nachtestung in Form von Signifikanztests zwischen den jeweils einzelnen Versuchsgruppen. Die Bonferroni-Nachtestung wurde genutzt, um die Alpha-Fehler-Kumulierung bei den multiplen Paarvergleichen der jeweils neun unterschiedlichen Gruppen untereinander zu neutralisieren. Alle Vergleiche wurden auf ihr Signifikanzniveau geprüft. Der Einfluss der künstlichen Alterung auf die Zughafffestigkeit der jeweiligen CAD/CAM-Keramik wurde mit Hilfe des Mann-Whitney-Tests, einem nichtparametrischen Testverfahren für paarweise Gruppenvergleiche, untersucht. Anschließend erfolgte die Alpha-Adjustierung, welche zur Reduzierung des Alpha-Fehlers diente. Aus allen erlangten Daten konnte man Werte, wie den Median-, Mittelwert und die Standardabweichung, berechnen. In jedem Einzeltest wurde der Signifikanzgrad p entsprechend angepasst, um das multiple Gesamtrisiko einzuhalten. Zur grafischen Darstellung der Häufigkeitsverteilung aller untersuchten Merkmale diente die Boxplotdarstellung.

6.8 Untersuchung frakturierter Proben

Die Untersuchung aller frakturierten Probenkörper und die Beurteilung der Bruchflächen erfolgten sowohl makro- als auch mikroskopisch. Die makroskopische Auswertung erfolgte mithilfe einer Lupenbrille (Zeiss Kopflupenbrille KF, Carl Zeiss Vision GmbH, Aalen, Deutschland) bei einer 4,3-fachen Vergrößerung und die mikroskopische mit einem Mikroskop (Axioskop 2 MAT, Carl-Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) bei 5-facher bis 100-facher Vergrößerung. Vorab erfolgte eine Einteilung in mögliche Frakturarten. So wurde eine Differenzierung in adhäsive Frakturen (sowohl an der Grenzfläche Adhäsiv-Keramik, als auch Adhäsiv-Komposit oder direkt im Adhäsiv), Kombinationsfraktur (unter Beteiligung von Keramik und Komposit) und kohäsive Frakturen (entweder innerhalb der Keramik oder im Komposit) festgelegt.

6.9 3D - Auswertung mit IFM

Einige der Proben wurden mit dem Infinite-Focus-Mikroskop (Alicona Infinite Focus Standard, Alicona Imaging GmbH, Graz, Schweiz) betrachtet. Dies erfolgte als Hilfestellung zur besseren visuellen Darstellung der untersuchten Bruchflächen. Hierbei wurde jeweils die für eine Frakturart aussagekräftigste Probe gewählt welche vorab mithilfe der makro- und mikroskopischen Untersuchung ausgesucht wurde.

Das Infinite Focus-Mikroskop ist ein 3D - Oberflächenmessgerät zur Vermessung und Darstellung unterschiedlicher Formen und Oberflächen verschiedenster Materialien. Es erfolgte eine Messung der Probenkörper im 360° Messverfahren, wobei die registrierten 3D Daten in einer Farbinformation optisch dargestellt wurden. Bei einer 5-fachen Vergrößerung konnte die Frakturausdehnung und die gesamte ursprüngliche Klebefläche der Probenkörper optisch dargestellt werden.

Die Erhebung der Daten mithilfe des Infinite-Focus-Mikroskops ermöglichte eine detaillierte Aussage über die Art und Lokalisation der erfolgten Fraktur, sowohl innerhalb als auch außerhalb der Klebefläche. So konnten die verschiedenen Frakturarten genauer klassifiziert und beschrieben werden.

7 Ergebnisse

7.1 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit unter Berücksichtigung der Vorbehandlungsmethode und künstlichen Alterung

7.1.1 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit an Enamic

Bei der CAD/CAM-Hybridkeramik Enamic zeigt sich zu allen drei getesteten Zeitpunkten einer künstlichen Alterung ein signifikanter Einfluss der Vorbehandlungsmethode ($p < 0,0005$; Kruskal-Wallis-Test) (Tab. 3).

Die Flusssäure-Vorbehandlung von Enamic zeigte gegenüber der Kontrollgruppe ohne jegliche Vorbehandlung signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte zu allen Zeiten einer künstlichen Alterung. So wurde das Signifikanzniveau von $p < 0,008$ (Bonferroni-Nachtestung) nach 3 ($p = 0,001$), 30 ($p < 0,0005$) und 150 Tagen ($p < 0,0005$) einer künstlichen Alterung eindeutig erreicht. Bei der Vorbehandlung durch Sandstrahlen wurden erst nach 30 ($p < 0,0005$) und 150 Tagen ($p < 0,0005$) einer künstlichen Alterung statistisch signifikant höhere Haftwerte als in der Kontrollgruppe ermittelt ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung). Nach 3 Tagen ($p = 0,094$) allerdings konnte das Signifikanzniveau von $p < 0,008$ (Bonferroni-Nachtestung) nicht erreicht werden. Zwischen der Vorbehandlung mit Flusssäure und der durch Sandstrahlen wurden bei Enamic zu keinem Zeitpunkt der künstlichen Alterung statistisch signifikante Unterschiede ermittelt ($p > 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) (Tab. 3).

Enamic zeigte bei der Vorbehandlungsmethode durch Sandstrahlen keine statistisch signifikante Abnahme der Zughafffestigkeitswerte bei Verlängerung der künstlichen Alterung ($p > 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung). Nach Vorbehandlung durch Flusssäure wiederum waren die Zughafffestigkeitswerte nach 150-tägiger künstlicher Alterung signifikant niedriger als die nach 3 ($p < 0,0005$) und 30 Tagen ($p = 0,015$) künstlicher Alterung (Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung). Bei den Kontrollgruppen-Proben ohne Vorbehandlung zeigte sich ein gänzlicher Abfall der Zughafffestigkeitswerte nach 30 und 150 Tagen künstlicher Alterung auf einen Medianwert von 0 - 2 MPa. Der Vergleich der 3 Tage zu den jeweils 30 ($p < 0,0005$) und 150 Tagen ($p = 0,0005$) einer künstlicher Alterung zeigte eine signifikante Abnahme der Haftwerte (Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) (Tab. 3).

Tab. 3 Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic in Abhängigkeit von der Vorbehandlungsmethode und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).

künstliche Alterung	Zughafffestigkeit in MPa		
	Flusssäure	Sandstrahlen	Keine Vorbehandlung
	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)
3 Tage	38 (33,50; 40,75) ^{Aa}	31 (21,00; 38,50) ^{ABa}	21 (18,25; 25,00) ^{Ba}
30 Tage	33 (23,25; 40,75) ^{Ab}	26 (20,00; 41,50) ^{Aa}	2 (0,00; 6,25) ^{Ab}
150 Tage	17 (12,75; 23,00) ^{Ab}	20 (15,25; 22,00) ^{Aa}	0 (0,00; 0,00) ^{Bb}

A,a,B,b,C,c Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind in den Spalten ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) mit kleinen und in den Reihen ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) mit großen hochgestellten Buchstaben dargestellt. Wobei gleiche Buchstaben die Zugehörigkeit zur gleichen statistischen Gruppe bedeuten.

7.1.2 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit an Suprinity

Für die CAD/CAM-Hybridkeramik Suprinity zeigt sich nur nach 150 Tagen einer künstlichen Alterung ein signifikanter Einfluss der Vorbehandlungsmethode ($p < 0,0005$; Kruskal-Wallis-Test) (Tab. 4).

Nach 150-tägiger künstlicher Alterung zeigten beide Vorbehandlungsmethoden signifikant höhere Haftwerte als die Kontrollgruppen ($p < 0,0005$). Die Vorbehandlung durch Sandstrahlen führte darüber hinaus zu signifikant höheren Zughafffestigkeitswerten als die Vorbehandlung durch Flusssäure ($p < 0,0005$; Bonferroni-Nachtestung). Die Vorbehandlung von Suprinity mit Flusssäure zeigte gegenüber der Kontrollgruppe ohne jegliche Vorbehandlung signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte bei künstlicher Alterung nach 3 ($p = 0,001$) und 150 Tagen ($p < 0,0005$) ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung), jedoch nicht nach 30 Tagen ($p = 0,878$). Nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen zeigte Suprinity gegenüber der Kontrollgruppe ohne Vorbehandlung keine signifikant erhöhten Haftwerte nach 3 ($p = 0,053$) und 30 Tagen ($p = 0,072$), jedoch nach 150 Tagen künstlicher Alterung ($p < 0,0005$) (Bonferroni-Nachtestung). Beim Vergleich der beiden Vorbehandlungsmethoden Flusssäure zu Sandstrahlen, wurden nur in der Gruppe nach 150 Tagen ($p < 0,0005$) künstlicher Alterung ein statistisch

signifikanter Unterschied ermittelt (Bonferroni-Nachtestung). Hierbei waren die Zughafffestigkeitswerte nach der Vorbehandlung durch Sandstrahlen signifikant höher als die nach Flusssäurekonditionierung (Tab. 4).

Die Zughafffestigkeitswerte an Suprinity nahmen mit länger werdender künstlicher Alterung nach Vorbehandlung durch Flusssäure jeweils von Zeitpunkt zu Zeitpunkt statistisch signifikant ab ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung). Sowohl beim Vergleich der 3-tägigen künstlichen Alterung zu den jeweils 30 ($p = 0,002$) und 150 Tagen ($p < 0,0005$) als auch beim Vergleich der 30 zu 150 Tagen ($p < 0,0005$) künstlicher Alterung. Dagegen zeigte die Vorbehandlungsmethode durch Sandstrahlen zu keinem Zeitpunkt der künstlichen Alterung eine statistisch signifikante Änderung der Zughafffestigkeitswerte ($p > 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung). Die Zughafffestigkeitswerte der Kontrollgruppen ohne Vorbehandlung blieben bei bis zu 30 Tagen künstlicher Alterung konstant und zeigten erst nach 150 Tagen einen statistisch signifikanten Abfall ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) auf einen Medianwert von 1 MPa. Die künstliche Alterung von 3 ($p < 0,0005$) und 30 Tagen ($p < 0,0005$) zeigte im Vergleich zu 150 Tagen eindeutig eine statistische Signifikanz ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung). Dagegen wurde bei dem Vergleich der 3 zu 30 Tagen ($p = 0,645$) das Signifikanzniveau von $p < 0,016$ (Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) eindeutig verfehlt (Tab. 4).

Tab. 4 Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Suprinity in Abhängigkeit von der Vorbehandlungsmethode und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).

künstliche Alterung	Zughafffestigkeit in MPa		
	Flusssäure	Sandstrahlen	Keine Vorbehandlung
	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)
3 Tage	52 (46,75; 57,75) ^{Aa}	41 (24,50; 50,75) ^{ABa}	20 (18,00; 31,00) ^{Ba}
30 Tage	30 (24,50; 35,75) ^{Aa}	38 (21,75; 60,50) ^{Aa}	19 (13,25; 35,25) ^{Aa}
150 Tage	12 (9,25; 20,25) ^{Ab}	29 (22,25; 31,00) ^{Ba}	1 (0,00; 6,00) ^{Cb}

A,a,B,b,C,c Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind in den Spalten ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) mit kleinen und in den Reihen ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) mit großen hochgestellten Buchstaben dargestellt. Wobei gleiche Buchstaben die Zugehörigkeit zur gleichen statistischen Gruppe bedeuten.

7.1.3 Ergebnisse zur Zughafffestigkeit von e.max CAD, Mark II und e.max ZirCAD

Die Zughafffestigkeitswerte an den etablierten CAD/CAM-Keramiken wurden nach den bereits bekannten Vorbehandlungsmaßnahmen entsprechend den Herstellerangaben, und unter dem Einfluss einer künstlichen Alterung ermittelt (Tab. 5 und Tab. 6).

Nach der Vorbehandlung mit Flusssäure gab es bei e.max CAD nach 150 Tagen künstlicher Alterung eine statistisch signifikante Abnahme der Zughafffestigkeitswerte im Vergleich zu denen nach 3 ($p < 0,0005$) und 30 Tagen ($p < 0,0005$) künstlicher Alterung (Mann-Whitney Test mit Alpha-Adjustierung). Bei dem Vergleich der 3 zu 30 Tagen ($p = 0,021$) wiederum, wurde das statistische Signifikanzniveau von $p < 0,016$ (Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) knapp verfehlt (Tab. 5). Hingegen war bei Mark II kein statistisch signifikanter Unterschied, bedingt durch die künstliche Alterung, feststellbar ($p > 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) (Tab. 5). Die Zughafffestigkeitswerte an e.max ZirCAD zeigten bei der Vorbehandlung durch Sandstrahlen erst nach 150 Tagen und auch nur im Vergleich zu 3 Tagen ($p = 0,001$) künstlicher Alterung eine statistisch signifikante Abnahme (Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) (Tab. 6).

Tab. 5 Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity, e.max CAD und Mark II unter Flusssäure-Vorbehandlung und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).

künstliche Alterung	Zughafffestigkeit in MPa			
	Enamic	Suprinity	e.max CAD	Mark II
	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)
3 Tage	38 (33,50; 40,75) ^{Aa}	52 (46,75; 57,75) ^{ABa}	54 (52,00; 63,75) ^{Ba}	47 (37,25; 61,50) ^{ABa}
30 Tage	33 (23,25; 40,75) ^{Ab}	30 (24,50; 35,75) ^{Aa}	46 (41,00; 54,00) ^{Aa}	48 (27,25; 60,00) ^{Aa}
150 Tage	17 (12,75; 23,00) ^{Ab}	12 (9,25; 20,25) ^{Ab}	19 (15,25; 22,75) ^{Ab}	30 (25,75; 35,50) ^{Ba}

A,a,B,b,C,c Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind in den Spalten ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) mit kleinen und in den Reihen ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) mit großen hochgestellten Buchstaben dargestellt. Wobei gleiche Buchstaben die Zugehörigkeit zur gleichen statistischen Gruppe bedeuten.

Tab. 6 Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity und e.max ZirCAD unter Vorbehandlung durch Sandstrahlen und dem Einfluss einer künstlicher Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).

künstliche Alterung	Zughafffestigkeit in MPa		
	Enamic	Suprinity	e.max ZirCAD
	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)	Med (Q 25; Q 75)
3 Tage	31 (21,00; 38,50) ^{Aa}	41 (24,50; 50,75) ^{ABa}	55 (43,75; 72,50) ^{Ba}
30 Tage	26 (20,00; 41,50) ^{Aa}	38 (21,75; 60,50) ^{Aa}	48 (30,25; 59,00) ^{Aab}
150 Tage	20 (15,25; 22,00) ^{Aa}	29 (22,25; 31,00) ^{ABa}	38 (31,50; 40,00) ^{Bb}

A,a,B,b,C,c Die Ergebnisse der statistischen Auswertung sind in den Spalten ($p < 0,016$; Mann-Whitney-Test mit Alpha-Adjustierung) mit kleinen und in den Reihen ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) mit großen hochgestellten Buchstaben dargestellt. Wobei gleiche Buchstaben die Zugehörigkeit zur gleichen statistischen Gruppe bedeuten.

7.2 Vergleich der unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden unter den Keramiken

7.2.1 Nach Vorbehandlung durch Flusssäure

Die Materialien e.max CAD, Mark II, Suprinity und Enamic zeigten nach der Vorbehandlung durch Flusssäure nach 3 Tagen ($p = 0,01$), 30 und 150 Tagen künstlicher Alterung signifikante Unterschiede in ihrer Zughafffestigkeit ($p < 0,0005$, Kruskal-Wallis-Test).

Die Ergebnisse der Bonferroni-Nachtestung zeigten für den Zeitpunkt 3 Tage signifikant niedrigere Haftwerte für Enamic (38 MPa) im Vergleich zu e.max CAD (54 MPa) ($p = 0,007$, Bonferroni-Nachtestung). Für den Zeitpunkt einer künstlichen Alterung von 30 Tagen konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Nach 150 Tagen zeigte Mark II (30 MPa) signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte als alle anderen getesteten CAD/CAM-Keramiken ($p \leq 0,001$; Bonferroni-Nachtestung) (Abb. 21).

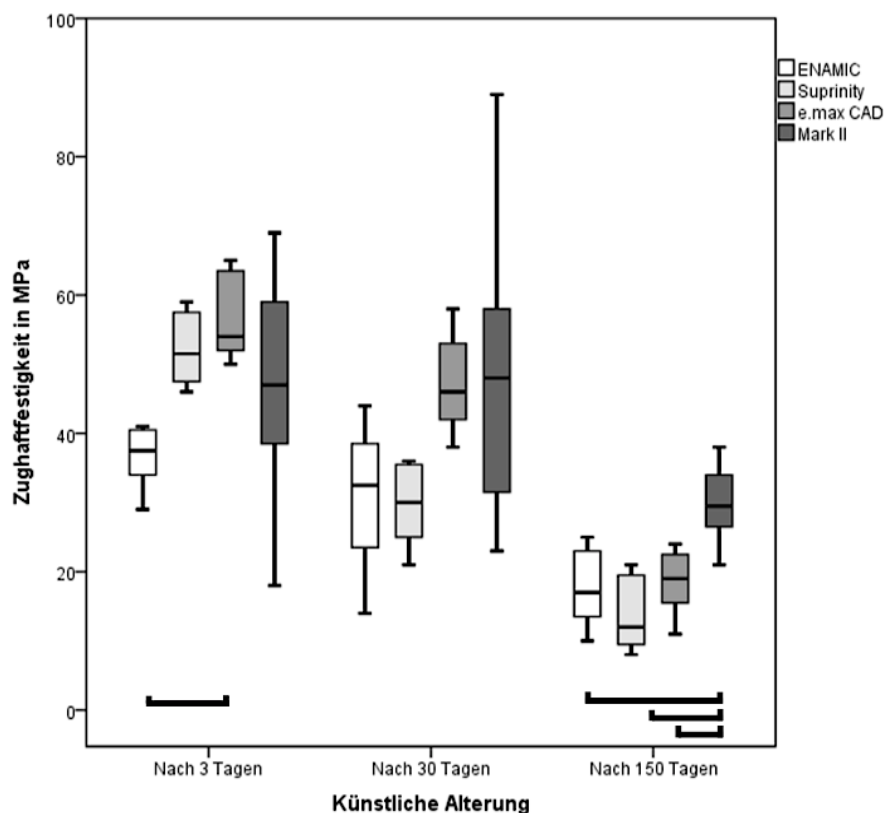


Abb. 21 Grafische Darstellung der Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity, e.max CAD und Mark II nach Vorbehandlung mit Flusssäure, aufgeteilt nach den Zeiten der künstlichen Alterung. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind als horizontale Balken dargestellt.

7.2.2 Nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen

Nach der Vorbehandlung durch Sandstrahlen zeigte sich nach 3 Tagen ($p = 0,01$) sowie nach 150 Tagen künstlicher Alterung ($p < 0,0005$; Kruskal-Wallis-Test) ein signifikanter Unterschied in der Zughafffestigkeit zwischen Suprinity, Enamic und e.max ZirCAD.

Bei der Bonferroni-Nachtestung zeigten sich unter 3-tägigen künstlichen Alterung signifikant niedrigere Zughafffestigkeitswerte für Enamic (31 MPa) im Vergleich zu e.max ZirCAD (55 MPa) ($p = 0,002$, Bonferroni-Nachtestung). Auch nach 150 Tagen zeigte Enamic (20 MPa) zu e.max ZirCAD (38 MPa) statistisch signifikant niedrigere Zughafffestigkeitswerte ($p < 0,0005$; Bonferroni-Nachtestung). Beim Vergleich von Enamic zu Suprinity konnten zwar zu keinem Zeitpunkt einer künstlichen Alterung statistisch signifikante Unterschiede in der Zughafffestigkeit ermitteln werden, jedoch wurde das Signifikanzniveau bei 150 Tagen mit $p = 0,010$ knapp verfehlt ($p < 0,008$; Bonferroni-Nachtestung) (Abb. 22).

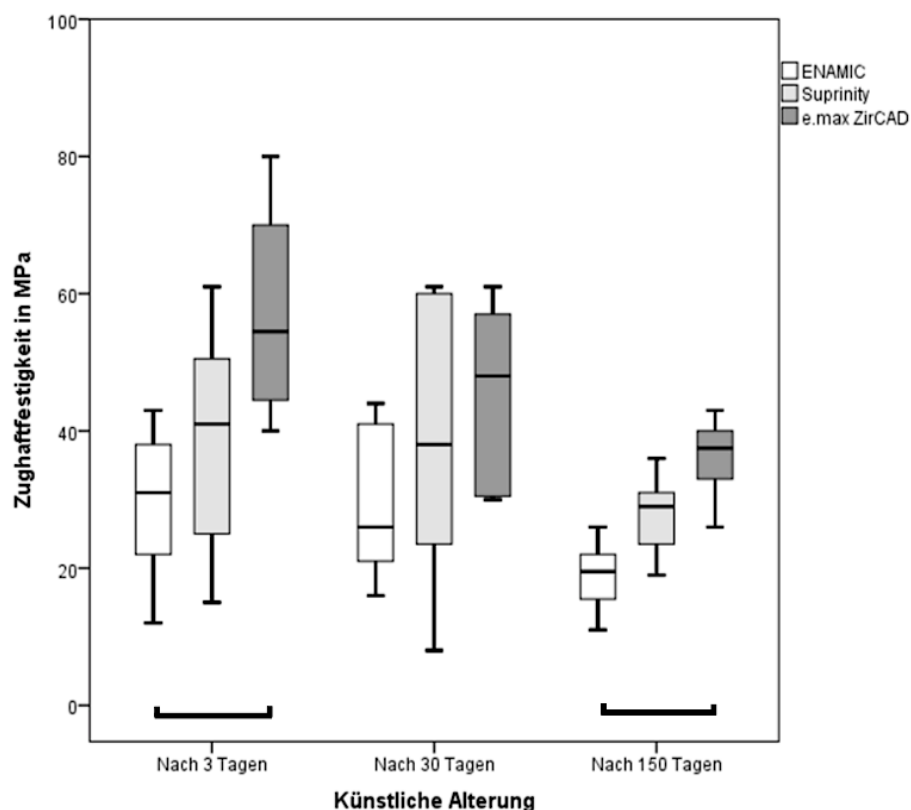


Abb. 22 Grafische Darstellung der Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity und e.max ZirCAD nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen, aufgeteilt nach den Zeiten der künstlichen Alterung. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind als horizontale Balken dargestellt.

7.3 Analyse der Frakturart

Bei der Untersuchung und Beurteilung der Bruchflächen waren folgende Differenzierungen möglich:

1. Adhäsiv
2. Kombinationsfraktur (unter Beteiligung von Keramik und Komposit)
3. Kohäsiv
 - a) in der Keramik
 - b) im Komposit

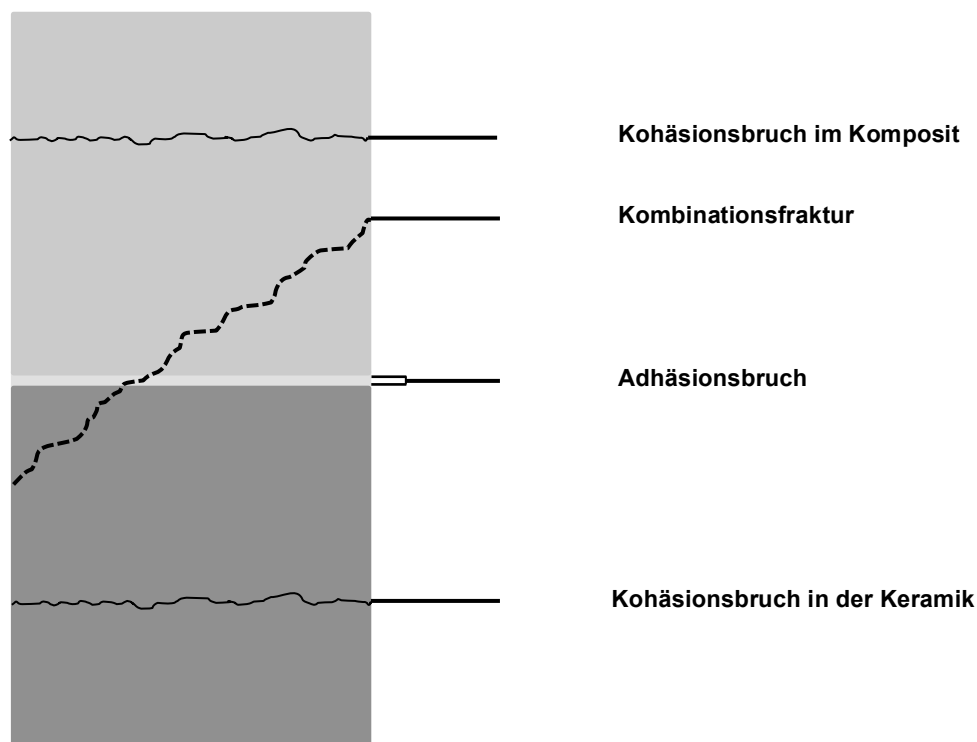


Abb. 23 Frakturmuster - schematische Darstellung.

Die Ergebnisse zur Analyse der Frakturart sind in der Tabelle 7 und der Abbildung 24 dargestellt. Die Abbildung 23 zeigt eine rein schematische Darstellung der beobachteten Frakturmuster und dient zur besseren Veranschaulichung des Frakturverlaufs. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgte deskriptiv mithilfe der absoluten Zahlen und der Häufigkeitsverteilung der vorkommenden Frakturart unter Berücksichtigung der künstlichen Alterung und der jeweiligen Keramik mit unterschiedlicher Vorbehandlung.

Bei der Auswertung der Frakturart handelte es sich bei der Mehrzahl der Frakturen um Kombinationsfrakturen (Tab. 7 und Abb. 24). Bei diesen Frakturen verlief die Fraktur über mehrere Bereiche und gleichzeitig auch an allen am Haftverbund beteiligten Materialien (Abb. 23). Solche Kombinationsfrakturen traten ausschließlich bei konditionierten Proben und allen untersuchten Keramiken auf, welche entweder durch Flusssäure oder Sandstrahlen vorbehandelt wurden. Vor allem e.max CAD, wies im Vergleich zu den beiden neuen Hybridkeramiken, ähnlich viele Kombinationsfrakturen auf. Im Gegensatz dazu waren bei Mark II und e.max ZirCAD eher wenige zu verzeichnen.

Als zweithäufigste Frakturart trat die kohäsive Fraktur im Komposit auf. Diese war vor allem bei den bereits etablierten CAD/CAM-Keramiken zu beobachten. Aber auch bei Suprinity und Enamic konnten nach Vorbehandlung durch Flusssäure kohäsive Frakturmuster im Komposit festgestellt werden (Tab. 7 und Abb. 24). Kohäsive Frakturen innerhalb der Keramik traten ausschließlich bei den beiden neuen Hybridkeramiken und nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen auf (Tab. 7 und Abb. 24).

Adhäsive Frakturmuster konnten ebenfalls ausschließlich bei Enamic und Suprinity beobachtet werden, traten jedoch nur bei nicht konditionierten Keramikoberflächen auf (Tab. 7 und Abb. 24). Hierbei war es jedoch, selbst nach Untersuchung der Proben mithilfe des Infinite-Focus-Mikroskops (Alicona Infinite Focus Standard, Alicona Imaging GmbH, Graz), nicht möglich den Adhäsivbruch in seine Lokalisation zu unterteilen. So kann angenommen werden, dass adhäsive Frakturen sowohl an der Grenzfläche Adhäsiv-Keramik, als auch an der Grenzfläche Adhäsiv-Komposit oder direkt im Adhäsiv vorkommen könnten. Jedoch war im Rahmen dieser Arbeit keine präzise Beurteilung möglich.

Tab. 7 Übersicht über die Verteilung der Frakturart in absoluten Zahlen - schematische Darstellung.

künstliche Alterung		Kombinationsfraktur			Kohäsionsbruch im Komposit			Kohäsionsbruch in der Keramik			Adhäsionsbruch		
		3	30	150	3	30	150	3	30	150	3	30	150
Enamic	FS	5	6	4	3	2	4	0	0	0	0	0	0
	SS	6	2	4	0	0	0	2	6	4	0	0	0
	KV	2	0	0	0	0	0	0	0	0	6	8	8
Suprinity	FS	4	8	8	4	0	0	0	0	0	0	0	0
	SS	3	2	3	0	0	0	5	6	5	0	0	0
	KV	0	0	0	0	0	0	0	0	0	8	8	8
e.max CAD		8	6	5	0	2	3	0	0	0	0	0	0
Mark II		1	1	2	7	7	6	0	0	0	0	0	0
e.max ZirCAD		0	1	2	8	7	6	0	0	0	0	0	0

Nach 3, 30 und 150 Tagen künstlicher Alterung und der Darstellung der Vorbehandlungsmaßnahmen (FS = Flusssäure; SS = Sandstrahlen; KV = Keine Vorbehandlung).

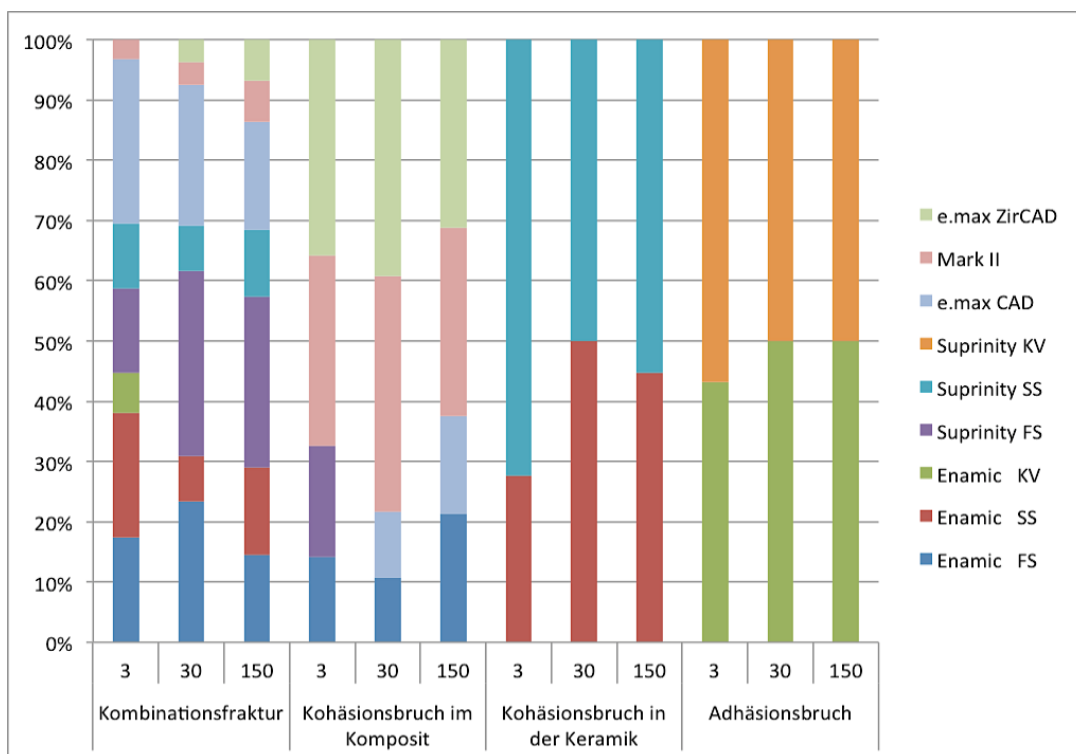
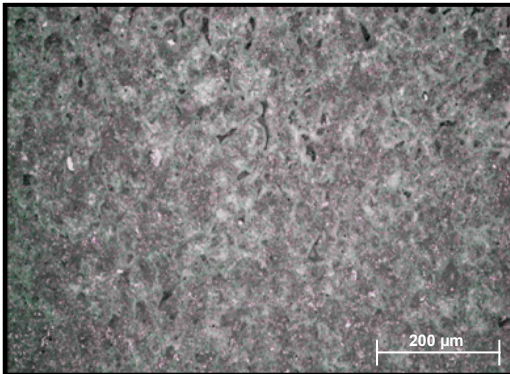


Abb. 24 Übersicht über die prozentuale Verteilung der Frakturart - grafische Darstellung. Nach 3, 30 und 150 Tagen künstlicher Alterung und der Darstellung der Vorbehandlungsmaßnahmen (FS = Flusssäure; SS = Sandstrahlen; KV = Keine Vorbehandlung).

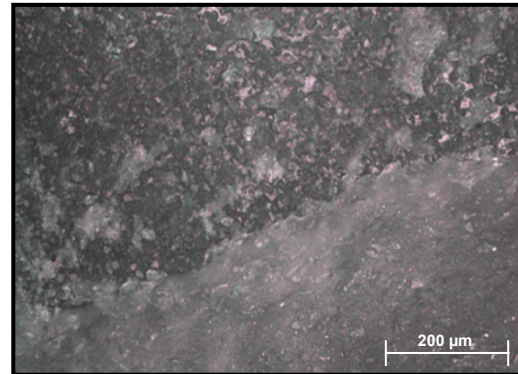
7.4 IFM-Bilder

Die Darstellung der Frakturbereiche mithilfe des IFM-Mikroskops (Alicona Infinite Focus Standard, Alicona Imaging GmbH, Graz) diente im Zuge dieser Arbeit nur zu bildlichen Darstellung der festgestellten Bruchflächen.

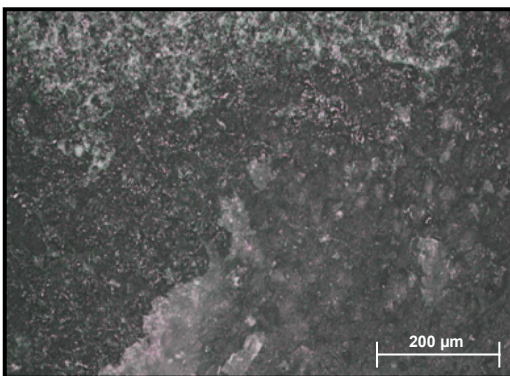
Repräsentative Bilder von den untersuchten Bruchflächen



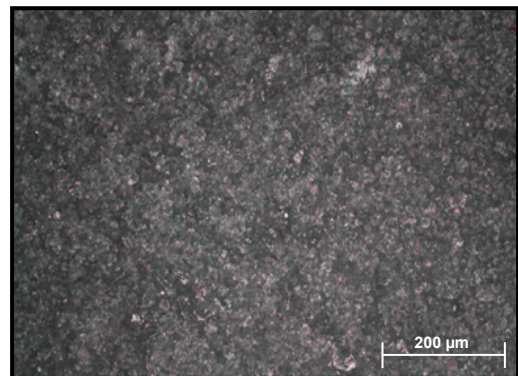
Kohäsionsbruch in der Keramik - Suprinity



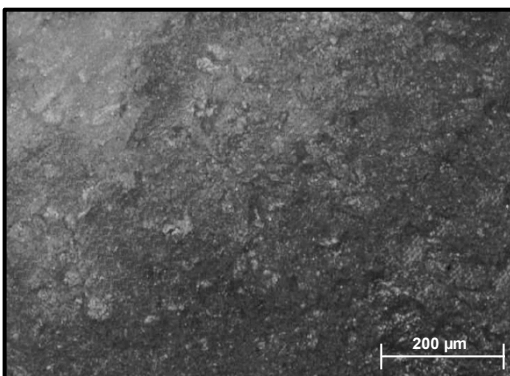
Kombinationsfraktur - Enamic



Kombinationsfraktur - Suprinity



Adhäsionsbruch - Suprinity



Kohäsionsbruch im Komposit - Enamic

8 Diskussion

8.1 Diskussion von Material und Methoden

8.1.1 *In-vitro-Untersuchung*

Im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen ist es möglich, zahlreiche Werkstoffeigenschaften zu prüfen und durch die erlangten Ergebnisse eine Prognose über deren klinische Eignung und späteres In-vivo-Verhalten zu treffen [Pospiech, 2007]. Hierbei ist vor allem darauf zu achten, dass die erwartete spätere In-vivo-Situation möglichst realitätsnah simuliert wird, um qualitativ aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen. Denn, wie bereits bekannt, unterliegen dentale Restaurationen zahlreichen intraoralen Einflüssen [Klosa *et al.*, 2009]. Solche Einflüsse müssen bereits im Rahmen der Versuchsplanung berücksichtigt werden.

Ein entscheidender Vorteil von In-vitro-Untersuchungen besteht sowohl in der Reproduzierbarkeit der Versuchsdurchführung und dadurch besseren Vergleichbarkeit der erlangten Ergebnisse als auch der Möglichkeit, den Versuchsablauf zu kontrollieren [Kern und Thompson, 1993]. Dessen ungeachtet ist die In-vitro-Untersuchung nur eine Annäherung an klinische Verhältnisse.

8.1.2 *Herstellung der Probenkörper*

Die Verarbeitung der CAD/CAM-Keramiken bei allen Schneid-, Schleif- und Poliervorgängen erfolgte stets mit Wasserkühlung, um mögliche Schäden durch Überhitzung (wie z. B. Mikrorisse oder Phasenumwandlungen) zu vermeiden. Alle CAD/CAM-Keramiken wurden nach der gleichen standardisierten Methode geschnitten, geschliffen und poliert. Bei der Schichtstärke wurden die Mindestangaben der Hersteller zur Anfertigung einer dentalen Restauration beachtet und für alle Keramikscheiben eine Einheitsschichtstärke von 2 mm ($\pm 0,5$ mm) festgelegt. Die anderen Probenparameter wurden durch die Auswahl gleich großer CAD/CAM-Blöcke vereinheitlicht.

Dieses Vorgehen ist deshalb so wichtig, weil eine einheitliche Probengestaltung eine wichtige Voraussetzung ist, um eine Vergleichbarkeit der untersuchten Proben und der damit erlangten Ergebnisse zu gewährleisten. Die Kristallisations- und Sintertemperaturen wurden den Herstellerangaben entsprechend genau eingehalten, um Fehler in

der Materialbeschaffenheit zu vermeiden und um die für die Keramik typischen Materialeigenschaften zu bewahren. Die Gefahr einer Festigkeitsminderung der Keramik im Zuge der Schleif- und Polierprozesse ist anzunehmen [Gehre und Kappert, 2008; Kern *et al.*, 2012], jedoch ist keine andere Möglichkeit gegeben, um diese gänzlich zu vermeiden. So wurde bei dentalen keramischen Restaurationen festgestellt, dass es im Zuge der mechanischen Bearbeitung mit Schleifinstrumenten zu einer Festigkeitsminderung kommen kann [Curtis *et al.*, 2006; Luthardt *et al.*, 2004]. Von den Herstellern wird während der CAD/CAM-Verarbeitung der Keramik eine ähnliche Verfahrensweise zur Anfertigung keramischer Restaurationen genutzt und empfohlen wie die im Rahmen dieser Arbeit genutzte Vorgehensweise [Gehre und Kappert, 2008; Gojowy, 2002]. Die während des Verklebevorgangs einwirkenden Kräfte auf die Probenkörper sollten durch das gewählte Verfahren standardisiert sein [Kern und Thompson, 1993]. Dies erfolgte mit Hilfe der Verklebeapparatur, welche mit einem Gewicht von 750 g ausgestattet ist, um eine einheitlich gesteuerte Verklebung der Plexiglas-Tuben mit den Keramik-scheiben zu gewährleisten [Kern und Thompson, 1993]. Somit stellte dieses Gewicht während des gesamten Verklebevorgangs die alleinige Belastungsform und einwirkende Kraft dar [Kern und Thompson, 1993].

8.1.3 Auswahl der Vorbehandlungsmethoden

Es ist erwiesen, dass für erfolgreiche intraorale Reparaturmaßnahmen Keramikoberflächen konditioniert werden müssen, um einen ausreichend starken mechanochemischen Haftverbund zwischen dem Komposit und der frakturierten Keramikoberfläche zu erzielen [Kimmich und Stappert, 2013]. Dabei ist es entscheidend zu wissen, um welche Keramikart es sich handelt, denn dadurch ist die Auswahl der geeigneten Vorbehandlungsmethode unter Beachtung der erforderlichen chemischen Wechselwirkungen möglich [Kimmich und Stappert, 2013].

Ein ausreichend stabiler, mikromechanischer Haftverbund, kann bei Keramiken, wie bereits vorhergehend beschrieben, mithilfe unterschiedlicher Vorbehandlungswege erreicht werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Vorbehandlungsmethoden ausgewählt. So erfolgte die Vorbehandlung der Silikat- und der beiden neuen Keramikoberflächen mit Flußsäure. Es ist bekannt, dass Flußsäure in der Lage ist, die silikatischen Verbindungen zu trennen, um diese für den Haftverbund verfügbar zu machen [Kimmich und Stappert, 2013]. Dabei greift die Flußsäure bevorzugt die amorphe Glas-

phase oder die kristalline Phase an [Della Bona und van Noort, 1998]. Zudem entstehen ungesättigte Sauerstoffverbindungen, die als Bindungspartner für Silan agieren [Kimmich und Stappert, 2013]. Die Flusssäure-Vorbehandlung soll keinen Einfluss auf die Eigenfestigkeit der Keramik haben [Yen *et al.*, 1993]. Die intraorale Anwendung der Flusssäure sollte aufgrund ihrer gefährlichen Eigenschaften nur unter ausreichenden Schutzmaßnahmen erfolgen [Kimmich und Stappert, 2013; Ozcan *et al.*, 2012]. Um Risiken einer Flusssäureverätzung oder einer Fluoridvergiftung zu minimieren bzw. gänzlich zu vermeiden, sollte gepufferte Flusssäure verwendet werden, welche speziell für die intraorale Anwendung zugelassen wurde [Kimmich und Stappert, 2013; Ozcan *et al.*, 2012].

Oxidkeramiken wurden im Rahmen dieser Arbeit ebenso wie die beiden neuen Hybridkeramiken durch Sandstrahlung konditioniert. Es ist erwiesen, dass durch Sandstrahlen mit 50 µm großen Aluminiumoxid-Partikeln und einem Druck zwischen 2 - 3 bar, eine Keramikoberfläche gereinigt, angeraut, vergrößert und ebenso aktiviert wird [Borges *et al.*, 2003; Kern *et al.*, 2009]. Dadurch wird eine bessere Benetzbarkeit und chemische Zugänglichkeit erreicht [Kern *et al.*, 2009]. Als größter Nachteil wird beim Sandstrahlen der Aspekt einer möglichen Oberflächenbeschädigung diskutiert [Albakry *et al.*, 2004]. Es ist bekannt, dass Aluminiumoxid-Partikel mit einer hohen Energie auf die Keramikoberfläche treffen und hierdurch kleine Mängel entstehen können [Kimmich und Stappert, 2013]. Diese Mängel können Risse innerhalb der Keramik verursachen [Kimmich und Stappert, 2013]. Viel gravierender ist es jedoch, wenn durch diese hohe zugeführte Energie, eine Phasenumwandlung innerhalb der Keramikoberfläche stattfindet [Kimmich und Stappert, 2013; Pospiech, 2004]. Es ist bekannt, dass die Biegefestigkeit einer Keramik durch deren Oberflächenqualität bestimmt wird [Pospiech, 2004]. So kann die Biegefestigkeit, in Abhängigkeit von der Defektverteilung innerhalb einer Keramikoberfläche, vermindert werden [Pospiech, 2004]. Dies betrifft die hochfesten Keramiken, wie Alumina- und Zirkonia-Keramiken [Zhang *et al.*, 2006], aber vor allem stellt es ein größeres Problem für Silikatkeramiken dar [Boscato *et al.*, 2007; Robin *et al.*, 2002]. So müssen beim Sandstrahlen einige Regeln beachtet werden. So sollten intakte Keramikoberflächen, im Zuge der Sandstrahlung, stets vor dem Aluminiumkorund geschützt werden [Kimmich und Stappert, 2013]. Um eine mögliche Schädigung der Keramikoberfläche zu minimieren, kann der

Abstrahldruck von 2 - 3 bar auf 0,5 bar, ohne jeglichen Verlust des Haftverbundes, reduziert werden [Attia und Kern, 2011; Kern *et al.*, 2009; Yang *et al.*, 2010].

So lässt sich festhalten, dass Vorbehandlungsmaßnahmen zur Schaffung eines Haftverbundes zwischen Komposit und Keramik zwar zwingend erforderlich sind, jedoch auch einige Risiken aufweisen.

Bisher wurden Aussagen bezüglich optimaler Vorbehandlungsmethoden in der Literatur kontrovers diskutiert. So wird Flusssäure bei Silikatkeramiken hauptsächlich deshalb empfohlen, weil sie den erforderlichen mikroretentiven Verbund schafft, ohne die Keramikoberfläche sandstrahlen zu müssen [Kimmich und Stappert, 2013]. Es wird angenommen, dass das Sandstrahlen zu Oberflächenschädigung führt. Jedoch gibt es auch Studien die belegen, dass durch zusätzliche Flusssäure-Applikation, nach Sandstrahlung, mögliche entstandene Oberflächenschäden wieder effektiv beseitigt werden können [Della Bona und van Noort, 1998]. Demgegenüber können reine Oxidkeramiken bisher nur durch Sandstrahlen ausreichend effektiv konditioniert werden, da Flusssäure keine ausreichende Anrauhung ermöglicht [Awliya *et al.*, 1998; Chung und Hwang, 1997; Kimmich und Stappert, 2013].

Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss unterschiedlicher Vorbehandlungsmethoden auf Hybridkeramiken zu analysieren, es stellte sich aufgrund der Komplexität der Gefügestruktur dieser CAD/CAM-Keramiken die Frage, wie diese am sinnvollsten konditioniert werden können. Bisher gibt es nur wenige Untersuchungen zu Konditionierungsmethoden neuer Hybridkeramiken. Bereits vorhandene Studien, in der mögliche Vorbehandlungswege von Hybridkeramiken untersucht wurden, wurden erst nach Abschluss der vorliegenden Arbeit veröffentlicht. Innerhalb dieser Studien wurden unter anderem auch die Wirksamkeit von Flusssäure und Sandstrahlung analysiert [Elsaka, 2014; Elsaka, 2015a, 2015b].

8.1.4 Verwendung eines Universalprimers

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Universalprimer zur Herstellung eines Haftverbundes zwischen Komposit und Keramik verwendet. Hierbei handelt es sich um Monobond Plus (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen). Dieser Universalprimer besteht aus verschiedenen Haftmonomeren, verdünnt in einer Ethanol-Lösung [Völkel, 2011], und ist in der Lage, zu allen Restaurationsmaterialien einen Haftverbund herzustellen. Ein entscheidender Aspekt zur Auswahl dieses Universalprimers war, dass die Haft-

verbundfestigkeit vergleichbar zu den bereits auf dem dentalen Markt etablierten Mono-
produkten ist [Azimian *et al.*, 2012]. Es ist bekannt, dass für einen chemischen Haftver-
bund zwischen Keramik und Komposit hauptsächlich bifunktionelle Moleküle, wie Silan-
und Phosphat-Monomere, zuständig sind [Azimian *et al.*, 2012; Kimmich und Stappert,
2013], welche in Monobond Plus enthalten sind.

Silane binden an Silikatoberflächen mittels Kondensationsreaktion zwischen den
Silanol-Gruppen und an das Komposit durch die zusätzliche Polymerisationsreaktion
der Methacrylat-Gruppen [Azimian *et al.*, 2012; Kimmich und Stappert, 2013;
Soderholm und Shang, 1993]. Zudem verbessern Silane die Oberflächenbenetzbarkeit
der Keramik und ermöglichen dadurch eine bessere Penetration für das Komposit in die
mikroretentive Oberfläche [Blatz *et al.*, 2003].

Der verwendete Universalprimer Monobond Plus, enthält zudem einen Keramik-
Primer mit funktionellen Phosphorsäure-Gruppen [Kimmich und Stappert, 2013], welche
zur Herstellung eines Haftverbundes zu Oxidkeramiken benötigt werden, da diese keine
Silanol-Gruppen enthalten [Azimian *et al.*, 2012; Kimmich und Stappert, 2013]. Dadurch
werden intraorale Reparaturmaßnahmen erleichtert, weil hierbei die sonst erforderliche
tribochemische Silikatisierung der Oxidkeramiken entfällt. Die tribochemische Silikatisie-
rung wird ohnehin kontrovers diskutiert, da sie in Abhängigkeit vom Oxidkeramiktyp
unterschiedlich stark wirksam ist [Azimian *et al.*, 2012; Kern, 2007].

8.1.5 Verwendung eines Nanohybrid-Komposits

Bei dem verwendeten Komposit handelt es sich um ein universelles Nanohybrid-
Komposit (Tetric EvoCeram A 3,5, Ivoclar Vivadet GmbH, Ellwangen).

Für intraorale Reparaturmaßnahmen sollte bevorzugt ein Komposit mit niedrigem
Wärmeausdehnungskoeffizienten und geringer Polymerisationsschrumpfung verwendet
werden [Stark, 2003]. Diese Eigenschaften sind charakterisierend für Nanohybrid-
Komposite wie das Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadet GmbH, Ellwangen), welches im
Rahmen dieser Arbeit genutzt wurde. Zudem sind Hybridkomposite aufgrund ihrer
günstigen Adhäsionsfähigkeit als Reparaturmaterialien besonders gut geeignet [Stark,
2003]. Die Adhäsionsfähigkeit ist vor allem für den makroretentiven Verbund zur Kera-
mikoberfläche entscheidend.

Des Weiteren ist die große Farbauswahl von Tetric EvoCeram bei Farbanpassungen an die frakturierte Keramik nützlich. Hierbei ist erwähnenswert, dass Nano-Hybridkomposite bereits seit Jahren erfolgreich als Verblend-Komposite in dentalen Laboratorien verwendet werden [Rzanny *et al.*, 2007]. Überdies ist der hohe Anteil an Füllstoffen, welcher bei Tetric EvoCeram 82 - 83 Gew-% beträgt, entscheidend. Denn es ist bekannt, dass ein hoher Füllstoffanteil (> 60 Gew-%) zur verbesserten Abrasions- und Druckfestigkeit eines Komposits beiträgt [Bergmann und Kieschnick, 2009].

8.1.6 Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung

Zur Simulation einer künstlichen Alterung wurden Methoden gewählt, welche den Bedingungen in der Mundhöhle nachempfunden sind [Crim, 1993; Klosa *et al.*, 2009]. Dies ist erforderlich, um im Rahmen einer In-vitro-Studie eine Prognose über das spätere In-vivo-Verhalten des getesteten Werkstoffes geben zu können [Kern *et al.*, 1994]. Es ist bekannt, dass dentale Materialien einer oralen Degeneration aufgrund des Feuchtigkeitseinflusses ausgesetzt sind [Guo, 2004; Lange *et al.*, 1986; Yoshimura *et al.*, 1987]. Diese Degeneration kann wiederum zu einer Qualitätsminderung führen und schließlich hierdurch zum Restorationsversagen [Kern *et al.*, 1994]. Für den Langzeiterfolg adhäsiver Verbindungen ist vor allem deren Hydrolysestabilität entscheidend [Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1994]. Aus diesem Grunde ist es wichtig, Faktoren einer künstlichen Alterung bei In-vitro-Untersuchungen miteinzubeziehen. Mithilfe der Wasserlagerung und der thermischen Wechselbadbelastung kann eine Tragedauer von bis zu mehreren Jahren innerhalb kurzer Zeit simuliert werden.

Die Lagerung der Proben im Wasser diente der Simulation des Wassereinflusses unter oralen Bedingungen. Dieses Vorgehen ist nicht nur methodisch begründet, sondern dient unter Festlegung bestimmter Parameter zur reproduzierbaren Simulation oraler Bedingungen und wurde bereits bei mehreren Untersuchungen zur Überprüfung des Haftverbundes keramischer Werkstoffe angewandt [Kern *et al.*, 1993; Kern *et al.*, 1994; Klosa *et al.*, 2009]. Es ist bekannt, dass eine Exposition der Proben mit Wasser zur Wasseraufnahme der Verbundwerkstoffe führt und hierdurch die mechanischen Eigenschaften des Haftverbundes beeinflusst werden [Kern *et al.*, 1994]. Hierbei muss vor allem der sogenannte Rebinder-Effekt berücksichtigt werden. Der Rebinder-Effekt ist von großer Bedeutung, denn er beschreibt die Wirkung der oberflächenaktiven Flüssigkeiten und die dadurch verursachte Abnahme mechanischer Festigkeit von Festkörpern

[Pospiech, 2004; Wiederhorn, 1968]. Dies erfolgt aufgrund der Eigenschaft von Flüssigkeiten, in feinste Hohlräume bzw. Risse einzudringen und dadurch einen Druck innerhalb dieser Strukturen zu erzeugen [Pospiech, 2004; Wiederhorn, 1968]. Es kommt zur Vergrößerung solcher Strukturen und dadurch wiederum zur schnelleren Versagensrate einer dentalen Restauration [Wiederhorn, 1968]. So ist bekannt, dass die Polymerisationsschrumpfung eines Komposits zur Entstehung von sogenannten Mikrospalten beitragen kann [De Gee *et al.*, 1993]. Aber auch die unterschiedlichen thermischen Expansionen von Keramik und Komposit könnten Hohlräume in Form von Mikrospalten verursachen [Kohorst *et al.*, 2011; Körber und Ludwig, 1993]. In der Literatur wird zudem das Phänomen der sogenannten "Spannungsrissskorrosion" beschrieben, dieses verdeutlicht das Fortschreiten des Risswachstums unter Feuchtigkeitseinfluss [Pospiech, 2007]. Hierbei wird aufgrund des Dipolcharakters der Wassermoleküle selbst unkritisches Risswachstum unter Feuchtigkeitseinfluss beschleunigt, dabei sind besonders silikatische Verbindungen nicht widerstandsfähig [Pospiech, 2007]. Es ist bereits erwiesen, dass die Verbundfestigkeit zwischen Keramik und Komposit durch die Wasserlagerung deutlich verschlechtert werden kann [Lindgren *et al.*, 2008; Ozcan *et al.*, 2008]. In vorhergehenden Studien sind vor allem statistisch signifikante Unterschiede im Zusammenhang mit einer Verminderung der Haftkraft nach 150 Tagen künstlicher Alterung vorzufinden [Azimian *et al.*, 2012; Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1994; Klosa *et al.*, 2009; Ozcan *et al.*, 2009]. Im Rahmen dieser Studie wurde der Wassereinfluss auf die Zughafffestigkeit mithilfe unterschiedlich langer Wasserlagerungszeiten untersucht und es kann angenommen werden, dass nach 150 Tagen künstlicher Alterung eine stärkere Diffusion der Wassermoleküle in die Keramik als auch das Komposit erfolgt.

Mit der thermischen Wechselbadbelastung wurden die oralen Verhältnisse mit den vorkommenden Temperaturdifferenzen simuliert, so wie bereits von anderen Autoren beschrieben [Rosentritt *et al.*, 2006; Vult von Steyern *et al.*, 2006]. Temperaturdifferenzen werden im Rahmen von In-vitro-Untersuchungen zur Simulation oraler Verhältnisse zugrunde gelegt und stellen für alle dentalen Werkstoffe eine thermische Stresssituation dar [Blatz *et al.*, 2004; Rosentritt *et al.*, 2006; Rountree *et al.*, 2001; Vult von Steyern *et al.*, 2006], denn diese können Spannungen innerhalb eines Werkstoffs hervorrufen [Kern und Wegner, 1998].

Vor allem Keramiken sind aufgrund ihrer Sprödigkeit empfindlich gegenüber Spannungen und können auf diese mit Rissbildung reagieren [Addison *et al.*, 2003; Ritter *et al.*, 1985]. Auch der Haftverbund zwischen den unterschiedlichen Materialien wird durch Temperaturschwankungen beeinflusst [Wegner *et al.*, 2002]. Durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der verwendeten Materialien kommt es vor allem an den Grenzflächen zu Spannungen [Blatz *et al.*, 2004; Kern und Wegner, 1998]. Deshalb ist es wichtig, im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung zur Testung des Haftverbunds derartige Stressfaktoren mit einzubeziehen und vor allem die Verbundwerkstoffe auf ihre thermische Belastbarkeit hin zu untersuchen. So wurden auch im Rahmen dieser Arbeit Materialien mit unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten verwendet und es kann angenommen werden, dass hierbei Spannungen im Verbundbereich der Materialien auftraten, welche wiederum zum Versagen des Haftverbundes geführt haben.

Bei der thermischen Wechselbadbelastung ist es wichtig, dass alle Probenkörper die Temperatur des jeweiligen Wasserbades vollständig erreichen. Dies ist nur möglich, wenn ausreichend lange Haltezeiten bei der Verweildauer der Proben im Wasser eingehalten werden. Zu diesen Haltezeiten gibt es in der Literatur unterschiedliche Angaben. Sie variieren im Bereich von 4 s [Crim, 1993] bis hin zu 20 min [Reid *et al.*, 1991]. Im Rahmen dieser Studie wurde in Anlehnung an bereits bekannte Versuchsdurchführungen eine Haltezeit von 30 s in dem jeweiligen Medium gewählt [Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1994]. Bei einer thermischen Wechselbadbelastung muss aber vor allem gewährleistet werden, dass alle Probenkörper zu jedem Zeitpunkt der zyklischen Wechselbadbelastung vollständig vom Wasser bedeckt werden, um eine homogene Benetzung zu gewährleisten.

Im Rahmen dieser Studie wurde die thermische Wechselbelastung im zweiminütigen Wechsel zwischen + 5 °C und + 55 °C durchgeführt. In der Literatur gibt es bisher nur Schätzungen über die Anzahl der Temperaturschwankungen in Bezug auf die Lebensdauer einer dentalen Restauration. So liegen diese im Bereich von 10 - 15 Jahren bei 5.000 - 50.000 Zyklen [Gröger *et al.*, 2003; Rosentritt *et al.*, 2001]. Bei durchschnittlich 10.000 thermischen Wechselbelastungen kann man annäherungsweise von einer 10-Jahres-Simulation ausgehen [Gröger *et al.*, 2003; Rosentritt *et al.*, 2001]. Mit Hilfe der thermischen Wechselbadbelastung wurde eine Lebensdauer von circa 5 (7.500 Zyklen) und 25 Jahren (37.500 Zyklen) simuliert. Durch die Kombination aus

Wasserlagerung und thermischer Wechselbadbelastung wurde vor allem der Aspekt beachtet, dass ein entscheidender Zusammenhang zwischen beiden Maßnahmen besteht [Crim, 1993; Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1994; Wegner *et al.*, 2002]. Durch thermische Wechselbadbelastung können Schäden verursacht werden, die durch die Wasserlagerung in ihrer Ausprägung verstärkt werden können. Hierbei ist vor allem der bereits beschriebene Rebinder-Effekt ausschlaggebend.

8.1.7 Axialer Zugtest zur Ermittlung der Zughaftfestigkeit

Die Testverfahren zur Prüfung adhäsiver Eigenschaften mittels Zugkraft wurden in den letzten Jahren weiterentwickelt. Zur Zugkrafttestung von Klebeverbundsystemen auf unterschiedlichen Materialien wurden in der Regel Probenkörper einer definierten Größe hergestellt und in Kunststoff eingebettet. Anschließend wurden diese an Metall- oder Kunststoffzylinder aufgeklebt und im Zugtest bis zum Bruch abgerissen [Aboush und Jenkins, 1989; Gregory *et al.*, 1988; Kern und Thompson, 1993; Zidan *et al.*, 1980]. Aufgrund methodischer Unzulänglichkeiten war jedoch bisher ein rein axialer Abzug nicht sicherzustellen [Kern und Thompson, 1993]. So führte z. B. der falsche Angriffspunkt der Abzugsvorrichtung [Kühl und Renk, 1982; Watanabe *et al.*, 1988] eher zu einer fortschreitenden Abschälung als zu dem erwünschten rein axialen Abzug [Kern und Thompson, 1993; Marx, 1988]. Zudem führte dies zu deutlich niedrigeren Haftverbundwerten, welche in einigen Studien beschrieben wurden [Kern und Thompson, 1993; Ozcan *et al.*, 2009].

Um die besagten Unzulänglichkeiten zu beheben, wurde 1993 eine modifizierte und vereinfachte Methode zur axialen Zugkrafttestung vorgestellt [Kern und Thompson, 1993]. Diese dient zur Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen restaurativen Materialien oder zu Zahnhartsubstanzen. Die Probenkörper bestehen aus maschinell hergestellten einheitlichen Plexiglastuben (Länge 15 mm, Innendurchmesser 3,3 mm), welche mit Befestigungsmaterialien befüllt werden können, um anschließend an scheibenförmige Materialproben verklebt zu werden [Kern und Thompson, 1993]. Um eine minimale Auflagefläche des Randes der Plexiglastuben zu den Proben zu gewährleisten, weisen diese einen angeschrägten Tubusrand von 0,3 mm Stärke auf [Kern und Thompson, 1993]. Zur Testung werden die Probenkörper in eine adjustierbare Abzugsvorrichtung eingespannt und bis zum Bruch abgezogen. Aufgrund der Kettenaufhängung, welche an der oberen und unteren Abzugsvorrichtung angebracht ist, wird ein

rein axialer Abzug gewährleistet, denn es erfolgt eine momentenfreie Selbstjustierung der Proben [Kern und Thompson, 1993].

Dieses Testverfahren wurde mit bewährten Testmethoden verglichen und es konnte festgestellt werden, dass es zu qualitativ und quantitativ ähnlichen Ergebnissen führt [Kern und Thompson, 1993]. Durch die axiale Zugkrafttestung werden vielmehr Verbundfestigkeitswerte erreicht, welche zum Teil deutlich höher liegen als die in anderen Untersuchungen gefundenen Werte für ähnliche Verbundsysteme [Kern und Thompson, 1993]. Eine Erklärung hierfür könnte die optimale Ausrichtung der Probenkörper während der Zugkrafttestung in der adjustierbaren Vorrichtung als auch eine ausreichende Materialstärke der Probenkörper sein [Gente *et al.*, 1991; Kern und Thompson, 1993; Kühl und Renk, 1982; Marinello *et al.*, 1989; Zidan *et al.*, 1980]. Es wurde eine Mindestgröße für den Durchmesser der Verklebefläche von 3,3 mm festgelegt [Kern und Thompson, 1993]. Hierdurch sollte der Schälungseffekt [Kern und Thompson, 1993; Nakabayashi *et al.*, 1987] und die Verbiegung der Probenkörper, während der Zughafkrafttestung, verhindert werden [Kern und Thompson, 1993]. Denn Untersuchungen zeigten, dass die Verbundfestigkeit im axialen Zugtest entscheidend von der Materialstärke der Probenkörper beeinflusst wird [Kern und Thompson, 1993; Nakabayashi *et al.*, 1987; Tanaka *et al.*, 1988].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der axiale Zugtest ein sensibles In-vitro-Verfahren zur Prüfung der Verbundfestigkeit darstellt [Kern und Thompson, 1993; Marx und Hass, 1992] und der Vorteil darin besteht, dass es im Vergleich zu Druck- oder Schertests weniger stark von den mikromechanischen Oberflächeneigenschaften der Materialien beeinflusst wird [Guggenberger, 1989; Kern und Thompson, 1993; Marx und Hass, 1992; Tiller *et al.*, 1988]. Zudem sind entscheidende Faktoren, wie das belastungsfreie Einbringen als auch die präzise vertikale Ausrichtung der Probenkörper, in dieser Apparatur gewährleistet. Bei dieser Methode handelt es sich um ein etabliertes Verfahren [Azimian *et al.*, 2012], dies wurde in zahlreichen Studien belegt [Azimian *et al.*, 2012; Klosa *et al.*, 2009; Lehmann und Kern, 2009; Quaas *et al.*, 2007; Yang *et al.*, 2008; Zhang *et al.*, 2010].

Abschließend lässt sich festhalten, dass durch diese Arbeit die Etablierung der Zughafkraftmessung an der Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin (CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät

Charité - Universitätsmedizin Berlin) ermöglicht und standardisiert wurde, welche hierdurch weiteren Studien zur Verfügung steht.

8.1.8 Zughafffestigkeit

Es ist bekannt, dass die Gesamtfestigkeit eines Haftverbundes, abhängig von der Einzelfestigkeit der verwendeten Materialien und ihrer Beanspruchungsgrenze ist [Gehre und Kappert, 2005; Kern *et al.*, 2012; Marxkors und Meiners, 1993].

Die bei dem axialen Zugtest im Rahmen dieser Arbeit ermittelten Zughafffestigkeitswerte waren ähnlich denjenigen aus vergleichbaren Studien [Azimian *et al.*, 2012; Kern und Thompson, 1995; Klosa *et al.*, 2009]. Messwerte, die im Rahmen verschiedener Studien erhoben werden, sind spezifisch für das jeweilige Studiendesign und sollten demzufolge nur innerhalb der jeweiligen Studie interpretiert und gewertet werden [Atash und Van den Abbeele, 2005; Pilecki *et al.*, 2005]. Dementsprechend können Ergebnisse anderer Studien nur relativ mit den Ergebnissen dieser Arbeit verglichen werden.

8.1.9 Untersuchung frakturierter Proben - Frakturart

Da die Zughafffestigkeit von der Einzelfestigkeit der verwendeten Materialien und ihrer Beanspruchungsgrenze abhängig ist [Kern und Thompson, 1993; Kobes und Vandewalle, 2013; Van Meerbeek *et al.*, 2010], konnten abhängig von der Stärke des Haftverbundes unterschiedliche Frakturarten festgestellt werden.

Für die adhäsive Frakturart wurde ein Frakturverlauf zwischen zwei unterschiedlichen Materialien festgelegt. Im Rahmen dieser Arbeit ist solch ein Frakturverlauf zwischen den Werkstoffen Keramik und Komposit möglich. Eine weitere Differenzierung, die die Schicht des Universalprimers mit einbezieht, konnte in der vorliegenden Untersuchung nicht vorgenommen werden. Des Weiteren wurde eine sogenannte Kombinationsfraktur festgelegt. Diese beschreibt einen Frakturverlauf unter Beteiligung aller verwendeten Materialien und wird häufig als adhäsiv-kohäsive Kombinationsfraktur beschrieben. Die kohäsive Frakturart vollzieht sich innerhalb eines Materials und wird in Bezug auf die betroffene Materialfläche unterteilt. So gab es kohäsive Frakturen im Komposit als auch in der Keramik.

Das Versagen des Haftverbundes wurde im Rahmen dieser Arbeit mit dem Erreichen der maximalen Belastung und dem entsprechenden Abriss bzw. der entsprechen-

den Fraktur der Proben definiert. Die hierbei festgestellten Frakturmuster entsprechen weitestgehend den Ergebnissen ähnlicher Studien in Bezug auf Keramiken und Haftverbundprüfungen [Azimian *et al.*, 2012; Kern *et al.*, 1993; Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1995; Kern und Wegner, 1998; Klosa *et al.*, 2009]. Eine eindeutige Aussage über den Ursprung der Fraktur oder die auslösenden Fehlstelle konnte man allerdings selbst nach Auswertung der Frakturareale hinsichtlich der entsprechenden Keramik nicht treffen.

8.2 Diskussion der Ergebnisse

8.2.1 Einfluss der Vorbehandlungsmethode auf die Zughafffestigkeit von Enamic und Suprinity

Die erste Nullhypothese, welche im Kapitel 3 aufgestellt worden ist, konnte widerlegt werden. Diese besagt, dass die unterschiedlichen Vorbehandlungsmethoden keinen Einfluss auf die Zughafffestigkeit von Enamic und Suprinity besitzen.

Dass unterschiedliche Vorbehandlungen die Haftwerte beeinflussen, ist bereits in einigen Studien beschrieben worden [Calamia *et al.*, 1985; Kern und Wegner, 1998; Ozcan und Vallittu, 2003; Zhang *et al.*, 2004]. Dies beruht vor allem auf dem Prinzip der Oberflächenvergrößerung. Ist eine Oberflächenkonditionierung nicht hinreichend, kann dies nicht nur zu einer Haftkraftverringerung sondern auch zu einem fortlaufenden Haftkraftrückgang und ebenso zu einem kompletten Haftkraftverlust führen [Shahverdi *et al.*, 1998; Zhang *et al.*, 2006]. Somit ist es für die klinische Verwendung einer auf dem dentalen Markt neu eingeführten CAD/CAM-Keramik entscheidend, die dafür optimale Vorbehandlungsmethode zu ermitteln, um gleichzeitig eine langfristige Überlebensdauer in Form eines dauerhaften Haftverbundes zu gewährleisten.

Je nach Keramiktyp ist eine unterschiedliche Vorbehandlung zur Oberflächenkonditionierung erforderlich [Kern *et al.*, 2012]. In der Literatur lassen sich bisher wenige Studien zur bestmöglichen Vorbehandlungsmethode für Enamic oder Suprinity finden, da beide Materialien noch relativ neu auf dem dentalen Markt sind. Seit Anfang des Jahres 2014 gibt es Herstellerangaben zur optimalen Konditionierung und adhäsiven Befestigung beider Keramiken. Diese empfehlen für Suprinity eine Anätzungszeit von 20 s und für Enamic von 60 s, jeweils mit 5 %iger Flusssäure. Dieses Vorgehen entsprach auch der Verfahrensweise bei der Versuchsdurchführung der vorliegenden

Arbeit. Hierbei muss erwähnt werden, dass sich die neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken zu Beginn der vorliegenden Arbeit noch in der Testphase befanden und noch nicht auf dem dentalen Markt eingeführt waren. Die nun bereits vorliegenden Studien, in denen Hybridkeramiken untersucht wurden, lagen erst nach Abschluss der vorliegenden Arbeit vor und sind aus dem Jahr 2014 und 2015 [Della Bona *et al.*, 2014; Elsaka, 2014; Elsaka, 2015a, 2015b].

Enamic

Wie bereits vorhergehend beschrieben, handelt es sich bei Enamic um eine Hybridkeramik, welche die Eigenschaften von Komposit und Keramik in sich vereint. In ihrer Zusammensetzung entspricht diese Keramik einer aluminiumoxidangereicherten Feinstruktur-Feldspatkeramik, welche in ihrer Zusammensetzung 75 % Keramik und 25 % Polymer in Volumenprozent beträgt. Für Feldspatkeramiken wird eine Konditionierung mit 5 % Flusssäure für 60 s empfohlen. Durch die Anätzung der Keramik bildet sich ein mikroretentives Ätzmuster mit gleichzeitiger Oberflächenvergrößerung [Blatz *et al.*, 2002, 2003]. Hierbei werden Bestandteile der Glasmatrix selektiv herausgelöst und kristalline Strukturen freigelegt [Kern und Eschbach, 2008; Kunzelmann und Kern, 2005].

Somit kann man davon ausgehen, dass bei Enamic, da es sich hierbei um eine Feldspatkeramik handelt, nach Ätzung mit Flusssäure kristalline Bestandteile freigelegt werden können, um eine Oberflächenvergrößerung zu erreichen. Dies lässt sich vor allem mit den in dieser Studie erlangten Ergebnissen belegen (Tab. 5), die ähnlich den Werten einer Feldspatkeramik nach Flusssäurekonditionierung sind [Azimian *et al.*, 2012; Kern *et al.*, 2012; Liu und Essig, 2008; Ozcan und Vallittu, 2003; Peumans *et al.*, 2007]. Die Zughafffestigkeit an Enamic betrug nach 150 Tagen künstlicher Alterung 17 MPa. Jedoch gab es im Verlauf der künstlichen Alterung einen Abfall der Zughafffestigkeitswerte von 38 auf 17 MPa (Tab. 3). So ist aufgrund der Ergebnisse anzunehmen, dass bei Enamic nach Ätzung durch Flusssäure eine ausreichende Konditionierung der Oberfläche erfolgt und dadurch ein ausreichend stabiler Haftverbund erzeugt wird. Dies konnte auch in einer ähnlichen Studie belegt werden, in der unter Flusssäurekonditionierung und Anwendung eines Silans ausreichend stabile Haftfestigkeitswerte von Keramik zum Komposit festgestellt wurden [Elsaka, 2014].

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zwei Vorbehandlungsmethoden für Enamic untersucht. So wurde auch das Sandstrahlen mit Al_2O_3 -Korundsand als mögliche Vorbehandlungsmethode gewählt. Diese kann ebenso ein retentives Muster an der Keramikoberfläche erzeugen und dadurch eine Oberflächenvergrößerung bewirken [Kern *et al.*, 2012]. Dass dies auch bei Enamic möglich ist, zeigten die erlangten Ergebnisse (Tab. 3). Denn auch bei dieser Vorbehandlungsmethode wurden die für eine Feldspatkeramik akzeptablen Haftwerte erzielt [Kern *et al.*, 2012]. Die Zughafffestigkeit an Enamic betrug nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen und nach 150 Tagen künstlicher Alterung 20 MPa. Auch hierbei gab es einen Abfall der Zughafffestigkeitswerte im Verlauf der künstlichen Alterung von 31 auf 20 MPa (Tab. 3).

So besteht für Enamic kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Vorbehandlungsmethoden. Dies ließ sich selbst nach 150-tägiger künstlicher Alterung belegen (Tab. 3). Das bedeutet, dass sowohl die Flusssäureätzung als auch das Sandstrahlen von Enamic eine Oberflächenvergrößerung bewirkt und somit einen ausreichenden Haftverbund schafft. Dieses Ergebnis konnte ebenso in einer bereits vorhandenen Studie bestätigt werden. Hierbei erzielten auch beide Vorbehandlungswege eine vergleichbare Haftfestigkeit und wurden deshalb beide als geeignet eingestuft [Elsaka, 2014]

Suprinity

Bei der Hybridkeramik Suprinity handelt es sich dagegen um eine zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik (Tab. 1). Die Vorbehandlung für oxidbasierte Keramiken ist bereits in mehreren Studien untersucht worden und erfolgt durch Sandstrahlen mit Al_2O_3 [Azimian *et al.*, 2012; Blatz, 2002; Kern, 2008; Kern und Wegner, 1998; Klink, 2006]. Bei reinen Oxidkeramiken muss zur Schaffung einer mikroretentiven Oberfläche eine Konditionierung durch Sandstrahlen erfolgen, da eine Ätzung durch Flusssäure keine Retentionsoberfläche erzeugt [Kern *et al.*, 2012]. Grund hierfür ist die nicht vorhandenen Glasphase [Blatz, 2002]. Die Oberfläche von glasinfiltrierten Oxidkeramiken kann ebenso durch Konditionierung mit Flusssäure nur unzureichend angeraut werden [Blatz *et al.*, 2003]. Für Lithiumdisilikatkeramiken wiederum wird die Verwendung von 5 %iger Flusssäure mit 20 s Einwirkzeit zur Konditionierung der Oberfläche empfohlen [Kern *et al.*, 2012; Klosa *et al.*, 2009].

Da es sich bei Suprinity in diesem Fall um eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik handelt und somit eine Glasmatrix vorhanden ist, wurden auch hierbei beide Vorbehandlungsmethoden auf ihre Effektivität hin geprüft. Beide Vorbehandlungsmethoden erreichten im Zuge der künstlichen Alterung annähernd gleiche Zughaftfestigkeitswerte (Tab. 4). Jedoch konnte deutlich gezeigt werden, dass nach 150 Tagen künstlicher Alterung die Vorbehandlung durch Sandstrahlen statistisch signifikant höhere Zughaftfestigkeitswerte erreicht als die Vorbehandlung mit Flusssäure (Tab. 4).

Somit lässt sich folgern, dass durch das Sandstrahlen der Keramikoberfläche mit Al_2O_3 eine größere Retentionsoberfläche erzeugt wird, welche wiederum eine verbesserte Haftung bewirkt. Somit weichen die in dieser Arbeit erlangten Ergebnisse in Hinblick auf die Vorbehandlung, von der Empfehlung des Herstellers ab. Zwar kann Enamic auf beiden Wegen effizient konditioniert werden, jedoch wird deutlich, dass Suprinity einen besseren Haftverbund nach Konditionierung durch Sandstrahlen erzielt.

Vergleich Enamic zu Suprinity

Vergleicht man die beiden neuen Hybridkeramiken untereinander, so lieferte Suprinity zwar keine signifikant höheren Zughaftfestigkeitswerte als Enamic, jedoch wurde das Signifikanzniveau bei der Vorbehandlung durch Sandstrahlen und nach 150-tägiger künstlicher Alterung nur knapp verfehlt (Tab. 6). Erklärung hierfür könnte sein, dass bei Suprinity aufgrund der kombinierten Gefügestruktur aus Zirkondioxid und Lithiumsilikat ein stärkerer Haftverbund ermöglicht wird. Dieser kann zum einen mit der höheren Biegefestigkeit von 420 MPa begründet werden, wohingegen die Biegefestigkeit von Enamic deutlich niedriger ist (150 - 160 MPa) (Tab. 2). Zum anderen wäre eine mögliche Erklärung, dass aufgrund dieser kombinierten Gefügestruktur bei Suprinity eine größere Retentionsfläche durch entsprechende Vorbehandlungsmaßnahmen erzeugt wird. Durch die größere Retentionsfläche, werden wiederum mehr potenzielle Bindungsstellen für die anschließende Applikation eines Primers freigelegt.

Bei der Verteilung der Frakturart waren bei beiden Keramiken in etwa gleich viele Kohäsionsbrüche in der Keramik als auch im Komposit und ähnlich viele Kombinationsfrakturen zu beobachten (Tab. 7). Bei Enamic hingegen gab es mehr Kohäsionsbrüche im Komposit nach Vorbehandlung durch Flusssäure (Tab. 7). Dies ist ebenso in einer anderen Studie beobachtet worden [Elsaka, 2014]. Hierbei war der Haftverbund stärker als die Eigenfestigkeit des Komposits. Die Kombinationsfraktur welche bei beiden Kera-

miken sowohl nach Vorbehandlung durch Flusssäure als auch durch Sandstrahlen zu beobachten war, belegt einen kraftschlüssigen Verbund zwischen dem Komposit und der Keramik. Bei Enamic wurde diese Beobachtung auch in einer anderen Studie bestätigt. Hierbei zeigte Enamic auch bei beiden Vorbehandlungswegen Kombinationsfrakturen, jedoch mehr nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen [Elsaka, 2014]. Die Kohäsionsbrüche innerhalb der Keramik waren bei beiden Hybridkeramiken nur nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen zu beobachten und zeigen, dass der hierdurch erlangte Haftverbund stärker war als die Eigenfestigkeit der Keramik. Nicht zu vernachlässigen ist hierbei auch der Einfluss des Universalprimers auf den Haftverbund, welcher noch im Folgenden diskutiert wird.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass auf beiden Vorbehandlungswegen eine Anrauhung der Hybridkeramiken erfolgen kann. Bei Suprinity sollte jedoch die Vorbehandlung durch Sandstrahlen bevorzugt werden. Aufgrund der erlangten Ergebnisse nach 150-tägiger künstlicher Alterung, lässt sich darauf schließen, dass die Vorbehandlung durch Sandstrahlen effektiver ist als die Vorbehandlung durch Flusssäure. Dies könnte am höheren Zirkonoxidanteil von Suprinity liegen. Enamic lässt sich hingegen auf beiden Vorbehandlungswegen effektiv konditionieren. In künftigen Studien könnte man klären, ob unter einer kombinierten Vorbehandlung bessere Haftwerte erzielt worden wären.

8.2.2 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Zughafffestigkeit aller Keramiken

Die im Rahmen dieser Arbeit im Kapitel 3 aufgestellte zweite Nullhypothese, die einen Einfluss der künstlichen Alterung auf die Zughafffestigkeit ausschließt, konnte ebenfalls widerlegt werden.

Der Einfluss einer künstlichen Alterung auf die Zughafffestigkeit konnte bereits in mehreren vorhergehenden Studien [Kern *et al.*, 1994; Kern und Thompson, 1994; Klosa *et al.*, 2009; Roulet *et al.*, 1995; Wiederhorn, 1968] belegt werden. Sowohl bei den beiden neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken Enamic und Suprinity als auch den anderen bereits etablierten CAD/CAM-Keramiken zeigte sich unter dem Einfluss einer künstlichen Alterung eine Abnahme der Zughafffestigkeit (Tab. 5 und Tab. 6). Offensichtlich unterliegen alle Materialien, aber vor allem der Primer, einem hydrolysebedingten Einfluss, welcher im Verlauf einer künstlichen Alterung zunimmt [Kern *et al.*, 1994; Wegner *et al.*, 2002]. Dies lässt sich, wie bereits vorhergehend beschrieben, durch die

Zunahme des hydrolytischen Effektes über den gesamten Zeitraum einer künstlichen Alterung hinweg als auch durch den sogenannten Rebinder-Effekt erklären.

So wird deutlich, dass bei der alleinigen Wasserlagerung von 3 Tagen häufig keine signifikanten Unterschiede bei den Zughafffestigkeitswerten der unterschiedlichen Vorbehandlungsmaßnahmen und Keramiken zu verzeichnen sind. Im Vergleich zu der kombinierten künstlichen Alterung (Wasserlagerung und thermische Wechselbadbelastung) von 30 und 150 Tagen, waren jedoch signifikante Unterschiede feststellbar (Tab. 5 und Tab. 6). Dies lässt sich, wie bereits beschrieben, mit einem noch in dieser Phase verhältnismäßig schwachen hydrolytischen Effekt belegen [Attia und Kern, 2011; Kern *et al.*, 1994]. Kommt jedoch zu der Wasserlagerung eine thermische Wechselbadbelastung hinzu, so ist eine deutliche hydrolysebedingte Degeneration des Haftverbundes zu beobachten [Kern und Thompson, 1994] und dies spiegelt sich auch in den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit wieder (Tab. 5 und Tab. 6).

Es ist bekannt, dass die alleinige Wasserlagerung der Proben für eine effiziente Testung des Haftverbundes nicht ausreicht, da hierbei nur ein geringer degenerativer Einfluss zu verzeichnen ist [Rosentritt *et al.*, 2006]. Die alleinige Wasserlagerung führt wie bereits bekannt zu einer reinen oberflächlichen Diffusion der Wassermoleküle in die Keramik [Rosentritt *et al.*, 2006] und hierbei sind erst nach Langzeitwasserlagerung von ca. 300 Tagen geringe Festigkeitsabnahmen innerhalb dentaler Restaurationen zu verzeichnen [Drummond, 2003]. So ist eine effektivere Methode zur Simulation einer künstlichen Alterung eindeutig die Kombination aus Wasserlagerung und thermischer Wechselbadbelastung. Dies wurde im Rahmen dieser Arbeit angewendet. Denn erst thermische Belastungen können Spannungen innerhalb eines Werkstoffes verursachen und hierdurch eine Rissbildung begünstigen [Addison *et al.*, 2003]. Die Wasserlagerung wiederum führt zur Manifestation und Wachstum solcher Risse [Addison *et al.*, 2003]. In Bezug auf die Stressresistenz eines dentalen Werkstoffes liefern solche Alterungssimulationen aussagekräftige Ergebnisse. Insbesondere entsprechen diese mehrheitlich den intraoralen Gegebenheiten.

Im Rahmen dieser Arbeit ist deutlich geworden, dass eine künstliche Alterung von nur 30 Tagen zwar zum Abfall der Zughafffestigkeit führt, sich jedoch erst nach 150 Tagen künstlicher Alterung bei allen untersuchten CAD/CAM-Keramiken ein signifikanter Abfall der Zughafffestigkeit zeigt. Demzufolge ist eine künstliche Alterung von 30 Tagen nicht ausreichend, um den Einfluss einer künstlichen Alterung in Bezug auf

alle zu testenden Keramiken und ihre Langzeitbeständigkeit aufzuzeigen. Deshalb ist eine künstliche Alterung von 150 Tagen als sinnvoll zu erachten, um eine Aussage zur Langzeitbeständigkeit des Haftverbundes unterschiedlicher Keramiken treffen zu können.

Mit den Ergebnissen dieser Arbeit lässt sich eine Prognose über die Langzeitbeständigkeit der CAD/CAM-Keramiken unter In-vivo-Bedingungen treffen. Die Langzeitbeständigkeit ist Keramiktyp abhängig und der Haftverbund wird durch die Gesamtheit der verwendeten Materialien bedingt, die alle unter dem Einfluss einer künstlichen Alterung einem unterschiedlichen Degenerationsprozess unterliegen. Es stellt sich hierbei aber auch die Frage, ob längere Zeiten einer künstlichen Alterung größere signifikante Unterschiede erbracht hätten. Dies sollte in weiteren Untersuchungen analysiert werden.

8.2.3 Vergleich der Zughafffestigkeit zwischen den Hybridkeramiken zu den etablierten Keramiken

Die dritte Nullhypothese, welche im Kapitel 3 aufgestellt worden ist, konnte ebenso widerlegt werden. Diese besagt, dass sich die Zughafffestigkeit der beiden neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken zum Komposit nicht signifikant von den Kontrollgruppen unterscheidet.

Will man die Zughafffestigkeit aller Keramiken untereinander vergleichen, so muss auch ihr Frakturverhalten beurteilt werden. Denn es ist bekannt, dass das Frakturverhalten ein wichtiger Indikator für die Qualität des Haftverbundes ist [Kern und Wegner, 1998; Klosa *et al.*, 2009; Quaas *et al.*, 2007]. Die im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Zughafffestigkeitswerte sollten daher in direkter Verbindung zum Frakturverhalten betrachtet werden.

In der Belastungsgrafik zeigten sich während der Zughafffestigkeitsprüfung unterschiedliche Verhaltensmuster. So waren zum einen charakteristische Kraftspitzen bis zum entsprechend maximal erreichten Zughafffestigkeitswert feststellbar und zum anderen ließen sich Belastungsmuster aufzeichnen, die aufzeigen, dass es bis zum Erreichen des maximalen Belastungswertes Kraftabfälle innerhalb der Belastung gab. Daraus lässt sich schließen, dass es innerhalb der Zughafffestigkeitsprüfung Frakturstopps gab und sich die Fraktur erst nach stärkerer Belastung weiter ausweiten konnte, so dass es zum Belastungspeak und Abriss der Proben kam. So scheinen vor allem die

beiden neuen Hybridkeramiken eine Art Rissstoppmechanismus zu besitzen, da solche Kraftabfälle innerhalb der Belastung fast ausschließlich dort auftraten. Hierbei handelt es sich bei Enamic und Suprinity um kohäsive Brüche innerhalb der Keramik nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen. Zudem waren solche Kraftabfälle auch bei Mark II unter den Mischbrüchen zu beobachten. Dies ist vor allem deshalb interessant, da laut dem Hersteller Vita, Mark II ein Vorläufer der Hybridkeramik Enamic ist und die gleiche Gefügestruktur enthält, welche jedoch bei Enamic modifiziert und mit einem Komposit verstärkt wurde.

Hinsichtlich des Vergleiches der Zughafffestigkeitswerte an den Keramiken untereinander ließen sich einige Unterschiede feststellen. Hierbei ist es wichtig zu erwähnen, dass die im Rahmen dieser Studie erhobenen Zughafffestigkeitswerte für die bereits auf den dentalen Markt etablierten CAD/CAM-Keramiken, zu den Messungen in vorhergehenden Studien vergleichbar waren. So lagen die Haftwerte für Lithiumdisilikatkeramik bei durchschnittlich 37 MPa und die der Silikat- und Oxidkeramiken bei durchschnittlich 40 - 41 MPa [Azimian *et al.*, 2012; Kern und Thompson, 1995; Kern und Wegner, 1998; Klosa *et al.*, 2009].

Bei dem Vergleich von Enamic zu der Feldspatkeramik Mark II nach Vorbehandlung durch Flusssäure, zeigte Mark II statistisch signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte, aber erst nach 150-tägiger künstlicher Alterung. Offensichtlich lässt sich eine reine Feldspatkeramik besser durch Flusssäure anrauen als eine Feinstruktur-Feldspat-Hybridkeramik wie Enamic. Die Glasphasenmatrix der reinen Feldspatkeramik scheint für die Flusssäureätzung leichter verfügbar zu sein als die der Enamic-Keramik. Vergleicht man wiederum Enamic zu der Lithiumdisilikat-Glaskeramik e.max CAD, so lassen sich hierbei nur statistisch signifikant höhere Werte der e.max CAD zu Enamic im Rahmen der dreitägigen Wasserlagerung feststellen (Tab. 5). Auch die Yttrium-stabilisierte Zirkoniumoxidkeramik e.max ZirCAD zeigte im Vergleich zu Enamic höhere Zughafffestigkeitswerte nach 150-tägiger künstlicher Alterung. Dies lässt sich zum einen durch die höhere Eigenfestigkeit dieser Keramik von mehr als 900 MPa erklären [Kern *et al.*, 2012]. Im Vergleich dazu zeigt eine Feldspatkeramik nur eine Festigkeit von ca. 200 MPa [Kern *et al.*, 2012]. Zum anderen lässt sich das auch durch die deutlich höhere Bruchzähigkeit einer Oxidkeramik erklären [Kern *et al.*, 2012; Kern und Wegner, 1998]. Bei der Verteilung der Frakturart waren bei e.max ZirCAD mehr Kohäsionsbrüche im Komposit und einige Kombinationsfrakturen zu beobachten.

Bei dem Vergleich von Suprinity zu e.max CAD ließen sich nach Flusssäurevorbehandlung in Bezug auf die Zughafffestigkeit keine signifikanten Unterschiede zu unterschiedlichen Zeiten einer künstlichen Alterung finden (Tab. 5). Erklärung hierfür könnte sein, dass bei diesen Keramiken eine annähernd gleiche Retentionsoberfläche durch die Flusssäureätzung erzeugt wird. Die Feldspatkeramik Mark II zeigte im Vergleich zu Suprinity nur nach 150 Tagen künstlicher Alterung, statistisch signifikant höhere Zughafffestigkeitswerte. Hierfür lässt sich jedoch keine plausible Erklärung finden. Denn beide CAD/CAM-Keramiken weisen sowohl eine ähnliche Bruchzähigkeit als auch Härte auf und die Biegefestigkeit von Suprinity ist sogar deutlich höher als die von Mark II (Tab. 2).

Nach der Vorbehandlung durch Sandstrahlen zeigte Suprinity im Vergleich zu e.max ZirCAD keine statistisch signifikanten Unterschiede unter dem Einfluss einer künstlichen Alterung (Tab. 6). Die gesamten Zughafffestigkeitswerte für Suprinity befanden sich zwischen den Werten der e.max CAD Lithiumdisilikat-Glaskeramik und der e.max ZirCAD Zirkoniumoxidkeramik (Tab. 5 und Tab. 6). Dies lässt sich dadurch erklären, dass es sich hierbei um eine zirkondioxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik handelt, welche eine Kombination aus den beiden Keramiken Lithiumdisilikat-Glaskeramik und Zirkoniumoxidkeramik darstellt.

Eine mögliche Interpretation für die niedrigeren Zughafffestigkeitswerte der beiden neuen Hybridkeramiken im Vergleich zu den bereits etablierten CAD/CAM-Keramiken könnte sein, dass bedingt durch den Aufbau der neuen Hybridkeramiken die Keramikmatrix nicht ausreichend stabil ist. Hierbei könnte auch die Biegefestigkeit eine Rolle spielen, welche für die Dauerhaftigkeit einer Keramik entscheidend ist [Kern *et al.*, 2012; Pospiech, 2007]. Die Biegefestigkeit ist eine Kombination aus Druck- und Zugfestigkeit einer Keramik und ist abhängig von der Fehlerfreiheit einer Keramik [Pospiech, 2007]. Die beiden neuen CAD/CAM-Hybridkeramiken weisen eine niedrigere Biegefestigkeit auf als die bereits etablierten in dieser Studie untersuchten CAD/CAM-Keramiken (Tab. 2). So lässt sich annehmen, dass es eine Korrelation zwischen der Biegefestigkeit und der Zughafffestigkeit einer Keramik gibt.

Bei den bereits etablierten CAD/CAM-Keramiken zeigten sich dagegen keine kohäsiven Brüche in der Keramik, wie auch keine adhäsiven Brüche. Es waren jedoch vermehrt kohäsive Brüche im Komposit und Kombinationsfrakturen zu beobachten (Tab. 7). Adhäsive Frakturarten wurden ausschließlich bei den beiden neuen Hybrid-

keramiken, in den Gruppen ohne jegliche Vorbehandlung der Keramikoberflächen, festgestellt (Tab. 7). Zudem war im Rahmen dieser Arbeit zu beobachten, dass bei adhäsiven Frakturarten geringere Zughafffestigkeitswerte erreicht wurden. Interessant ist auch, dass bei allen getesteten CAD/CAM-Keramiken kohäsive Frakturen im Komposit beobachtet wurden. Offensichtlich hat das Komposit der Belastung nach Einwirkung einer bestimmten Zugkraft nicht mehr standhalten können. Dies wirft wiederum die Frage auf, ob nicht höhere Zughafffestigkeitswerte erreicht worden wären, wenn das Komposit nicht nachgegeben hätte. Es ist bekannt, dass die Biegefestigkeit des im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Nanohybrid-Komposits (Tetric EvoCeram A 3,5, Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen) bei 80 - 100 MPa liegt, dies ist deutlich unterhalb der Biegefestigkeitswerte der hierbei getesteten CAD/CAM-Keramiken (Tab. 2). Des Weiteren lässt sich annehmen, dass der Einfluss des Universalprimers ausreichend stark war und es eher zu Kohäsionsbruch innerhalb des Komposits kam, weil dieses vor dem Haftverbund versagt hat. Somit waren die Adhäsionskräfte stärker als die Kohäsionskräfte. Hierbei lässt sich der Aspekt diskutieren, ob eine Aussage über den eigentlichen Haftverbund überhaupt möglich ist, weil die erhobenen Zughafffestigkeitswerte durch das Versagen der getesteten Materialien zustande kamen. Offensichtlich stellt diese Beobachtung eine sensible Thematik im Rahmen von Zughafffestigkeitstests dar.

Hierbei muss auch der Einfluss des Universalprimers auf den Haftverbund zwischen Komposit und Keramik und somit die Zughafffestigkeit erörtert werden. Der Haftverbund zwischen Komposit und Keramik kam im Rahmen dieser Arbeit mehrheitlich durch den Einfluss des Universalprimers Monobond Plus (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen) zustande. Wie bereits vorhergehend beschrieben, sorgt der Universalprimer für einen chemischen Haftverbund zwischen Keramik und Komposit unter Mobilisierung der bifunktionellen Moleküle, wie der Silan- und Phosphat-Monomere. So lässt sich annehmen, dass diese Moleküle in Abhängigkeit von der jeweiligen Keramikart unterschiedlich stark genutzt werden. Dies spiegelt sich wiederum in den erhobenen Zughafffestigkeitswerten wieder, welche zwischen den Keramiken variieren (Tab. 5 und Tab. 6).

Bei den beiden neuen Hybridkeramiken lieferte Suprinity, wie bereits vorhergehend beschrieben, nach 150-tägiger künstlicher Alterung und Vorbehandlung durch Sandstrahlen höhere Zughafffestigkeitswerte als Enamic wobei das Signifikanzniveau nur knapp verfehlt wurde. Die kombinierte Gefügestruktur von Suprinity könnte hierbei dazu beigetragen haben, dass der Universalprimer mehr Bindungsstellen effektiv nut-

zen konnte und es somit einen stärkeren Haftverbund gab. Demgegenüber kann man bei Enamic annehmen, dass weniger bifunktionelle Moleküle in der Keramik-Komposit-Gefügestruktur mobilisiert wurden und somit für den Universalprimer als Bindungspartner zur Verfügung standen.

Die bereits auf dem dentalen Markt etablierten CAD/CAM-Keramiken lieferten im Rahmen dieser Arbeit unter Verwendung des Universalprimers gleichwertige Zughaftfestigkeitswerte wie vorhergehende Studien mit Universalprimern [Amaral *et al.*, 2013; Attia und Kern, 2011; Azimian *et al.*, 2012]. Zudem sind die Zughaftfestigkeitswerte vergleichbar zu den Studien unter Verwendung reiner Keramik-Primer [Atsu *et al.*, 2006; Boscato *et al.*, 2007; Chung und Hwang, 1997; Kim *et al.*, 2005], wie dies bereits auch vorhergehende Studien bewiesen haben [Attia und Kern, 2011; Azimian *et al.*, 2012; Kobes und Vandewalle, 2013]. Dies bedeutet, dass der Universalprimer ausreichend viele bifunktionelle Moleküle mobilisieren kann, um diese erfolgreich an die entsprechende Materialoberfläche, im Zuge von Reparaturmaßnahmen, binden zu können.

Im Rahmen von intraoralen Reparaturmaßnahmen wäre es interessant zu untersuchen, ob unter zusätzlicher Verwendung eines Adhäsivsystems ein stärkerer Haftverbund erzeugt werden kann. Ein Adhäsiv würde vor allem bei kombinierten Frakturen, bei denen sowohl Keramik als auch Zahnhartsubstanz beteiligt sind, zum Einsatz kommen. Zwar sollen die Universalprimer, laut Herstellerangaben, auch an Zahnhartsubstanz effektiv binden können, jedoch wäre ein Vergleich der Haftwerte gegenüber oder unter Einbeziehung der konventionellen Adhäsivsysteme interessant. Solche Untersuchungen einer zusätzlich möglichen Anwendung eines Adhäsivs, bleiben kommenden Studien vorbehalten.

9 Schlussfolgerungen

Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lassen sich folgende Schlussfolgerungen ziehen:

1. Die optimale Vorbehandlung für Suprinity ist das Sandstrahlen mit Al_2O_3 -Sand.
2. Bei Enamic können beide Vorbehandlungswege, sowohl die Flusssäureätzung mit 5 %iger Säure als auch das Sandstrahlen mit Al_2O_3 -Sand, zur effektiven Oberflächenkonditionierung genutzt werden.
3. Künstliche Alterung hat einen Einfluss auf die Zughafffestigkeit, die vor allem nach 150 Tagen und bei durchlaufenen 37.500 Zyklen einer thermischen Wechselbadbelastung deutlich aufzeigbar ist.

Die Messung der Zughafffestigkeitswerte für die beiden neuen Hybridkeramiken half bei der Ermittlung einer optimalen Vorbehandlungsmethode in Bezug auf intraorale Reparaturmaßnahmen. Somit lassen die in dieser Studie gewonnenen Ergebnissen Schlussfolgerungen über den klinischen Gebrauch zu.

Zudem stellt die künstliche Alterung zweifellos eine optimale Methode zur Überprüfung der Degenerationsbeständigkeit für die verwendeten Materialien dar. Jedoch sollte, um eine Aussage über die Langzeitstabilität eines Haftverbundes treffen zu können, eine künstliche Alterung von mindestens 150 Tagen vorgezogen werden.

Weitere Studien sollen klären, ob bei den neuen Hybridkeramiken andere Vorbehandlungsmethoden möglicherweise einen besseren Haftverbund erzeugen und höhere Zughafffestigkeitswerte liefern. So könnten kombinierte Vorbehandlungsmethoden untersucht werden, wie zum Beispiel eine Kombination aus Sandstrahlen und Flusssäureätzung. Hierbei wäre es interessant zu sehen, ob eine Verbesserung des Haftverbundes möglich ist. Zudem wäre auch ein Vergleich der tribochemischen Silikatisierung mit der Al_2O_3 -Sandstrahlung interessant. Eine Silikatisierung der Hybridkeramiken kann gegebenenfalls mehr aktive Bindungsstellen erzeugen, welche im Zuge der adhäsiven Verklebung effektiv genutzt werden könnten. Zudem könnte die zusätzliche Verwendung eines Adhäsiv-Systems untersucht werden, um zu sehen, ob hierdurch der Haftverbund beeinflusst werden kann.

10 Literaturverzeichnis

1. Aboush YE, Jenkins CB. Tensile strength of enamel-resin-metal joints. *J Prosthet Dent* 1989;61:688-94.
2. Addison O, Fleming GJ, Marquis PM. The effect of thermocycling on the strength of porcelain laminate veneer (PLV) materials. *Dent Mater* 2003;19:291-7.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent* 2004;32:91-9.
4. Amaral M, Belli R, Cesar PF, Valandro LF, Petschelt A, Lohbauer U. The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia. *J Dent* 2013;13.
5. Atash R, Van den Abbeele A. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 2005;15:264-73.
6. Atsu S, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent* 2006;95:430-6.
7. Attia A, Kern M. Effect of cleaning methods after reduced-pressure air abrasion on bonding to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2011;13:561-7.
8. Attia A, Kern M. Long-term resin bonding to zirconia ceramic with a new universal primer. *J Prosthet Dent* 2011;106:319-27.
9. Awliya W, Oden A, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME. Shear bond strength of a resin cement to densely sintered high-purity alumina with various surface conditions. *Acta Odontol Scand* 1998;56:9-13.
10. Azimian F, Klosa K, Kern M. Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys. *J Adhes Dent* 2012;14:275-82.
11. Bahr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, Stawarczyk B. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2013;32:492-501.
12. Bergmann A, Kieschnick A. Komposit-Entscheidend ist die Rezeptur. *J Cont Dent Educ* 2009;5:506-19.
13. Blatz MB. Cementation of porcelain restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2002;14:616-22.
14. Blatz MB. Adhesive cementation of high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:238-9.
15. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Adhäsive Befestigung silikatkeramischer Restaurationen. *Quintessenz* 2002;53:827-35.
16. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
17. Blatz MB, Sadan A, Martin J, Lang B. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2004;91:356-62.

18. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC. Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003;89:479-88.
19. Boscato N, Della Bona A, Del Bel Cury AA. Influence of ceramic pre-treatments on tensile bond strength and mode of failure of resin bonded to ceramics. *Am J Dent* 2007;20:103-8.
20. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 1972;51:461-73.
21. Burke FJ, Hussain A, Nolan L, Fleming GJ. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008;16:158-65.
22. Calamia JR, Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Hirsch SM. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. *Journal of Dental Research* 1985;64:296-303.
23. Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems. *J Prosthodont* 1993;2:110-4.
24. Chung KH, Hwang YC. Bonding strengths of porcelain repair systems with various surface treatments. *J Prosthet Dent* 1997;78:267-74.
25. Claus H. Vita In- Ceram: Ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntech* 1980;16:35-40.
26. Crim GA. Effect of aging on microleakage of restorative systems. *Am J Dent* 1993;6:192-4.
27. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ. The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34:195-206.
28. De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater J* 1993;9:11-4.
29. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-9.
30. Della Bona A, Northeast SE. Shear bond strength of resin bonded ceramic after different try-in procedures. *J Dent* 1994;22:103-7.
31. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res* 1995;74:1591-6.
32. Della Bona A, van Noort R. Ceramic surface preparations for resin bonding. *Am J Dent* 1998;11:276-80.
33. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont* 1992;5:9-16.
34. Drummond JL. Ceramic behaviour under different environmental and loading conditions. *Quintessence Pub Co Chicago* 2003:35-45.
35. Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715-20.
36. 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. *Clin Oral Implants Res* 2007;18 193-204.

37. Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J Adhes Dent* 2014;16:531-40.
38. Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology* 2015a.
39. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 2015b.
40. Fett T, Munz D. Versagen von Keramik im Hochtemperaturbereich *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik* 1998;29:670-8.
41. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gauckler LJ. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich *Quintessenz Zahntech* 2002;28:48.
42. Fradeani M, Aquilano A. Clinical experience with Empress crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:241-7.
43. Gehre G, Kappert HF. Kapitel 7: Keramische Werkstoffe. In: Kappert HF, Eichner H. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2005:326-64.
44. Gehre G, Kappert HF. Kapitel 10: Vollkeramische Systeme. In: Kappert H, Eichner H. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Bd. 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2008:269-306.
45. Geis-Gerstorfer J. Kapitel 5: Nichtedelmetalllegierungen. In: Kappert HF, Eichner H. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung. Stuttgart: Thieme, 2005:119-47.
46. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:692-9.
47. Gente M, Krutisch R, Lehmann KM. Verbundfestigkeit von Metall-Schmelz-Klebungen bei Zug- und Torsionsbelastungen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991;101:424.
48. Gojowy A. Wie arbeitet ein CAD/ CAM- Fräszentrum? *Quintessenz Zahntech* 2002;28:648-54.
49. Gregory WA, Hagen CA, Powers JM. Composite resin repair of porcelain using different bonding materials. *Oper Dent* 1988;13:114-8.
50. Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 2007;51:713-27.
51. Gröger G, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Ceramic veneering of Au alloy and CAM zirconia ceramics. *J Dent Res* 2003;82:194-8.
52. Guess PC, Stappert CF. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. *Dent Mater* 2008;24:804-13.
53. Guggenberger R. Das Rocatec-System. Haftung durch tribochemische Beschichtung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1989;44:874-8.
54. Guo X. Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater* 2004;16:39-59.
55. Hohmann A, Hielscher W. *Lehrbuch der Zahntechnik*. Bd. 3: Universalien der Werkstoffkunde. Berlin, Quintessenz Verlag, 1989.

56. Hohmann W. Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch Temperaturwechsel Dtsch Zahnärztl Z 1983;38:1035-55.
57. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max CAD. Wissenschaftliche Dokumentation. 2011. <http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/p/zahnarzt/chairside-cad/cam-bloecke/ips-emax-cad/ips-emax-cad-monolithic-solutions>
58. Ivoclar-Vivadent. IPS e.max ZirCAD. IPS emax Clinical Guide. 2013. <http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/produktkategorien/ips-emax-zircad>
59. Kappert HF, Krah, M. Keramiken- Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 2001;27:668.
60. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18-32.
61. Kern M. Befestigung von Oxidkeramiken. Neue Oxidkeramiken und CAD/CAM-Techniken im Dentalbereich. In: J. Tinschert, Natt, G: Deutscher Ärzte-Verlag. 2007;1:59-63.
62. Kern M. So hält keramischer Stahl. Dental Magazin 2008;1:28-33.
63. Kern M. Computergestützte Verblendmethoden. Ästhetik im Wechselbad der Technik. DZ 2012;1:48-53.
64. Kern M, Barloi A, Yang B. Surface conditioning influences zirconia ceramic bonding. J Dent Res 2009;88:817-22.
65. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R. Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. J Dent 1993;21:117-21.
66. Kern M, Eschbach S. Kleben - Neue Wege in der Prothetik. Zahnärztl Mitt 2008;98:44-9.
67. Kern M, Fechtig T, Strub JR. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1994;71:251-6.
68. Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn H, Kunzelmann KH. Kapitel 16: Keramik- und CAD/CAM-Systeme. In: Vollkeramik auf einen Blick. 5. Auflage. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., 2012:73-84.
69. Kern M, Thompson VP. Eine einfache Versuchsanordnung zur universellen Prüfung des Kelebeverbundes im axialen Zugtest. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:769-72.
70. Kern M, Thompson VP. Influence of prolonged thermal cycling and water storage on the tensile bond strength of composite to NiCr alloy. Dent Mater 1994;10:19-25.
71. Kern M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: adhesive methods and their durability. J Prosthet Dent 1995;73:240-9.
72. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. Dent Mater 1998;14:64-71.
73. Kim BK, Bae HE, Shim JS, Lee KW. The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. J Prosthet Dent 2005;94:357-62.

74. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc* 2013;144:31-44.
75. Klink A. CAD/CAM-Restaurationen aus Zirkonoxid. *ZMK* 2006;22:268-76
76. 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. *J Adhes Dent* 2009;11:127-35.
77. Kobes KG, Vandewalle KS. Bond strength of resin cements to zirconia conditioned with primers. *Gen Dent* 2013;61:73-6.
78. Kohorst P, Borchers L, Stempel J. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomaterialia* 2011;8:1213-20.
79. Körber K, Ludwig K. Kapitel 16: Dentalkeramik. In: *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologien*. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme, 1993:386-416.
80. Kriegsmann J. Technische Keramische Werkstoffe: ZrO₂- Keramik. In: Stevens R, Hennike D. *Grundwerkstoffe*. Köln: Deutscher Wirtschaftsdienst, 1992:100-1.
81. Kühl W, Renk A. Untersuchungen über die Haftfestigkeit von Isoplast an Palliag M im Zugversuch nach unterschiedlicher Vorbehandlung der Metalloberfläche. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982;37:961-5.
82. Kunzelmann KH, Kern M. Adhäsive Befestigung stabilisiert Veneers. *Aesthetische Zahnmedizin* 2005;8:34-9.
83. Lange FF, Dunlop GL, Davis BI. Degradation during aging of transformation toughened ZrO₂- Y₂O₃ materials at 250 °C. *J Am Ceram Soc* 1986;96:237-42.
84. Lehmann F, Kern M. Durability of resin bonding to zirconia ceramic using different primers. *J Adhes Dent* 2009;11:479-83.
85. Leloup G, D'Hoore W, Bouter D, Degrange M, Vreven J. Meta-analytical review of factors involved in dentin adherence. *J Dent Res* 2001;80:1605-14.
86. Lin J, Shinya A, Gomi H, Shinya A. Effect of self-adhesive resin cement and tribochemical treatment on bond strength to zirconia. *Int J Oral Sci* 2010;2:28-34.
87. Lindgren J, Smeds J, Sjörgen G. Effect of surface treatments and aging in water on bond strength to zirconia. *Oper Dent* 2008;33:675-81.
88. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2005;7:507-12.
89. Liu PR, Essig ME. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent* 2008;8:482-6.
90. Lu R, Harcourt JK, Tyas MJ, Alexander B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. *Aust Dent J* 1992;37:12-22.
91. Ludwig K. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von IPS- Empress- Kronen in Abhängigkeit von den Zementiermodalitäten. *Quintessenz Zahntech* 1994;20:247-51.
92. Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater* 2004;20:655-62.
93. Luthardt RG, Rudolph H. Der richtige Werkstoff. *ZWP* 2001;12:1-7.

94. Marinello CP, Lüthy H, Krüger K. Mittels Hybridkomposit geklebte, verschieden konditionierte metallische Probenkörper im Zugversuch. Dtsch Zahnärztl Z 1989;44:748-52.
95. Marx H. Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:1024-8.
96. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen. Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:229-35.
97. Marx R, Hass C. Zug- oder Schertest. Welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? Dtsch Zahnärztl Z 1992;7:47-52.
98. Marxkors R, Meiners H. Keramische Werkstoffe in Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe. In. München: Carl Hanser Verlag, 1993:166-75.
99. Mehl A. Von den Anfängen bis Heute. ZWP 2001;10:5-10.
100. Morena R, Beaudreau GM, Lockwood PE, Evans AL, Fairhurst CW. Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. J Dent Res 1986;65:993-7.
101. Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. Dent Mater 1986;2:58-62.
102. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. J Mech Behav Biomed Mater 2013;20:113-25.
103. Müller G. Ätzen und Silanisieren dentaler Keramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1988;43:438-534.
104. Nakabayashi N, Tomota T, Matsumura H. Relationship between the shape of adherend and the bond strength J Jpn Dent Mater 1987;6:422-5.
105. Ozcan M, Allahbeickaraghi A, Dundar M. Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. Clin Oral Investig 2012;16:15-23.
106. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. Dent Mater J 2008;27:99-104.
107. Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Leite F, Bottino MA. Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. Dent Mater 2009;25:1477-83.
108. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. Dent Mater 2003;19:725-31.
109. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992;67:325-7.
110. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. J Dent 2007;35:282-8.
111. Pfeiffer P, Marx R. Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989;99:782-6.
112. Pilathadka S, Vahalova D, Vosahlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. Prague Med Rep 2007;108:5-12.

113. Pilecki P, Stone DG, Sherriff M, Watson TF. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. *J Oral Rehabil* 2005;32:531-40.
114. Pospiech P. Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M Espe 2004:1-75.
115. Pospiech P. Kapitel 4: Vollkeramische Restaurationen: Werkstoffkundliche und klinische Aspekte. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik. 3. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2007:68-82.
116. Pröbster L, Groten M. Vollkeramische Restaurationssysteme für die zahnärztliche Praxis. *Ästhetische Zahnmedizin* 2006;9:8-15.
117. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater* 2007;23:506-12.
118. Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004;48:531-44.
119. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:31-41.
120. Reid JS, Saunders WP, Chen YY. The effect of bonding agent and fissure sealant on microleakage of composite resin restorations. *Quintessence Int* 1991;22:295-8.
121. Reutling N, Siebert GK. Keramische Werkstoffe- Entwicklungsstand und Bedeutung *Dent Lab* 1989;37:1-7.
122. Ritter JE, Vigedomine M, Breder K, Jakus K. Dynamic fatigue of indented sodalime glass as a function of temperature. *J Mater Sci Mater Med* 1985;28:2868-73.
123. Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocatec system. *Dent Mater* 2002;18:389-95.
124. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22:176-82.
125. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Kleinmayer S, Handel G. Fracture strength of tooth coloured posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 2001;80:50-7.
126. Roulet JF, Soderholm KJ, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. *J Dent Res* 1995;74:381-7.
127. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In- vitro- investigations on the fracture strength of all- ceramic posterior bridges of ZrO₂- ceramic. *J Dent Res* 2001;80:57-64.
128. Rufke B, Schmiedel H, Bartnig K, Kiesling D, Schiefer H, Schröder E. Verhalten gegenüber Medien. In: Prüfung hochpolymerer Werkstoffe. Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie 1977:349-53.
129. Rzanny A, Göbel R, Küpper H. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007;11:1-5.
130. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004;29:60-8.
131. Schmitt J, Wichmann M, Hamel J. Vollkeramische Restaurationen-Kleben oder Zementieren? *ZWR Das deutsche Zahnärzteblatt* 2007;116:7.

132. Schwickerath H. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. *Quintessenz Zahntech* 1994;20:1495-501.
133. Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil* 1998;25:699-705.
134. Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metaloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res* 2010;89:1051-6.
135. Soderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993;72:1050-4.
136. Sorensen JA, Engelman MJ, Torres TJ, Avera SP. Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont* 1991;4:17-23.
137. Spierings TA, Peters MC, Bosman F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. *J Dent Res* 1987;66:1336-9.
138. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS. Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res* 1987;66:1460-5.
139. Stark H. Wiederherstellung von Keramikverblendungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:380-1.
140. Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007;23:115-23.
141. Taira Y, Sakai M, Sawase T. Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *J Dent* 2012;40:353-8.
142. Tanaka T, Hirano M, Kawahara M, Matsumura H, Atsuta M. A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins. *J Dent Res* 1988;67:1376-80.
143. Tiller HJ, Eichler D, Musil R. Prüfstests für Kunststoff-Metall-Verbunde. Bedeutung und Probleme der Anwendung. *Dent Labor* 1988;36:1425-30.
144. Timothy S, Menees BS, Nathaniel C. Lawson, Preston R. Beck, John OB. Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *J Prosthet Dent* 2014;1:1-7.
145. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004;7:25-45.
146. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:610-6.
147. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon - Ein klinisches Konzept mit Erfolg? *Dtsch Zahnärztl Z* 2005;60:435-45.
148. Touati B, Quintas AF. Aesthetic and adhesive cementation for contemporary porcelain crowns. *Pract Proced Aesthet Dent* 2001;13:9.
149. Tsukakoshi M, Shinya A, Gomi H, Lassila LV, Vallittu PK, Shinya A. Effects of dental adhesive cement and surface treatment on bond strength and leakage of zirconium oxide ceramics. *Dent Mater J* 2008;27:159-71.

150. Valandro LF, Ozcan M, Bottino MC, Bottino MA, Scotti R, Bona AD. Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditioning. *J Adhes Dent* 2006;8:175-81.
151. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26:100-21.
152. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. A critique of bond strength measurements. *J Dent* 1989;17:61-7.
153. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991;70:889-93.
154. VITA. VITA ENAMIC. Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. VITA Zahnfabrick H. Rauter GmbH & Co. KG, 2013. <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-ENAMIC-9215.html>
155. VITA. VITA SUPRINITY. Technisch-Wissenschaftliche Dokumentation. VITA Zahnfabrick H. Rauter GmbH & Co. KG, 2014a. <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITA-SUPRINITY-10854.html>
156. VITA. VITA MARK II. VITA Kompendium. 2014b:192-6. <https://www.vita-zahnfabrik.com/de/VITABLOCS-Mark-II-25029.html>
157. Völkel T. Monobond Plus. Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent AG, 2011. <http://www.ivoclarvivadent.com/de/produkte/befestigungsmaterialien/haftvermittler-befestigungsmaterial-zu-restauration/monobond-plus>
158. Vult von Steyern P, Ebbesson S, Holmgren J, Haag P, Nilner K. Fracture strength of two oxide ceramic crown systems after cyclic pre-loading and thermocycling. *J Oral Rehabil* 2006;33:682-9.
159. Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dent Mater* 2008;24:633-8.
160. Watanabe F, Powers JM, Lorey RE. In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys. *J Dent Res* 1988;67:479-83.
161. Wegner SM, Gerdes W, Kern M. Effect of different artificial aging conditions on ceramic-composite bond strength. *Int J Prosthodont* 2002;15:267-72.
162. Wegner SM, Kern M. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J Adhes Dent* 2000;2:139-47.
163. Wiederhorn SM. Moisture assisted crack growth in ceramics. *Int J Fracture Mech* 1968;4:171-6.
164. Willer J. Neues CAD/ CAM- System zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz *ZWR* 1998;107:180-92.
165. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater* 2010;26:44-50.
166. Yang B, Lange-Jansen HC, Scharnberg M, Wolfart S, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Influence of saliva contamination on zirconia ceramic bonding. *Dent Mater* 2008;24:508-13.
167. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1993;70:224-33.

168. Yoshida K, Tsuo Y, Meng X, Atsuta M. Mechanical properties of dual-cured resin luting agents for ceramic restoration. *J Prosthodont* 2007;16:370-6.
169. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sic Lett* 1987:465-72.
170. Zhang S, Kocjan A, Lehmann F, Kosmac T, Kern M. Influence of contamination on resin bond strength to nano-structured alumina-coated zirconia ceramic. *Eur J Oral Sci* 2010;118:396-403.
171. Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006;19:442-8.
172. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71:381-6.
173. Zidan O, Asmussen E, Jorgensen KD. Tensile strength of restorative resins. *Scand J Dent Res* 1980;88:285-9.

11 Anhang

11.1 Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
Abb.	Abbildung
A ₂ O ₃	Aluminiumoxid
g	Gram
GPa	Gigapascal
kPa	Kilopascal
Med	Medianwert
min	Minuten
MPa	Megapascal
N	Newton
n	Anzahl
p	Signifikanzniveau
Q	Quartile
s	Sekunde
Tab.	Tabelle
µm	Mikrometer

11.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Einteilung der Dental-Keramiken anhand ihrer chemischen Zusammensetzung nach [Pospiech, 2004] - grafische Darstellung.	10
Abb. 2	Versuchsaufbau - grafische Darstellung.	28
Abb. 3	Enamic - CAD/CAM-Keramikblock.	30
Abb. 4	Enamic Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur.	30
Abb. 5	Suprinity - CAD/CAM-Keramikblock.	31
Abb. 6	Suprinity Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Kristallisationsprozess dargestellt.	31

Abb. 7	VITA Mark II - CAD/CAM-Keramikblock.	31
Abb. 8	VITA Mark II Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur.	31
Abb. 9	IPS e.max CAD - CAD/CAM-Keramikblock.	32
Abb. 10	IPS e.max CAD Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Kristallisationsprozess dargestellt.	32
Abb. 11	IPS e.max ZirCAD - CAD/CAM-Keramikblock.	33
Abb. 12	IPS e.max ZirCAD Keramikscheibe - nach Fertigstellung und Politur. Jeweils vor und nach dem Sinterprozess dargestellt.	33
Abb. 13	Maße der Prüfkörper - grafische Darstellung.	34
Abb. 14	Fotografische Darstellung eines Plexiglastubus.	35
Abb. 15	Fotografische Darstellung der Axialen Verklebeapparatur.	38
Abb. 16	Schematische Darstellung der axialen Verklebeapparatur.	39
Abb. 17	Fotografische Darstellung einer verklebten Probe.	40
Abb. 18	Fotografische Darstellung der oberen Zugvorrichtung.	42
Abb. 19	Fotografische Darstellung der unteren Zugvorrichtung.	42
Abb. 20	Schematische Darstellung der Zugkraftvorrichtung mit eingespannter Probe.	43
Abb. 21	Grafische Darstellung der Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity, e.max CAD und Mark II nach Vorbehandlung mit Flusssäure, aufgeteilt nach den Zeiten der künstlichen Alterung. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind als horizontale Balken dargestellt.	53
Abb. 22	Grafische Darstellung der Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity und e.max ZirCAD nach Vorbehandlung durch Sandstrahlen, aufgeteilt nach den Zeiten der künstlichen Alterung. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen sind als horizontale Balken dargestellt.	54
Abb. 23	Frakturmuster - schematische Darstellung.	55
Abb. 24	Übersicht über die prozentuale Verteilung der Frakturart - grafische Darstellung. Nach 3, 30 und 150 Tagen künstlicher Alterung und der Darstellung der Vorbehandlungsmaßnahmen (FS = Flusssäure; SS = Sandstrahlen; KV = Keine Vorbehandlung).	57

11.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Chemische Zusammensetzung der verwendeten Keramiken. Alle Angaben in Gewichtsprozent.	29
Tab. 2	Mechanische Eigenschaften der verwendeten Keramiken.	29
Tab. 3	Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic in Abhängigkeit von der Vorbehandlungsmethode und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).	49

Tab. 4	Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Suprinity in Abhängigkeit von der Vorbehandlungsmethode und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).	51
Tab. 5	Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity, e.max CAD und Mark II unter Flusssäure-Vorbehandlung und dem Einfluss einer künstlichen Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).	52
Tab. 6	Übersicht über die Zughafffestigkeitswerte an Enamic, Suprinity und e.max ZirCAD unter Vorbehandlung durch Sandstrahlen und dem Einfluss einer künstlicher Alterung, als Medianwert (Med) mit den Quartilen 25 % (Q 25) und 75 % (Q 75).	52
Tab. 7	Übersicht über die Verteilung der Frakturart in absoluten Zahlen - schematische Darstellung.	57

11.4 Liste der verwendeten Materialien

CERAMIC ETCH; VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland	LOT 33590
Monobond® Plus Refill; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	LOT P41361
IPS Object Fix Refill Flow; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	LOT R65222
IPS e.max® CAD; Crystallization Tray, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	LOT P61619
Tetric EvoCeram A 3,5; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein	LOT S45729
Präparations-Diamant; Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland	LOT 130173

11.5 Liste der verwendeten Hilfsmaterialien

edding 142M ohp marker	edding International GmbH, Ahrenburg, Deutschland
No. 15 Einwegskalpell	Disposable Scalpel; FEATHER Safety Razor Co.; Osaka, Japan

Foam Pellets	Henry Schein®, Melvill, NY-USA
AESCU LAP Heidemannspatel 408	Aesculap AG; Tuttlingen, Deutschland
Isopropanol 96%ig	J. T. Baker, Deventer, Niederlande
CliX dish™	DENTSPLY DETREY GmbH; Konstanz, Deutschland
AESCU LAP Kugelstopfer 148	Aesculap AG; Tuttlingen, Deutschland
AESCU LAP Pinzette	Aesculap AG; Tuttlingen, Deutschland
AESCU LAP Planstopfer 861162	Aesculap AG; Tuttlingen, Deutschland
rotes Winkelstück	INTRA matic LUX 2/24 LS; KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland
Roundtip Applicator	Henry Schein®, Melvill, NY-USA
OMNIDENT Zahnärztliche Sonde 76102	Omnident Dental-Handelsgesellschaft mbH; Nieder-Roden, Deutschland
Glasplatte	Charité Universitätsmedizin, Berlin, Deutschland

11.6 Geräteliste

Hochtemperaturofen	Cercon Heat Sinterofen; Degussa Dental GmbH, Hanau, Deutschland
Infinite-Focus-Mikroskop	Alicona Infinite Focus Standard; Alicona Imaging GmbH, Raaba, Graz, Österreich
Keramikofen	Programat P80; Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland
LED-Polymerisationsleuchte	VALO® LED; Ultradent Products USA, Köln, Deutschland
Lupenbrille	Zeiss Kopflupenbrille KF 5x; Carl Zeiss Vision GmbH, Aalen, Deutschland
Messdose 2,5 kN	Xforce Kraftaufnehmer Typ: KAF-Z,

	Zwick GmbH & Co K.G., Ulm, Deutschland
Messlehre	Minifix Meßlehre; VDW GmbH, München, Deutschland
Mikroskop	Axioskop 2MAT; Carl-Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland
Nassschleifpapier aus Siliziumkarbid	SIC; Buehler GmbH, Düsseldorf, Deutschland
Niedertouren-Diamantensystem	LECO VC-50; LECO Instrumente GmbH, Mönchengladbach, Deutschland
Sandstrahlgerät	MicroEtcher II, intraorales Sandstrahlgerät, Danville, San Ramon, Kalifornien, USA
Schleifmaschine	Exact 400 CS; Exact Vertriebs GmbH; Norderstedt, Deutschland
Schleifmaschine	Labo Pol 25; Struers GmbH, Willich, Deutschland
Thermo-Cycler	Eigenbau der Charité, Medizinisch Technische Labore, Charité Universitätsmedizin, Berlin, Deutschland
Ultraschallbad	Dental Ultraschallbad Easyclean; Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland
Universaltestmaschine	ProLine Prüfmaschine Z 010; Zwick GmbH & Co K.G., Ulm, Deutschland
Verklebeapparatur	Modell Nr. 5; Steiner-Technology and Diving Services; S-TDS, Rendsburg, Deutschland
Wärmeschrank	Venticell 404; MMM Medcenter GmbH, Planegg, Deutschland
Zugkraftvorrichtung	Steiner-Technology and Diving Services; S-TDS, Rendsburg, Deutschland

11.7 Bearbeitungsprogramme

Adobe Photoshop CS5

Adobe Systems GmbH; San José,
Kalifornien, USA

Corel Draw

Corel Corporation; Ottawa, Ontario,
Kanada

IBM® SPSS Statistics 21

Statistik Software; Chicago, Illinois, USA

Microsoft Excel 2010

Microsoft Corporation; Redmond,
Washington, USA

11.8 Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Christine Dirxen, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: **Prüfung der Zughafffestigkeit von Komposit an Oberflächen neuer CAD/CAM-Hybridkeramiken nach künstlicher Alterung** selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung (siehe „Uniform Requirements for Manuscripts (URM)“ des ICMJE -www.icmje.org) kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) entsprechen den URM (s.o) und werden von mir verantwortet.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§156,161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum: 04.06.2015

Unterschrift

11.9 Lebenslauf

"Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht."

11.10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mir die Erstellung und Vollendung meiner Promotion ermöglicht haben:

Herrn OA Dr. Uwe Blunck (Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich für die Überlassung des Themas.

Frau OÄ PD Dr. Kerstin Bitter (Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich für die fachliche Betreuung und Unterstützung.

Frau Anette Steinke und Herrn Rainer Toll (Abteilung für Zahnerhaltung und Präventivzahnmedizin des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich für die Einweisung und Hilfe im Labor.

Herrn PD Dr. Wolf-Dieter Müller und Frau Christiana Schöpf (Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre des CharitéCentrums 3 für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité - Universitätsmedizin Berlin) danke ich für die Einweisung und Hilfestellung bei der Einstellung der Prüfmaschine Zwick ProLine Z 010.

Ganz besonders möchte ich mich bei den Firmen VITA und Ivoclar Vivadent für die Zurverfügungstellung der Keramik bedanken.

Diese Gelegenheit möchte ich nutzen, meinen Freunden Frau Mona Herzberg, Frau Marina Schäfer, Herrn Dr. Stefan Schauer und insbesondere Herrn Dr. Thilo Schmidt-Rogge für ihre ständige fachliche und moralische Unterstützung in allen Belangen meiner Promotion zu danken.

Zum Schluss ein ganz herzliches Dankeschön an meine großartigen Eltern Natalie und Waldemar Dirxen, die mich immer unterstützen und für mich da sind.