

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Universität Würzburg**

Direktor: Prof. Dr. Marc Schmitter

In vitro Untersuchung zur Ermittlung der Scherfestigkeit von unterschiedlichen Befestigungszementen zu zahnfarbenen Restaurationsmaterialien sowie Echtzähnen

**Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

vorgelegt von

Lisa Hania Lahham

aus Windesheim

Würzburg, März 2022

Referent: Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter

Koreferentin: Prof. Dr. med. dent. Yvonne Jockel-Schneider

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 18.08.2022

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	IV
Abkürzungsverzeichnis	VI
1 Einleitung.....	1
1.1 Ziel dieser experimentellen Untersuchung	2
1.2 Zemente.....	3
1.2.1 Konventionelle Zemente	4
1.2.1.1 Einführung.....	4
1.2.1.2 Zinkoxid-Phosphatzement.....	5
1.2.1.3 Glasionomierzement	6
1.2.2 Adhäsive Zemente.....	8
1.2.2.1 Einführung.....	8
1.2.3 Adhäsiver Haftverbund zur Zahnhartsubstanz.....	11
1.3 Zahnfarbene Restaurationsmaterialien und adhäsiver Haftverbund zur Restauration.....	16
1.3.1 Einführung	16
1.3.2 Zirkoniumdioxid-Keramik	20
1.3.3 Lithiumdisilikat-Glaskeramik	23
1.3.4 Hybridkeramik.....	25
1.3.5 Alternative Materialien	26
1.4 Prüfverfahren	28
2 Material und Methoden.....	31
2.1 Materialien und Prüfkörper.....	32
2.1.1 Restaurationsmaterialien	32
2.1.2 Zemente.....	33
2.2 Herstellung der Probenkörper	35
2.2.1 Bearbeitung der Restaurationsmaterialien zu Probenplättchen	35
2.2.1.1 Herstellung der Hybridkeramik-Plättchen	35
2.2.1.2 Herstellung der Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Plättchen.....	36
2.2.1.3 Herstellung der Zirkoniumdioxid-Keramik-Plättchen.....	36
2.2.2 Herstellung der Probenkörper mit den Keramik-Plättchen.....	37
2.2.3 Herstellung der Probenkörper aus extrahierten 3. Molaren	38
2.3 Aufbringen der Zementzylinder auf die Probenkörper.....	40
2.3.1 Vorbereitung der Restaurationsmaterialien vor dem Verkleben.....	40
2.3.1.1 Vorbereitung der Hybridkeramik Probenkörper	40
2.3.1.2 Vorbereitung der Lithiumdisilikat-Glaskeramik Probenkörper.....	40
2.3.1.3 Vorbereitung der Zirkoniumdioxid-Keramik Probenkörper.....	41
2.3.1.4 Konditionierung der Keramik Probenkörper.....	41
2.3.2 Vorbereitung des Dentins	43
2.3.3 Aufbringen der Zemente auf die vorbereiteten Probenkörper	45
2.4 Scherversuch	47
2.4.1 Aufbau der Versuchsdurchführung	47
2.4.2 Durchführung Scherversuch	48
2.4.3 Analyse der Brucharten	50
2.4.4 Statistische Auswertung	53
3 Ergebnisse	54
3.1 Scherfestigkeit der Befestigungsmaterialien	55
3.1.1 Panavia™ SA Universal.....	56
3.1.2 Visalys® CemCore	57
3.1.3 G-Cem LinkForce™	58

3.1.4 Bifix® SE	59
3.1.5 Panavia™ V5.....	61
3.1.6 Ketac™ Cem Plus	62
3.1.7 Zusammenfassung	64
3.2 Übersicht der Scherfestigkeitswerte zu den Restaurationsmaterialien.....	68
3.2.1 Enamic®	68
3.2.2 IPS e.max® CAD MO	69
3.2.3 Ceramill® zolid ht+ Preshade	70
3.2.4 Dentin	70
3.2.5 Zusammenfassung	72
3.3 Brucharten	72
3.3.1 Panavia™ SA Universal.....	73
3.3.2 Visalys® CemCore	73
3.3.3 G-Cem LinkForce™	73
3.3.4 Bifix® SE	73
3.3.5 Panavia™ V5.....	74
3.3.6 Ketac™ Cem Plus	74
4 Diskussion	76
4.1 Methodenkritik.....	76
4.1.1 Restaurationsmaterialien und extrahierte 3. Molaren	76
4.1.2 Befestigungszemente	79
4.1.3 Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung.....	81
4.1.4 Thermocycling	82
4.1.5 Messung der Scherfestigkeit.....	83
4.2 Diskussion der Ergebnisse.....	84
4.2.1 Diskussion der Haftfestigkeit.....	84
4.2.1.1 Vergleich der Restaurationsmaterialien.....	85
4.2.1.2 Vergleich der Befestigungszemente Testgruppe gegen Kontrollgruppe	88
4.2.1.3 Vergleich der selbstadhäsiven Befestigungszemente	92
4.2.2 Diskussion der Brucharten.....	93
4.2.3 Schlussfolgerung und Ausblick.....	95
5 Zusammenfassung.....	97
6 Literaturverzeichnis	100
Abbildungsverzeichnis.....	114
Tabellenverzeichnis.....	118
Anhang	119
Lebenslauf.....	153
Danksagung	155

Abkürzungsverzeichnis

%	=	Prozent
°C	=	Grad Celsius
µm	=	Mikrometer
Al	=	Aluminium
Al ₂ O ₃	=	Aluminiumoxid
Bis-GMA	=	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
bspw.	=	beispielsweise
ca.	=	circa
Ca ²⁺	=	Calciumionen
CAD/CAM	=	Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing
CaF ₂	=	Calciumfluorid
CaO	=	Calciumoxid
E-Modul	=	Elastizitätsmodul
FSZ	=	Fully Stabilized Zirconia
Gew.-%	=	Gewichtprozent
GIZ	=	Glasionomerzement
GPa	=	Gigapascal
h	=	Stunde
H ₂ O	=	Wasser
H ₃ PO ₄	=	Ortho-/Phosphorsäure
HEMA	=	Hydroxyethylmethacrylat
Li ₂ O	=	Lithiumoxid
LiSi-Glaskeramik	=	Lithiumdisilikat-Glaskeramik
M	=	Mittelwert
m. A.	=	mit Alterung
Max	=	Maximum
MDP	=	10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat
MgO	=	Magnesiumoxid
Min	=	Minimum
mm	=	Millimeter
Mol.-%	=	Mol Prozent (Stoffmenge)
MPa	=	Megapascal
N	=	Newton
nm	=	Nanometer
o. A.	=	ohne Alterung
P ₂ O ₄	=	Phosphortetroxid
PICN	=	Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network
PO ₄ ³⁻	=	Phosphat
PSZ	=	Partially Stabilized Zirconia
RM-GIZ	=	kunststoffmodifizierter Glasionomerzement
s	=	Sekunde
SD	=	Standardabweichung
SiC	=	Siliziumcarbid
SiO ₂	=	Siliziumdioxid
Tc	=	Thermocycling
ÜR	=	Überlebensrate
Vol.-%	=	Volumenprozent
WAK	=	Wärmeausdehnungskoeffizient
Y-TZP	=	Yttria- Tetragonal Zirconia Polycrystal

z. B.	=	zum Beispiel
Zn	=	Zink
ZnO	=	Zinkoxid
ZrO ₂	=	Zirkoniumdioxid

1 Einleitung

Zur besseren Lesbarkeit des Textes wurde in der vorliegenden Arbeit das generische Maskulinum verwendet. Hiermit sind ausdrücklich alle Geschlechter mit angesprochen.

Die Wiederherstellung verloren gegangener Zahnhartsubstanz stellt einen Großteil der notwendigen zahnärztlich-prothetischen Versorgung dar. Um Defekte an der Zahnhartsubstanz zu versorgen, stehen in der modernen Zahnheilkunde viele Möglichkeiten zur Verfügung. Vor Behandlungsbeginn wird abhängig von der Defektgröße eine direkte (Füllungstherapie z. B. mit Kompositen) oder indirekte (z. B. Kronen, Brücken, Teilkronen, Onlays, Inlays) Restauration geplant. Die direkte Restauration birgt den Vorteil, den Zahnhartsubstanzdefekt unverzüglich zu beheben – beispielsweise mithilfe von Zementen (z. B. Glasionomerezementen), Amalgam oder der Adhäsivtechnik mit Kompositen. Hierbei kann patientenbezogen ein geeignetes Füllungsmaterial ausgewählt werden. Direkte Füllungen mit Kompositen finden immer häufiger Verwendung, da diese unter anderem ästhetisch hohe Ansprüche erfüllen. Um Zähne langfristig zu erhalten, müssen diese über gute mechanische Eigenschaften verfügen, um den Kaukräften standzuhalten. Ist ein Defekt der Zahnhartsubstanz zu ausgedehnt, um den Zahn mittels direkter Füllungstherapie zu stabilisieren, nimmt die prothetische Versorgung einen wichtigen Stellenwert in der Erhaltung der Zähne ein. Dabei stellt die Wahl des richtigen Restaurationsmaterials und dessen Befestigung einen entscheidenden Faktor für den Langzeiterfolg dar. Darüber hinaus rücken zusätzlich der Aspekt des ästhetischen Anspruchs und die gleichzeitige Biokompatibilität der Materialien immer mehr in den Fokus. Infolgedessen gewinnt zahnfarbene Vollkeramik als Restaurationsmaterial und dessen Befestigung mittels dentaler Zemente in wissenschaftlichen Untersuchungen und zahnmedizinischer Behandlung an Relevanz. Vollkeramische Systeme zur dentalen Anwendung sind seit 1980 zugelassen. Durch die stetige Weiterentwicklung sind aktuell eine Vielzahl an Befestigungszementen für konventionelles oder adhäsives Zementieren und unterschiedliche Restaurationsmaterialien (z. B. Keramiken oder Metalle) verfügbar. Unter adhäsiver Befestigung versteht man einen Haftverbund durch Klebekräfte zwischen Zahn und indirekter Restauration mithilfe von kunststoffbasierten Zementen. Die indikationsspezifische Wahl eines geeigneten Materials beziehungsweise der passenden Materialkombination aus Restaurationsmaterial und Befestigungszement wird dadurch immer diffiziler. Dies setzt eine gute und

aktuelle Materialkunde mit dem dazugehörigen Wissen zu Umgang und Handhabung des Behandlers voraus. Daher sollten vor Behandlungsbeginn die jeweiligen Materialoptionen indikationsabhängig sorgfältig abgewogen werden. Hierdurch können eventuelle Komplikationen frühzeitig berücksichtigt werden, um die Langlebigkeit der Restauration In situ zu gewährleisten. Außerdem haben Präparationsform des Zahns/der Kavität und die nach Herstellerangaben empfohlene Anwendung der Befestigungszemente maßgeblichen Einfluss auf den klinischen Erfolg der Restaurationen. Konventionelle Zemente zeigen seit Jahren zuverlässige Erfolge und eine einfache Handhabung beim Eingliedern prothetischer Versorgungen. Adhäsives Zementieren hingegen ist bei der Verarbeitung empfindlicher. So konnte gezeigt werden, dass gezielte theoretische Schulungen in der Anwendung von Adhäsivsystemen für eine erfolgreiche Nutzung erforderlich sind [1-3]. Diese haften durch chemische Verbindungen sowohl am Zahn als auch am Restaurationsmaterial. Durch adhäsive Befestigungszemente ist es möglich, einen Zahn minimalinvasiv und defektorientiert zu präparieren, da keine Retentionsflächen für den mechanischen Halt der Restauration benötigt werden. Darüber hinaus ermöglicht die adhäsive Befestigung bei Restaurationsmaterialien mit geringer Biegefestigkeit, diese durch einen formschlüssigen Verbund zum präparierten Zahn zu erhöhen und damit Kaukräften standzuhalten. Durch die Transparenz oder die individuell gewählte Farbe (passend zur Zahnfarbe) des adhäsiven Zementes kann zusätzlich die natürliche Stumpffarbe genutzt werden, um eine hohe Ästhetik der Restaurationen zu erzielen. Dies vermögen konventionelle Zemente durch ihre Opazität nicht zu erreichen, da sie durch ihre Zusammensetzung lichtundurchlässig sind und daher die Zahnfarbe abdecken. Dennoch erzielen konventionelle Zemente hohe Überlebensraten und überzeugen durch einfache und fehlerarme Verarbeitung. Somit weisen beide Befestigungssysteme Vor- und Nachteile auf, wodurch der Behandler bei jedem Patientenfall individuell entscheiden sollte – basierend auf Kenntnis zu unterschiedlichen Systemen.

1.1 Ziel dieser experimentellen Untersuchung

Ziel dieser In vitro Studie ist, eine Übersicht sowie Empfehlung der klinischen Anwendbarkeit verschiedener Befestigungssysteme (selbstadhäsiv; adhäsiv; konventionell) zu indirekten Restaurationsmaterialien (Zirkoniumdioxidkeramik; Hybridkeramik; Lithiumdisilikatkeramik) sowie Echtzähnen mit und ohne künstlicher Alterung zu erarbeiten. Mithilfe des Scherversuchs wurde der Haftverbund bis zum Bruch dieser

Befestigungszemente zu den zahnfarbenen keramischen Restaurationsmaterialien sowie zum Dentin von extrahierten 3. Molaren überprüft. Die eine Hälfte des Probenumfangs wurde ungealtert, die andere Hälfte nach einer künstlichen Alterung von 10.000 Zyklen im Thermocycler der Scherprüfung unterzogen. Separat wurden die Proben zum Dentin der 3. Molaren verklebt, sodass die Haftfestigkeiten zu den Restaurationsmaterialien und zum Dentin gesondert betrachtet werden konnten. Ergänzend wurde die Bruchart an der Verbundfläche zwischen Restaurationsmaterial und Befestigungszement sowie zwischen Dentin und Befestigungszement überprüft, dokumentiert und klassifiziert (adhäsiv, kohäsiv, Mischbruch). Als Nullhypothese der vorliegenden Studie wird angenommen, dass thermische Alterung keine Auswirkung auf den Haftverbund von ausgewählten Restaurationsmaterialien und Dentin zu den verwendeten Befestigungszementen in Bezug auf deren Scherfestigkeit hat.

1.2 Zemente

Befestigungszemente haben die Aufgabe, Restaurationen definitiv oder temporär an der Zahnhartsubstanz oder einem Implantatabutment zu befestigen. Hierbei ist die Minimierung und suffiziente Abdichtung des Zementspalts in Kombination mit einem langlebigen Verschluss des materialbedingten Spaltes zwischen Restaurationsmaterial und Schmelz oder Dentin wichtig, um Sekundärkaries an dieser Prädilektionsstelle vorzubeugen [4]. Außerdem werden durch den Zementiervorgang mit anschließender Aushärtung die Lagesicherung der Restauration und Übertragung von okklusalen Kaukräften auf den präparierten Zahn sichergestellt [5, 6].

Mit der indikationsabhängigen Wahl des Restaurationsmaterials sollte bedacht werden, welche Art der Zementierung möglich und sinnvoll ist. In der vorliegenden Studie wurden definitive Zemente untersucht, weshalb im Folgenden auf diese genauer eingegangen wird. Unterschieden wird zwischen der konventionellen (Zinkoxidphosphat- oder Glasionomierzement) und einer adhäsiven Zementierung für eine definitive Eingliederung. Die Befestigungszemente können wie folgt in vier Gruppen nach ihrer matrixformenden Grundstruktur eingeteilt werden [3]:

Tabelle 1: Einteilung der Befestigungszemente nach ihrer matrixformenden Grundstruktur (modifiziert nach Rosentritt et al. [3])

Phenolate & aromatische Öle	Phosphate	Polycarboxylate	Polymethacrylate
Zinkoxid-Eugenolzement	Zinkoxid-Phosphatzement	Zinkoxid-Carboxylatzement	Polycarbonsäuremodifizierte Komposite (Kompomere)
eugenolfreie Zinkoxidzemente	Silikatzement (obsolet)	Glasionomerzement	Befestigungskomposite
		kunststoffmodifizierter Glasionomerzement	selbstadhäsive Befestigungskomposite

Nachfolgend werden die Entwicklung der Befestigungszemente, deren Unterschiede, Vor-/Nachteile sowie deren Nutzung beleuchtet.

1.2.1 Konventionelle Zemente

1.2.1.1 Einführung

Pulver und Flüssigkeit sind die charakteristischen Komponenten, welche bei konventionellen Zementen vermischt werden und durch Abbindereaktionen verfestigen. Unterschiedliche Metalloxide bilden das Pulver und Säuren in wässriger Lösung die Flüssigkeit, sodass beim Vermengen eine Säure-Base-Reaktion abläuft und sich Salze bilden, welche die Festigkeit charakterisieren [7, 8]. Da die Klebkraft konventioneller Zemente nur gering ist, halten diese die Restaurationen durch die korrekte Präparation einer Retentions- (gegen abziehende Kräfte) und Widerstandsform (gegen kippende Kräfte) In situ [7, 9]. Hierfür soll die vertikale Stumpfhöhe mindestens 3 mm betragen und ein idealer Konvergenzwinkel von 3° zur vertikalen Zahnachse ist anzustreben [9]. Wenn diese geometrische Form der Präparation eingehalten wird, halten konventionelle Zemente über Verkeilung der Zementkörner zwischen Zahnstumpf und Restauration die prothetische Versorgungen [8]. Grundvoraussetzung für ein konventionelles Zementieren ist zusätzlich eine Festigkeit von mehr als 350 MPa des Restaurationsmaterials. Anderenfalls benötigt das Material, um Kaukräften standzuhalten, einen adhäsiven Verbund zur Zahnhartsubstanz [3]. Bei der Verwendung dieser Befestigungszemente ist keine absolute Trockenheit des Arbeitsfeldes notwendig [10]. Durch die Opazität, bzw. die Röntgenopazität ist das Entfernen von überschüssigem Zement ebenfalls erleichtert, da durch ein Schlussröntgenbild Überschüsse sichtbar gemacht werden können [9].

In Tabelle 2 ist eine schematische Darstellung der Reaktion zwischen Pulver und Flüssigkeit und der dadurch entstehenden konventionellen Zemente dargestellt. Im Verlauf werden bekannte und gebräuchliche Zemente vorgestellt.

Tabelle 2: Vierfeldertafel zur Veranschaulichung der Zemente nach ihren Hauptbestandteilen (modifiziert nach Hellwig et al. [4])

		Flüssigkeit	
		Phosphorsäure	Polyacrylsäure
Pulver	Zinkoxid	Zinkoxid-Phosphatzement	Zinkoxid-Carboxylatzement
	Gläser	Silikatzement	Glasionomierzement

Nachfolgend wird auf die Entwicklung der definitiven Befestigungszemente, deren Unterschiede, Vor-/Nachteile sowie deren Nutzung eingegangen.

1.2.1.2 Zinkoxid-Phosphatzement

Ende des 19. Jahrhunderts wurde der Zinkoxid-Phosphatzement von Charles S. Rostaing di Rostagni entwickelt und war ursprünglich als Füllungsmaterial gedacht [3]. Zinkoxid-Phosphatzement wird bis heute erfolgreich für die definitive Befestigung von Restaurationen genutzt [11] und ist als Harvard Cement und als Hoffmann´s Phosphat Cement bekannt. Dieser wird händisch auf einer kalten Glasplatte als Pulver und Flüssigkeit zusammengemischt und bindet über eine Säure-Base-Reaktion ab [11]. Den Hauptbestandteil des Pulvers bildet das Zinkoxid (ZnO ; 80 – 90 Gew.-%). Als Flüssigkeit wird Orthophosphorsäure (H_3PO_4) verwendet [3]. Kritisch zu betrachten ist die exotherme und stark saure Reaktion nach dem Anmischen, welche erst nach Stunden wieder neutralisiert [7, 11]. Somit ist der Zahnstumpf eine gewisse Zeit sowohl Wärme als auch Säure ausgesetzt, wodurch Irritationen der Pulpa auftreten können [5, 11]. Bei Manipulation, also Abweichung vom vorgeschriebenen Mischungsverhältnis, ändern sich zum einen die mechanischen Eigenschaften [12], zum anderen kann sich bei einer höheren Flüssigkeitszufuhr und geringerer Pulvermenge die Säurefreisetzung verlängern [3]. Fleming et al. stellten starke Schwankungen bei der Druckfestigkeit des Zinkoxid-Phosphatzementes fest. Dieser wurde von 40 unterschiedlichen zahnmedizinischen Fachangestellten händisch angemischt und getestet [12]. Daher muss eine exakte Handhabung nach Herstellerangaben eingehalten werden, wobei händisches Anmischen dies erschwert. Zinkoxid-Phosphatzement kann keine adhäsive Bindung

zur Zahnhartsubstanz oder zu Restaurationsmaterialien eingehen. Der Halt kommt ausschließlich durch Verkeilung zustande [6, 7].

1.2.1.3 Glasionomerzement

Nach fast 100-jähriger Weiterentwicklung und Forschung zu Füllungs- und Befestigungszementen wurde der Glasionomerzement (GIZ) 1971 von Wilson und Kent erstmalig in der Literatur aufgeführt [13]. Seit der Erstnennung kam 1975 die erste Generation unter dem Namen ASPA („aluminosilicate polyacrylate“) auf den Dentalmarkt [14]. Im Laufe der folgenden Jahre wurde die Weiterentwicklung vorangetrieben, sodass ab den 1980er Jahren der GIZ als Dentalmaterial anerkannt wurde [14]. 3M™ ESPE™ brachte 1980 mit Ketac™ Cem einen der zweiten Generation zugehörigen Glasionomerzement auf den Markt [15]. Aus werkstoffkundlicher Sicht gehört dieser Zement der Gruppe der Polycarboxylate an und besteht gleichermaßen aus den Komponenten Pulver und Flüssigkeit, welche durch eine Säure-Base-Reaktion aushärten [4, 16]. Die Reaktion erfolgt zwischen Glas- und Säurekomponenten. Als Gläser werden Aluminiumsilikatgläser verwendet, welche Calcium und Fluorid enthalten [17]. Eine dem heutigen klinischen Standard entsprechende Zusammensetzung der Gläser kann wie folgt aussehen: SiO_2 , Al_2O_3 , CaO , P_2O_4 , CaF_2 [3, 17]. Das Abbindeverhalten wird maßgeblich durch die einzelnen Komponenten der unterschiedlichen Gläser, deren Partikelgröße, Schmelztemperatur sowie Oberflächenbehandlung durch Säurewaschung beeinflusst und wird entsprechend der gewünschten Eigenschaften kombiniert [18]. Hauptbestandteil der Säuren ist die Polyacrylsäure – mit Zusätzen von Itacon- und Maleinsäure wird eine frühzeitige Gelbildung verhindert, durch Zugabe von Weinsäure (eine Dicarbonsäure) die Abbindereaktion. Dies führt zu einer längeren Verarbeitungszeit des Zements. [14, 18]. Hierdurch wird die Handhabbarkeit als Dentalprodukt ermöglicht. Während der initialen Abbindephase ist der Zement gegenüber Feuchtigkeit sehr empfindlich. Erst im Verlauf von 24 Stunden bildet sich ein wasserunlösliches Aluminiumcarboxylatgel [3, 4]. Durch Wassereinlagerung nach einem längeren Zeitraum kann das Zementgefüge weiter stabilisiert werden. Zusätzlich erfolgt eine Fluoridfreisetzung und soll kariesprotektiv wirken [19]. Koch und Hatibović-Kofman fanden heraus, dass die Fluoridkonzentration im Speichel nach dem Einsetzen von Restaurationen bei Kindern nach sechs Wochen um 65 % geringer war als noch zu Beginn [20]. Die kariesprotektive Wirkung des GIZ wird in der Literatur stark diskutiert [16-19, 21, 22]. Empfohlen wird, das Mischungsverhältnis nach Herstellerangaben

zu befolgen anderenfalls können mechanische Eigenschaften wie Abrasions-, Biege- und Druckfestigkeit verändert werden [3, 23]. Um Schwankungen beim Anmischen vorzubeugen, wurden Kapselsysteme entwickelt, die ein gleichbleibendes Mischungsverhältnis garantieren. Im Vergleich zur manuellen Verarbeitung konnte bei maschinell angemischtem Kapselsystemen eine Erhöhung des E-Moduls und der Abriebfestigkeit des Glasionomerzementes festgestellt werden [24]. Im Vergleich zum Zinkoxid-Phosphatzement vermag der GIZ eine Bindung zu anorganischen Substanzen einzugehen und bindet daher an Hydroxylapatit, welches in der Zahnhartsubstanz sowohl im Schmelz (zu ca. 95 %) als auch im Dentin (zu ca. 70 %) zu finden ist [25]. Hierfür greift die Polyacrylsäure zu Beginn der Abbindephase nicht nur an Calciumionen des Silikatglases, sondern auch an Calciumionen in der anorganischen Zahnhartsubstanz [3]. Außerdem ist durch Hydroxylgruppen der Polyacrylsäure der Zement hydrophil, wodurch eine vollständige Benetzung des feuchten Dentins möglich ist. Da Polyacrylsäure ein flexibles Molekül ist, kann diese auch mit Metallionen reagieren und Verbindungen eingehen [3]. Somit haftet der Glasionomerzement ohne zusätzliches Konditionieren sowohl an der Zahnhartsubstanz als auch an Metallen [16, 17, 25]. Ebenso wie der Zinkoxid-Phosphatzement hält der GIZ zusätzlich durch Verkeilung zwischen Restauration und präpariertem Zahn. Jokstad und Mjör konnten bei einer klinischen Studie mit GIZ und Zinkoxid-Phosphatzementen bei zementierten Restaurationen insgesamt eine Überlebensrate von 71 – 81 % nach zehn Jahren, jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen den Zementen, feststellen [26].

Neben dem klassischen Glasionomerzement wurden für andere Indikationen metallverstärkte, hochvisköse und kunststoffmodifizierte Varianten entwickelt. Bei den metallverstärkten GIZ wurde vorwiegend Silber in Glaspartikel eingeschmolzen und auf diese Weise die Biege- sowie Abriebfestigkeit erhöht [4].

Die hochvisköse Variante soll im Bereich der Füllungstherapie als stopfbarer Zement für Klasse-V-Kavitäten sowie Klasse-II-Kavitäten im Milchzahngewebiss und für die ART-Technik (atraumatic restorative treatment) Verwendung finden. In der restaurativen und präventiven Kinderzahnheilkunde stellten Croll und Nicholson eine wachsende Bedeutung für den kunststoffmodifizierten sowie den Glasionomerzement fest [19].

Beim kunststoffmodifizierten GIZ („resin-modified“, RM-GIZ) handelt es sich durch Zugabe von hydrophilen Monomeren wie Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) um eine lichthärtende Variante [27]. Mithilfe der Kunststoffmodifizierung konnten höhere Druck-,

Scher- und Biegefestigkeiten im Vergleich zu herkömmlichen GIZ erzielt werden [27, 28]. Die Lichthärtung ermöglicht eine für den Behandler steuerbare direkte Härtung, während die endgültige Aushärtung durch die Säure-Base-Reaktion unabhängig von der Lichthärtung stattfindet [16]. Ebenso kann die empfindliche Phase gegen Feuchtigkeit und Austrocknung – wie sie bei den herkömmlichen GIZ vorkommt – umgangen werden. RM-GIZ zeigen höhere Toleranz gegen Feuchtigkeit als herkömmliche GIZ [29]. Es konnten höhere Haftwerte zur Zahnhartsubstanz bei kunststoffmodifiziertem Glasionomerzement als bei den GIZ festgestellt werden [28, 30]. Trotz Kunststoffmodifizierung wird die Fluoridabgabe nicht beeinträchtigt [21, 31]. Als erheblicher Nachteil stellte sich heraus, dass durch das HEMA-Monomer, welches hydrophil ist und dadurch Wassermoleküle anzieht, der Zement durch diese Wasseraufnahme quillt [32]. Bei einer In vitro Studie wurden IPS Empress® Vollkeramikronen unter anderem mit RM-GIZ zementiert und in Wasser ohne mechanische oder thermische Belastung gelagert. Nach sechs Monaten wurde in allen Proben Risse in der Keramik festgestellt [33]. Sindel et al. bestätigten hierdurch die hygroskopische Expansion von RM-GIZ [33]. Somit ist das Indikationsspektrum einiger kunststoffmodifizierter GIZ stärker eingeschränkt. Der in dieser Studie verwendete RM-GIZ (Ketac™ Cem Plus) ist für Kronen, Brücken, Inlays und Onlays aus Metall oder Metallkeramik sowie für Kronen und Brücken aus Aluminium- und Zirkoniumdioxid freigegeben [34].

1.2.2 Adhäsive Zemente

1.2.2.1 Einführung

Der Begriff „adhäsiv“ stammt vom lateinischen Wort „adhaerere“ ab, welches übersetzt wird als „anhaften“ oder „anhängen“. Diese anhaftende Wirkung nutzen adhäsive Befestigungszemente [35]. Ihre Funktion besteht in der Verbindung zweier Materialien (hier: Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial) zu einer sogenannten stoffschlüssigen Verbindung durch Kleben. Dank der Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik, die Buonocore 1955 zugeschrieben wird, kann durch Ätzen mit 30 – 40 %iger Phosphorsäure ein retentives Ätzmuster im Schmelz erzeugt werden, indem Schmelzprismen gelöst werden und eine raue Oberfläche entsteht [36]. Dies ermöglicht eine bessere Benetzung der Oberfläche durch Flüssigkeiten. Weiter fand 1962 die Adhäsivtechnik durch die Entwicklung des Bowen-Monomers, Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat) Einzug in die Zahnheilkunde [3]. Somit konnte die Zahnhartsubstanz vorbehandelt werden, um diese anschließend zu konditionieren und eine chemische Verbindung

zum adhäsiven Zement einzugehen. Durch diese Voraussetzungen können adhäsive Zemente zum Eingliedern von indirekten Restaurationen verwendet werden. Dennoch gibt es grundlegende Unterschiede bei der Verarbeitung und Nutzung im Vergleich zu den einfach zu handhabenden konventionellen Zementen [5, 37].

Pospiech beschreibt als Grundvoraussetzungen für einen langfristig erfolgreichen Verbund bei der Verwendung von adhäsiven Befestigungszementen ein speichelfreies und trockenes Arbeiten. Dies sollte, wenn möglich, unter Kofferdam erfolgen. Außerdem sollten die zu verbindenden Flächen (präparierte Zahnflächen sowie die Restauration) gut benetzbar und die Polymerisation mithilfe einer Polymerisationslampe möglich sein. Zudem ist eine rückstandsfreie Entfernung von Befestigungszement beim Einsetzen der Restauration für einen langfristig klinischen Erfolg erforderlich. [10]

Tabelle 3: Typische Bestandteile von adhäsiven Befestigungszementen (mod. nach Hellwig et al. [4])

Bestandteile von Befestigungszementen	Abkürzungen	Chemische Bezeichnung	Eigenschaften
Monomere:	Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat	Basismonomer, Dimethacrylat
	UDMA	Urethandimethacrylat	erhöht Flexibilität, Zähigkeit
Komonomere:	TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat	dünnflüssiges Acrylat
	EGDMA	Ethylenglycoldimethacrylat	Dimethacrylat
	DEGMA	Diethylenglycolmethacrylat	Dimethacrylat
Initiatoren:	Peroxide	Benzoylperoxid	Autopolymerisat
		Kampferchinon	Photopolymerisat
Haftvermittler:	Silan		chem. Bindung zw. Füller & Matrix
Füllkörper:			
Makrofüller (> 10 µm)	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat, Zirkoniumdioxid	kugel-/ splitterförmige Füller, beeinflussen mech. Eigenschaften
Mikrofüller (0,01–0,1 µm)	SiO ₂	Pyrogenes SiO ₂	
Nanofüller (0,1–100 nm)			

Typische Bestandteile von adhäsiven Befestigungszementen sind in Tabelle 3 aufgelistet. Die Hauptbestandteile bilden eine organische Polymermatrix (hauptsächlich Dimethacrylate) mit anorganischen Füllkörpern [4]. Je nach Zusammensetzung werden die Eigenschaften maßgeblich beeinflusst. So verändern der Gehalt und die Zusammensetzung der Polymere u. a. Benetzungsvermögen, Fließeigenschaften, mechanische Eigenschaften (Elastizitätsmodul, Festigkeit, Abrasionsbeständigkeit), Polymerisationsgeschwindigkeit, -schrumpfung, Konversationsrate und Wasseraufnahme (Quellung) [3]. Durch den Gehalt der Füllkörper, mit bis zu 50 Gew.-%, werden

hauptsächlich die mechanischen Eigenschaften (Elastizitätsmodul, Härte, Bruchzähigkeit, Fließeigenschaften, thermische Ausdehnung) sowie Polymerisationsschrumpfung, Filmschichtdicke und Farbe/Transluzenz beeinflusst [38, 39]. Durch das methacrylatbasierte System findet die Aushärtung hauptsächlich mithilfe von Initiatorsystemen (Auto-/Photopolymerisation) als radikalische Polymerisation statt [6].

Eine Unterteilung der adhäsiven Zemente kann auch anhand der Art der Aushärtung, also dem Härtemechanismus, erfolgen. Unterschieden wird zwischen lichthärtend, chemisch härtend und dualhärtend. Als Initiator bei der Lichthärtung wird oft Kampferchinon verwendet [40, 41]. Kampferchinon zerfällt beim Beleuchten mit der Polymerisationslampe bei einer Wellenlänge von 470 nm, bildet Radikale und startet so die Polymerisation [40]. Polymerisationslampe (mit definierten Wellenlängenbereich) und Befestigungszement müssen deshalb aufeinander abgestimmt werden, um effektiv die chemische Reaktion starten zu können [42]. Ebenfalls sollte beim Restaurationsmaterial die Transluzenz/Opazität, sowie die Materialstärke bedacht werden, da diese Faktoren die Lichtpolymerisation maßgeblich beeinflussen und gefährden können [43].

Chemisch- oder selbsthärtende Befestigungszemente benötigen Initiatoren, welche die Polymerisation starten. Ein bekannter Initiator ist Benzoylperoxid. Es benötigt noch einen Co-Initiator, tertiäres Amin, um Radikale zu bilden und die Reaktion zu starten. Ebenso findet Alkylboran (Tri-n-Butylboran) als Initiator Verwendung, welches keinen Co-Initiator für die Reaktion benötigt. Durch seine Instabilität ist die Verwendung von Alkylboran jedoch erschwert, da es in Wasser, Säure oder an der Luft schnell in Radikale zerfällt [44].

Diese chemisch härtenden Befestigungszemente werden zum Zementieren von Restaurationen aus opaken Materialien (Metalllegierungen oder opakes Zirkoniumdioxid), die nur wenig von Licht durchdrungen werden können, verwendet.

Dualhärtende Zemente finden immer häufiger Verwendung, da diese beide Vorteile der licht- und chemisch härtenden Befestigungszemente vereinen [45]. Nach dem Einsetzen der Restauration kann durch Lichthärtung der überschüssige Zement am Restaurationsrand entfernt werden. Gleichzeitig findet die Polymerisation durch die chemische Härtung statt und die Endhärte wird erreicht. Als Nachteil sind die hohen Kosten für diese Befestigungszemente zu nennen.

Da sich diese Arbeit mit adhäsiven Befestigungszementen beschäftigt wird im Weiteren das Augenmerk auf den adhäsiven Haftverbund gelegt.

1.2.3 Adhäsiver Haftverbund zur Zahnhartsubstanz

Um eine Haftung des adhäsiven Befestigungsmaterials an einer Oberfläche von Zahn und Restauration zu erzielen, muss eine Vorbehandlung stattfinden. Einerseits muss die Zahnhartsubstanz, also Schmelz und/oder Dentin, andererseits auch das jeweilige Restaurationsmaterial nach Herstellerangaben vorbereitet werden.

Durch die Präparation eines Zahns zur Aufnahme einer indirekten Restauration wird Zahnschmelz und häufig auch Dentin freigelegt. Die zwei Zahnhartsubstanzen unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung von anorganischen und organischen Anteilen. Schmelz besteht zu ca. 95 % aus anorganischen Verbindungen, Dentin besteht zu ca. 70 % aus anorganischen, zu ca. 20 % aus organischen Verbindungen und zu ca. 10 % aus Wasser [4]. Bei der Präparation von Dentin entsteht eine Schmierschicht (smear layer) aus Hydroxylapatitkristallen, Kollagen, Zelltrümmern und Mikroorganismen. Diese wird je nach Ätz- und Befestigungssystem entweder vollständig oder nur zum Teil entfernt [4]. Durch die anorganischen Bestandteile des Dentins und den Dentinliquor in den Dentinkanälchen ist diese Zahnhartsubstanz hydrophil [46, 47]. Nach der Vorbehandlung mit Phosphorsäure entsteht im Schmelz durch Auflösung anorganischer Bestandteile ein Retentionsmuster [10]. Der geringe Anteil an Hydroxylapatit im Dentin wird durch den Ätzvorgang erheblich reduziert, sodass vermehrt das dreidimensionale, hydrophile Kollagengeflecht freigelegt wird [48], weshalb hydrophobe Komposite das freigelegte Kollagengeflecht nicht ohne weiteres benetzen können [10]. Hierzu sind spezielle Monomere notwendig. Diese sind amphiphil und somit Bindeglied zwischen Dentin und adhäsivem Befestigungszement [3]. Ziel ist eine dauerhafte Versiegelung des Dentins, um Nanoleakages (Lecks) zu vermeiden. Nanoleakages sind unvollständig infiltrierte und demineralisierte Dentinbereiche [49]. Durch Nanoleakages in interfibrillären Hohlräumen können Degenerationsprozesse ablaufen, wodurch nach unsachgemäßer Versorgung der Dentinwunde vermehrt Hypersensibilitäten die Folge sein können [46, 50, 51]. Aus diesem Grund unterscheidet sich die Konditionierung und anschließende Vorbehandlung der zwei Zahnhartsubstanzen je nach verwendetem Befestigungssystem.

Tabelle 4: Schematische Darstellung der möglichen Adhäsivsysteme

3-Schritt-System Etch-and-Rinse	2-Schritt-System		1-Schritt-System Self-Etch
Ätzel	Ätzel	Ätzel+Primer	Ätzel+Primer+Bonder
Primer	Primer+Bonder	Bonder	
Bonder			

Um die Zahnhartsubstanz vorzubereiten kann auf verschiedene konditionierende Systeme zurückgegriffen werden. In Tabelle 4 sind die möglichen Adhäsivsysteme dargestellt. Unabhängig von den systemspezifischen Arbeitsschritten bzw. dementsprechend unterschiedlich aufgebauten Flaschenkombinationen erfolgt die Konditionierung und Vorbehandlung durch Ätzen, Primern, Bonden, welche folgende Arbeitsschritte enthalten:

Ätzen: Mithilfe von Säuren (Phosphorsäure oder mildere Säuren) wird die Zahnhartsubstanz an- und aufgelöst. Durch entstehende Oberflächenmorphologie im Schmelz und Dentin wird die Oberflächenspannung reduziert, sodass Adhäsivsysteme die Oberfläche benetzen können.

Primern: Wird zur Vorbehandlung des hydrophilen Dentins benötigt. Primer beinhalten amphiphile Moleküle, die eine Bindung zwischen hydrophilem Dentin und hydrophoben Befestigungskomposit herstellen können. Schmelz benötigt keine Behandlung mittels Primer.

Bonden: Hierbei wird mit dem Primer eine Hybridschicht gebildet, sodass sowohl eine chemische als auch mikromechanische Verbindung zum Dentin eingegangen wird. Schmelz bedarf keinen Primern, weshalb hier direkt das Bonding aufgetragen werden kann.

Nach erfolgter Konditionierung und Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz ist diese zum Einsetzen von Restaurationen mit adhäsiven Befestigungszementen vorbehandelt.

Das 3-Schritt-System [52], auch bekannt als „Etch-and-Rinse-Technik“ (ätzen und spülen), war das erste System, welches nicht nur Schmelz, sondern auch Dentin erfolgreich vorbehandelte und kam Ende der 1980er Jahre als z.B. Gluma® (ehemals Bayer Dental, aktuell Kulzer GmbH, 63450 Hanau), Syntac® (Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein) und A.R.T. Bond (Coltène Whaledent GmbH + Co. KG, 89129

Langenau) auf den Dentalmarkt [3]. Bei dieser Technik wird initial 35 – 40 %ige Phosphorsäure auf die Zahnhartsubstanz appliziert, wobei präparierter Schmelz mit 30 s und optional Dentin mit 15 s geätzt wird [51, 53]. Bei sauren Primern kann auf eine Dentinätzung verzichtet werden, wie z. B. bei Syntac® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) [53]. Frankenberger et al. stellten bei der Verwendung von Syntac® einen signifikant höheren Haftverbund zum Dentin nach zusätzlich 15 s ätzen mit Phosphorsäure fest [54]. Anschließend wird die Phosphorsäure mit Wasser abgespült und der Schmelz mit Luft getrocknet, wobei eine Übertrocknung des demineralisierten Dentins vermieden werden soll. Durch Rewetting (erneute Befeuchtung) kann der Dentinaustrocknung entgegengewirkt werden [4, 55]. Beinhaltet der Primer Wasser und/oder Lösungsmittel wird das Dentin ebenfalls wieder befeuchtet und ein Rewetting entfällt. Syntac® beinhaltet im Primer ein Wasser-Aceton-Adhäsiv, sodass ein intrinsisches Rewetting erzielt wird [4, 56]. Anderenfalls spricht man von „wet bonding“. Hier wird das Dentin bewusst feucht gelassen, um ein Kollabieren des Kollagens zu vermeiden und ein Infiltrieren des demineralisierten Dentins durch nachfolgende Monomere zu ermöglichen [46, 57]. Um eine Verbindung zwischen dem feuchten, hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Befestigungszement herzustellen, enthalten Primer amphiphile Moleküle [47]. Anschließend wird der Bonder (hydrophob) appliziert und bildet mit dem Primer in dem demineralisierten Dentin eine Hybridschicht [52], sodass eine adhäsive Verbindung zum Befestigungszement hergestellt werden kann. Abhängig von den Herstellerangaben wird anschließend mit einer Polymerisationslampe der Bonder ausgehärtet. Dies kann aber auch erst nach Einsetzen der Restauration erfolgen. Somit ist das 3-Schritt-System zwar fehleranfälliger als das 2-Schritt-System, verspricht allerdings gute Langzeiterfolge bei genauer Berücksichtigung der vom Hersteller vorgegebenen Durchführung [46, 48].

Für 2-Schritt-Systeme gibt es zwei Möglichkeiten der Vorbehandlung. Entweder kann, wie beim 3-Schritt-System, die Zahnhartsubstanz separat mit Phosphorsäure vorbehandelt werden. Die Phosphorsäure wird anschließend mit Wasser abgespült und die Zahnhartsubstanz mit Luft getrocknet. Das beschriebene 2-Schritt-System gehört somit der Gruppe der „Etch-and-Rinse“ Systeme an. Anschließend kommt als zweiter Schritt eine Kombination aus Primer und Bonding auf die Zahnhartsubstanz und infiltriert die demineralisierten Bereiche. Eine andere Möglichkeit des 2-Schritt-Systems, welche der „self-etch“ Systeme zugeordnet wird, kombiniert Säure und Primer. Nach der Trocknung durch Luftstrom wird anschließend Bonding aufgetragen. Hierbei wird

auf ein separates Ätzen verzichtet, sodass der Primer mit sauren Monomeren kombiniert wird. [47, 58]

Diese „self-etch“ Systeme wurden entwickelt, um ein Zusammenfallen des Kollagengeflechts zu verhindern. Ein Entfernen des smear layers findet nicht statt [37]. Beispiele für Säuremonomere sind: Malein-, Phosphat-, Phosphor- oder Carboxylatgruppen (z. B. HEMA-Phosphat) [59]. Vorteil bei diesem kombinierten Schritt ist, dass sich das durch den sauren pH-Wert entstandene demineralisierte Dentin gleich der Penetrationstiefe der beinhaltenden Primern ergibt [60]. Nach dem unter Bewegung die selbstadhäsiven Primer aufgetragen wurden werden diese mit Luft verblasen (je nach Hersteller mehr oder weniger stark). Hierdurch verdunsten Wasser und Lösungsmittel, welche zur Penetration des hydrophilen Dentins nötige Inhaltsstoffe sind [37]. Mithilfe des aktiven „Einmassierens“ können saure Monomere besser in die Oberfläche eindringen und diese demineralisieren. Als zweiter Schritt folgt die Applikation des Bonders [3]. Je nach Hersteller erfolgt mittels Polymerisationslampe die Lichthärtung des Bonders oder dieser härtet durch Aktivatoren mittels Dualhärtung, beziehungsweise nach dem Einsetzen der Restauration mithilfe der endgültigen Lichthärtung, aus [45]. Müssen Adhäsivsysteme vor dem Befestigen von Restaurationen lichtgehärtet werden, ist eine anschließende Passungsgenauigkeit der Restauration bei unsachgemäßer Anwendung möglich.

Bei den 1-Schritt-Systemen kam 2002 mit RelyX™ Unicem (3M™ Deutschland GmbH, Neuss) der erste selbstadhäsive Befestigungszement auf den Dentalmarkt. Selbstadhäsiv bedeutet, dass kein separates Ätzen der Zahnhartsubstanzen erfolgen muss [37]. Hierdurch wurden Handhabung sowie Arbeitsschritte nochmals vereinfacht und reduziert. Ebenfalls kann das Risiko von Fehlern, welche bei der Anwendung von Mehrschritt-Systemen auftreten können, minimiert werden [48]. Konditionierende Schritte für Schmelz und Dentin entfallen [60]. Zur Vorbereitung wird empfohlen, die Zahnhartsubstanz vor dem Einsetzen der Restauration zu reinigen [61]. Diese Zemente können nach ihren sauren Monomeren und der jeweiligen Auflösung des Hydroxylapatits in starke (pH ca. 1), moderate (pH ca. 1,5) und milde (pH ca. 2) Selbstadhäsive unterteilt werden [37]. Der Befestigungszement bindet über zwei unterschiedliche Reaktionen ab – es läuft sowohl eine radikalische Polymerisation, mit und ohne Lichtinitiierung, als auch eine Säure-Base-Reaktion ab [45]. Diese sauren Monomere sind beispielsweise 10-MDP (Methacryloyloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat), 4-MET (4-

Methacryloxyethyl Trimellit Säure) oder Phenyl-P (2-(Methacryloyloxyethyl) Phenylhydrogenphosphat) [60]. Ebendiese können im wässrigen Milieu Ionenbindungen zu basischen Füllerkomponenten und dem Hydroxylapatit (Zahnhartsubstanz) eingehen. Dies wird als Adhäsion-Dekalzifizierungs-Konzept (AD-Konzept) beschrieben [37]. Für Monomere wie 10-MDP trifft dies zu. Hier wurde eine 4 nm dicke Nanolayer-Struktur zu denaturiertem Hydroxylapatit (also Ca^{2+} - und PO_4^{3-} -Ionen) nachgewiesen. Es entstehen Calciumcarboxylat- bzw. Calciumphosphatsalze [37]. Eine effiziente Schmelzätzung kann durch die weniger sauren Monomere nur unzureichend erfüllt werden, daher wird von vielen Herstellern eine separate Schmelzätzung empfohlen [50, 62-64].

Im systematic review von Rosa et al. wurde bei In vitro Studien festgestellt, dass ein separates Schmelzätzen bei selbstätzenden Adhäsiven die Haftfestigkeit auf Schmelz verbessert, auf Dentin hingegen nicht. Es konnten sowohl bei Mikrozug-, als auch bei Mikroscherfestigkeitstests höhere Haftwerte nach Vorbehandlung mit „etch and rinse“ auf Schmelz festgestellt werden. Hingegen verbesserte separates Ätzen mit Phosphorsäure die Dentinhaftung bei allen selbstkonditionierenden Systemen nicht. Einzige Ausnahme war ein sehr mildes Adhäsivsystem (pH = 3,1) mit verbesserten Haftwerten auf Dentin nach zusätzlichem Ätzen. [47]

Van den Breemer et al. hingegen konnten beim systematic review von In vitro Studien mit (Mikro-) Scherfestigkeitstests die höchsten Haftfestigkeiten bei 3-Schritt-Systemen im Vergleich zu selbstadhäsiven Befestigungszementen feststellen. Bei Betrachtung der Mikrozugfestigkeit sowie der Randspaltgenauigkeit konnten keine signifikanten Unterschiede der unterschiedlichen Befestigungsprotokolle ermittelt und somit keine Präferenz abgeleitet werden. Höhere Bruchfestigkeiten bei Lithiumdisilikat-Glaskeramiken zeigten adhäsive Befestigungszemente im Vergleich zu Glasionomorzementen und wurden aufgrund der höheren Bruchfestigkeit empfohlen. [65]

Zusammengefasst kann festgehalten werden, dass bei unterschiedlichen Indikationen wie beispielsweise einer nicht retentiven Präparation oder eine Biegefestigkeit von < 350 MPa ein adhäsiver Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration notwendig ist [3]. Hierbei zeigen vorhergehende Studien einen zuverlässigen Verbund zur Zahnhartsubstanz und damit eine gute Langzeitstabilität adhäsiv befestigter Restaurationen [66-69]. Langzeitstudien über 5 – 10 Jahre zeigen vielversprechende Überlebensraten bei Inlays, Onlays und Kronen. So konnten Felden et al. nach sieben Jahren

bei Keramikinlays eine 98 %ige und bei keramischen Teilkronen eine 56 %ige Überlebensrate feststellen [70]. Verwendet wurden unterschiedliche Keramiken, welche alle adhäsiv befestigt wurden. Im Vergleich zu Inlays konnte in dieser Studie keine klinische Empfehlung für Teilkronen gegeben werden [70]. D`Arcangelo et al. stellten ebenso klinisch zuverlässige Ergebnisse für adhäsive Befestigungszemente bei indirekten Restaurationen fest [66]. Sie betonten zusätzlich, dass ein Langzeiterfolg in direktem Zusammenhang mit guten Materialkenntnissen und sorgfältiger Einhaltung der Arbeitsschritte beim Einzementieren steht [66].

In einer In vivo Studie mit zweijähriger Beobachtungszeit (IPS Empress® Inlays und Onlays) von Tascher et al. erzielte der selbstadhäsive Zement RelyX™ Unicem nach klinischen Befunden im Vergleich zu einem mehrstufigen Adhäsivsystem akzeptable Bewertungen. Beim selbstadhäsiven Befestigungszement wurden mehr okklusale Schmelzfrakturen festgestellt und die Randqualität (marginale Integrität) fiel signifikant schlechter aus – verglichen mit der Randqualität von dem Mehrschritt „Etch-and-Rinse“ System. Zu Beginn der Studie wurden bei den mit RelyX™ Unicem eingesetzten Restaurationen die marginale Integrität von 67 % der Ränder als ausgezeichnet bewertet. Diese Bewertung sank nach zwei Jahren signifikant ($p < 0,05$) auf 20 % [71].

Dennoch zeigten verschiedene Studien, dass adhäsiv befestigte Restaurationen aus Keramik eine Alternative zu bewährten Restaurationen aus Goldlegierungen darstellen [70, 72, 73]. Die häufigsten Verluste von Keramikrestaurationen werden durch Frakturen der Keramik oder des Zahnes hervorgerufen. Auch Sekundärkaries am Kronenrand und endodontische Probleme führen zum Versagen [72, 74].

Auf die Konditionierung der Keramiken wird im nächsten Kapitel (1.3 Zahnfarbene Restaurationsmaterialien und adhäsiver Haftverbund zur Restauration) bei den jeweiligen Keramiken eingegangen.

1.3 Zahnfarbene Restaurationsmaterialien und adhäsiver Haftverbund zur Restauration

1.3.1 Einführung

Anders als Metalle/Metalllegierungen benötigte die Entwicklung der Keramik zur dentalen Nutzung einen viel längeren Zeitraum. So wurde in Deutschland ab den 1920er Jahren mit der sogenannten „Jacketkrone“ die erste Vollkeramikkrone bekannt [75].

Durch das Vakuumbrennverfahren konnte die Porosität der gebrannten Keramik deutlich reduziert werden ($< 1\%$), wodurch sich die mechanischen Eigenschaften der Keramik verbesserten [3]. Entscheidend war schließlich das Weinstein-Patent. Damit konnte der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) der Aufbrennkeramik durch Erhöhung des Kaliumoxidgehaltes an den WAK des Metallgerüsts angepasst werden [76]. Basierend auf der grundlegenden Anpassung der WAK von Metallgerüst und Verblendkeramik zueinander wurde die Vita-Metall-Keramik (Vita Zahnfabrik und Degussa) für die zahnmedizinische Anwendung entwickelt [3]. Keramisch verblendete Metallgerüste sind bis heute eine zuverlässige Materialkombination für Restaurationen im Seitenzahnbereich, die starken Kaukräften standhalten [77]. Seit den 1980er Jahren kamen mehrere Materialien für vollkeramische Restaurationen ohne Metallunterstützung auf den Dentalmarkt [76, 78]. Diese Entwicklung wurde vor allem durch die Weiterentwicklung der Herstellungsverfahren wie der Presstechnologie (1991) für Empress® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) und der CAD/CAM-Technologie (computer-aided design/computer-aided manufacturing) für die Fertigung von Zirkoniumdioxid- und Silikatkeramiken möglich [78, 79]. Duret et al. begannen 1971 mit den ersten theoretischen und experimentellen Forschungen zur CAD/CAM-Technologie für die Zahnmedizin [80]. So erfolgte auf Grundlage der CAD/CAM-Fertigung die Entwicklung vollkeramischer Restaurationen auf Zirkoniumdioxidbasis (ZrO_2) für prothetische Versorgungen [81]. In Tabelle 5 sind einige dentale Keramiksysteme aufgeführt.

Tabelle 5: Klassifikation der dentalen Keramiksysteme (mod. nach Rosentritt et al. [3])

Verbund-/Hybridkeramik	Silikatkeramik	Oxidkeramik
glasinfiltrierte Keramik (z. B. Inceram Alumina, Zirconia, Spinell)	Feldspatkeramik (z. B. Vitablocks, klassische Verblendkeramik)	Zirkoniumdioxid (ZrO_2 , z. B. Y-TZP)
polymerinfiltrierte Keramik (z. B. Enamic)	Leuzitverstärkte Glaskeramik (z. B. IPS Empress CAD)	Aluminiumdioxid (Al_2O_3)
	Lithiumdisilikat (z. B. IPS e.max CAD)	ATZ (aluminiumverstärktes ZrO_2) (ZrO_2 , Al_2O_3)
	Zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikat (z. B. Suprinity, Celtra Duo)	
	Fluor-Apatitkeramik (z. B. IPS e.max Ceram)	

Heutzutage stehen als mögliche zahnfarbene Werkstoffe mit den Polymeren, dentalen Glaskeramiken und Zirkoniumdioxidkeramiken drei Hauptgruppen für indirekte Restaurationen zur Verfügung [82, 83]. Diese Materialien decken nahezu das gesamte Indikationsspektrum für die prothetische Versorgung ab [82]. Aufgrund der unterschiedlichen mechanischen Eigenschaften wie Festigkeit, Härte und Elastizitätsmodul (E-Modul) sowie optischen Eigenschaften, also Transluzenz, Opazität, Reflexion oder Farbe, wird indikationsspezifisch das Restaurationsmaterial ausgewählt [84, 85]. Zu den materialspezifischen Eigenschaften kommt die patientenspezifische Situation hinzu, welche ebenso bei der Materialwahl berücksichtigt werden muss. Präparationsform, mögliche Materialstärke, Lage der Präparationsgrenze (supra-/subgingival), die Möglichkeit einer Trockenlegung, daraus folgend die Art der Zementierung (konventionell/adhäsiv) sind wichtige Kriterien bei der Materialwahl [86].

Eine Möglichkeit, die Festigkeit zu überprüfen, ist der 3- bzw. 4-Punkt-Biegeversuch im Rahmen von In vitro Studien. Auch die biaxiale Biegeprüfung kommt infrage. Je nach Biegeversuch unterscheiden sich die mechanischen Belastungswerte [9]. Bei der Ermittlung der Festigkeit kommt es während des Biegeversuchs gleichzeitig zu Druck- (konkave Seite) und Zugspannung (konvexe Seite) bis zum Bruch oder zur Verformung des Materials [9]. Die möglichen Werkstoffe weisen eine Festigkeit von 100 MPa (thermoplastische Werkstoffe, also spezielle Kunststoffe) bis über 1.000 MPa (Zirkoniumdioxid) auf [87, 88]. Die Materialfestigkeit bestimmt die Art der Zementierung. Ebenso beeinflusst die Festigkeit die Materialstärke, mit der eine Keramik hergestellt werden muss und somit auch den Substanzabtrag des Zahns bei dessen Präparation [86].

Beim E-Modul wird der Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines Materials beschrieben – und somit der Widerstand, den ein Material seiner elastischen Verformung entgegensetzt [89]. Die Werkstoffe zeigen einen Widerstand von 2 GPa (Thermoplasten) bis 200 GPa (Zirkoniumdioxid) [86]. Vergleicht man identisch gefertigte Brücken aus zwei unterschiedlichen Materialien, wobei ein Material einen hohen und das andere einen niedrigeren E-Modul vorweist, so biegt sich die Brücke mit höherem E-Modul weniger stark durch. Dies bringt Vorteile bei der Belastung der Pfeilerzähne einer Brücke: Je steifer ein Material ist, desto besser können sich die Kaukräfte verteilen, wodurch die Pfeilerzähne weniger belastet werden [90].

Die Bruchzähigkeit oder der kritische Spannungsintensitätsfaktor (K_{Ic}) ist der Widerstand eines Materials gegen die Ausbreitung eines Risses. Überschreitet die Belastung einen kritischen Wert an der Rissspitze, so breitet sich dieser (weiter) aus. Dieser kritische Wert ist bei allen Materialien individuell. Die Bruchzähigkeit wird mit der Einheit $\text{MPa} \times \text{m}^{1/2}$ angegeben. Bei Keramiken wird mit sogenannten „zähigkeitssteigernden Mechanismen“ die Bruchzähigkeit erhöht. So wird beispielsweise durch Ablenken oder Umwandlungsprozesse an der Rissspitze die Rissausbreitung verlangsamt und so die Bruchzähigkeit erhöht [3, 8].

Der Widerstand, den ein Material gegen das Eindringen eines Körpers entgegensetzt, beschreibt dessen Härte. So zeigen harte und sehr gut polierte Materialien ein geringeres Abrasionsverhalten als welche mit geringerer Härte oder schlechter Politur. Dementsprechend sollte nach eingeschliffener Okklusion beim Patienten die Restauration wieder auf Hochglanz poliert werden [91].

Durch die Zusammensetzung der Keramiken werden die optischen Eigenschaften maßgeblich beeinflusst [76]. Hier haben Art und Menge der Füllstoffe sowie kristalline Bereiche Auswirkungen auf Transluzenz, Opazität, Glanz, Reflexion und Lichtbrechung. Diese Eigenschaften sind für die Ästhetik maßgeblich. Zirkoniumdioxidkeramiken (3Y-TZP) erscheinen eher opak und Glaskeramiken durch ihre kristalline Struktur transluzent [92]. Je nach Patientenfall kann somit einerseits zum Abdecken von dunklen Zahnstümpfen eher auf opake Materialien wie zum Beispiel eine Zirkoniumdioxidkeramik der ersten Generation oder andererseits zur Nutzung der Tiefenwirkung eine transluzente Glaskeramik für ästhetisch anspruchsvolle Restaurationen genutzt werden. Ebenfalls zeigt sich, dass durch die Weiterentwicklung der Zirkoniumdioxidkeramik die jeweiligen Generationen sowohl als Gerüstmaterial, als auch für monolithische Versorgungen indikationsspezifische Möglichkeiten bieten. Sailer et al. fanden bei einer 5-Jahres Überlebensrate (ÜR) von Einzelzahnkronen ähnliche Ergebnisse beim Vergleich von Metallkeramik- zu Vollkeramikronen [93].

Kenntnisse über Materialeigenschaften sind somit Grundvoraussetzung bei der indikationsspezifischen Wahl des Restaurationsmaterials.

1.3.2 Zirkoniumdioxid-Keramik

Die ersten Zirkoniumdioxidkeramiken wurden 2001 auf dem Dentalmarkt etabliert [3, 94]. Zirkoniumdioxid ist das Oxid des Metalls Zirkonium (Zr), ein relativ weiches, biegsames und silbrig glänzendes Material. Nach maschineller Reinigung liegt es als weißes, hochschmelzendes, kristallines Pulver vor [95]. Kristallographisch kann Zirkoniumdioxid in drei Phasen mit den dafür charakteristischen Gitterstrukturen (Kristallgitter) vorliegen [96]. Die monokline Form liegt bei Raumtemperatur vor. Oberhalb von 1170 °C wechselt diese in die tetragonale und oberhalb von 2370 °C in die kubische Kristallgitterstruktur [97, 98]. Einen besonderen Stellenwert nimmt die Volumenzunahme von ca. 3 – 5 % ein. Diese erfolgt beim Übergang von der tetragonalen in die monokline Phase und wird zur Bruchzähigkeitserhöhung genutzt [9]. Um unerwünschte Spannungen durch die Volumenzunahme in der Abkühlphase zu verhindern, werden stabilisierende Oxide wie Magnesiumoxid (MgO), Calciumoxid (CaO), Cerdioxid (CeO₂) oder vornehmlich Yttriumoxid (Y₂O₃) hinzugefügt und in das Kristallgitter des Zirkoniumdioxids eingebaut [81]. Je nach Art und Anteil der zugefügten Oxide kann zwischen vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) und teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) unterschieden werden [98]. Bei Raumtemperatur liegt das FSZ in der kubischen Form vor. Das PSZ liegt durch geringere Mengen an Fremdoxiden in allen drei Kristallphasen, also der kubischen, tetragonalen und monoklinen Gitterstruktur, vor [96]. Vornehmlich wird in der Zahnmedizin Y-TZP (Yttria-Tetragonal Zirconia Polycrystal) mit einem Zusatz von 3 Mol.-% Yttriumoxid verwendet. Dadurch liegt ZrO₂ metastabil in der tetragonalen Phase vor, sodass sich die tetragonale Phase spannungsinduziert in die monokline Phase umwandeln kann [97]. Zusätzlich wird durch Zugabe von weniger als einem Gewichtprozent Al₂O₃ die Korrosionsbeständigkeit erhöht [3, 96]. Der anfangs genannte Volumenzuwachs bei der Umwandlung (tetragonal → monoklin) der Phasen zeigt sich als Vorteil bei der Entstehung eines Risses. So finden an der Spitze eines sich ausbreitenden Risses spannungsinduziert Phasenumwandlungen in den Körnern des Materials statt [97]. Mithilfe der Volumenzunahme entstehen lokale Druckspannungen, welche das Risswachstum durch Ablenken verlangsamen oder initial stoppen [95]. Kritisch diskutiert wird hingegen die hydrothermale Degeneration, auch als Low-Temperature-Degeneration (LTD) bekannt. Hierbei diffundiert Wasser ins Material und Körner lösen sich aus dem ZrO₂-Gefüge [81]. Dies führt ebenfalls zu der geschilderten Phasenumwandlung, wodurch Mikrorisse entstehen [81, 98]. Infolgedessen werden

Alterungsprozesse beschleunigt und mechanischen Eigenschaften negativ beeinflusst [81, 98]. Vornehmlich kommen diese Alterungserscheinungen bei ZrO_2 mit tetragonaler Phase vor. Dies betrifft somit das vor ungefähr zwanzig Jahren entwickelte ZrO_2 bei der Verwendung als monolithisches Material [97, 98]. Um ästhetisch ansprechende Versorgungen zu erzielen, können die opaken ZrO_2 -Gerüste der ersten Generation mit Glaskeramiken verblendet werden. Hierdurch konnte ZrO_2 vor beschriebenen Alterungserscheinungen geschützt werden [95]. Aufgrund der anfänglich nicht höckerunterstützenden Designs sowie noch nicht vollständig abgestimmten WAKs zwischen dem Gerüstmaterial und der Verblendkeramik begegnete man dem Problem des sogenannten Chippings [99, 100]. Dies stellte einen Grund dar, weshalb die Entwicklung vorangetrieben wurde ein transluzenteres Zirkoniumdioxid für monolithische Restaurationen zu entwickeln. Über die Zeit hinweg entstanden unterschiedliche ZrO_2 -Grundzusammensetzungen, welche in Generationen eingeteilt werden können. Die verschiedenen ZrO_2 -Generationen können unter anderem über die dotierten Stoffmengen der hinzugefügten Materialien unterschieden werden. Für die **erste Generation** ist eine Stabilisierung mit 3 Mol.-% Yttriumoxid und einer Zugabe von 0,25 Gew.-% Aluminiumoxid (Al_2O_3) charakteristisch. Sie ist als 3Y-TZP bekannt – mit einer Transluzenz von ca. 35 % [94]. Durch erhöhte Sintertemperaturen nahmen die Korngrößen zu, wodurch höhere Transluzenzen erreicht wurden [101]. Stawarczyk et al. konnten jedoch eine Abnahme der Biegefestigkeit ab Temperaturen von 1600 °C feststellen [101]. Im Zuge der Weiterentwicklung wurde in der **zweiten Generation** (3Y-TZP-LA) der Al_2O_3 -Anteil auf 0,05 Gew.-% reduziert und im ZrO_2 -Gefüge neu platziert [97]. Die Folge war eine Erhöhung der Transluzenz auf ca. 40 % mit einer Festigkeit von 900 – 1200 MPa [97, 102]. Das Material bietet also verbesserte ästhetische Eigenschaften für die Versorgung mit monolithischen Kronen und Brücken im Seitenzahnbereich. Für hochästhetische Restaurationen im Frontzahnbereich war dieses Material allerdings weniger geeignet [97, 102]. In der **dritten Generation** wurde der Zusatz von Yttriumoxid von 3 auf 5 Mol.-% erhöht (5Y-TZP) [102]. Aufgrund dieser Erhöhung liegt zu ca. 50 % die kubische und zu ca. 50 % die tetragonale Phase im Gefüge vor, weshalb das Mischgefüge den vollstabilisierten Zirkonoxiden (FSZ) zugeordnet wird [97]. Die hierdurch vorliegenden größeren kubischen Kristalle begünstigen die Transluzenz durch geringere Lichtbrechung. Gleichzeitig sinkt die Risszähigkeit (Risswiderstand) durch die reduzierte tetragonale Phase [102]. Die Festigkeit kann mit 750 – 800 MPa angegeben werden. Somit liegen Restaurationen bis zu dreigliedrigen

Brücken im Indikationsspektrum [95]. Bei Betrachtung der Transluzenz (ca. 49 %) und der zu erreichenden Ästhetik kann die dritte ZrO₂-Generation mit den Lithiumsilikatkeramiken verglichen werden [97, 102]. Nach Alterung zeigte die Keramik verringerte Bruchfestigkeiten und sollte daher in Bereichen mit hohen mechanischen Beanspruchungen nur mit Bedacht eingesetzt werden [103]. Um die Festigkeit zu erhöhen, wurde bei der **vierten Generation** die Höhe des Yttriumoxids auf 4 Mol.-% und die Menge des Al₂O₃ reduziert [104]. Auch 4Y-TZP ist eine vollstabilisierte Keramik, da eine kubisch-tetragonale Gitterstruktur vorliegt. Die Festigkeit konnte durch die veränderte Zusammensetzung auf 850 – 1100 MPa erhöht werden, wobei gleichzeitig eine Transluzenz von ca. 45 % festgestellt werden konnte [105, 106]. Jerman et al. verglichen 3Y-TZP mit 4Y-TZP Zirkoniumdioxidkeramiken und stellten höhere Biegefestigkeiten bei der 3Y-TZP als bei der 4Y-TZP fest – sowohl nach vorgeschriebenem Sinterprogramm als auch nach Speedsinterung [105]. Nach künstlicher Alterung konnten bei der 4Y-TZP Keramik erhöhte Biegefestigkeiten beobachtet werden. Demnach zeigt diese ZrO₂-Generation keine klinisch relevante hydrothermale Degeneration und keinen negativen Einfluss auf mechanische Eigenschaften [105]. Dies sind positive Erkenntnisse für die Verwendung als monolithisches Restaurationsmaterial. Die innovativste Weiterentwicklung stellen Multilayer-Zirkonoxide dar, welche den natürlichen Zahn durch einen bereits im Blank eingefärbten Farbverlauf imitieren. Hierdurch kann die mittels CAD-Software konstruierte Restauration je nach gewünschter Farbe im Rohling platziert werden [95, 107].

ZrO₂ ist für den dentalen CAD/CAM-Gebrauch als Fräsrohling in den Formen Disc/Blank oder Block erhältlich. Hierfür wurde die Mischung des Zirkoniumdioxid-Pulvers gepresst und vorgesintert. Dieser Zustand des ZrO₂ ist als „Weißzustand“ bekannt. Anschließend findet die maschinelle Bearbeitung mittels CAD/CAM-Verfahren statt. Restaurationen, welche aus dem „Weißzustand“ gefräst wurden, müssen anschließend in speziellen Brennöfen nach Herstellerangaben gesintert werden. Erst nach dem Sinterprozess hat das ZrO₂ seine Enthärte erreicht, wobei eine Volumenschrumpfung von ungefähr 20 – 25 % auftritt [95].

Durch die sehr hohe Eigenfestigkeit können Zirkoniumdioxid-Gerüste konventionell (mit Zinkoxidphosphat-, Glasionomerzement) oder adhäsiv (mit Befestigungskomposit) eingesetzt werden. Für eine konventionelle Befestigung sind Vorbehandlungen der Restauration nicht zwingend nötig. Die Vorbehandlung spielt bei adhäsiver

Befestigung eine entscheidende Rolle. Hier sollten immer die Herstellerempfehlungen der Keramik beachtet werden. Grundsätzlich sollte das ZrO_2 -Gerüst vor der Befestigung gereinigt und zur Oberflächenvergrößerung angestrahlt werden. Strahldruck und Korngröße des Al_2O_3 variieren je nach Hersteller, liegen aber zumeist bei ca. 1 bar Strahldruck, $\leq 50 \mu m$ Al_2O_3 (Partikelgröße) und ungefähr 10 mm Abstand zum Restaurationsmaterial. Anhand verschiedener Studien wurden für einen langzeitigen Haftverbund entweder MDP-haltige Befestigungszemente oder eine zusätzliche Konditionierung mit MDP-haltigen Primern empfohlen. [108-112]

In der vorliegenden In vitro Studie wurde mit Ceramill® zolid ht+ Preshade ein Zirkoniumdioxid der vierten Generation verwendet.

1.3.3 Lithiumdisilikat-Glaskeramik

Mit IPS Empress® II (Ivoclar Vivadent) kam Ende der 1990er Jahre die erste Lithiumdisilikat-Glaskeramik auf den Dentalmarkt, welche im Heißpressverfahren verarbeitet wird [113]. Das Indikationsspektrum dieser Keramik umfasst Inlays, Onlays, Kronen (monolithisch oder verblendet) sowie Gerüste für 3-gliedrige Brücken bis zu den Prämolaren [3]. Zugehörig zur Gruppe der Silikatkeramiken besteht diese in erster Linie aus Siliziumdioxid (SiO_2) und Lithiumoxid (Li_2O) [114]. Je nach Mengenverhältnis der Hauptbestandteile entstehen Lithiumsilikat- beziehungsweise Lithiumdisilikat-Glaskeramiken [86].

Weitere Bestandteile wie Kaliumoxid (K_2O), Aluminiumoxid (Al_2O_3), Phosphorpentoxid (P_2O_5) und Zinkoxid (ZnO) beeinflussen die Eigenschaften der Keramik. Der Kristallisationsprozess der Lithiumdisilikat-Glaskeramik (LiSi-Glaskeramik) geschieht in zwei Stufen. Zuerst wird bei niedrigen Temperaturen Lithiummetasilikat (Li_2SiO_3) erzeugt. Bei ca. 500 °C erfolgt die epitaktische Keimbildung. Das ist eine Form des Kristallwachstums mit kristallographischer Orientierung des wachsenden Kristalls. Anschließend findet die Kristallisation des Lithiummethasilikats bei ca. 700 °C statt. In dem Zustand nach der Kristallisation lässt sich die Keramik mittels CAD/CAM Verfahren gut bearbeiten, da die abschließende Festigkeit noch nicht erreicht ist [2, 3].

Nach diesem Vorgang steht die Bearbeitung von bspw. IPS e.max® CAD (Ivoclar Vivadent) an, welche in dieser Studie Verwendung fand. Nach der gewünschten Konstruktion, Bearbeitung und optionaler Individualisierung mit speziellen Malfarben findet

der endgültige Kristallisations- mit gleichzeitigem Glanzbrand statt [2]. Hierbei wird beim Erwärmen auf etwa 850 °C das Lithiummethasilikat mit dem Siliziumdioxid der Glasphase zu Lithiumdisilikat [114]. Eine weitere Möglichkeit, Lithiumdisilikat-Glaskeramik als Restaurationsmaterial ohne CAD/CAM-Verfahren zu nutzen, ist die Nutzung des Heißpressverfahrens. IPS e.max[®] Press (Ivoclar Vivadent) wird über das sogenannte Formpressen mithilfe der Lost-Wax-Technik bearbeitet [115]. Da Lithiumdisilikat-Glaskeramik eine Festigkeit von über 350 MPa aufweist [113], ist hier sowohl das konventionelle Zementieren mit Zementen sowie eine adhäsive Befestigung je nach Restauration möglich. Mit bis zu $2,5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ wird die Bruchzähigkeit von IPS e.max[®] CAD, also der Widerstand eines Materials gegen die Ausbreitung eines Risses, angegeben [2]. Im Vergleich hierzu liegt die Bruchzähigkeit bei einer ZrO₂-Keramik bei 5 – 9 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$, also doppelt so hoch [89, 95]. Um eine retentive Oberfläche zu erhalten, wird die LiSi-Glaskeramik im Gegensatz zu ZrO₂ nicht angestrahlt, sondern mit Flußsäure geätzt [116]. Bei der Ätzzeit müssen die Herstellerangaben beachtet werden, da diese zwischen 20 – 60 Sekunden variieren [117]. Ein guter Haftverbund wird über Silane erreicht, welche für die Konditionierung der LiSi-Glaskeramik verwendet werden. Silanhaftvermittler haben zwei funktionelle Gruppen, wobei eine über –Si–OH an die Glaskeramik bindet und die andere funktionelle Gruppe (C=C) über Methylgruppen eine Verbindung zum adhäsiven Befestigungsmaterial eingeht [117]. Somit bildet Silan das Bindeglied zwischen Keramik und Befestigungskomposit [118]. Aufgrund der Glasmatrix und der daraus resultierenden höheren Transluzenz (verglichen mit ZrO₂) kommt die LiSi-Glaskeramik immer häufiger zum Einsatz in der Einzelzahnrestauration. In einer Untersuchung konnten Pieger et al. bei einer kurzen Beobachtungszeit von zwei Jahren eine Überlebensrate (ÜR) von 100 % und nach fünf Jahren von 97,8 % von Lithiumdisilikat-Glaskeramik Einzelzahnkronen feststellen [119]. Bei feststehendem Zahnersatz (z. B. dreigliedrige Brücken) aus LiSi-Glaskeramik lag hingegen die kumulative ÜR nach fünf Jahren bei 78,1 % und nach zehn Jahren nur noch bei 70,9 % [119]. Brandt et al. ermittelten hingegen für IPS e.max[®] CAD sowohl für die Einzelzahnversorgung, als auch für feststehenden Zahnersatz in der kumulativen Kaplan-Meier-Kurve (grafische Darstellung der ÜR zur Zeit) hohe ÜR von 94,22 % nach fünf Jahren fest [73]. Dies bestätigten auch Rauch et al. mit einer Überlebensrate von 86,6 % nach sechs Jahren bei 25 von insgesamt 34 chair-side (am Zahnarztstuhl) gefertigten monolithischen LiSi-Glaskeramikkronen im Seitenzahnbereich [120]. Somit

kann IPS e.max[®] aufgrund wissenschaftlicher Erkenntnisse als Material für ästhetischen Zahnersatz mit hohen Überlebensraten angesehen werden [73].

1.3.4 Hybridkeramik

Unter dem Substantiv „Hybrid“ versteht man etwas Zusammengesetztes bzw. Gemischtes. Es hat seinen Ursprung im Lateinischen als Nominativ „hybrida“. Dies bedeutet „Mischling“ [121]. In der Zahnmedizin wurde Enamic[®] von VITA Zahnfabrik (Bad Säckingen, Deutschland) im Jahr 2013 die erste Hybridkeramik auf den Dentalmarkt gebracht [122]. Charakteristisch für diese auch als PICN (Polymer-Infiltrated-Ceramic-Network) bekannte Hybridkeramik ist die Kombination von einem feldspatbasiertem Keramiknetzwerk und dessen Polymerinfiltration (Kunststoffinfiltration) [123]. Dafür wird die Feldspatkeramik gesintert. Dieser Prozess wird jedoch unterbrochen, wodurch man die spezifische poröse Gitterstruktur erhält [124]. Um den Verbund zwischen den Werkstoffen „Keramik“ und „Polymer“ zusätzlich zu verbessern, wird die Keramik silanisiert [123]. Als Polymere werden wie in Kompositen Urethan-Dimethacrylat (UDMA) und Triethylen-Glykol-Dimethacrylat (TEGDMA) verwendet. Diese werden unter Vakuum in die Porositäten des Keramikgerüsts infiltriert und unter Druck sowie hohen Temperaturen polymerisiert [3, 124]. Schlussendlich setzt sich die Hybridkeramik aus einem Keramiknetzwerk mit 86 Gew.-% bzw. 75 Vol.-% und dem infiltrierten Polymernetzwerk mit 14 Gew.-% bzw. 25 Vol.-% zusammen [88]. Durch eine Biegefestigkeit von 150 – 160 MPa ist Enamic[®] nur für die adhäsive Befestigung freigegeben und hat eine Risszähigkeit von $1,5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ [125]. Das Indikationsspektrum der Hybridkeramik beschränkt sich nach Herstellerangaben auf monolithische Einzelzahnkronen, Teilkronen, Inlays, Onlays, Table-Tops und Veneers [126]. Vergleicht man die Hybridkeramik mit den oben beschriebenen Keramiken, so fällt auf, dass diese mit 30 GPa einen deutlich geringeren E-Modul vorweist, dadurch aber den Dentineigenschaften mit 11 – 19 GPa am ähnlichsten ist [125, 127]. Aboushelib und Elsafi testeten adhäsiv befestigte Kronen aus überpresstem ZrO_2 , zwei Glaskeramiken und zwei Hybridkeramiken in einem Kausimulator auf dessen Ermüdungsbeständigkeit [128]. Bei allen Materialien wurde eine Verringerung zur anfänglichen Bruchfestigkeit festgestellt, wobei die Hybridkeramiken mit ca. 15 % den geringsten Verlust im Vergleich zu 34 % bei der ZrO_2 -Keramik zeigten [128]. Dies kann durch die geringere Sprödigkeit und die höhere Toleranz gegenüber Rissausbreitung erklärt werden [125, 128, 129]. Durch die „dämpfende“ Wirkung kann dies für die Versorgung von Implantaten eine neue Möglichkeit

darstellen [122, 130]. Bilden sich Mikrorisse, so können diese an der Grenzfläche zum Polymer gestoppt und dadurch die Gefahr des Chippings stark verringert werden [131]. Die Herstellung erfolgt per CAD/CAM-Bearbeitung. Eine Sinterung ist nach dem Ausfräsen einer Restauration nicht erforderlich. Dementsprechend entfällt der Brennvorangang als Arbeitsschritt [130]. Monolithische Versorgungen können durch Politur allein fertiggestellt oder mithilfe lichthärtender Komposite und Malfarben individualisiert werden [126]. Durch das Glaskeramiknetzwerk können wie bei Lithiumdisilikatkeramiken die Restaurationen zur Oberflächenvergrößerung mit Flusssäure geätzt werden, wohingegen Anstrahlen die Gefahr der Rissbildung erhöht [130, 132]. Deshalb empfehlen einige Studien für das Einsetzen von Hybridkeramikrestaurationen die Vorbehandlung durch Ätzen mit Flusssäure und anschließendes Silanisieren [133-136]. Chirumamilla et al. setzten 45 Enamic® Einzelzahnkronen entweder mit einem kunststoffmodifiziertem Glasionomercement (GIZ) oder mit einem von zwei möglichen selbstadhäsiven Befestigungszementen ein [137]. Nach einem zweijährigem Beobachtungszeitraum lag die Kaplan-Meier-Überlebensrate bei den mit GIZ eingesetzten Kronen bei 92,8 %. Die selbstadhäsiv eingegliederten Kronen zeigten 96,8 % Überlebenswahrscheinlichkeit [137]. Hierbei sollte aber bedacht werden, dass die Enamic® Kronen nicht wie vom Hersteller und Studien empfohlen angeätzt, sondern angestrahlt wurden [126, 138]. Ebenfalls gute Ergebnisse wurden bei adhäsiv befestigten Inlays und Teilkronen nach dreijähriger Beobachtungszeit von Spitznagel et al. dokumentiert [139]. Hier betrug die Überlebensrate der Inlays 97,4 % und der Teilkronen 95,6 % [139]. Trotz dieser vielversprechenden Ergebnisse sind In vivo Studien über längere Zeiträume erforderlich, um das Langzeitverhalten der Hybridkeramik zu untersuchen.

1.3.5 Alternative Materialien

Dentallegierungen kommen schon seit dem 20. Jahrhundert zum Einsatz und sind bis heute eine bewährte Alternative zu zahnfarbenen Restaurationsmaterialien [3, 93]. Die Goldhämmerfüllung bot eine der ersten Möglichkeiten, kleine Zahnhartsubstanzdefekte zu füllen. Hierfür wurde reines Gold in Form von Folien durch Hämmern in der Kavität kalt verschweißt [8]. Reine Metalle finden heutzutage kaum noch Verwendung, da ihnen eine ausreichende Festigkeit für Kronen und Brücken fehlt [9]. Heutzutage bieten spezielle Metalllegierungen ein breites Indikationsspektrum im Bereich der indirekten Restaurationen und werden unter anderem als Inlays/Onlays/Teilkronen, Kronen, Brücken, Gerüstmaterialien und Abutments in der Implantatprothetik

genutzt [140]. Die speziellen Dentallegierungen können nach ihren Hauptbestandteilen unterschieden werden. Folglich gibt es zwei Gruppen: Zum einen die Edelmetall-(EM) und zum anderen die Edelmetallfreien- (EMF-) Legierungen [3]. Im Vergleich zu spröden keramischen Werkstoffen zeichnen sich Metalle durch ihre Duktilität, Wärmeleitfähigkeit sowie elektrische Leitfähigkeit aus. Darüber hinaus besitzen sie einen metallischen Glanz [9]. Durch unterschiedliche Legierungszusammensetzungen werden beispielsweise Eigenschaften wie Schmelzpunkt/-intervall, WAK und Härte beeinflusst [8].

Mithilfe von unterschiedlichen Verfahren können Metalle in jegliche gewünschte Form gebracht werden. Aus dem Bereich der Gusstechnik ist das Lost-Wax-Verfahren konventionell gebräuchlich. Dieses beginnt mit dem Herausbrennen der Wachs-/Kunststoffmodellation aus der Einbettmasse (feuerfestes Material). Danach wird die Metallschmelze in diese Negativform gegossen [8, 141]. Ebenso kommt bei den Metallen die CAD/CAM-Technik zum Einsatz [142]. Hier werden, gegensätzlich zur Herstellung von Zirkoniumdioxidkeramik-Gerüsten, die Metallgerüste mittels spezieller Programme am Computer designt. Anschließend werden als subtraktives Verfahren die Metallgerüste aus Frässcheiben mithilfe von rotierenden Fräsern ausgefräst. Hierfür werden überwiegend Frässcheiben aus Kobalt-Chrom-Legierungen verwendet. Auch Titanwerkstoffe oder Edelmetalllegierungen werden genutzt [141-144]. Eine Sonderform ist das CAD-Cast-Verfahren, wobei ebenfalls das Modell gescannt und der Zahnersatz digital geplant wird [142, 143]. Daraufhin wird die Modellation aus Wachs oder Kunststoff entweder aus einem Rohling ausgefräst (subtraktiv) oder via 3D-Druck (additiv) hergestellt. Die als Ergebnis entstandene Modellation kann sodann mit der konventionellen Gießtechnik gegossen werden [142, 143]. Als weiteres alternatives Verfahren zur Metallherstellung ist das SLM/S (Selective Laser Melting/Sintering) bekannt, bei welchem metallisches Pulver mithilfe von Laserstrahlen (meist CO₂-Laser) geschmolzen und durch Abkühlung verfestigt wird [3, 9]. Durch Auftragen einer weiteren Pulverschicht, Verschmelzen und Abkühlen werden Schicht für Schicht Metallgerüste additiv hergestellt [3, 9].

Ästhetische Ergebnisse können ebenfalls mit Metalllegierungen als Gerüstmaterial und nachfolgender keramischer Verblendung erreicht werden. Hierbei wird durch Aufbrennen/Aufsintern keramischer Massen auf das Metallgerüst dieses individuell verblendet. Die auch als VMK (Verblendung-Metall-Keramik/Vita-Metall-Keramik)

bekannte Materialkombination ergeben bis heute zuverlässige und langlebige Restaurationen [93, 145, 146]. Dazu werden die positiven Eigenschaften des Metalls als Gerüstmaterial mit der ästhetisch ansprechenden und individualisierbaren Glaskeramik verbunden [93, 145].

1.4 Prüfverfahren

Um Materialien unter Laborbedingungen zu testen, gibt es eine Vielzahl an Prüfmethoden. Dieses Unterkapitel stellt verschiedene Prüfverfahren vor, mit welchen die Haftfestigkeit von Befestigungsmaterialien zur Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin) und/oder Restaurationsmaterialien getestet werden können. Vorteil von Labortests ist die standardisierte Prüfung diverser Materialien in kurzer Zeit, unter gleichen Bedingungen, mit bestimmten Parametern und Eigenschaften [147, 148]. Ebenso können viele Versuchsgruppen getestet und miteinander verglichen werden. Auch eine Reproduzierbarkeit ist gegeben. Die Haftfestigkeit kann sowohl durch Makro-, als auch Mikrotest geprüft werden. Den größten Unterschied dieser Testprotokolle bildet die Verbundfläche zwischen den zu testenden Materialien [147, 149]. Für den Makrotest sind ca. 2 – 5 mm² und für den Mikrotest ca. 1 mm² Klebefläche charakteristisch. Dies wird ebenfalls durch Testprotokolle und Normen wie z. B. ISO/TS 11405:2003 und DIN EN ISO 29022:2013 vorgegeben [147-150]. Des Weiteren können diese Testmöglichkeiten in Scher- oder Zugfestigkeitstests unterteilt werden [148]. Bei Scherfestigkeitstests (siehe Abbildung 1) erfolgt das Abscheren durch verschiedene Vorrichtungen wie Schlaufen, Spitzen oder unterschiedlich geformte Klingen [147]. Hierbei wird der zum Probenmaterial verklebte Zylinder bis zum Bruch belastet und die aufgewendete Kraft dokumentiert [149, 151]. Untersuchungen zeigen unterschiedliche Spannungen an der Haftfläche des Zylinders beim Abscheren [149, 151]. Deshalb fordern Placido et al. einen definierten Belastungsabstand von 1 mm beim Makro- und 0,1 mm beim Mikroschertest, um die Spannungskonzentrationen so gering wie möglich zu halten [152]. Der Mikrozugversuch (μ TBS: mikro tensile bond strength) wurde erstmals 1994 von Sano et al. durchgeführt [153]. Im Vergleich zum Scherfestigkeitstest werden beim Überprüfen der Zugfestigkeit (siehe Abbildung 2) die verklebten Proben in Stab-, Hantel- oder Sanduhrform mithilfe einer Greifvorrichtung eingespannt und bis zum Bruch auseinandergezogen [149, 154]. Ein Vorteil der Mikrotests (Scher- oder Zugfestigkeit) liegt in der Möglichkeit, mehrere Proben an einem Zahn, also der gleichen Zahnhartsubstanz, zu befestigen [155]. Analog zum Scherfestigkeitstest sind beim

Mikrozugversuch mehr vorbereitende Arbeitsschritte vonnöten. Dies erhöht die Gefahr, dass Fehler (z. B. frühzeitige Risse) bei der Probenherstellung auftreten und das Ergebnis beeinflussen [147, 156]. Als Bruchart wird vornehmlich adhäsives Versagen beim Zugversuch dokumentiert [156, 157]. Jeder Test birgt wie vorherig erläutert Vor- und Nachteile. Dies sollte bei jeder geplanten Studie bedacht werden [147]. Um Ergebnisse vergleichen zu können, wird empfohlen, nach einem standardisierten Prüfprotokoll vorzugehen. Das kann z. B. durch Einhalten von Normen wie der DIN EN ISO 29022:2013 oder ISO/TS 11405:2013 erreicht werden [152, 158]. Burke et al. fanden bei einer Analyse von 102 Studien zwischen 1998 und 2002 heraus, dass der Makroscherfestigkeitstest mit 46 % der am häufigsten verwendete Test zur Überprüfung der Dentinhafffestigkeit war [159]. Von Van Meerbeek et al. wurden 2009 in einer Literaturrecherche Haftfestigkeitsstudien analysiert. Hierbei wurde als am häufigsten angewendet der Mikrozugfestigkeitstest identifiziert – gefolgt von Makroscherfestigkeitstest, Mikroscherfestigkeitstest und Makrozugfestigkeitstest [147].

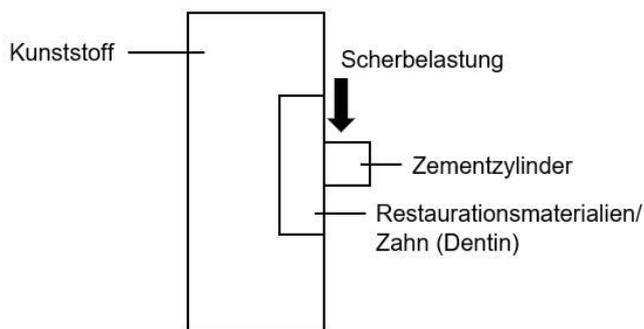


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Scherversuches (eigene Abbildung)

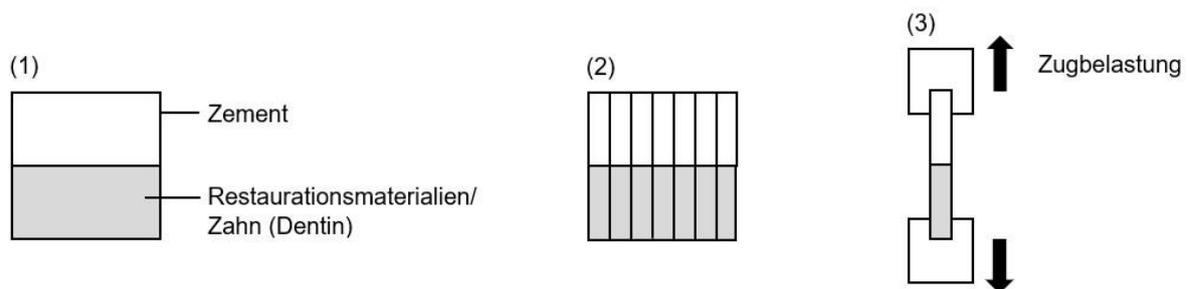


Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Zugversuches von links nach rechts: (1) verklebter Probenkörper, (2) Probenkörper wird zersägt (Stabförmig), (3) eingespannter Probenkörper in Zugmaschine, (eigene Abbildung)

Die vorliegende In vitro Studie zur Überprüfung der Scherfestigkeit (Makroscherfestigkeit) verschiedener Befestigungszemente zu unterschiedlichen Restaurationsmaterialien und Dentin wurde zwecks Standardisierung und Vergleichbarkeit nach DIN EN ISO 29022:2013 durchgeführt [150].

2 Material und Methoden

Im Rahmen dieser In vitro Studie wurden sechs unterschiedliche Befestigungszemente verwendet und deren Haftfestigkeit an verschiedenen Materialien miteinander verglichen. Hierbei wurde die Haftfestigkeit der Befestigungszemente zu verschiedenen Restaurationsmaterialien sowie Echtzähnen geprüft. Bei den Echtzähnen handelte es sich um dritte Molaren. Nachfolgend werden die unterschiedlichen Materialien vorgestellt sowie das Prüfverfahren und die Versuchsdurchführung geschildert. In Abbildung 3 ist schematisch die Versuchsdurchführung aufgezeigt.

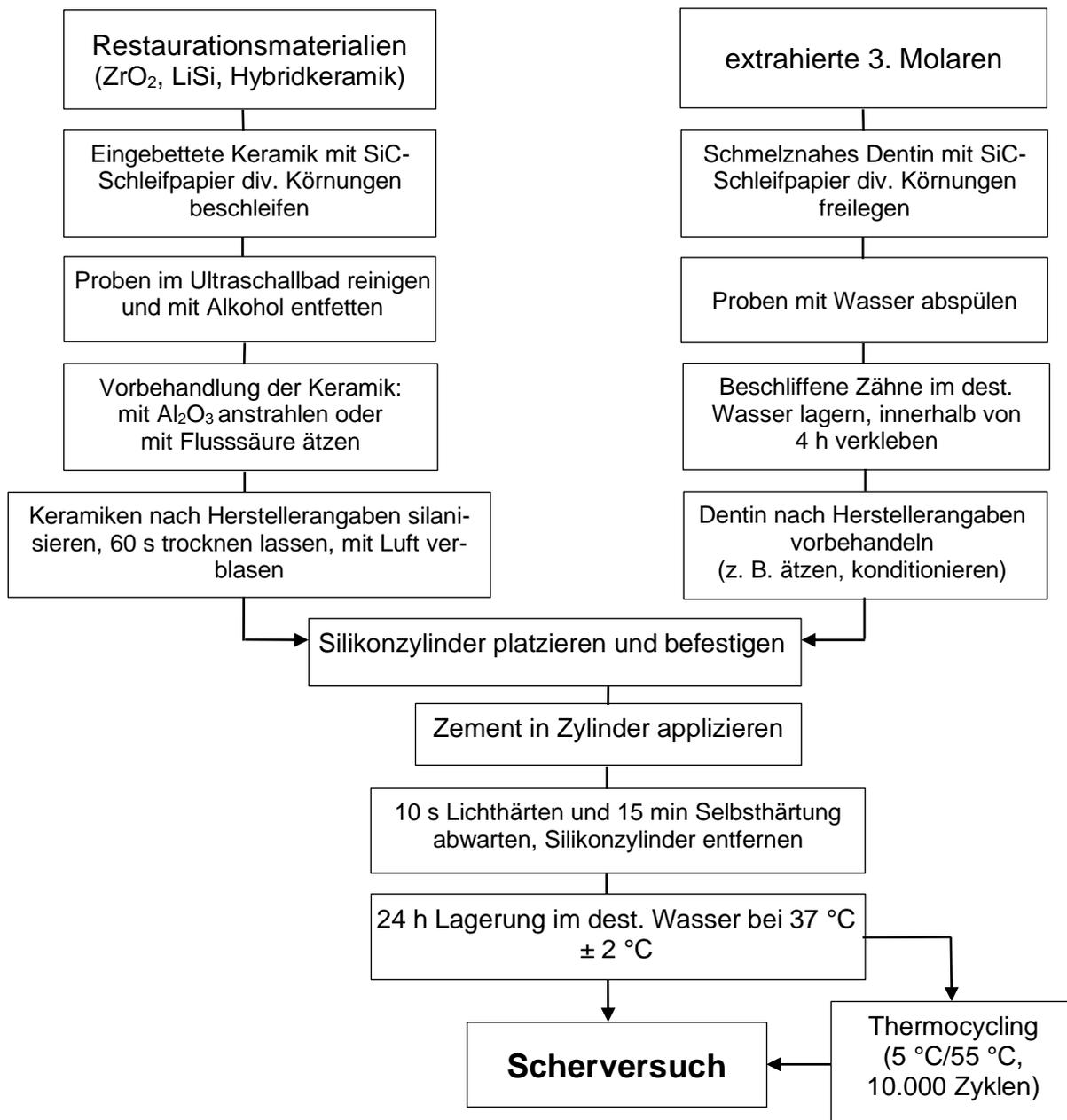


Abbildung 3: Flussdiagramm zur schematischen Darstellung der Versuchsdurchführung

2.1 Materialien und Prüfkörper

2.1.1 Restaurationsmaterialien

Die verwendeten Restaurationsmaterialien werden in der nachgestellten Tabelle 6 vorgestellt und beschrieben.

Tabelle 6: Verwendete Restaurationsmaterialien, nach Herstellerangaben

Material	Klassifikation	Zusammensetzung [%] (laut Hersteller)	Hersteller
IPS e.max [®] CAD MO	Lithiumdisilikat- Glaskeramik (LS ₂)	SiO ₂ 57 – 80 Li ₂ O 11 – 19 K ₂ O 0 – 13 P ₂ O ₅ 0 – 11 ZrO ₂ 0 – 8 ZnO 0 – 8 Al ₂ O ₃ 0 – 5 MgO 0 – 5 Färbende Oxide 0 – 8	Ivoclar Vivadent [2, 160]
Enamic [®]	Hybridkeramik	Keramikanteil (86 Gew.-%): SiO ₂ 58 – 63 Al ₂ O ₃ 20 – 23 Na ₂ 9 – 11 K ₂ 4 – 6 B ₂ O ₃ 0,5 – 2 ZrO ₂ < 1 KaO < 1 Polymeranteil (14 Gew.-%): UDMA (Urethandimethacrylat) TEGDMA (Trethylenglycoldimethacrylat)	Vita [126]
Ceramill [®] zolid ht+ Preshade	Zirkoniumdioxid (ZrO ₂)	ZrO ₂ + HfO ₂ + Y ₂ O ₃ ≤ 99 Y ₂ O ₃ 6,7 – 7,2 HfO ₂ ≤ 5 Al ₂ O ≤ 0.5 Andere Oxide ≤ 1	Amman Girrbach [161]
Extrahierte 3. Molaren	Dentin	Anorganisches Material (70 Gew.-%) Organisches Material (20 Gew.-%)	Patienten

2.1.2 Zemente

Für eine standardisierte und dem Hersteller entsprechende Vorbereitung sowie Konditionierung der Keramik diente eine übersichtliche Darstellung der verwendeten dentalen Befestigungsmaterialien (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: Auflistung der verwendeten Befestigungszemente, Konditionierungsmittel, Ätzgele und deren Zusammensetzung gemäß Hersteller

Material	Klassifikation	Zusammensetzung [%]		Hersteller
Panavia™ SA Universal	selbstadhäsiver Kompositzement	Paste A: 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat, Bisphenol A Diglycidylmethacrylat, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, Hydroxyethylmethacrylat, silanisierter Bariumgas-Füllstoff, silanierte und kolloidale Kieselerde, dl-Kampferchinon, Peroxid, Katalysatoren, Pigmente	Paste B: hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, Silanhaftvermittler, silanisierter Bariumgas-Füllstoff, Aluminiumoxid-Füllstoff, Oberflächenbehandeltes Natriumfluorid < 1%, dl-Kampferchinon, Beschleuniger, Pigmente	Kuraray Noritake [61]
Visalys® Cem-Core	dualhärtendes, adhäsives Befestigungs- und Stumpfaufbau-Komposit	42 Vol.-% anorganische Füllstoffe im Größenbereich von 0,2–20 µm, u. a.: Ytterbiumfluorid aliphatische Dimethacrylate (Polymerbasis)		Kettenbach Dental [162]
G-Cem Link-Force™	dualhärtender adhäsiver Kompositzement	62 Vol.% Füllstoffe Paste A: Bis-GMA, Urethanedimethacrylate, Dimethacrylate, Bariumglas, Initiatoren	Paste B: Bis-MEPP, Urethanedimethacrylate, Dimethacrylate, Bariumglas, Initiatoren	GC Europe [163]
Bifix® SE	dualhärtender, selbstadhäsiver Kompositzement	70 Gew.-% Füllstoffanteil Bifunktionelle Methacrylate, saure Methacrylate		Voco [164]
Ketac™ Cem Plus	Kunststoffmodifizierter Glasionomierzement	radiopaques FAS Glas, HEMA, Wasser, Füllstoffe, saure Monomere, Initiatoren		3M™ [34, 165]

Material und Methoden

Panavia™ V5	dualhärtender adhäsiver Kompositzement	Paste A: Bisphenol A Diglycidylmethacrylat, Triethyleneglycoldimethacrylat, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches, Dimethylacrylat, Initiatoren, Beschleuniger, silanisierter Bariumglas-Füllstoff, silanisierter Fluoroaluminosilikat-Glasfüller, Kolloidale, Kieselerde	Paste B: Bisphenol A Diglycidylmethacrylat, hydrophobes aromatisches Dimethylacrylat, hydrophiles aliphatisches Dimethylacrylat, silanisierter Bariumglas-Füllstoff, silanisierter Aluminiumoxid-Füller, Beschleuniger, dl-Kampferchinon, Pigment	Kuraray Noritake [166]
Monobond® Plus	Universalprimer	Alkoholische Lösung von: Silanmethacrylat, Phosphorsäuremethacrylat, Sulfidmethacrylat		Ivoclar Vivadent [167]
Syntac®	Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem für direkte und indirekte Restaurationen, bestehend aus: Syntac Primer Syntac Adhäsive Heliobond	Syntac Primer: Triethylenglycoldimethacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure, Aceton in wässriger Lösung Syntac Adhesive: Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd in wässriger Lösung	Heliobond: Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat, Stabilisatoren, Katalysatoren	Ivoclar Vivadent [53]
Clearfil™ Universal Bond Quick	lichthärtendes Einkomponentenadhäsiv	Bond: 10-Methacryloyloxydecyl-Dihydrogenphosphat (MDP), Bisphenol A Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydrophile Amidmonomere, Kolloidale Kieselerde, Silanhaftvermittler, Natriumfluorid, dl-Kampferchinon, Ethanol, Wasser	K-Etchant Syringe: Phosphorsäure, Wasser, Kolloidale, Kieselerde, Pigment	Kuraray Noritake [168]
IPS® Ceramic Ätzel	zum Vorbereiten von Glaskeramikrestaurationen	< 5 % Fluorwasserstoffsäure (HF)		Ivoclar Vivadent [160]
Vita Ceramic Etch	zum Vorbereiten von Restaurationen aus Feldspat-, Hybrid- und Glaskeramik	5 %iges Flusssäuregel (HF)		Vita [126]

2.2 Herstellung der Probenkörper

Um eine Standardisierung zu gewährleisten, wurden die Probenkörper für den Scherversuch nach DIN EN ISO 29022:2013 [150] vorbereitet. Da sich diese Norm lediglich auf die Präparation der Echtzähne bezieht, wurden die Prüfkörper der Restaurationsmaterialien zur besseren Vergleichbarkeit in Anlehnung an die DIN EN ISO 29022:2013 hergestellt.

2.2.1 Bearbeitung der Restaurationsmaterialien zu Probenplättchen

Zur Prüfung der Scherfestigkeit wurden quaderförmige Plättchen (5x5x2 mm) aus den jeweiligen Restaurationsmaterialien hergestellt. Nachfolgend werden die einzelnen Arbeitsschritte beschrieben.

2.2.1.1 Herstellung der Hybridkeramik-Plättchen

Als Hybridkeramik wurde Enamic[®], EM-14 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland) verwendet.

Die Hybridkeramik-Blöcke wurden in die Präzisionstrennsäge WOCO 50/MED (Uniprec Maschinenbau GmbH; Clausthal-Zellerfeld, Deutschland) eingespannt. Dann wurden sie unter konstanter Wasserkühlung in ca. 2 mm breite Scheiben gesägt. Anschließend wurden die Keramikscheiben mit Hilfe eines digitalen Messschiebers (Gustav Stursberg GmbH, Remscheid, Deutschland) auf ihre Breite überprüft.

Die Hybridkeramikscheiben wurden im Anschluss manuell mit einem Laborhandstück (K-POWERgrip™ 4941 (KaVo, Biberach/Riß, Deutschland)) und einer diamantierten Trennscheibe (edenta, Au, Schweiz) geviertelt und die Kanten mit einem Diamantschleifer (DCB 3; Komet Dental, Lemgo, Deutschland) gebrochen. Mithilfe eines digitalen Messschiebers wurden die Gesamtmaße der Keramikplättchen von 5x5x2 mm nochmals überprüft und bei einer Unterschreitung der Probenmaße von – 0,1 mm der angestrebten Probemaße aussortiert.

Die fertigen Keramikplättchen aus Enamic[®] wurden in einem mit destilliertes (dest.) Wasser befüllten Ultraschallbad (Omnident[®] S 30 H (Elma-Hans Schnidbauer GmbH & Co. KG, Singen, Deutschland)) für zehn Minuten gereinigt und auf einem Papier an der Luft getrocknet. Für den gesamten Versuch wurden 120 Hybridkeramik-Plättchen nach diesem Ablauf gefertigt.

2.2.1.2 Herstellung der Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Plättchen

Für den Versuch wurde die Lithiumdisilikat-Glaskeramik (IPS e.max[®] CAD MO, C 14 Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) eingesetzt.

Die Bearbeitung erfolgte analog zu der Hybridkeramik Enamic[®] (siehe 2.2.1.1 S.35) bis zu dem Arbeitsschritt der Reinigung im Ultraschallbad und anschließender Trocknung.

Daraufhin wurden die Glaskeramik-Plättchen im Keramikbrennofen Programat[®] EP 5000 (Ivoclar Vivadent AG) auf dem dafür vorgesehenen Brennträger platziert und mit dem Kristallisationsbrand IPS e.max[®] CAD MO nach Herstellerangaben gebrannt (siehe Anhang Tabelle 12). Für den gesamten Versuch wurden 120 Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Plättchen nach diesem Ablauf gefertigt.

2.2.1.3 Herstellung der Zirkoniumdioxid-Keramik-Plättchen

Die Zirkoniumdioxidkeramik (ZrO₂) Ceramill[®] zolid ht+ Preshade (Amman Girrbach, Koblach, Österreich) wurde als Blank mit den Maßen 98x16 mm verwendet. Laut Herstellerangaben hatte diese Charge Ceramill[®] zolid ht+ Preshade eine Sinterschrumpfung von 18,51 %. Aufgrund der Schrumpfung beim Sintern sind die nachfolgenden Maße größer als die Zielmaße der Keramikplättchen (5x5x2 mm).

Der Blank wurde mithilfe der CAD/CAM-Technologie frästechnisch bearbeitet. Zunächst wurden am Computer 52 Quader mit den Maßen 6,2x6,2x16 mm mittels einer Software in dem Blank platziert und durch die fünfsichtige Fräseinheit inLab MC X5 (Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) ausgefräst. Aus dem fertig gefrästen Ceramill[®] Rohling wurden die Quader mit einer diamantierten Fräse (ZR8390L (Komet Dental)) mithilfe des Laborhandstücks aus dem Rohling getrennt. Darauffolgend wurden die Überschüsse der Haltepins mit einem grünen Schleifer (DCB 3 (Komet Dental)) beseitigt.

Anschließend sind die Quader, welche sich noch im Weißlingszustand befanden, in 2,5 mm breite Scheiben geschnitten worden. Dies erfolgte mit einer Kapp- und Gehrungssäge KGS 80 (Proxxon, Wecker, Luxemburg). Die eingespannten Quader wurden durch eine Trennscheibe mit Gewebeeinlage trocken zersägt. Da es nicht möglich war, gleichmäßig breite Scheiben zu sägen, wurden die Keramikplättchen mithilfe

einer digitalen Schiebelehre auf ihre Breite überprüft. Bei Abweichungen der Breite wurde dies durch händisches Schmirgeln auf einem Siliziumcarbid (SiC) Schleifpapier der Körnung P500 (Hermes Schleifmittel GmbH; Hamburg, Deutschland) korrigiert. Schlussendlich wurden erneut die Maße (6,2x6,2x2,5 mm) der Keramikplättchen mittels einer digitalen Schiebelehre überprüft und bei einer Unterschreitung der Probenmaße von – 0,1 mm aussortiert.

Die Herstellung der Ceramill® zolid-Keramikplättchen wurde mit dem Sintervorgang abgeschlossen. Hierfür wurden die Keramikplättchen auf einem Programat® Dosto-Tray-Sintertisch (Ivoclar Vivadent) platziert und gemäß Sinterparameter von Amman Girrbaach (siehe Anhang Tabelle 13) durch manuelle Eingabe im Programat® S1 1600 Sinterofen (Ivoclar Vivadent) gesintert.

Die fertigen Keramikplättchen wurden in einem mit dest. Wasser befüllten Ultraschallbad (Omnident® S 30 H) für zehn Minuten gereinigt und auf einem Papier an der Luft getrocknet. Für den gesamten Versuch wurden 120 Zirkoniumdioxid-Keramikplättchen nach diesem Ablauf gefertigt.

2.2.2 Herstellung der Probenkörper mit den Keramik-Plättchen

Nach Abschluss der Fertigung aller Keramikplättchen mit den Maßen 5x5x2 mm wurden diese nacheinander in einer runden Silikonform platziert (siehe Abbildung 4). Mittels dieser Silikonform, mit einem Innendurchmesser von 3 cm, wurden Probenkörper hergestellt, welche in die Universalprüfmaschine (ZwickRoell GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) eingespannt werden konnten. Für die spätere Positionierung in der Universalprüfmaschine wurden die Keramikplättchen 2 – 3 mm vom Rand der Silikonform platziert. Anschließend wurde die Silikonform zur Hälfte mit dem Kunststoff Technovit® 4071 (Kulzer GmbH; Hanau, Deutschland) eingebettet. Nach einer Verarbeitungszeit von 1 – 2 Minuten und einer Aushärtezeit (bei 22 °C) von 5 – 7 Minuten konnte der jeweilige Prüfkörper aus der Silikonform entnommen werden.

Im Anschluss erfolgte die Kennzeichnung der Proben mit dem Laborhandstück.

Damit sich keine Kunststoffrückstände auf den Keramikplättchen vor dem Verkleben mit den Zementen befanden, wurden alle Probenkörper mit Nassschleifpapier aus Siliziumcarbid (SiC) bearbeitet. Dies erfolgte manuell und unter Wasserkühlung mithilfe der MetaServ® 3000 Grinder/Polisher (Buehler®; Lake Bluff, Illinois, USA).

Die Probenkörper der Lithiumdisilikat-Glaskeramik und der Hybridkeramik wurden mit dem SiC-Nassschleifpapier der Körnungen P500, P800, P1000 und P1200 (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg, Deutschland) plan geschliffen [116, 132, 169-172].

Bei den Probenkörpern der Zirkoniumdioxid-Keramik wurden die Körnungen P320, P500 und P800 (Hermes Schleifmittel GmbH) zur Bearbeitung verwendet [111, 157, 173, 174].

Nach dieser Bearbeitung war die Vorbereitung der Probenkörper abgeschlossen. Folglich konnten die Keramiken nach Herstellerangaben mit den Zementen verklebt werden.



Abbildung 4: Herstellung der Probenkörper (eigene Darstellung)
links: Keramikplättchen in Silikonform platziert
rechts: Probenkörper nach Vorbehandlung mit SiC-Nassschleifpapier

2.2.3 Herstellung der Probenkörper aus extrahierten 3. Molaren

Die Verwendung 3. Molaren zu Studienzwecken wurde durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität Würzburg bewilligt (Votum: 15/15). Die weitere Vorgehensweise richtete sich nach der Norm DIN EN ISO 29022:2013 [150]. Eine geschlechtliche oder altersspezifische Beschränkung der Patienten für die Zahnauswahl gab es nicht. Lediglich der Zahndurchbruch der 3. Molaren musste erfolgt sein. Die verwendeten 3. Molaren wurden nach Extraktion von der Wurzelhaut befreit und in 1 % wässriger Chloramin T-Lösung (Apotheke des Universitätsklinikums Würzburg, Würzburg) bei 4 ± 4 °C gelagert. Innerhalb von 6 Monaten nach Extraktion wurden die 3. Molaren für den Versuch genutzt. Vor der Versuchsnutzung wurden die extrahierten Zähne auf folgende Kriterien untersucht: Kariesfreiheit, frei von Restaurationen und Wurzelfüllungen.

Folgend wurden die Zähne für die Probenkörperherstellung vorbereitet und hierfür unter dest. Wasser gereinigt, sodass diese frei von dem Lösungsmittel Chloramin T waren. Um das Eindringen von flüssigem Kunststoff in die Pulpa des Zahnes zu verhindern, wurde vor dem Einbetten der Apex jedes Zahnes mit Peripherie Wachs (Surgident[®], Kulzer GmbH, Hanau) verschlossen. Die Zähne wurden ebenfalls, wie die Keramikplättchen in der Silikonform (Innendurchmesser von 3 cm) eingebettet. Platziert wurden die Zähne entweder mit der lingualen, bukkalen, mesialen oder distalen Seite zum Boden der Silikonform. Die Zahnkrone befand sich so nahe wie möglich am Rand der Silikonform. Zusätzlich wurden die 3. Molaren mittels Wachs (Surgident[®], Kulzer GmbH, Hanau) an der Wurzelspitze so in der Silikonform ausgerichtet, dass die später zu beschleifende Fläche der Zahnkrone, zum Freilegen des Dentins, parallel zum Boden der Silikonform ausgerichtet war. Abbildung 5 stellt schematisch die Vorbereitung der Probenkörper mit extrahierten 3. Molaren dar.

Anschließend erfolgte das Einbetten. Die 3. Molaren wurden vollständig mit flüssigem Kunststoff (Technovit[®] 4071, Kulzer GmbH, Hanau) bedeckt. Nach einer Aushärtezeit von 5 – 7 Minuten (bei 22 °C) wurden die fertig eingebetteten Zähne unverzüglich in dest. Wasser bei 4 ± 4 °C gelagert, bis diese für das Verkleben beschliffen wurden.

Um das schmelznahe Dentin der 3. Molaren frei zu legen, wurden die Probenkörper mit der MetaServ[®] 3000 Grinder/Polisher und SiC-Nassschleifpapier unter konstanter Wasserkühlung beschliffen. Im Rahmen der Empfehlung der ISO-Norm [150] wurden die Körnungen P180 (82 µm) und P500 (30 µm) (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg) verwendet. Nach dem Beschleifen wurde das Dentin gründlich mit dest. Wasser abgespült, um Schleifrückstände zu entfernen. Die beschliffenen Probenkörper wurden unverzüglich im dest. Wasser bei Raumtemperatur gelagert, um ein Austrocknen der freiliegenden Dentinkanälchen zu vermeiden.

Sobald das schmelznahe Dentin bei einem Probenkörper freigelegt war, musste der Versuchsschritt des Verklebens mit den Zementen innerhalb der folgenden vier Stunden vollständig durchgeführt werden.

Im weiteren Verlauf wurde das Dentin nach Herstellerempfehlung der jeweiligen Zemente für das Aufbringen der Befestigungsmaterialien vorbereitet.



Abbildung 5: Herstellung der Probenkörper mit extrahierten 3. Molaren (eigene Darstellung)

2.3 Aufbringen der Zementzylinder auf die Probenkörper

Vor dem Applizieren der Zemente auf die Restaurationsmaterialien und die beschliffenen 3. Molaren, wurden die unterschiedlichen Materialien nach Herstellerempfehlung der Restaurationsmaterialien bzw. der Zemente vorbereitet. Zuvor wurden alle Probenkörper zuerst für zehn Minuten in dem Ultraschallbad mit dest. Wasser gereinigt und mit ölfreier Druckluft getrocknet. Anschließend wurde jedes Keramikplättchen mit 80 %igem Ethanol (Otto Fischar GmbH & Co. KG, Saarbrücken) nochmals gesäubert und mit ölfreier Druckluft getrocknet.

2.3.1 Vorbereitung der Restaurationsmaterialien vor dem Verkleben

2.3.1.1 Vorbereitung der Hybridkeramik Probenkörper

Die Probenkörper der Hybridkeramik Enamic® wurden nach Herstellerempfehlung (VITA Zahnfabrik) mit der herstellereigenen Flusssäure VITA Ceramics Etch (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) für 60 s geätzt, unverzüglich wurde das Ätzgel unter dest. Wasser entfernt und die Proben für mindestens 60 s unter fließendem dest. Wasser gereinigt. Schließlich wurden die Probenkörper 20 s mit ölfreier Luft getrocknet und die Keramikplättchen nach Herstellerangaben der Zemente konditioniert.

2.3.1.2 Vorbereitung der Lithiumdisilikat-Glaskeramik Probenkörper

Bei der IPS e.max® CAD MO wurden die Keramikplättchen ebenfalls nach Herstellerempfehlung mit der firmeneigenen Flusssäure IPS® Ceramic Ätzgel (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) vorbereitet. Sie wurden für 20 s geätzt, unverzüglich unter fließendem dest. Wasser für 60 s von Ätzgel gesäubert und für 20 s mit ölfreier Luft getrocknet. Im Anschluss wurden die Keramikplättchen nach Herstellerangaben der Zemente konditioniert.

2.3.1.3 Vorbereitung der Zirkoniumdioxid-Keramik Probenkörper

Die Zirkoniumdioxid-Keramik wurde nach Herstellerempfehlung mit Aluminiumoxid (Al_2O_3) der Körnung $110\ \mu\text{m}$, 2 bar und einem Abstand von 1 cm abgestrahlt. Nach dieser Vorbereitung wurden alle Probenkörper im Ultraschallbad mit dest. Wasser für zehn Minuten gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Abschließend konnte das Zirkoniumdioxid nach Herstellerangaben der Zemente konditioniert werden.

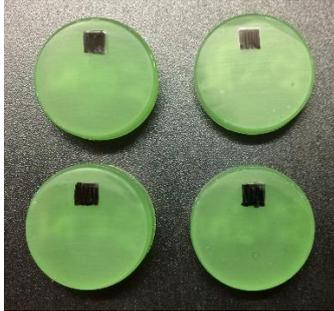


Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der geschwärtzten ZrO_2 -Keramikplättchen vor dem Abstrahlen (eigene Darstellung)

2.3.1.4 Konditionierung der Keramik Probenkörper

Nach der individuellen Vorbereitung der drei Keramiken wurden diese im Weiteren gemäß Herstellerempfehlung der Zemente konditioniert wie in folgendem Schaubild dargestellt.

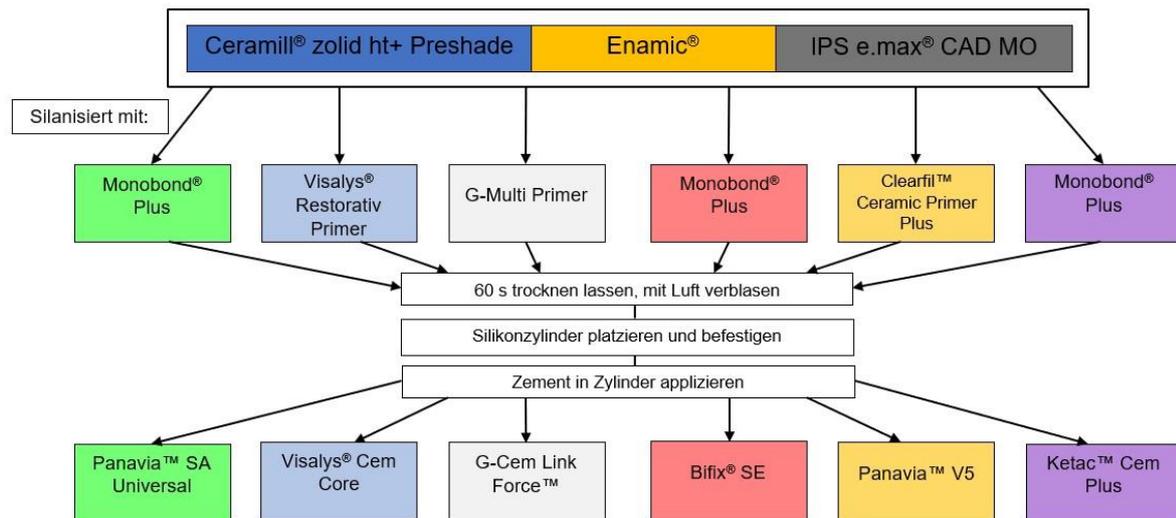


Abbildung 7: Arbeitsschritte der Konditionierung bei allen Keramiken mit den zementspezifischen Primern (eigene Abbildung)

Der Zement Panavia™ SA Universal (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) beinhaltet laut Herstellerangaben die Monomere LCSi (Long Carbon-chain Silan Coupling Agent) und MDP. Das LCSi-Monomer fungiert als Silanhaftvermittler und geht eine chemische Haftung über Silan-Gruppen zu allen Keramiken (inkl. Lithiumdisilikat-Glas-keramik, Hybridkeramik) und Kompositen ein. Mithilfe des MDP-Monomers kann über Phosphorsäure-Methacrylate ein chemischer Verbund zu Zirkoniumdioxid-Keramiken, Metalllegierungen sowie zur Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin) hergestellt werden. Demnach kann der Zement direkt für das Eingliedern in die Restauration appliziert werden – ohne zusätzliche Konditionierung der Keramiken und der Zahnhartsubstanz. Um hohe Haftwerte zu erhalten, wurde der Probenumfang für die drei Keramiken zusätzlich mit dem Universalprimer Monobond® Plus (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) konditioniert.

Für den Zement Visalys® CemCore (Kettenbach GmbH & Co. KG; Eschenburg) wurde nach Herstellerangaben der Visalys® Restorativ Primer (Kettenbach GmbH & Co. KG; Eschenburg) für alle drei Keramiken verwendet.

Bei dem Zement G-Cem LinkForce™ (GC Europe N.V.; Leuven, Belgien) wurde der herstellereigene G-Multi Primer (GC Europe N.V) für alle Keramiken genutzt.

Wie bei Panavia™ SA Universal enthält auch Bifix® SE (VOCO GmbH; Cuxhaven) konditionierende Monomere. Demzufolge entfällt das Konditionieren der

Restaurationsmaterialien. Laut Herstellerangaben ist ein zusätzliches Konditionieren mit handelsüblichen Silanen möglich. Hierzu wurde der Universalprimer Monobond® Plus für hohe Haftwerte verwendet.

Die Keramiken wurden für den Zement Panavia™ V5 (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) mit dem vom Hersteller vorgegebenen Clearfil™ Ceramic Primer Plus (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) konditioniert.

Eine Ausnahme bildete der kunststoffmodifizierte Glasionomierzement Ketac™ Cem Plus (3M™ Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland). Hier wurden die Probenkörper der Lithiumdisilikat-Glaskeramik und der Hybridkeramik nicht vorbereitet (somit nicht geätzt), da gemäß Herstellerangaben keine Vorbereitung notwendig ist. Auch der Arbeitsschritt des Konditionierens wurde für Ketac™ Cem Plus nicht als notwendig beschrieben. Für hohe Haftwerte wurden die Keramiken mit Monobond® Plus konditioniert.

Da kein Haftverbund von Ketac™ Cem Plus zu den nicht geätzten Keramiken entstand, wurde eine zweite Probenreihe gestartet. Zu diesem Zweck wurden die Keramiken vorbereitet (geätzt), mit Monobond® Plus konditioniert und verklebt.

Alle im oberen Teil aufgeführten Primer wurden mithilfe einer Mikrobrush dünn auf die Proben der jeweiligen Keramiken für die sechs Zemente aufgetragen. Es wurde darauf geachtet, dass keine Pfützen entstanden. Hierfür wurden die Primer einmassiert, für 60 s trocknen gelassen und anschließend mit ölfreier Luft verblasen. Nach dem Konditionieren waren die Keramikproben für das Verkleben vorbereitet.

2.3.2 Vorbereitung des Dentins

Das Dentin der beschliffenen 3. Molaren wurde innerhalb von 4 h nach dessen Freilegen für das Aufbringen der Befestigungszemente gemäß der Herstellerangaben der jeweiligen Zemente vorbereitet. In der nachfolgenden

Abbildung 8 ist die Konditionierung des Dentins schematisch dargestellt und wird im weiteren Text beschrieben.

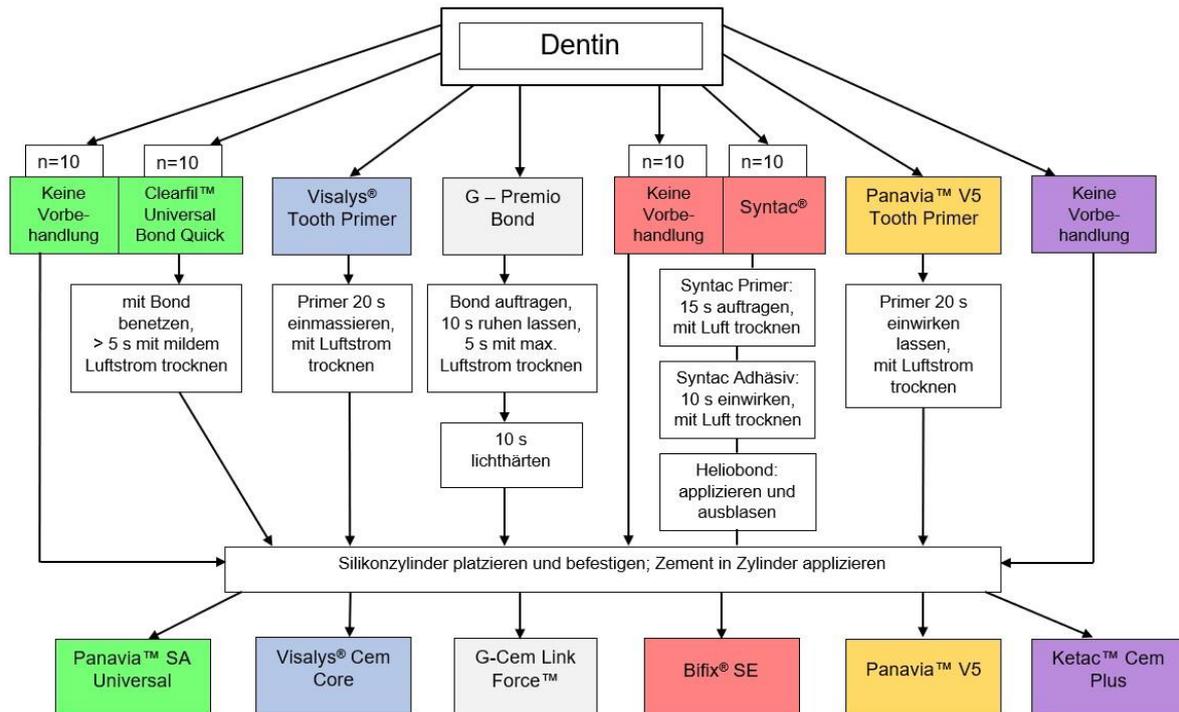


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Dentin Konditionierung vor dem Verkleben (eigene Abbildung)

Für den Zement Panavia™ SA Universal (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) wurde der Probenumfang auf n=20 verdoppelt. Bei zehn Prüfkörpern fand keine Konditionierung statt (eine Durchführung gemäß Herstellerangaben), da der Zement das selbststützende Monomer MDP beinhaltet. Im Rahmen der zweiten Hälfte der Proben wurde ebenfalls nach Herstellerangaben optional das Dentin vorbehandelt. Hierfür wurde das Dentin mit Clearfil™ Universal Bond Quick (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) benetzt und für mehr als 5 s mit ölfreier Luft getrocknet.

Die Dentinvorbereitung für den Zement Visalys® CemCore wurde mit dem herstellereigenen Primer durchgeführt. Der Visalys® Tooth Primer wurde 20 s in das Dentin einmassiert und schließlich mit ölfreier Luft getrocknet.

Das G-Premio Bond fand für die Vorbehandlung des Dentins für den Zement G-Cem LinkForce™ Verwendung. Dies wurde auf das Dentin aufgetragen und für 10 s ruhen gelassen, mit maximalem ölfreiem Luftstrom getrocknet und anschließend für 10 s mit Elipar™ FreeLight™ 2, 1200 mW/cm² (3M™ Deutschland GmbH, Neuss) lichtgehärtet.

Wie bei Panavia™ SA Universal wurde auch der Probenumfang beim selbstadhäsiven Bifix SE (VOCO GmbH; Cuxhaven) verdoppelt. Daraus folgend wurden zehn Proben ohne Vorbehandlung direkt verklebt. Die zusätzliche Vorbehandlung des Dentins wird nach Herstellerangaben gestattet. Da hierfür allerdings keine Produktvorschläge vorliegen, wurde Syntac® verwendet. Syntac® ist ein Schmelz-Dentin-Adhäsivsystem und besteht aus drei Komponenten: Syntac Primer, Syntac Adhäsiv und Heliobond. Zuerst wurde das Dentin mit einem 37 %-igem Phosphorsäuregel (Prisman GmbH, Lorsch, Deutschland) für 15 s geätzt, 20 s mit dest. Wasser abgespült und mit ölfreier Luft leicht getrocknet. Danach wurde der Syntac Primer für 15 s aufgetragen und mit ölfreier Luft getrocknet. Es folgte das Syntac Adhäsiv. Dieses wirkte für 10 s ein und wurde ebenfalls mit ölfreier Luft getrocknet. Abschließend wurde das Heliobond appliziert und dünn ausgeblasen.

Der Panavia™ V5 Tooth Primer (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main) wurde gemäß Herstellerangaben für die Vorbehandlung des Dentins für den Zement Panavia™ V5 genutzt. Dieser wurde auf das Dentin aufgetragen und für 20 s ruhen gelassen, anschließend mit ölfreier Luft getrocknet.

Eine Vorbehandlung des Dentins für den Zement Ketac™ Cem Plus (3M™ Deutschland GmbH, Neuss) erfolgte nicht. Stattdessen wurde direkt der Zement auf das Dentin appliziert.

2.3.3 Aufbringen der Zemente auf die vorbereiteten Probenkörper

Die vorbereiteten Keramikplättchen und beschliffenen 3. Molaren wurden wie in den obigen Abschnitten beschrieben für die jeweiligen Zemente vorbehandelt. Auf die vorbereitete Fläche der Restaurationsmaterialien und die Dentinfläche wurde anschließend jeweils eine Schablone, welche einen definierten Zylinder mit einem Lochdurchmesser von $2,38 \pm 0,03$ mm (DIN EN ISO 29022:2013) hatte, platziert. Danach wurden die unterschiedlichen Befestigungsmaterialien in den Zylinder eingebracht: Zuerst wurde der Boden des Zylinders mit Zement bedeckt und mithilfe einer Lupenbrille auf Blasenfreiheit kontrolliert. Danach wurde der Probenzylinder zu zwei Dritteln mit Zement befüllt und – wenn vorhanden – Überschüsse mit einem dafür geeigneten Instrument entfernt. Schließlich wurden alle Zementzylinder mit einer LED-Polymerisationslampe (Elipar™ FreeLight™ 2, 3M™ Deutschland GmbH, Neuss), welche eine Leistung von 1200 mW/cm^2 hat, für 20 s lichtgehärtet. Im weiteren Verlauf wurde die

Selbsthärtung der Zemente abgewartet. Um sicherzustellen, dass diese abgeschlossen war, wurde bei allen Proben erst nach 15 Minuten die formgebende Schablone vom Zementzylinder entfernt. Vor der Lagerung im Wasserbad wurden die Zementzylinder durch visuelle Kontrolle, mithilfe einer Lupenbrille, auf Blaseneinschlüsse oder Fehler beim Verkleben überprüft (z. B. Zementzylinder wurde nicht exakt auf dem Restaurationsmaterial oder dem Dentin platziert). Probenkörper mit defizitären Zementzylindern wurden aussortiert und die Verklebung wiederholt. Hierfür wurde der Probenkörper nochmals beginnend bei dem Arbeitsschritt des Beschleifens mit SiC-Nassschleifpapier (siehe Absatz 2.2.2 Herstellung der Probenkörper mit den Keramik-Plättchen) der Vorbehandlung unterzogen. Bei Mängeln an verklebten 3. Molaren wurden die Proben verworfen und neue Probenkörper zum Verkleben beschliffen. Überschüssiger Zement an der Verbundfläche wurde mittels Skalpell (Skalpellhalter Nr. 3 mit Skalpellklinge Fig. 10) entfernt.

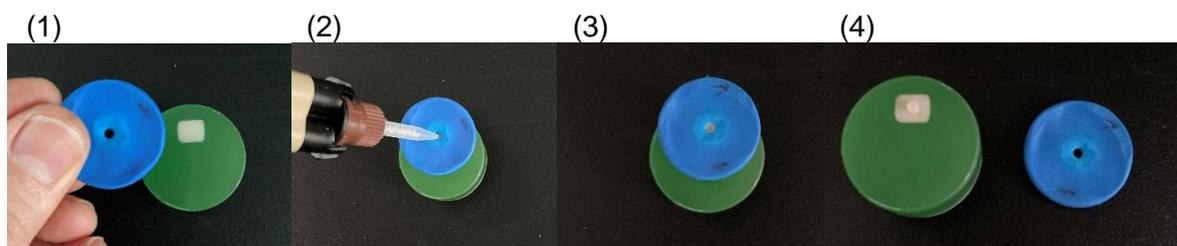


Abbildung 9: Beispielhafte Darstellung des Zement Applizierens von links nach rechts: (1) Zylinderschablone platzieren, (2) Zement einfügen, (3) Lichthärtung und Selbsthärtung abwarten, (4) Entformen und Kontrolle der Probe. (eigene Abbildung)

Anschließend wurden die kontrollierten Proben für 24 ± 2 h im Wasserbad mit dest. Wasser bei 37 ± 2 °C gelagert. Nach diesen 24 ± 2 h wurde der Zeitpunkt „0“ definiert. Die Proben ohne Alterung, also die Hälfte des gesamten Probenumfangs, wurden hier nach dem Scherversuch unterzogen. Die andere Hälfte des Probenumfangs wurde nach dem Zeitpunkt „0“ für 10.000 Zyklen bei 5 °C/55 °C in den Thermocycler (universitätsintern hergestellt und geprüft) gegeben. Die Verweildauer in den 5 °C/55 °C temperierten Becken betrug jeweils 30 s, der Wechsel zwischen den Becken dauerte 7 s. Erst nach erfolgter Alterung wurden diese Proben abgeschert.

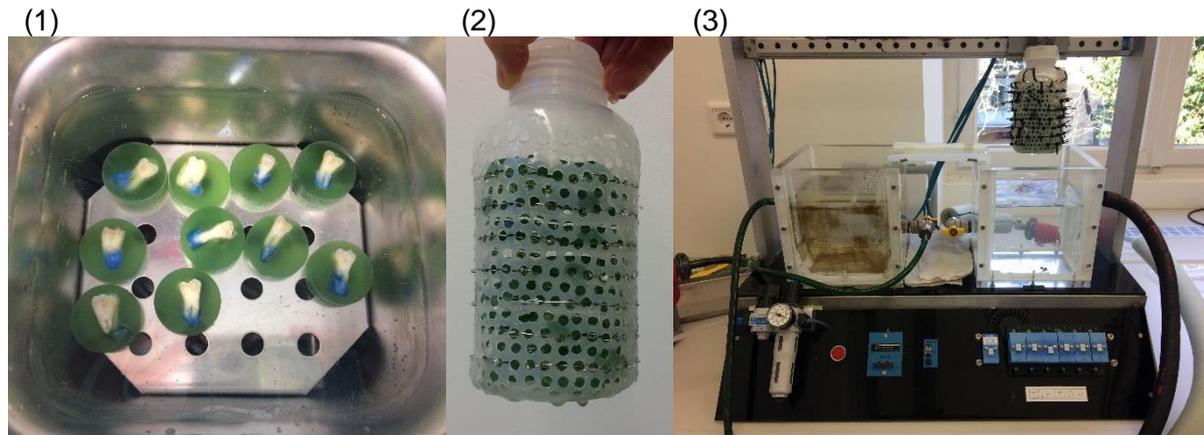


Abbildung 10: (1) Lagerung der Proben in dest. Wasser für ± 24 h, (2) Probengefäß mit geschichteten Probenkörpern vor Alterung, (3) Thermocycler mit Probengefäß während der Wechselbadbelastung; (eigene Abbildung)

Vor der Durchführung des Scherversuches wurde der Durchmesser jedes Zementzylinders unter dem Stereomikroskop Leica EZ4 W (Leica Microsystems GmbH, 35578 Wetzlar) mit einer 5 Mega-Pixel Kamera bei 20facher Vergrößerung vermessen und dokumentiert (siehe Fotodokumentation im Anhang).

2.4 Scherversuch

2.4.1 Aufbau der Versuchsdurchführung

Alle Restaurationsmaterialien (IPS e.max[®] CAD MO, Enamic[®], Ceramill[®] zolit ht+ Preshade) und die extrahierten 3. Molaren wurden mit einem Probenumfang n=10 für die vier zu prüfenden Zemente (Panavia[™] SA Universal, Visalys[®] CemCore, G-Cem LinkForce[™], Bifix[®] SE), sowie den zwei Zementen der Kontrollgruppe (Panavia[™] V5 und Ketac[™] Cem Plus) für den Scherversuch verklebt (siehe nachfolgende Tabelle 8).

Tabelle 8: Darstellung des Versuchsaufbaus mit Probenumfang (n)

Zemente Rest. material	Befestigungszemente (adhäsiv)								Kontrollgruppe (adhäsiv/konventionell)			
	Panavia™ SA Universal		Visalys® CemCore		G-CEM LinkForce™		Bifix® SE		Panavia™ V5		Ketac™ Cem Plus	
ohne/mit Alterung	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.
ZrO ₂	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10
Hybrid- keramik	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10
LiSi- Keramik	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10	n=10
extrahierte 3. Molaren	n=20	n=20	n=10	n=10	n=10	n=10	n=20	n=20	n=10	n=10	n=10	n=10

Beim Standardprotokoll wurden alle Restaurationsmaterialien und extrahierten 3. Molaren vorbereitet und mit den sechs zu prüfenden Zementen und einem Probenumfang von n=10 verklebt. Ein spezielles Prüfprotokoll wurde für das Verkleben der Zemente Panavia™ SA Universal und Bifix® SE zu den extrahierten 3. Molaren erstellt. Da die Zemente Haftvermittler und Konditionierungsmittel beinhalten, entfällt gemäß Herstellerangaben das Konditionieren von Dentin. Demnach wurde das Dentin der extrahierten 3. Molaren nicht vorbehandelt und ergab einen Probenumfang von n=10. Laut Herstellerangaben ist ein zusätzliches Konditionieren aber möglich, was bei einem Probenumfang von n=10 umgesetzt wurde (siehe Abschnitt 2.3.2 S. 43). Hieraus ergab sich der Gesamtprobenumfang von n=20.

2.4.2 Durchführung Scherversuch

Der Probenumfang ohne Alterung wurde nach dem definierten Zeitpunkt „0“ dem Scherversuch unterzogen, die Proben mit Alterung erst nach der Alterung von 10.000 Zyklen bei 5 °C/55 °C im Thermocycler (universitätsintern hergestellt und geprüft).

Für den Scherversuch wurde die Universalprüfmaschine Zwicky 2,5 kN (ZwickRoell GmbH & Co. KG; Ulm) verwendet und nach DIN EN ISO 29022:2013 der Versuch mittels „Abschervorrichtung mit ausgesparter Klinge“ durchgeführt [150]. Die Aussparung ist halbmondförmig. Der Zementzylinder wurde mittig in dieser platziert (siehe Abbildung 11). Jeder Probenkörper wurde parallel zur Abscherklinge ausgerichtet. Der

Abstand zwischen der Klinge und dem Restaurationsmaterial bzw. dem Dentin betrug 0,5 mm, damit kein Kontakt zwischen Klinge und Restaurationsmaterial bzw. Dentin entstehen konnte.

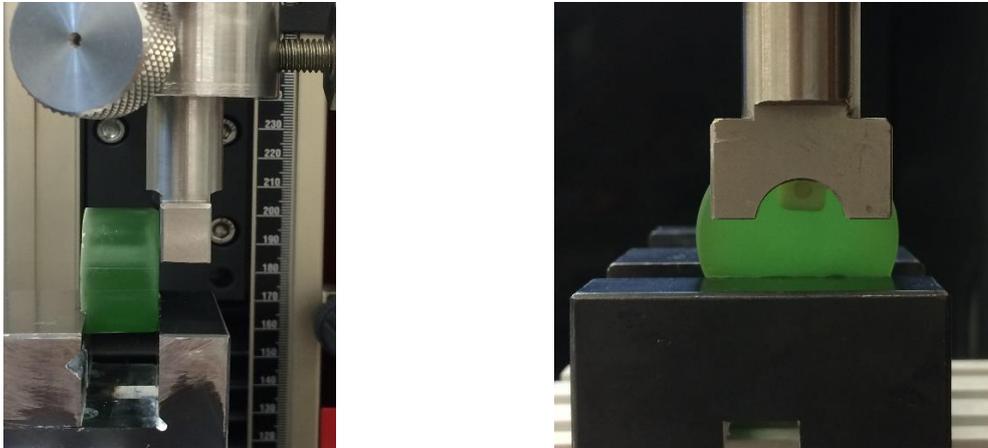


Abbildung 11: Darstellung des eingespannten und ausgerichteten Prüfkörpers vor der Scherprüfung mit ausgesparter Klinge nach DIN-Norm [150] (eigene Abbildung); links: Seitansicht; rechts: Frontalansicht

Nach der Platzierung sowie Ausrichtung jedes Probenkörpers zur ausgesparten Klinge, wurde über das Prüfprogramm der Universalprüfmaschine kontrolliert, dass keine vorzeitige Belastung des Zementzylinders stattfand.

Im Anschluss fand der Scherversuch mit einer Traversengeschwindigkeit von $1,0 \pm 0,1$ mm/min bis zum Bruch statt. Abbildung 12 zeigt eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.

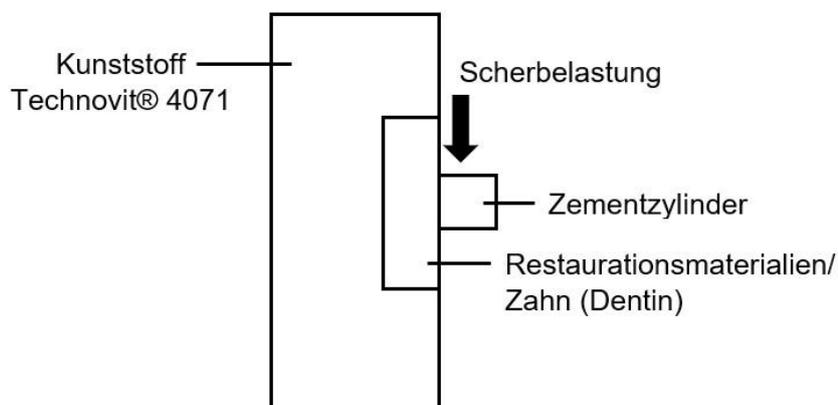


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Scherversuches, modifiziert nach DIN EN ISO 29022:2013 (eigene Abbildung)

Ein Prüfprotokoll wurde mithilfe der Prüfsoftware testXpert® II (ZwickRoell GmbH & Co. KG; Ulm) für jede Probenreihe erstellt. In diesem Protokoll wurden der Durchmesser des Zylinders, die maximal erreichte Kraft [N] bis zum Bruch sowie der Mittelwert und die Standardabweichung der Messserie aufgezeichnet. Ferner wurde die Scherfestigkeit (Scherspannung) gemäß Formel (1) errechnet und in MPa angegeben.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

σ : Scherspannung (MPa)

F : Bruchlast (N)

A : Klebefläche (mm²)

Die errechneten Scherfestigkeitswerte in MPa wurden tabellarisch in Excel (Version 2002, Microsoft Office) aufgelistet (siehe Tabelle 9, S.67). Hieraus konnten die Minimal-, Maximal-, Mittelwerte, Median und Standardabweichungen abgelesen werden. Dies wurde in Tabellen und entsprechenden Grafiken dargestellt.

2.4.3 Analyse der Brucharten

Nach erfolgtem Scherversuch wurden alle abgescherten Probenkörper unter einem Stereomikroskop (EZ4W, Leica Microsystems GmbH) mit 16-facher Vergrößerung analysiert, um die Bruchart nach DIN EN ISO 29022:2013 festzulegen. Im Ergebnisteil (Tabelle 10 auf S.75) sind die Brucharten zu den jeweiligen Befestigungszementen und den unterschiedlichen Restaurationsmaterialien detailliert aufgelistet.

Die Brucharten gliedern sich wie folgt: adhäsiver Bruch zwischen Restaurationsmaterial/Zahn, kohäsiver Bruch im Restaurationsmaterial/im Dentin sowie kohäsiver Bruch im Befestigungszement und gemischter Bruch [150]. Nachfolgend werden die Brucharten beschrieben und bildlich dargestellt.

Bei einem adhäsiven Bruch (siehe Abbildung 13) versagte der Haftverbund an der Grenzfläche zwischen dem Restaurationsmaterial/Dentin und dem Befestigungszement. Hier wird der Zementzylinder vollständig von der verklebten Fläche abgeschert.

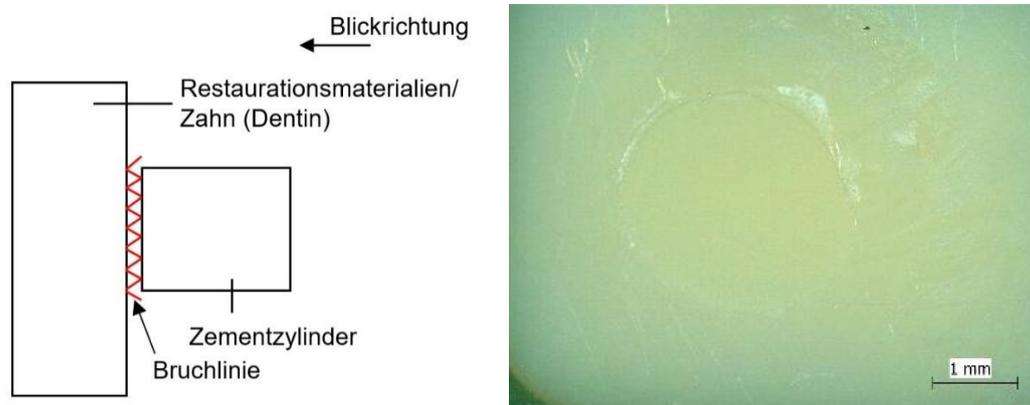


Abbildung 13: Adhäsiver Bruch zwischen Restaurationsmaterial und Befestigungszement, (eigene Abbildung)

links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe

Kommt es zu einem kohäsiven Bruch (siehe Abbildung 14 und Abbildung 15), so bleibt der Haftverbund zwischen Restaurationsmaterial bzw. dem Dentin und dem Befestigungszement bestehen. Hier wird zwischen dem kohäsiven Bruch im Material (hier Restaurationsmaterial oder Dentin) und dem Bruch im Befestigungszement unterschieden. Somit bricht entweder eine „Scherbe“ aus dem Restaurationsmaterial bzw. dem Dentin heraus oder der Bruch verläuft ausschließlich im Befestigungszement.

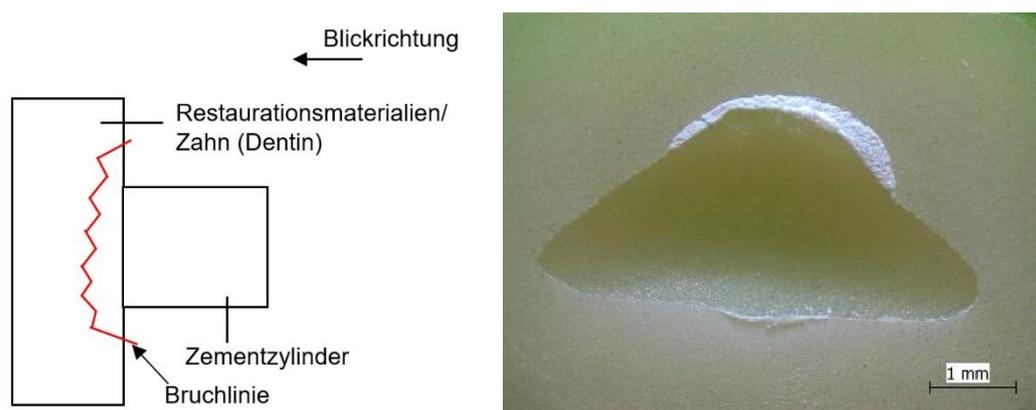


Abbildung 14: Kohäsiver Bruch im Restaurationsmaterial, (eigene Abbildung)

links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe



Abbildung 15: Kohäsiver Bruch im Befestigungszement, (eigene Abbildung)
links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe

Der gemischte Bruch (siehe Abbildung 16) beinhaltet das Auftreten vom adhäsiven und kohäsiven Versagen. Dies zeigt sich anteilig im Bruch des Restaurationsmaterials bzw. des Dentins und im Befestigungszement. Hier verbleiben beispielhaft einerseits Rückstände von Zement auf der Oberfläche der Restaurationsmaterialien bzw. auf dem Dentin, mit gleichzeitigem Bruch an der Grenzfläche zwischen den Materialien. Andererseits kann ein Bruch im Restaurationsmaterial bzw. im Dentin mit einem Verbundversagen zwischen den Materialien (Keramiken bzw. Dentin) und dem Zement vorliegen.

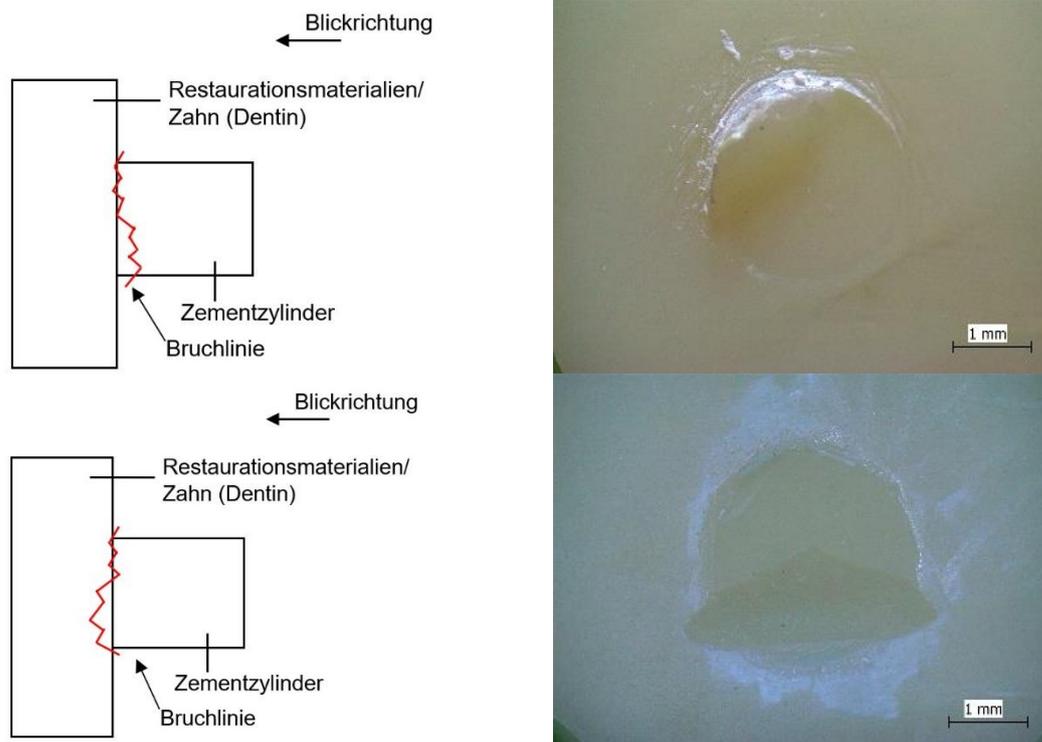


Abbildung 16: Gemischter Bruch (Beispielhaft zwei Bruchmöglichkeiten), (eigene Abbildung) links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe

2.4.4 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der Scherversuche wurden selbstständig mithilfe der Statistiksoftware SPSS® Statistics V25 (IBM® Deutschland GmbH, Ehningen) ausgewertet. Hierfür wurden der Kolmogorov-Smirnov-Test, der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Zur Überprüfung einer Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewendet. Hier wurden sowohl normalverteilte als auch nicht normalverteilte Probengruppen ermittelt. Daher fand der nicht parametrische Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben Anwendung, um Unterschiede zwischen den Gruppen zu erfassen. Das Signifikanzniveau wurde auf $p=0,05$ festgelegt. So konnte festgestellt werden, dass ein Unterschied der zentralen Tendenz zwischen den Probengruppen und somit den Haftwerten vorlag. Deshalb wurden anschließend mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests gezielte Paarvergleiche bestimmter Probengruppen durchgeführt. Zur Korrektur des Fehlers erster Art (alpha-Fehler) wurde die Korrektur nach Bonferroni-Holm, ein Post-hoc-Test, angewandt. Hierdurch wurde ein neues Signifikanzniveau von $p<0,001$ festgelegt.

3 Ergebnisse

Die nachfolgenden Ergebnisse werden nach den Befestigungsmaterialien gegliedert. Somit werden die Haftwerte der Zemente zu allen Restaurationsmaterialien und dem Dentin verglichen. Ebenso werden die Haftwerte aller Befestigungszemente ohne (o. A.) und mit erfolgter künstlicher Alterung (m. A.) gegenübergestellt.

Da sowohl normalverteilte als auch nicht normalverteilte Probengruppen vorlagen, fand die nichtparametrische Statistik Anwendung. Die Scherfestigkeitswerte wurden in Boxplot-Diagrammen graphisch dargestellt. In Abbildung 17 ist der Aufbau eines Boxplot-Diagramms zu sehen. Ein Boxplot besteht immer aus einem Rechteck, der sogenannten Box und zwei T-förmigen Linien, welche die Box verlängern und als „Antennen“ oder „Whisker“ bezeichnet werden. Die Box, auch Interquartilsabstand (IQR) genannt, kennzeichnet den Bereich in welchem 50 % der Messwerte liegen. Innerhalb der Box ist der Mittelwert als Kreuz gekennzeichnet. Als durchgezogene Linie ist der Median in der Box markiert. Diese Linie teilt das gesamte Diagramm in zwei Hälften, sodass jeweils 50 % der Daten oberhalb und unterhalb der Linie liegen. Die Höhe der Box gibt die Streuung der Verteilung an. Hierbei kennzeichnet der Unterrand der Box das untere Quartil (Q_1). Die kleinsten 25 % der Messwerte liegen auf oder unter dem Rand der Box. Das obere Quartil (Q_3) entspricht dem oberen Rand der Box. Somit liegen 75 % der Messdaten auf oder unterhalb dieses Randes. Der Endpunkt des oberen Whiskers entspricht dem Maximalwert der erhobenen Daten, der untere Whisker kennzeichnet den Minimalwert. Als „normale“ Ausreißer werden Messwerte dargestellt, die außerhalb des 1,5-fachen bis 3-fachen des IQR liegen und mit einem (°) markiert. „Extreme“ Ausreißer liegen über dem 3-fachen Wert des IQR und werden zusätzlich mit beispielsweise einem Stern gekennzeichnet. [175, 176]

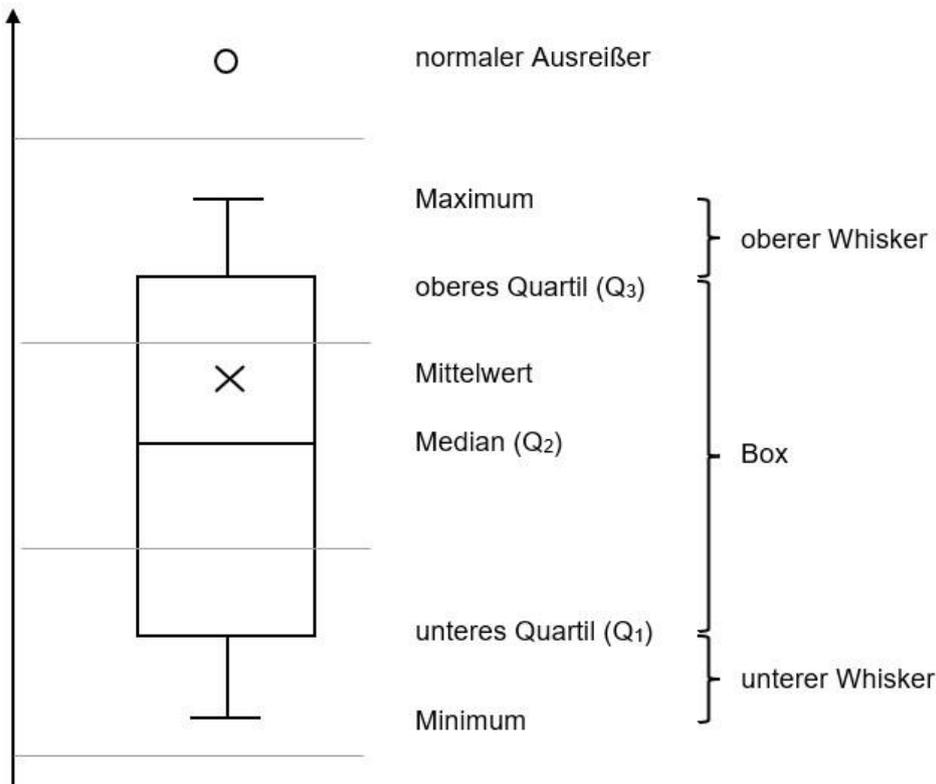


Abbildung 17: Schematische Darstellung Boxplot-Diagramm (eigene Abbildung)

Im Weiteren wird die Bruchart (adhäsiv, kohäsiv, gemischter Bruch), welche nach dem Scherversuch bei jedem Probenkörper untersucht wurde, dokumentiert.

3.1 Scherfestigkeit der Befestigungsmaterialien

Tabelle 9 gibt einen Überblick über die Scherfestigkeiten. Lagemaße mit der Auflistung von Mittelwert (M), Standardabweichung (SD), Median, Maximum (Max.) und Minimum (Min.). In folgenden Boxplot-Diagrammen wird die Zirkoniumdioxidkeramik Ceramill® zolid ht+ PS in Grün, die Hybridkeramik Enamic® in Blau, die Lithiumdisilikatkeramik IPS® e.max CAD in Gelb, das Dentin in Rot, sowie das Dentin mit zusätzlicher Konditionierung (Dentin+B) in Grau dargestellt. Die jeweils dunkleren Farben zeigen die gemessenen Haftfestigkeiten ohne Alterung sowie die helleren Farben die gemessenen Haftfestigkeiten nach künstlicher Alterung.

3.1.1 Panavia™ SA Universal

Die ermittelten Ergebnisse von Panavia™ SA Universal zu den unterschiedlichen Restaurationsmaterialien und dem Dentin mit und ohne zusätzlicher Konditionierung sind im Boxplot-Diagramm in Abbildung 18 dargestellt. Der Kolmogorov-Smirnov-Test hat bei allen Proben Gruppen eine Normalverteilung mit $p > 0,05$ ergeben. Einzige Ausnahme stellte die Kombination von Panavia™ SA mit Ceramill® zolid ht+ PS mit Alterung ($p = 0,04$) dar.

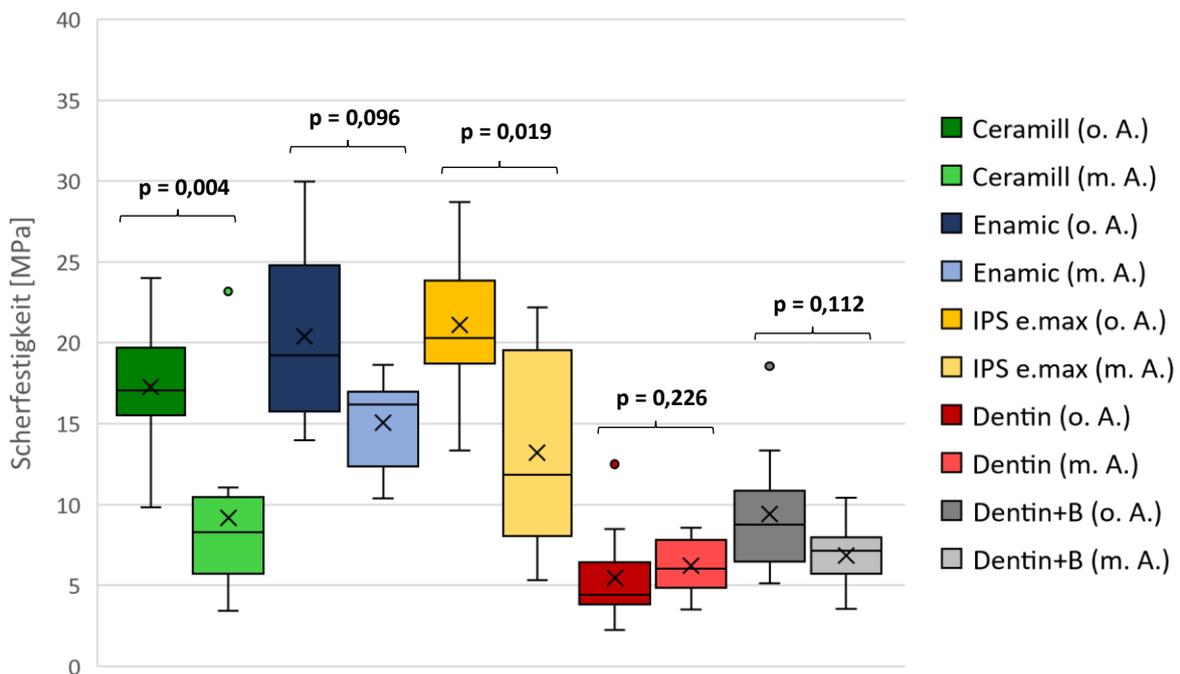


Abbildung 18: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Panavia™ SA Universal zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)

Bei der statistischen Auswertung wurden die Proben Gruppen der ungealterten und gealterten, aber identischen Restaurationsmaterialien und dem Dentin/Dentin+Bonder verglichen (siehe Abbildung 18). Nach der Bonferroni-Holm-Korrektur lagen beim Vergleich der ungealterten und gealterten Proben keine signifikanten Unterschiede vor ($p > 0,001$). Beim Vergleich der Proben Gruppen ohne Thermocycling konnten keine signifikanten Unterschiede bei den Restaurationsmaterialien festgestellt werden. Hingegen zeigten alle Überprüfungen der Keramiken zum Dentin sowie IPS e.max® CAD zu Dentin+Bond signifikante Unterschiede mit $p < 0,001$. Die ermittelten Scherfestigkeitswerte aller Materialien zeigten nach Thermocycling (m. A.) zu allen Materialien keine signifikanten Unterschiede. Einzige Ausnahme stellte Enamic® zu Dentin sowie zu Dentin+Bond mit einem signifikanten Unterschied und $p < 0,001$ dar.

3.1.2 Visalys® CemCore

Alle Probengruppen mit dem Befestigungszement Visalys® CemCore sind nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test mit $p > 0,05$ normalverteilt. Die Haftfestigkeitswerte des Befestigungszementes werden in Abbildung 19 dargestellt.

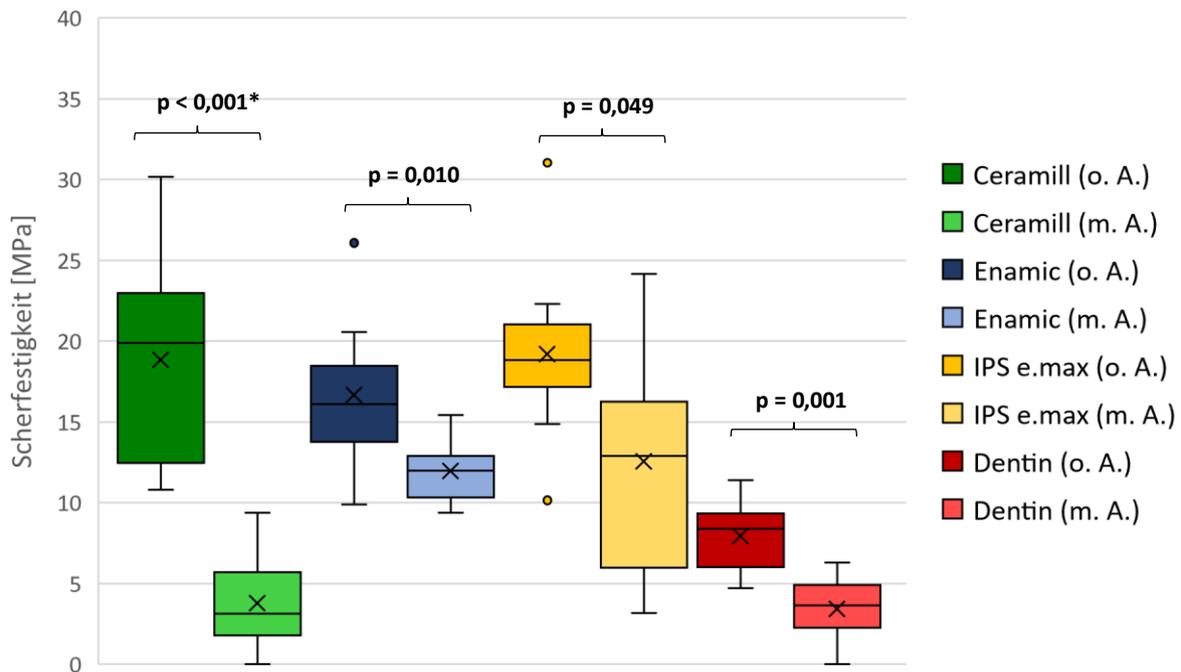


Abbildung 19: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Visalys® CemCore zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn), *signifikanter Unterschied

Alle Restaurationsmaterialien und das Dentin zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Proben ohne und mit Alterung ($p > 0,001$). Nur bei Ceramill® zolid ht+ PS konnte ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,001$ festgestellt werden (siehe Abbildung 19). Wie auch bei Panavia™ SA zeigten sich signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) zwischen allen Restaurationsmaterialien und dem Dentin ohne Thermocycling. Zwischen den Restaurationsmaterialien konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Bei dem Vergleich der Probengruppen nach Alterung lagen keine signifikanten Unterschiede vor – mit Ausnahme von Ceramill® zolid ht+ PS zu Enamic® sowie Dentin zu Enamic® mit $p < 0,001$.

3.1.3 G-Cem LinkForce™

Die Probenkombinationen von G-Cem LinkForce™ zu Ceramill® zolid ht+ PS sowohl ohne ($p=0,009$) als auch mit Alterung ($p=0,002$), zu Enamic® mit Alterung ($p=0,007$) sowie zu IPS e.max® CAD mit Alterung ($p=0,001$) wiesen keine Normalverteilung auf. Die übrigen Proben lagen mit Normalverteilung ($p>0,05$) vor.

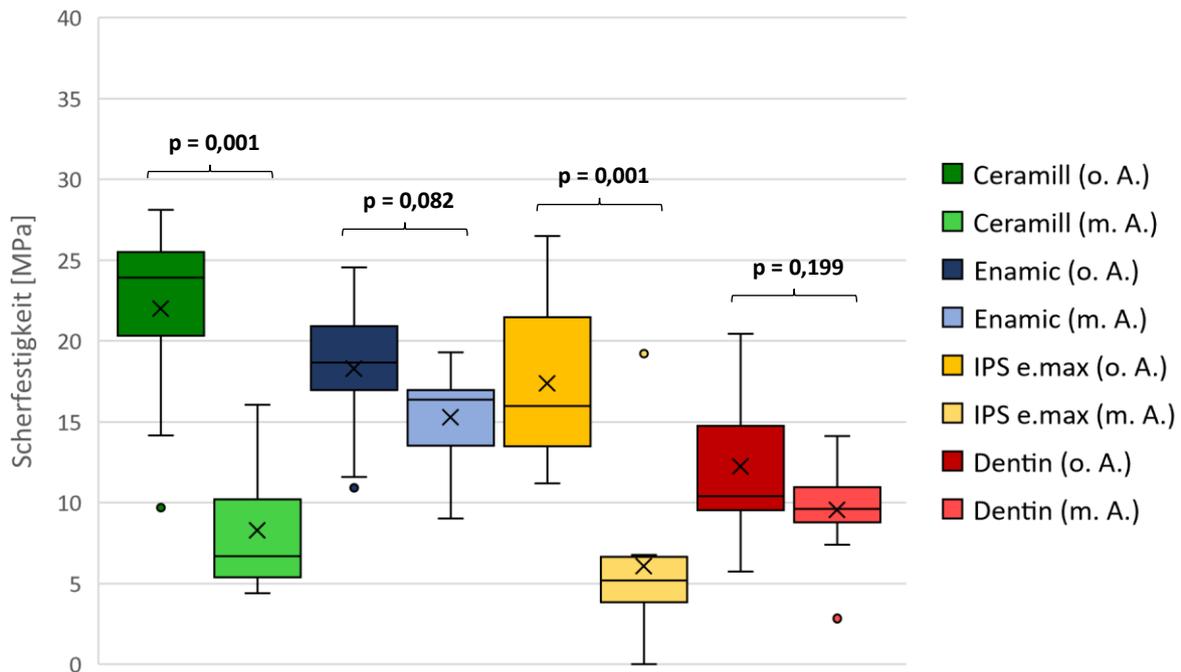


Abbildung 20: Scherfestigkeitswerte [MPa] von G-Cem LinkForce™ zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)

Die künstliche Alterung zeigte keinen signifikanten Einfluss ($p \geq 0,001$) (siehe Abbildung 20). Weiter zeigte G-Cem LinkForce™ als einziger Zement bei allen weiteren Materialkombinationen sowohl ohne als auch mit Thermocycling keine signifikanten Unterschiede ($p \geq 0,001$).

3.1.4 Bifix® SE

Bei Bifix® SE lagen alle Gruppen normalverteilt vor. Die einzigen Ausnahmen bildeten die Proben zum Dentin ohne zusätzliche Konditionierung – sowohl ohne Alterung ($p=0,008$), als auch mit Alterung ($p<0,001$).

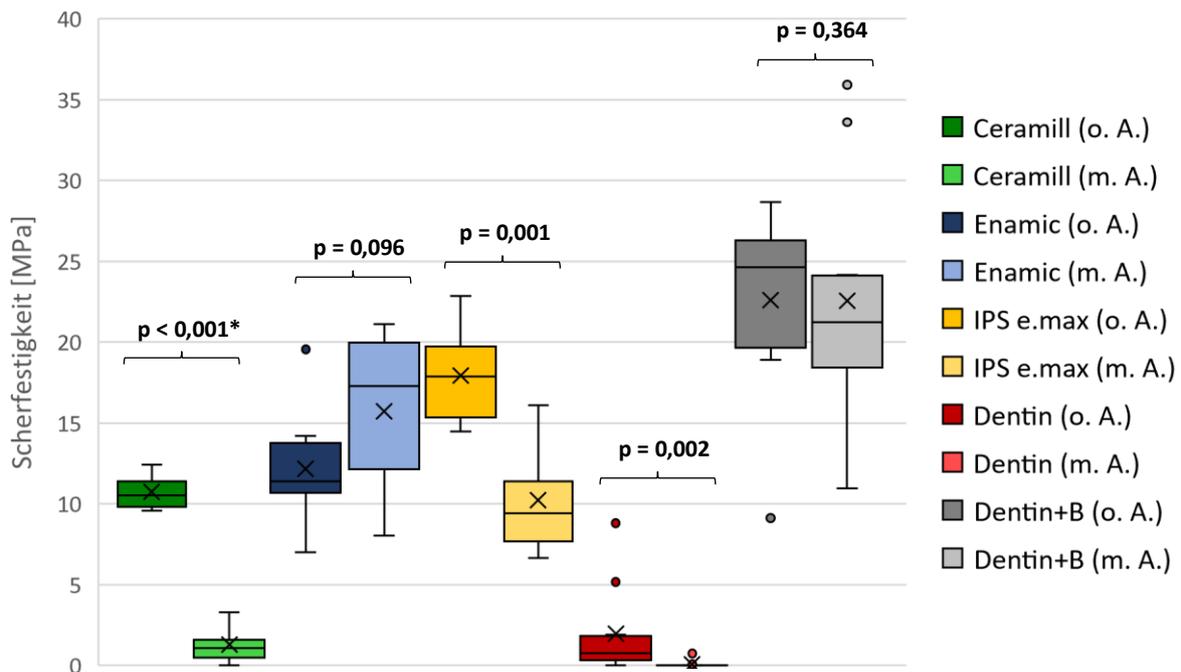


Abbildung 21: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Bifix® SE zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn), *signifikanter Unterschied

Bifix® SE wurde zum einen ohne zusätzliches Konditionieren mit dem Dentin verklebt ($n=10$) und zum anderen wurde das Dentin mit Syntac® ($n=10$) vorbehandelt. Bei dem Probenumfang ohne Alterung und Konditionierung kam es nach 24-stündiger Lagerung bei 37 °C vor dem Scherversuch zu dem Verlust von einem Zementzylinder. Nach erfolgter Alterung und ohne Vorbehandlung hielt der adhäsive Verbund bei sechs von zehn Zementzylindern nicht. Für diese Proben wurden 0,00 MPa angegeben. Zusätzlich kam es bei der Durchführung des Scherversuches bei zwei weiteren Proben zum vorzeitigen Bruch. Das Prüfprogramm der Universalprüfmaschine der Firma Zwick konnte keine aufgebrachte Kraft vor dem Versagen der Haftfestigkeit und dem damit verbundenen Abfallen des Zylinders messen. Somit wurden diese Proben ebenfalls mit 0,00 MPa dokumentiert.

Durch den Probenvergleich ohne und mit Thermocycling der jeweiligen Restaurationsmaterialien sowie dem Dentin und Dentin+Bond konnte nur bei einem Material: ein signifikanter Unterschied festgestellt werden Ceramill® zolid ht+ PS mit $p < 0,001$ (siehe Abbildung 21). Bei einem Vergleich der Probengruppen untereinander ohne Alterung wurde bei allen Restaurationsmaterialien zu Dentin ein signifikanter Unterschied von $p < 0,001$ festgestellt. Ebenfalls konnte mit $p < 0,001$ ein signifikanter Unterschied zwischen Ceramill® zolid ht+ PS und IPS e.max® CAD sowie beim Vergleich von Dentin mit Dentin+Bond ermittelt werden. Hingegen zeigten sich bei Betrachtung der gealterten Proben lediglich vier Materialkombinationen ohne signifikanten Unterschied. Diese konnten mit Ceramill® zolid ht+ PS zu Dentin, Enamic® zu IPS e.max® CAD sowie zu Dentin+Bond ebenso wie IPS e.max® CAD zu Dentin+Bond, alle mit $p > 0,001$ genannt werden. Alle weiteren Kombinationen waren zueinander signifikant verschieden mit $p < 0,001$.

3.1.5 Panavia™ V5

Bei Panavia™ V5 lag zu den Restaurationsmaterialien Ceramill® zolid ht+ PS mit Alterung ($p=0,028$) und zu Enamic® mit Alterung ($p<0,05$) nach Auswertung des Kolmogorov-Smirnov-Tests keine Normalverteilung vor. Die übrigen Probenkombinationen waren normalverteilt.

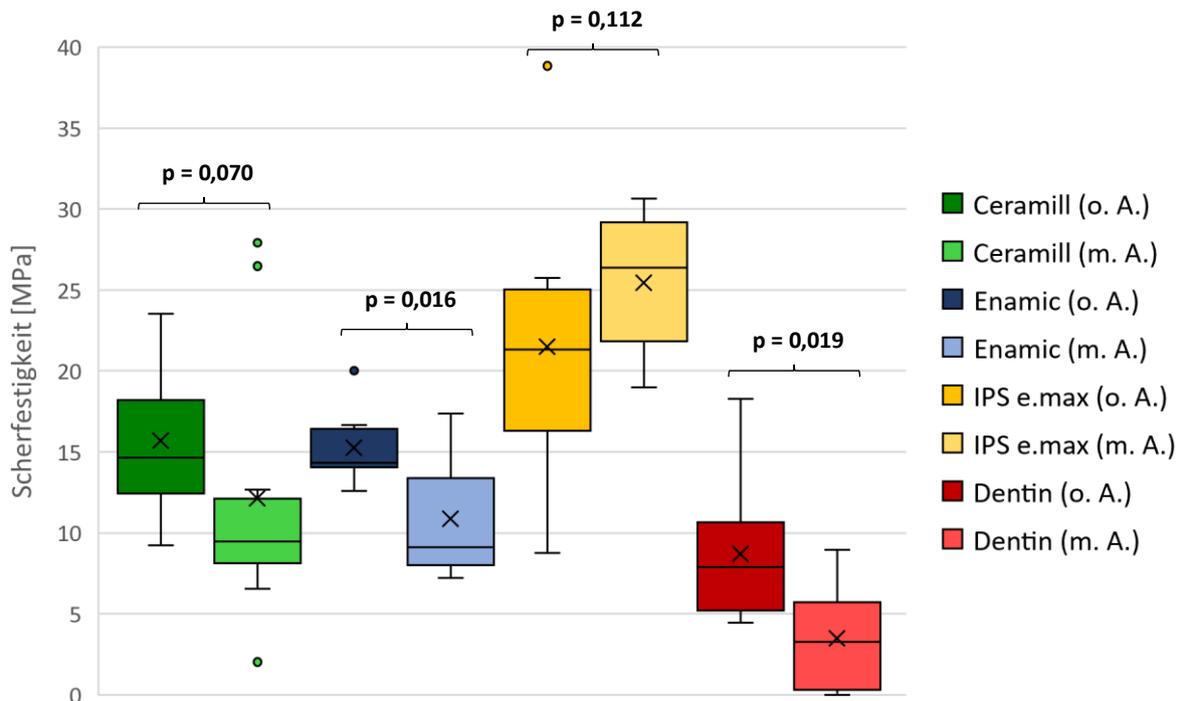


Abbildung 22: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Panavia™ V5 zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)

Die ermittelten Panavia™ V5-Werte werden in Abbildung 22 dargestellt. Nach der Bonferroni-Holm-Korrektur lagen keine signifikanten Unterschiede bei der Betrachtung der Materialien ohne und mit Alterung vor ($p>0,001$).

Beim Vergleich der Scherfestigkeiten der Restaurationsmaterialien ohne Thermocycler untereinander konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ($p>0,001$). Hingegen lagen bei den gealterten Haftwerten von IPS e.max® CAD zur Enamic® sowie zum Dentin signifikante Unterschiede mit $p<0,001$ vor. Alle weiteren Vergleiche waren nicht signifikant zueinander ($p\geq 0,001$).

3.1.6 Ketac™ Cem Plus

Die Ergebnisse der Probengruppen Ketac™ Cem Plus mit Dentin ungealtert und gealtert sowie Enamic® ohne Alterung lagen nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test normalverteilt vor ($p > 0,05$). Bei den restlichen Gruppen ergab sich keine Normalverteilung mit $p < 0,05$.

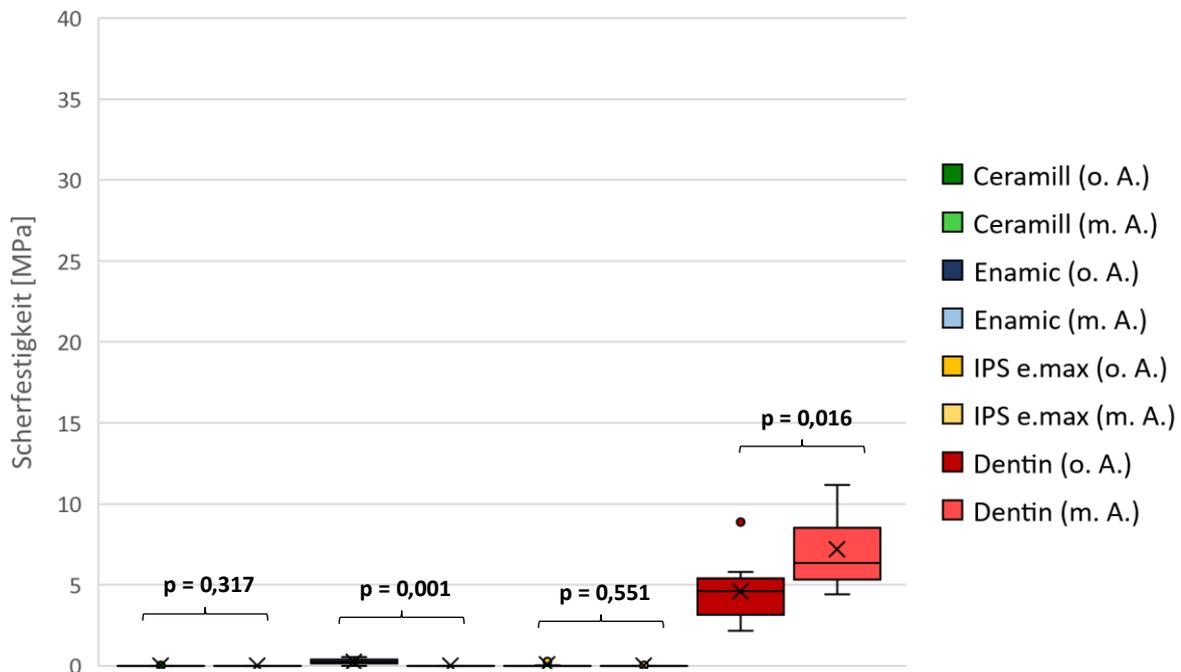


Abbildung 23: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Ketac™ Cem Plus zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)

Bei der ersten Versuchsreihe ohne Vorbehandlung der Keramiken lösten sich alle Zementzylinder bereits nach 24-stündiger Lagerung bei 37 °C im destillierten Wasser von den Restaurationsmaterialien. Aus diesem Grund wurde die Versuchsreihe verworfen. Somit wurde nur die Probenreihe ausgewertet, bei der die Restaurationsmaterialien nach Herstellerangaben vorbereitet wurden.

Generell konnte festgestellt werden, dass der Haftverbund zu den Restaurationsmaterialien nicht zustande kam. Dies äußerte sich in einem frühzeitigen Versagen des Haftverbundes, bevor die Prüfung begann. Somit konnten keine oder nur geringfügige Werte über das Prüfprogramm der Zwicky aufgezeichnet werden. Zu Dentin der extrahierten 3. Molaren konnten hingegen Scherfestigkeitswerte ermittelt werden. Dies ist in obiger Abbildung 23 dargestellt.

Zu Ceramill® zolid ht+ PS konnte ohne Alterung nur ein Zementzylinder mit $0,004 \pm 0$ MPa abgeschert werden. Bei den restlichen neun Probenkörpern versagte der Haftverbund, bevor eine deutlich messbare Kraft erreicht wurde. Durch die Wechselbadbehandlung versagte der Haftverbund bei einem Zementzylinder frühzeitig. Bei den übrigen neun Zementzylindern konnten durch frühzeitiges Versagen beim Scherversuch ebenfalls keine Scherfestigkeitswerte ermittelt werden. Ein geringer Haftverbund wurde ohne Alterung zur Hybridkeramik Enamic® gemessen. Durch das Thermocycling löste sich der Haftverbund von einem Zementzylinder frühzeitig. Bei den übrigen neun Prüfkörpern konnte keine Scherfestigkeit ermittelt werden, da ein Verbundversagen durch die Vorlast auftrat. Zu IPS e.max® CAD konnten drei Scherfestigkeitswerte ohne Alterung ermittelt werden. Durch die Wechselbadbelastung kam es zum Verlust von zwei Zementzylindern. Beim Scherversuch konnte nur bei zwei Proben ein Haftverbund gemessen werden.

Im Vergleich der Restaurationsmaterialien und dem Dentin ohne und mit Thermocycling wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Ohne den Einfluss der Alterung lagen zwischen allen Restaurationsmaterialien und dem Dentin ein signifikanter Unterschied von $p < 0,001$ vor. Nach Alterung im Thermocycler konnten ebenfalls, wie bei den nichtgealterten Vergleichen, durchgehend signifikante Unterschiede zwischen allen Restaurationsmaterialien und dem Dentin ($p < 0,001$) festgestellt werden.

3.1.7 Zusammenfassung

Nachfolgend sind die Haftfestigkeiten aller Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien in zwei Boxplot-Diagrammen zum einen ohne (siehe Abbildung 24) und zum anderen mit künstlicher Alterung (siehe Abbildung 25) dargestellt. Die Befestigungszemente sind von links nach rechts immer in der Reihenfolge Panavia™ SA (PSA), Visalys® CemCore (VCC), G-Cem LinkForce™ (G-Cem), Bifix® SE (BIF), Panavia™ V5 (PV5) und Ketac™ Cem Plus (KC) zu den jeweiligen Restaurationsmaterialien aufgeführt. Zu Dentin ist zusätzlich Panavia™ SA + Bond (PSA+B) und Bifix® SE + Bond (BIF+B) aufgeführt.

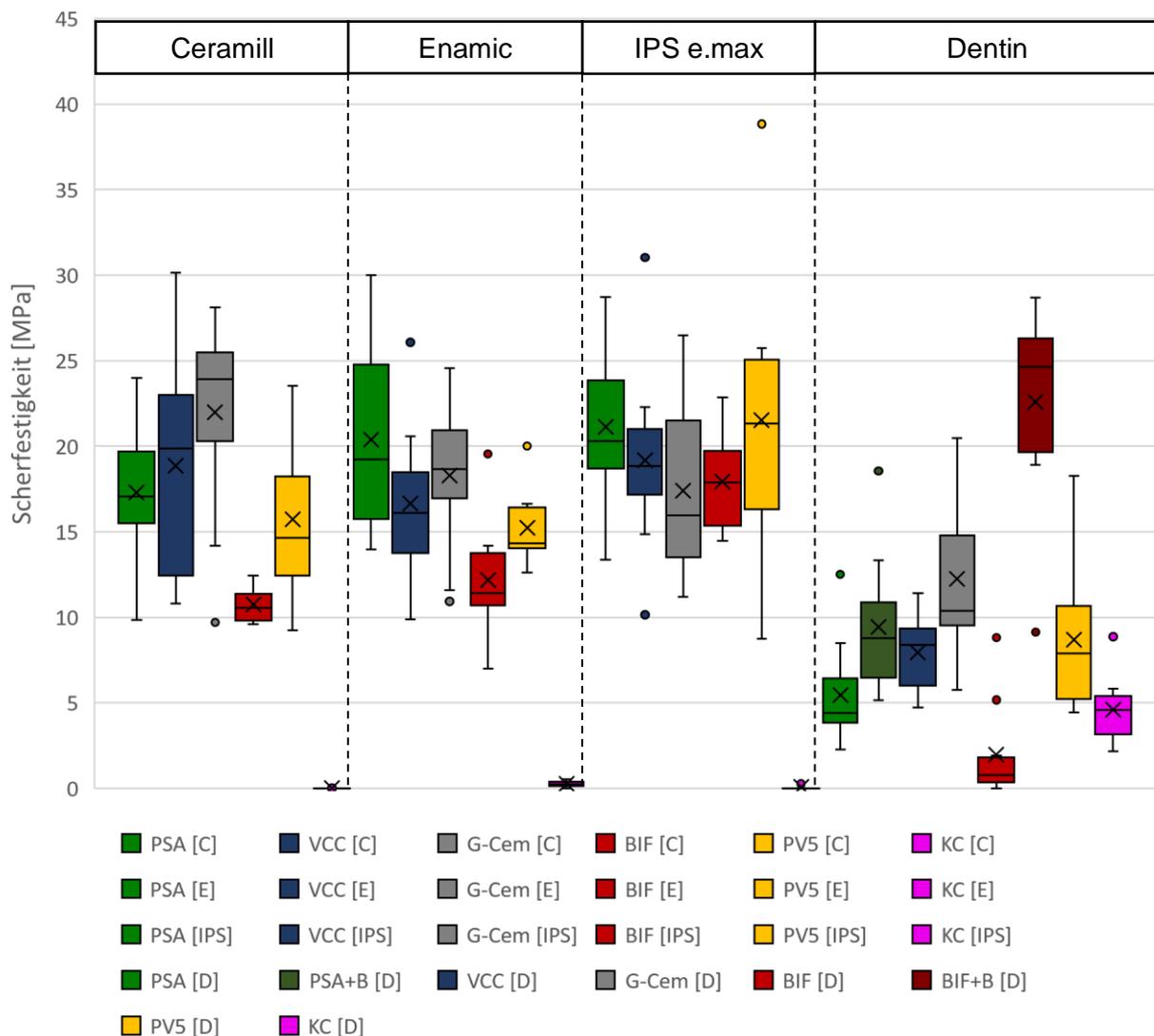


Abbildung 24: Scherfestigkeitswerte [MPa] aller Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin ohne Alterung

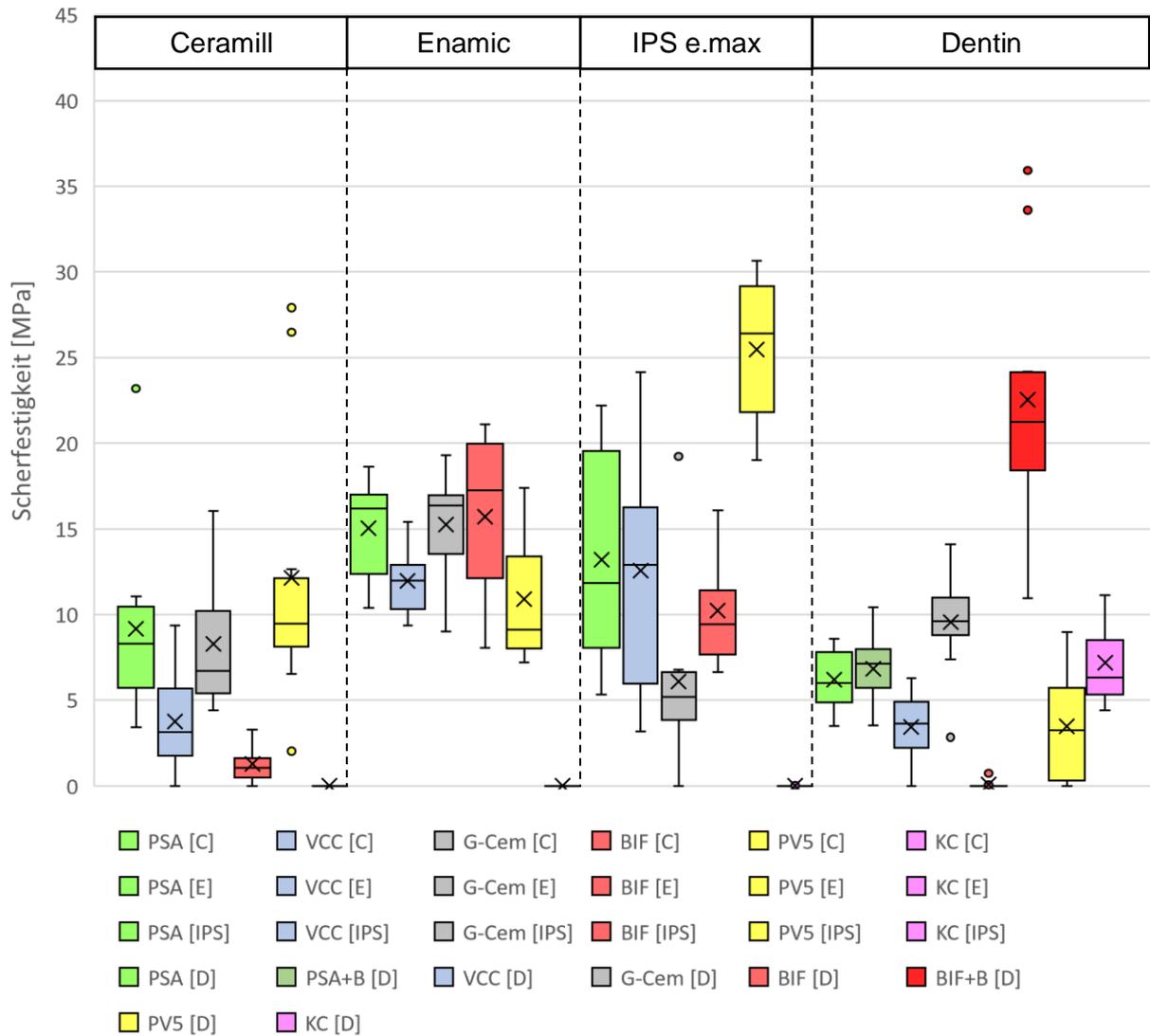


Abbildung 25: Scherfestigkeitswerte [MPa] aller Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin mit künstlicher Alterung

Zusammenfassend die Befestigungszemente mit abstuften Haftfestigkeiten (Medianwerte) zu den Restaurationsmaterialien sowie Dentin:

Panavia™ SA Universal:

ohne Alterung: IPS e.max® > Enamic® > Ceramill® > Dentin+B > Dentin

mit Alterung: Enamic® > IPS e.max® > Ceramill® > Dentin+B > Dentin

Visalys® CemCore:

ohne Alterung: Ceramill® > IPS e.max® > Enamic® > Dentin

mit Alterung: IPS e.max® > Enamic® > Dentin > Ceramill®

G-Cem LinkForce™:

ohne Alterung: Ceramill® > Enamic® > IPS e.max® > Dentin

mit Alterung: Enamic® > Dentin > Ceramill® > IPS e.max®

Bifix® SE:

ohne Alterung: Dentin+B > IPS e.max® > Enamic® > Ceramill® > Dentin

mit Alterung: Dentin+B > Enamic® > IPS e.max® > Ceramill® > Dentin

Panavia™ V5:

ohne Alterung: IPS e.max® > Ceramill® > Enamic® > Dentin

mit Alterung: IPS e.max® > Ceramill® > Enamic® > Dentin

Ketac™ Cem Plus:

ohne Alterung: Dentin > Enamic® > IPS e.max® = Ceramill®

mit Alterung: Dentin > Enamic® = IPS e.max® = Ceramill®

Ergebnisse

Tabelle 9: Auflistung der statistischen Lagemaße mit Mittelwert [M], Standardabweichung [SD], Median, Maximum [Max.] und Minimum [Min.], anhand der Scherfestigkeitswerte [MPa] nach Scherversuch DIN EN ISO 29022:2013 [150].

Befest.- zemente		Restaurationsmaterial						3. Molaren			
		Ceramill®		Enamic®		IPS e.max®		Dentin		Dentin+ Kondition.	
		o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.
Panavia™ SA Universal	M	17,28	9,19	20,38	15,05	21,12	13,19	5,46	6,21	9,43	6,85
	SD	3,90	5,26	5,48	2,73	4,25	6,09	2,95	1,67	3,91	1,90
	Median	17,05	8,30	19,22	16,18	20,29	11,83	4,40	6,02	8,76	7,15
	Max.	24,00	11,05	29,99	18,64	28,72	22,19	8,48	8,57	13,33	10,43
	Min.	9,83	3,41	13,97	10,38	13,35	5,35	2,26	3,49	5,13	3,55
Visalys® CemCore	M	18,84	3,76	16,66	11,95	19,19	12,57	7,93	3,43	---	---
	SD	6,37	2,75	4,33	1,99	5,16	6,98	2,12	2,13	---	---
	Median	19,88	3,14	16,09	11,97	18,82	12,89	8,38	3,62	---	---
	Max.	30,14	9,38	20,57	15,42	22,29	24,14	11,40	6,28	---	---
	Min.	10,80	0,00	9,89	9,38	14,86	3,17	4,70	0,00	---	---
G-Cem Link Force™	M	21,98	8,28	18,30	15,27	17,40	6,08	12,23	9,57	---	---
	SD	5,60	3,92	4,30	2,97	4,93	4,78	4,44	2,97	---	---
	Median	23,94	6,71	18,65	16,38	15,96	5,18	10,39	9,61	---	---
	Max.	28,12	16,05	24,56	19,30	26,47	6,64	20,45	14,10	---	---
	Min.	14,18	4,40	11,60	9,01	11,20	0,00	5,75	7,38	---	---
Bifix® SE	M	10,74	1,30	12,04	16,51	17,93	10,24	2,20	0,08	22,60	22,55
	SD	1,03	1,11	3,43	4,23	2,68	3,08	2,69	0,22	5,53	7,16
	Median	10,53	1,07	11,39	17,26	17,87	9,42	0,77	0,00	24,63	21,23
	Max.	12,43	3,27	14,19	21,10	22,86	16,09	1,98	0,74	28,67	24,13
	Min.	9,58	0,00	7,00	8,04	14,48	6,63	0,00	0,00	18,92	10,95
Panavia™ V5	M	15,71	12,14	15,24	10,89	21,51	25,45	8,69	3,47	---	---
	SD	4,58	7,91	2,00	3,56	7,70	4,25	4,12	3,11	---	---
	Median	14,65	9,47	14,34	9,12	21,32	26,39	7,89	3,26	---	---
	Max.	23,54	12,66	16,64	17,38	25,73	30,66	18,28	8,98	---	---
	Min.	9,25	6,55	12,61	7,21	8,75	19,00	4,45	0,00	---	---
Ketac™ Cem Plus	M	0,00	0,00	0,24	0,00	0,07	0,01	4,59	7,18	---	---
	SD	0,00	0,00	0,17	0,00	0,14	0,01	1,89	2,24	---	---
	Median	0,00	0,00	0,23	0,00	0,00	0,00	4,59	6,33	---	---
	Max.	0,004	0,00	0,53	0,00	0,43	0,04	5,81	11,15	---	---
	Min.	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,17	4,40	---	---

Scherfestigkeit [MPa]

3.2 Übersicht der Scherfestigkeitswerte zu den Restaurationsmaterialien

Nachfolgend sind mithilfe der Boxplot-Diagramme nochmals die Scherfestigkeitswerte in MPa der getesteten Befestigungszemente dargestellt. Hier werden die Haftwerte aller Befestigungszemente zu den jeweiligen Restaurationsmaterialien veranschaulicht und erläutert.

3.2.1 Enamic®

Der Befestigungszement Panavia™ SA zeigte ohne Alterung den höchsten Median zu Enamic® (siehe Abbildung 26). Die geringste Scherfestigkeit wurde ohne Berücksichtigung von Ketac™ Cem Plus mit Bifix® SE gemessen. Bei Betrachtung der Scherfestigkeitswerte nach Wechselbadbehandlung zeigten alle Zemente geringere Haftwerte außer Bifix® SE. Hier wurde ein höherer Medianwert nach Alterung gemessen. Dies ist gleichzeitig der höchste Haftwert unter den Befestigungszementen. Die geringste Scherfestigkeit nach Thermocycling wurde bei Panavia™ V5 ermittelt.

Beim Vergleich der Befestigungszemente auf Enamic® ohne und mit Alterung konnten keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,001$) festgestellt werden.

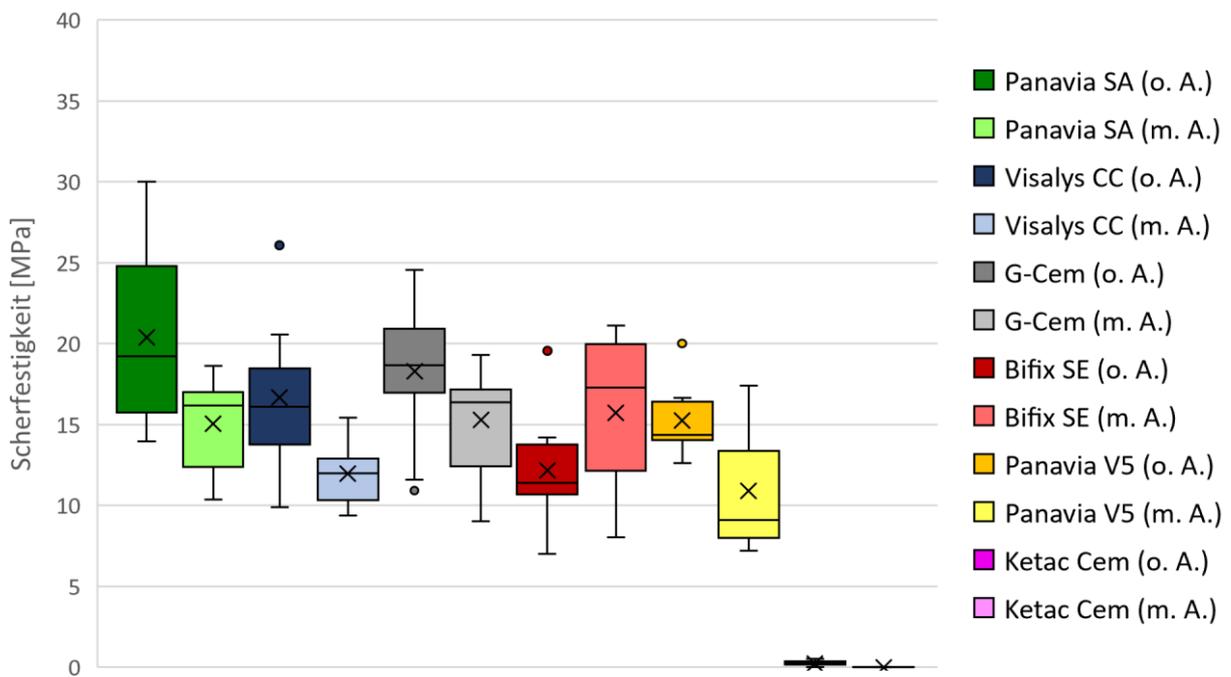


Abbildung 26: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Hybridkeramik Enamic®

3.2.2 IPS e.max® CAD MO

Der Haftverbund zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik erwirkte sowohl ohne als auch mit Alterung mit dem Befestigungszement Panavia™ V5 die höchsten Medianwerte (siehe Abbildung 27). Zusätzlich stieg der Median nach Wechselbadbehandlung. Den größten Haftverlust hat G-Cem LinkForce™ nach Alterung, welcher sich gleichzeitig als geringster Medianwert eines Befestigungszementes zu IPS e.max® CAD darstellte.

Auch zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den ungealterten und gealterten Versuchsgruppen festgestellt werden ($p > 0,001$).

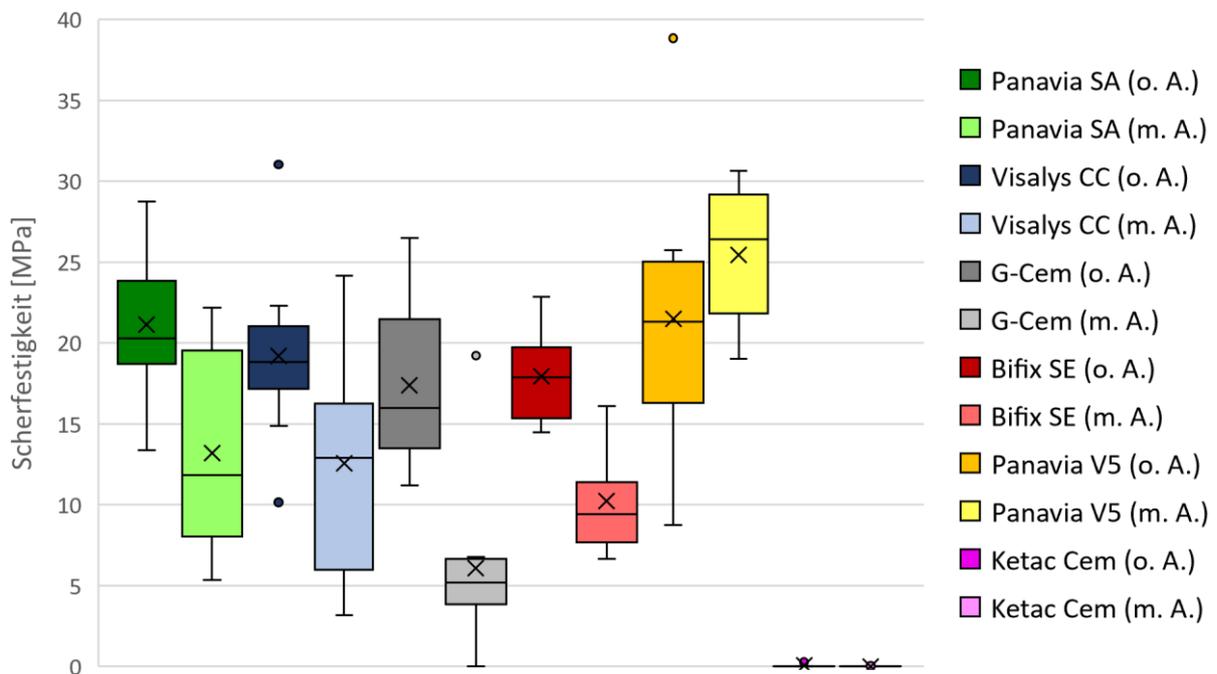


Abbildung 27: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS e.max® CAD MO

3.2.3 Ceramill® zolid ht+ Preshade

Auffällig beim Zirkoniumdioxid (siehe Abbildung 28) waren die stark sinkenden Haftwerte nach Alterung zu allen Befestigungszementen. Der höchste Medianwert ohne Alterung wurde mit G-Cem LinkForce™ gemessen. Der geringste zeigte sich nach Alterung bei Bifix® SE.

Zu der Zirkoniumdioxidkeramik wurden beim Vergleich der Probengruppen ohne und mit Alterung – mit Ausnahme von Bifix® SE ($p < 0,001$) und Visalys® CemCore ($p < 0,001$) – keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,001$) ermittelt.

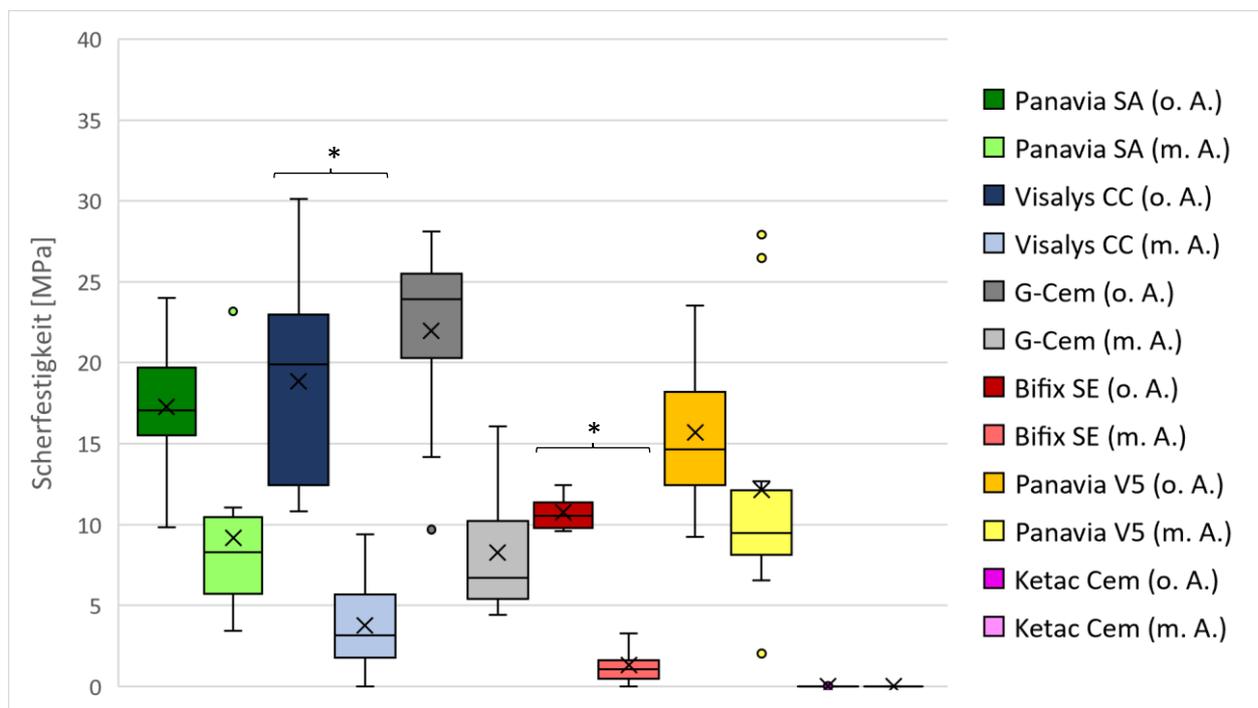


Abbildung 28: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Zirkoniumdioxid-Keramik Ceramill® zolid ht+ PS, *signifikanter Unterschied

3.2.4 Dentin

Bifix® SE mit zusätzlicher Vorbehandlung von Syntac® zeigte ohne und mit künstlicher Alterung die höchsten Medianwerte. Diese können mit den Scherfestigkeitswerten der Keramiken verglichen werden. Im direkten Vergleich zeigte alleinig Bifix® SE ohne zusätzliche Konditionierung geringere Haftwerte. Bei dem Zement Panavia™ SA (ohne Konditionierung) und Ketac™ Cem Plus wurden nach dem Thermocycling höhere Scherfestigkeitswerte gemessen als ohne Alterung. Alle anderen Zemente verloren durch die Alterung an Haftkraft.

Ergebnisse

Bei der Betrachtung der signifikanten Unterschiede (siehe Abbildung 29) wurden die Probengruppen der Befestigungszemente ohne und mit Thermocycling verglichen. Hier konnten bei allen Zementen – auch bei den zusätzlich konditionierten Zementen – keine signifikanten Unterschiede mit $p > 0,001$ festgestellt werden. Beim Vergleich von Bifix® SE ohne und mit Konditionierung wurden sowohl bei den Proben ohne sowie mit künstlicher Alterung signifikante Unterschiede mit $p < 0,001$ festgestellt.

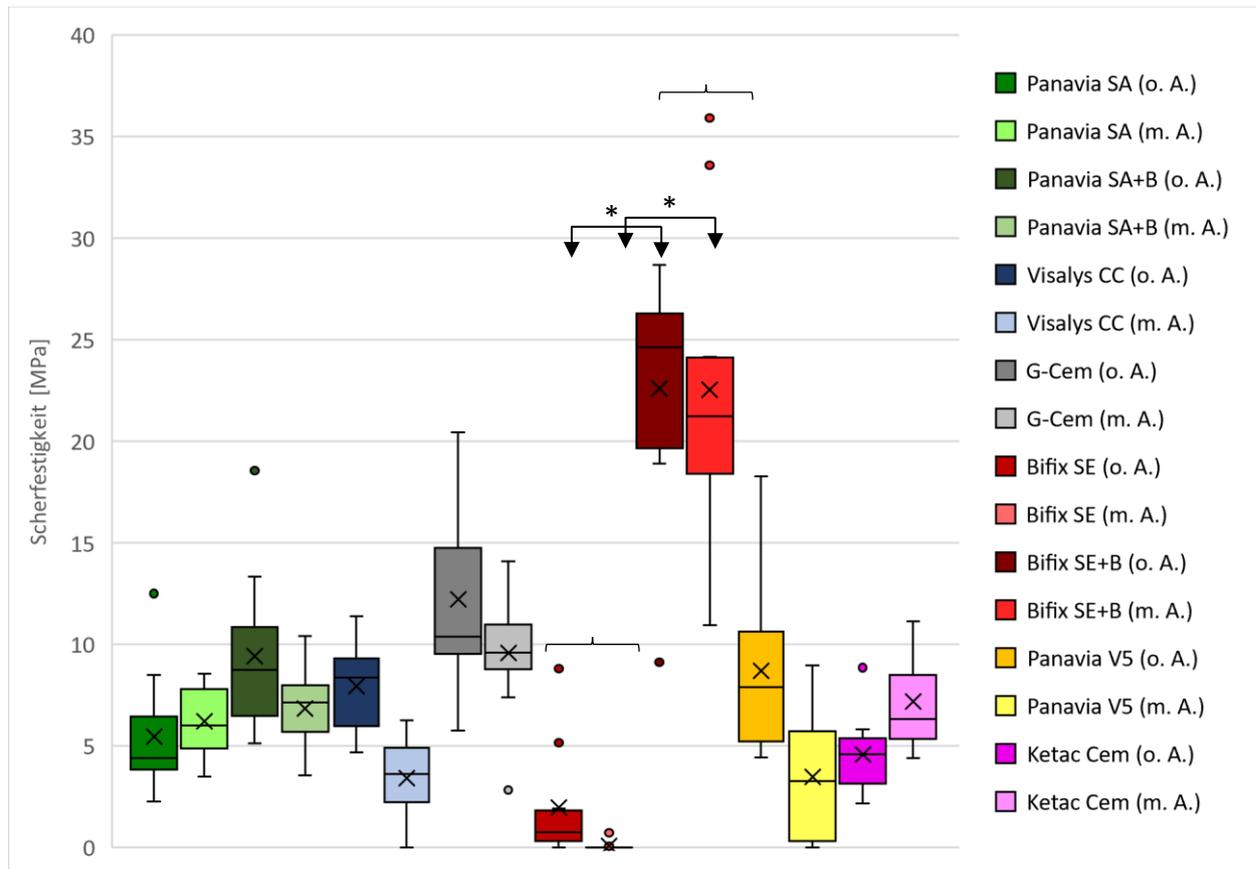


Abbildung 29: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zum Dentin der extrahierten 3. Molaren, *signifikanter Unterschied

3.2.5 Zusammenfassung

Zusammenfassend sind nachfolgend die Restaurationsmaterialien sowie das Dentin mit abstuften Haftfestigkeiten (Medianwerte) der Befestigungszemente Panavia™ SA (PSA), Visalys® CemCore (VCC), G-Cem LinkForce™ (G-Cem), Bifix® SE (BIF), Panavia™ V5 (PV5) und Ketac™ Cem Plus (KC) aufgelistet.

Enamic®:

ohne Alterung: PSA > G-Cem > VCC > PV5 > BIF > KC

mit Alterung: BIF > G-Cem > PSA > VCC > PV5 > KC

IPS e.max® CAD:

ohne Alterung: PV5 > PSA > VCC > BIF > G-Cem > KC

mit Alterung: PV5 > VCC > PSA > BIF > G-Cem > KC

Ceramill® zolid ht+ PS:

ohne Alterung: G-Cem > VCC > PSA > PV5 > BIF > KC

mit Alterung: PV5 > PSA > G-Cem > VCC > BIF > KC

Dentin:

ohne Alterung: BIF+B > G-Cem > PSA+B > VCC > PV5 > KC > PSA > BIF

mit Alterung: BIF+B > G-Cem > PSA+B > KC > PSA > VCC > PV5 > BIF

3.3 Brucharten

Bei Betrachtung der Brucharten von allen abgescherten Proben fiel auf, dass es sich vorwiegend (zu 79,42 %) um adhäsive Brüche handelte. Unter den Restaurationsmaterialien versagte als einziges die Hybridkeramik Enamic® kohäsiv. Hier wurden 10,19 % kohäsive Brüche verzeichnet. Im Dentin wurde zudem ein kohäsiver Bruch dokumentiert. Die Hybridkeramik brach scherbenförmig heraus. Hierbei zeigte sich die herausgebrochene Scherbe oftmals größer als die Verbundfläche des Zementzylinders. Einzig bei der Probenreihe Bifix® SE mit IPS e.max® CAD wurden vier kohäsive Brüche im Zement festgestellt. Dies machte somit 0,77 % aller Brucharten aus. Mit 9,62 % wurde der gemischte Bruch dokumentiert.

3.3.1 Panavia™ SA Universal

Panavia™ SA zeigte überwiegend adhäsive Brüche. Neben vollständigem kohäsivem Versagen zu Enamic® (mit und ohne Alterung) wies Panavia™ SA Universal lediglich noch zwei gemischte Brüche auf – einmal mit und einmal ohne Alterung – im Vergleich zu Ceramill® zolid ht+ PS.

3.3.2 Visalys® CemCore

Bei Visalys® CemCore wurden bei 69 von 80 abgescherten Proben, also 86,25 %, adhäsive Brüche ermittelt. Andere Brucharten zeigten sich zur Enamic®. Hier gab es ohne Wechselbadbehandlung einen adhäsiven Bruch (10 %), zwei kohäsive Brüche (20 %) in der Keramik und sieben gemischte Brüche (70 %). Mit Alterung überwiegen die adhäsiven Brüche mit neun im Vergleich zu einem gemischten Bruch. Zur IPS e.max® CAD gab es ebenfalls ohne Alterung einen gemischten Bruch. Sonst wurden nur adhäsive Brüche (90 %) festgestellt.

3.3.3 G-Cem LinkForce™

Auch zu G-Cem LinkForce® überwog der adhäsive Bruch mit insgesamt 75 % (60 von 80 Proben). Alle zehn Brüche zur Hybridkeramik ohne Alterung erfolgten kohäsiv. Die Brucharten mit Alterung zeigten sich zur Enamic® mit einem adhäsiven Bruch und neun gemischten Brüchen. Eine weitere Ausnahme gab es zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik mit neun adhäsiven und einem gemischten Bruch.

3.3.4 Bifix® SE

Insgesamt wurden bei dem Befestigungszement Bifix® SE 69 % adhäsive Brüche festgestellt. Eine Ausnahme stellte auch hier der Verbund zur Enamic® dar. Ohne Thermocycling wurden zwei adhäsive Brüche und acht kohäsive Brüche im Restaurationsmaterial dokumentiert. Mit Alterung zeigten sich zwei adhäsive, sechs kohäsive und zwei gemischte Brüche in der Enamic®. Weiter wurden zu IPS e.max® CAD mit Alterung vier kohäsive Brüche im Zement und sechs gemischte Brüche festgestellt. Zu dem verklebten Dentin mit zusätzlicher Konditionierung gab es ohne Alterung sechs adhäsive Brüche, einen kohäsiven Bruch im Dentin und drei gemischte Brüche. Die Brucharten mit Alterung stellten sich mit neun adhäsiven Brüchen und einem gemischten Bruch dar.

3.3.5 Panavia™ V5

Im Vergleich zu den anderen Befestigungszementen wies Panavia™ V5 den größten Anteil an gemischten Brüchen auf. Dieser lag insgesamt bei 21,25 %. So zeigt Panavia™ V5 zu Ceramill® zolid ht+ PS mit Alterung sechs adhäsive und vier gemischte Brüche. Zur Enamic® wurden ohne Thermocycling sechs kohäsive Brüche im Restaurationsmaterial und vier gemischte Brüche dokumentiert. Mit Alterung lag das Verhältnis bei 9:1 von adhäsiven zu gemischten Brüchen. Bei IPS e.max® CAD wurden sechs adhäsive Brüche (o. A.) und vier gemischte Brüche (o. A.) festgestellt. Nach Alterung lagen sieben adhäsive und drei gemischte Brüche vor. Zum Dentin zeigte Panavia™ V5 mit Thermocycling 100 % adhäsive Brüche – ohne wurden neun adhäsive und ein gemischter Bruch dokumentiert.

3.3.6 Ketac™ Cem Plus

Wie zuvor durch die Balkendiagramme dokumentiert war der Haftverbund von Ketac™ Cem Plus zu den Keramiken kaum vorhanden. So ließen sich die zu 100 % stattgefundenen adhäsiven Brüche zu allen Restaurationsmaterialien sowie zum Dentin erklären.

Tabelle 10: Dokumentation der Brucharten nach dem Abscheren der Zementzylinder (in %)

Befestigungs- zement	Restaurations- material (n=10)		Bruchart				
			adhäsiv	kohäsiv		gemischter Bruch	
				Rest.material/ Dentin	Zement		
Panavia™ SA Universal	Ceramill®	o. A.	90 %			10 %	
		m. A.	90 %			10 %	
	Enamic®	o. A.		100 %			
		m. A.		100 %			
	IPS e.max®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Dentin	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Dentin+Bond	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
Visalys® CemCore	Ceramill®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Enamic®	o. A.	10 %	20 %		70 %	
		m. A.	90 %			10 %	
	IPS e.max®	o. A.	90 %			10 %	
		m. A.	100 %				
	Dentin	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
G-Cem Link- Force™	Ceramill®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Enamic®	o. A.		100 %			
		m. A.	10 %			90 %	
	IPS e.max®	o. A.	100 %				
		m. A.	90 %			10 %	
	Dentin	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
Bifix® SE	Ceramill®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Enamic®	o. A.	20 %	80 %			
		m. A.	20 %	60 %		20 %	
	IPS e.max®	o. A.	100 %				
		m. A.			40 %	60 %	
	Dentin	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Dentin+Bond	o. A.	60 %	10 %		30 %	
		m. A.	90 %			10 %	
Panavia™ V5	Ceramill®	o. A.	100 %				
		m. A.	60 %			40 %	
	Enamic®	o. A.		60 %		40 %	
		m. A.	90 %			10 %	
	IPS e.max®	o. A.	60 %			40 %	
		m. A.	70 %			30 %	
	Dentin	o. A.	90 %			10 %	
		m. A.	100 %				
Ketac™ Cem Plus	Ceramill®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Enamic®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	IPS e.max®	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				
	Dentin	o. A.	100 %				
		m. A.	100 %				

4 Diskussion

Die Durchführung dieser In vitro Studie ermöglichte den Vergleich der Haftfestigkeit aktueller Befestigungszemente zu verschiedenen Restaurationsmaterialien und Dentin. Durch die ermittelten Scherfestigkeitswerte konnten die Befestigungszemente zu jeweils demselben Restaurationsmaterial untereinander verglichen werden, ebenso wie die Haftfestigkeitswerte von einem Zement zu den verwendeten CAD/CAM Materialien und Dentin. Verklebt wurden die Kombinationen Befestigungszement-Restaurationsmaterial sowie Befestigungszement-Dentin, um ein Versagen an der schwächsten Stelle Dentin-Befestigungszement-Restaurationsmaterial zu umgehen. Hierdurch konnten die Ergebnisse der Scherfestigkeitswerte zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin gesondert betrachtet sowie diskutiert werden. Im Folgenden werden sowohl Materialien, Versuchsaufbau und -durchführung, als auch die Ergebnisse diskutiert.

4.1 Methodenkritik

Verwendet wurden aktuell auf dem Dentalmarkt erhältliche Befestigungszemente mit verschiedenen Systemen der Vorbehandlung von Restaurationsmaterialien und Dentin. Die untersuchten keramischen Restaurationsmaterialien sind für ein weites prothetisches Indikationsspektrum zugelassen und erfüllen hierfür hohe ästhetische Ansprüche. Befestigungszemente müssen nicht nur gute Haftwerte zu Restaurationsmaterialien vorweisen, sondern auch zur Zahnhartsubstanz einen guten Verbund eingehen [6, 177]. Da die Dentinhaftung entscheidend für langlebige Versorgungen In situ ist, wurde in dieser Studie der Haftverbund gesondert zu Dentin überprüft [48, 54].

4.1.1 Restaurationsmaterialien und extrahierte 3. Molaren

In der Gruppe der auf dem Dentalmarkt verfügbaren Zirkoniumdioxidkeramiken wurde Ceramill® zolid ht+ Preshades (4Y-TZP) ausgewählt, da diese Keramik der vierten und somit aktuellen ZrO₂-Generation angehört. Diese ist die Weiterentwicklung von Ceramill® zolid Preshades und stellt ein hochtransluzentes, monochromes und voreingefärbtes ZrO₂ dar. Im Vergleich dieser beiden ZrO₂ wurde der Yttriumoxid-Anteil von 4,5 – 5,6 Gew.-% auf 6,0 – 7,0 Gew.-% erhöht. Die restliche Materialzusammensetzung wurde nicht geändert. Durch diese Veränderung sank die Festigkeit beim 3-Punkt-Biegeversuch (von 1100 ± 150 MPa auf 1000 ± 150 MPa) und beim 4-Punkt-Biegeversuch

(von 1000 ± 150 MPa auf 900 ± 150 MPa). Die Transluzenz wurde im Vergleich zum Vorgänger erhöht. Somit konnte diese ZrO_2 -Keramik der 4. Generation als monolithisches Material für vollanatomische Kronen und vier- bis mehrgliedrige Brücken eingesetzt werden [161]. Da keine Studien zu dieser Zirkoniumdioxidkeramik vorliegen, kann diese Studie, welche sechs unterschiedliche Befestigungszementsysteme vergleicht, einen Hinweis auf ein zuverlässiges Zementssystem geben. Dadurch wird eine Empfehlung für das Einsetzen von Restaurationen In vivo ermöglicht. Franco-Tabares et al. verglichen drei unterschiedliche Zirkoniumdioxidgenerationen (3Y-TZP, 4Y-TZP und 5Y-TZP) unter anderem bezüglich Haftfestigkeit zu einem MDP-haltigen Zement Panavia™ F2.0 [178]. Der Scherfestigkeitstest wurde nach DIN EN ISO 29022:2013 durchgeführt. Zusätzlich wurde ein Teil der Proben 10.000 Thermocyclen unterzogen. Die Haftwerte aller Materialien lagen bei ca. 20 MPa und mit Alterung bei ca. 6 MPa. Das heißt, die Wechselbadbehandlung hatte einen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte aller ZrO_2 -Keramiken. Die Materialien untereinander zeigten keinen signifikanten Unterschied [178]. Demzufolge wurden keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Haftwerte zwischen den unterschiedlichen ZrO_2 -Generationen festgestellt, obwohl die Zirkoniumdioxidkeramiken sich durch ihre Zusammensetzung unterschieden. Hierdurch vermag die neue Generation der ZrO_2 -Keramik, trotz geringerer mechanischer Eigenschaften als die erste Generation, aber mit optischen Verbesserungen und geringerem Antagonistenverschleiß als verblendetes Zirkoniumdioxid, eine Möglichkeit zur monolithischen Versorgung darstellen [179, 180].

Die Hybridkeramik Enamic® besteht aus einer aluminiumoxidangereicherten Feldspatkeramik. Dieses Keramikgerüst ist mit einem Polymernetz durchzogen. Hierdurch profitiert die Keramik von den positiven Eigenschaften des Polymers und zeigt geringere Sprödigkeit und eine hohe Frakturtoleranz [131]. So zeigte die Hybridkeramik in einer In vitro Studie nach zyklischen Belastungen durch einen Kausimulator den geringsten Verlust der Eigenfestigkeit im Vergleich zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik [128]. Lawson et al. stellten ähnliche Verschleißspuren bei Enamic® und Schmelz fest. IPS e.max® CAD hingegen zeigte stärkere Verschleißspuren [181]. Durch den Polymeranteil und die geringere Härte sowie Biegefestigkeit (150 – 160 MPa) im Vergleich zu den anderen Keramiken ist Enamic® nur für kleinere Defekte bis Einzelzahnkronen zugelassen [84]. Eine In vivo Studie zeigte bei zementierten Kronen nach zwei Jahren eine Überlebensrate von über 90 % [137]. Da Enamic® ein vielversprechendes Material zur Einzelzahnversorgung ist, soll die vorliegende Studie bei der Wahl des

Befestigungszementes helfen. Durch die gemessenen Haftfestigkeiten der unterschiedlichen Zementsysteme zur Enamic® konnten diese direkt verglichen werden.

Bei IPS e.max® CAD MO handelt es sich um eine über Jahre bewährte Lithiumdisilikat-Glaskeramik [73, 84]. Das Indikationsspektrum bewegt sich von dünnen Veneers zu 3-gliedrigen Brücken bis zum ersten Prämolaren. Dies ist durch die hohe Eigenfestigkeit (Biaxiale Biegefestigkeit: 360 ± 60 MPa) möglich. Eine Alternative mit ähnlichen Eigenschaften wäre IPS e.max® Press gewesen. Da diese Lithiumdisilikat-Glaskeramik aber nicht für eine Bearbeitung mittels CAD/CAM-Verfahren geeignet ist, wurde diese durch das vorher festgelegte Vorgehen zur Herstellung der Keramikplättchen verworfen.

Nachfolgend wird anhand klinischer Studien die Praxistauglichkeit der getesteten Restaurationen beleuchtet. In einem systematischen Review von Sailer et al. wurden die Überlebensraten nach fünf Jahren von Vollkeramikkronen aus Lithiumdisilikat-Glaskeramik, Aluminiumoxid und Zirkoniumdioxid überprüft und mit den Metallkeramikkronen verglichen [93]. Die verglichenen Restaurationen zeigten ähnlich hohe Überlebensraten – sowohl im Frontzahn- (FZ-) als auch im Seitenzahnbereich (SZ-). So wurde für Lithiumdisilikat-Glaskeramiken 96,6 %, für Al_2O_3 - und ZrO_2 -Keramiken 96 % und Metallkeramikkronen mit 94,7 % angegeben. Als Hauptkomplikation wurden Gerüstfrakturen bei Vollkeramikkronen dokumentiert. Bei verblendeten Gerüsten aus Metall oder ZrO_2 trat vermehrt Chipping auf. Mehr Chipping sowie Retentionsverlust wurden bei verblendeten ZrO_2 -Keramiken im Vergleich zu Metallkeramik Restaurationen festgestellt. Vollkeramikrestaurationen gewinnen durch die reduzierte invasive Präparation der Zähne an Bedeutung und können als Alternative zu den Metallkeramikrestaurationen angesehen werden [93]. In der Literatur konnten nur wenige klinische Langzeitstudien mit der Hybridkeramik Enamic® gefunden werden. Dies kann durch die erst seit 2013 auf dem Markt erhältliche Keramik begründet sein. Dennoch konnte eine Studie von Chirumamilla et al. eine zweijährige Überlebensrate von über 90 % bei Vollkeramikkronen aus Enamic® feststellen [137]. Diese Studie untersuchte insgesamt 45 Kronen. Von diesen wurden 35 im Molarenbereich und zehn im Prämolarenbereich eingesetzt. Die Vollkeramikkronen wurden zusätzlich mit Monobond® Plus silanisiert, wovon 31 adhäsiv und 14 mit einem kunststoffmodifiziertem Glasionomierzement (RM-GIZ) befestigt wurden [137]. Rauch et al. konnten bei der Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS e.max® CAD nach sechs Jahren eine

Überlebensrate von 87,6 % bei monolithischen Kronen im Seitenzahnbereich feststellen [120]. Eine umfassende Studie von Brandt et al. bestätigte ebenfalls hohe Überlebensraten von 94,22 % bei einem Beobachtungszeitraum von drei Jahren bei allen IPS e.max[®] Produkten (Press, CAD, Ceram, ZirPress) [73]. Gesondert betrachtet erreichten die Lithiumdisilikat-Glaskeramik-Kronen eine Überlebensrate von 94,69 %. Somit können diese Keramiken in der klinischen Praxis empfohlen werden [73]. Die verwendeten Restaurationsmaterialien konnten als evidenzbasiert bezeichnet und zur Untersuchung der Haftfestigkeitswerte verwendet werden.

Die extrahierten 3. Molaren wurden nach den beschriebenen Kriterien der DIN EN ISO 29022:2013 ausgewählt und bearbeitet. Das heißt, die Zähne waren nicht älter als sechs Monate und wurden in 1 % wässriger Chloramin T-Lösung bis zum Einbetten in Technovit[®] 4071 gelagert. Durch die Auswahl der kariesfreien 3. Molaren konnten die Zementzylinder an unverändertes Dentin verklebt werden. Haller et al. stellten keinen Unterschied bei Untersuchungen der Mikroleakages zwischen frisch extrahierten Zähnen und jenen, die nach Extraktion 3 – 4 Wochen in 1 % wässriger Chloramin T-Lösung gelagert wurden, fest [182]. Ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zu frisch extrahierten Zähnen wurden von Mobarak et al. nach zweijähriger Lagerung in 0,5 % wässriger Chloramin T-Lösung bei Mikrozugfestigkeitstests festgestellt [183]. Bei einem Vergleich verschiedener Flüssigkeiten zur Lagerung von Zähnen mit anschließendem Scherfestigkeitstest bei verklebten kieferorthopädischen Brackets an Schmelz dokumentierten Jaffer et al. den Einfluss des Mediums bei der Lagerung [184]. Sechs verschiedene Lagerungsmöglichkeiten wurden verglichen. Dies ergab ähnliche Haftwerte bei Lagerung im gefilterten Wasser, 1 % und 10 % Chloramin T sowie isotonischer Kochsalzlösung. Als Schlussfolgerung wurden diese Flüssigkeiten zur Lagerung empfohlen [184]. Hingegen sollte die Lagerung im Trockenen, in 10 % Formalin oder 70 % Ethanol vermieden werden, da diese Medien die Haftfestigkeitswerte negativ beeinflussen [184]. Somit konnte Chloramin T als geeignete Lösung zur Lagerung der Probenzähne angesehen werden.

4.1.2 Befestigungszemente

Die Gruppe der getesteten Befestigungszemente besteht aus Panavia[™] SA, Visalys[®] CemCore, G-Cem LinkForce[™] und Bifix[®] SE. Als Kontrollgruppe wurden die Zemente Panavia[™] V5 und Ketac[™] Cem Plus getestet.

Bei den Befestigungszementen der Testgruppe handelte es sich um unterschiedliche Adhäsivsysteme, welche im Folgenden näher erläutert werden. Als 2-Schritt-Systeme wurden G-Cem LinkForce™, Visalys® CemCore und Panavia™ V5 verwendet. Die zu den jeweiligen Zementen zugehörigen Primer beinhalten saure Monomere, wodurch das Self-Etch Verfahren angewendet wurde. Als Besonderheit ist Visalys® CemCore zu nennen, welcher auf der IDS 2019 von Kettenbach Dental erstmals als ein Material vorgestellt wurde, welches eine Kombination aus einem Stumpfaufbaumaterial und einem Befestigungszement ist. Zugehörig zu den selbstadhäsiven Befestigungszementen und somit „Einflaschen“ bzw. 1-Schritt-Systemen wurden Panavia™ SA und Bifix SE getestet. Für diese Systeme muss weder Restaurationsmaterial noch Zahnhartsubstanz vorbehandelt werden, denn die selbstätzenden und konditionierenden Komponenten sind im Pastensystem integriert. Bei einer zusätzlichen Prüfgruppe wurde bei diesen Zementen das Dentin dennoch wie von den Herstellern als Option zugelassen, vorbehandelt. Für Panavia™ SA wurde das Dentin mit einem selbstätzenden Primer vorbehandelt. Das heißt, aus dem 1-Schritt-System wurde ein 2-Schritt-System. In Kombination mit Bifix® SE wurde das 3-Schritt-System Syntac® verwendet, weshalb die Arbeitsschritte Ätzen, Primern und Bonden durchgeführt wurden.

In der Kontrollgruppe wurde als Vertreter der konventionellen Zemente Ketac™ Cem Plus getestet, ein kunststoffmodifizierter Glasionomermaterial (RM-GIZ). Um denselben standardisierten Arbeitsablauf – wie im Prüfprotokoll der ISO-Norm [150] festgelegt und bei den adhäsiven Zementen angewendet – durchführen zu können, wurde der RM-GIZ aus der Gruppe der konventionellen Zemente gewählt. Hier konnte der Zement ebenfalls mit einer Automixspritze appliziert und durch Lichthärtung initial wie adhäsive Zemente gehärtet werden. Werden Restaurationen mit RM-GIZ eingesetzt, müssen weder die Zahnhartsubstanz (Schmelz und Dentin) noch das Restaurationsmaterial vorbehandelt oder konditioniert werden [19]. Im Vergleich zu den adhäsiven Zementen benötigt der RM-GIZ bei dessen Anwendung keine absolute Trockenheit. Das Dentin sollte explizit leicht feucht sein und somit leicht glänzen [11]. Hingegen benötigen alle Adhäsivsysteme absolute Trockenheit und ein Eingliedern unter Kofferdam wird empfohlen [10]. Dies erleichtert die Handhabung und ist ein Vorteil gegenüber adhäsiven Zementen. Panavia™ V5 gehörte ebenso der Kontrollgruppe an und ist seit 2015 auf dem Dentalmarkt erhältlich. Das Adhäsivsystem besteht aus zwei Primern: Zum einen zur Vorbehandlung der Restaurationsmaterialien (Clearfil™ Ceramic Primer Plus) und zum anderen ein selbstadhäsiver Primer zur Konditionierung der

Zahnhartsubstanz (Panavia™ V5 Tooth Primer). Wie anschließend beschrieben kann auch der Panavia™ V5 Tooth Primer mit dem Self-Etch, Total-Etch Verfahren oder dem selektiven Ätzen von Schmelz zum Konditionieren von Schmelz und Dentin verwendet werden. Hier wurde der Tooth Primer als selbstätzender Primer ohne zusätzliches Ätzen verwendet.

Für alle Befestigungszemente fand dasselbe Prüfprotokoll Anwendung, um eine Vergleichbarkeit zwischen den Zementen und anderen Studien herzustellen.

4.1.3 Prüfkörperherstellung und Versuchsdurchführung

Eine international anerkannte ISO-Norm [150] wurde verwendet, um eine standardisierte Ausführung des Versuchsaufbaus zu gewährleisten. Außerdem wurden so die Ergebnisse vergleichbar. Hierdurch konnte die Reproduzierbarkeit und Übertragbarkeit dieses Versuches, auch auf mögliche Folgeversuche mit ähnlichen Materialkombinationen, sichergestellt werden. Der Versuchsaufbau und die Versuchsdurchführung nach DIN EN ISO 29022:2013 wurden nicht verändert. In dieser Studie wurden Befestigungszemente zum Einsetzen von indirekten prothetischen Versorgungen verwendet. Diese sind ebenfalls durch die internationale Norm zugelassen [150]. Bei der Vorbereitung und Vorbehandlung der extrahierten 3. Molaren wurde nach den Vorschriften der ISO-Norm vorgegangen. Nach DIN EN ISO 29022:2013 wurden Befestigungszemente ausschließlich mit Dentin verklebt. In der Norm werden keine Angaben zur Vorbereitung von Restaurationsmaterialien gemacht. Aufgrund der nicht vorhandenen Beschreibung für die Vorbereitung der Probenherstellung von Restaurationsmaterialien, welche hier ebenfalls Verwendung fanden, wurden durch Literaturrecherche häufig genutzte Verfahren ermittelt. Dementsprechend wurde nach dem Einbetten in Technovit® Enamic® und IPS e.max® CAD mit SiC-Nassschleifpapier der Körnungen P500, P800, P1000 und P1200 (Hermes Schleifmittel GmbH, Hamburg) plan geschliffen [116, 132, 169-172], für Ceramill® zolid ht+ Preshade fanden die Körnungen P320, P500 und P800 (Hermes Schleifmittel GmbH; Hamburg) Verwendung [111, 157, 173, 174]. Die weitere Vorbehandlung, Ätzen mit Flusssäure oder Anstrahlen mit Al_2O_3 der Restaurationsmaterialien erfolgte nach Herstellerangaben. Durch die geschaffene Oberflächenrauigkeit erfolgte eine bessere Verbindung zwischen den Keramiken und Zementen. Dies wird ebenfalls durch die aktuelle Studienlage unterstrichen und empfohlen [67, 94, 133, 185-188]. Für den höchsten Haftverbund wurden bei den selbstadhäsiven Befestigungszementen die unterschiedlichen Keramiken zusätzlich mit Monobond®

Plus silanisiert. Nagaoka et al. bestätigten den positiven Einfluss von MDP-haltigen Primern. Dieses funktionelle Monomer geht über die vorhandene Hydroxylgruppe (-OH) eine Verbindung zu Zirkoniumdioxid ein [189]. Weitere Studien stellten ebenso höhere Haftwerte durch zusätzliches Silanisieren zwischen Keramiken und Zementen fest [109, 111, 133-135, 170, 190-192].

Jeweils eine zusätzliche Gruppe mit $n=10$ wurde bei den selbstadhäsiven Zementen Panavia™ SA und Bifix® SE beim Verkleben mit Dentin geprüft. Hierfür wurde das Dentin zusätzlich und wie als Option von den Herstellern der Befestigungszemente freigegeben konditioniert. Daher konnten die Haftfestigkeitswerte dieser Zemente ohne und mit zusätzlicher Konditionierung verglichen werden, um deren selbstadhäsives Potential zu erörtern. Hierauf wird im Kapitel 4.2.1 Diskussion der Haftfestigkeit (S. 84) näher eingegangen.

Im Vergleich zu den Angaben der ISO-Norm [150] wurde die Einsteckform für den Zementzylinder modifiziert. Erste Versuchsdurchführungen scheiterten bei der Verwendung der selbstadhäsiven Befestigungszemente: Diese gingen einen Haftverbund mit der Zylinderform ein. Hierdurch konnte die Einsteckform nicht ohne Lösen der Verbindung zwischen Befestigungszementen und Restaurationsmaterial bzw. Dentin entfernt werden. Deshalb wurde eine Zylinderschablone aus Silikon verwendet. Durch deren glatte Oberfläche entstand keine Verbindung zwischen Befestigungszement und Schablone und eine vorzeitige Krafteinwirkung auf den Zementzylinder vor der Abscherprüfung wurde verhindert. Die Silikonform wurde mit einem nach ISO-Norm definierten Durchmesser von $2,38 \pm 0,03$ mm hergestellt. Das garantierte ebenso eine rechtwinklige Ausrichtung des Zementzylinders zum Restaurationsmaterial und dem Dentin [150].

4.1.4 Thermocycling

Ein künstliche Alterung zur Imitation intraoraler Bedingungen wurde in dieser Studie mithilfe des Thermocyclers im Labor durchgeführt. Die Proben wurden für 10.000 Zyklen bei $5\text{ °C}/55\text{ °C}$ in einen Thermocycler gelegt. Beim Vergleich von Studien, welche die Proben ebenfalls alterten, zeigte die Anzahl der Zyklen starke Abweichungen: Sie variierte zwischen 500 – 37.500 Zyklen [193]. Die DIN EN ISO 10477:2018 zur Testung polymerbasierter Kronen- und Verblendwerkstoffe schlägt eine Alterung mit 5.000 Zyklen vor. Aufgrund recherchierter und vergleichbarer Studien wurde die Zyklenzahl

jedoch auf 10.000 festgelegt [133, 194-200]. Konkret schlagen z. B. Özcan und Bernasconi 10.000 Zyklen im Thermocycler als potentiell repräsentativen Zeitraum für eine natürliche Belastung von einem Jahr vor [193]. Gale und Darvell nennen ebenfalls 10.000 Zyklen als Empfehlung [201]. Deshalb konnten die Ergebnisse der gealterten Proben dieser Studie mit einer einjährigen Temperaturbelastung im Mund verglichen werden.

4.1.5 Messung der Scherfestigkeit

Nach Vorgaben der internationalen Norm [150] wurde die Scherfestigkeit der Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin in der Universalprüfmaschine Zwicki 2,5 kN (ZwickRoell GmbH & Co. KG) getestet. Darüber hinaus wurde eine halbmondförmig „ausgesparte Klinge“ [150] verwendet, welche zu dem parallel ausgerichteten Probenkörper, mit einem Abstand von 0,5 mm zum Zementzylinder eingestellt wurde (siehe Kapitel 2.4.2 Durchführung Scherversuch, Abbildung 11, S. 49). In der Literatur werden In vitro Tests kritisch diskutiert. Braga et al. hinterfragten, ob Labortests klinische Leistungen von Adhäsivsystemen vorhersagen können [148]. Frankenberger et al. bestätigten hingegen die Wichtigkeit von Laboruntersuchungen vor der klinischen Anwendung und stellten durch ihre Forschung fest, dass die marginale Integrität von Restaurationsrändern durch In vitro Untersuchungen vorhersagbar sei [177]. Zugleich muss bei klinischen Untersuchungen zum Testen neuer Dentalmaterialien am Patienten eine Genehmigung der Ethikkommission vorliegen. Somit werden zur Ermittlung einzelner Parameter Laboruntersuchungen vorgezogen. Sie geben Hinweise für spätere klinische Anwendungen [147, 177]. Mithilfe der Scherfestigkeitstest wurden Basisparameter der jeweiligen Materialien ermittelt und miteinander verglichen [151, 152, 202, 203]. Diese Studien betonen die Dringlichkeit, Basisparameter der Adhäsivsysteme durch Laboruntersuchungen zu ermitteln.

Chen et al. konnten gleichmäßige Spannungsverteilungen an der Kontaktfläche zwischen Zementzylinder und Abscherklinge messen, wenn die Dicke des Zementzylinders kleiner als die Auflagefläche der Abscherklinge war [204]. Bei Untersuchungen des Zementzylinderdurchmessers konnten Braga et al. einen Unterschied der Scherfestigkeitswerte feststellen: So wurden bei kleinen Durchmessern (ca. 1 mm) höhere und bei großen Durchmessern (ca. 6 mm) niedrigere Scherspannungsfestigkeiten gemessen [148]. Hingegen keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse wurden bei Zementzylinderdurchmessern zwischen 2 – 5 mm festgestellt [148]. In dieser Studie

betrug der Durchmesser des Zementzylinders $2,38 \pm 0,03$ mm. Ebenso war die Dicke der Zementzylinder geringer als die der Abscherklinge [150]. Die verwendete ISO-Norm [150] weist darauf hin, die beschriebene „ausgesparte Klinge“ für den Scherverversuch zu nutzen, da anderenfalls große Schwankungen bei den Haftfestigkeiten gemessen werden. Dies wird erklärt durch unterschiedlich starke Spannungskonzentrationen, welche von der Form der Abscherklinge beeinflusst werden [148]. Scherspannungstests haben ebenso wie andere Laboruntersuchungen (z. B. Mikrozugfestigkeit) Mängel und können die komplexe, tatsächlich auftretende klinische Performance von Materialien nicht vollständig vorhersagen. Dennoch sind diese Tests wichtig, um Tendenzen festzustellen [147, 177]. Die angesprochenen und vorhandenen Schwächen sollten bei der Auswertung der Labortests bedacht und berücksichtigt werden, um sie zu beheben [149]. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl an Studien, die ebenfalls den Scherfestigkeitstest zur Überprüfung der Haftfestigkeit von Befestigungszementen nutzen [136, 171, 172, 205-211].

Zusammenfassend zeigt sich, dass die verwendeten Materialien zum Teil bereits gut untersucht sind. Zudem erfolgte die angewendete Methodik in Anlehnung an vorhergehende Studien sowie standardisierte Vorgaben.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die vorliegenden Ergebnisse werden im Folgenden miteinander sowie mit den Erkenntnissen anderer Laborstudien verglichen und diskutiert. Des Weiteren wird anhand klinischer Studien die Praxistauglichkeit der Befestigungszemente evaluiert. Auch Ausgangspunkte für weitere Forschung in diesem oder im klinischen Bereich werden formuliert.

4.2.1 Diskussion der Haftfestigkeit

Der marginale Randspalt ist eine Schwachstelle bei der Versorgung mit prothetischen Restaurationen, da hierbei zwei unterschiedliche Materialien – die Zahnhartsubstanz mit dem Restaurationsmaterial – über einen Befestigungszement verbunden werden. Die häufigsten Gründe für einen frühen Verlust prothetischer Versorgungen sind Sekundärkaries am Kronenrand, Retentionsverlust oder Frakturen an Restaurationsmaterialien [177, 212, 213]. Um dies zu verhindern, sorgt der Befestigungszement für einen suffizienten und dichten Kronenrand.

Die aufgestellte Nullhypothese, welche besagt, dass weder thermische Alterung noch die Wahl eines Befestigungszementes zur Haftung an ein Restaurationsmaterial und zu Dentin eine Auswirkung auf die Scherfestigkeit hat, musste abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen werden.

Im Weiteren wird Bezug auf die beim Scherversuch dokumentierten Haftfestigkeiten (siehe Tabelle 9 S. 67) genommen. Die höchsten Scherfestigkeitswerte in dieser Studie wurden im Medianwert ohne Alterung von G-Cem LinkForce™ zu Ceramill® zolid ht+ PS mit 23,94 MPa, weiter von Panavia™ V5 mit 21,32 MPa und Panavia™ SA mit 20,29 MPa, beide zu IPS e.max® CAD gemessen. Visalys® CemCore mit 19,88 MPa zu Ceramill® zolid ht+ PS und Bifix® SE mit 17,87 MPa zu IPS e.max® CAD zeigten ebenfalls ohne Thermocycling hohe Haftfestigkeiten. Im Vergleich der Scherfestigkeiten aller Befestigungszemente zu den unterschiedlichen Materialien war der Haftverbund zu IPS e.max® CAD am höchsten, gefolgt von Ceramill® zolid ht+ PS, Enamic® und am niedrigsten zu Dentin. Am häufigsten zeigte sich nach Wechselbadbehandlung ein Verlust der Zementzylinder auf Dentin – mit Ausnahme von Ketac™ Cem Plus. Bei diesem konventionellen Zement konnten zu keinem Restaurationsmaterial Haftwerte erfasst werden. Lediglich zum Dentin konnte eine geringe Scherfestigkeit (> 1 MPa) gemessen werden. Grund hierfür ist die Polyacrylsäure des Zementes, welche an das Hydroxylapatit und somit an die Calciumionen des Dentins bindet [25]. Ein Verbund zu den Restaurationsmaterialien scheint hingegen gering auszufallen.

4.2.1.1 Vergleich der Restaurationsmaterialien

Durch die Vorbehandlung mittels Ätzen mit Flusssäure und anschließendes Silanisieren [132, 138, 214, 215] konnten in vorliegender Studie ähnlich hohe Haftwerte zur Enamic® erzielt werden wie vorstehend aufgeführte Untersuchungen zeigten. Hier konnten vergleichbare Ergebnisse zwischen den selbstadhäsiven und adhäsiven Befestigungszementen von Visalys® CemCore, G-Cem LinkForce™ und Panavia™ SA vor und bei G-Cem LinkForce™, Panavia™ SA und Bifix® SE nach erfolgter Alterung festgestellt werden. Nach Thermocycling wurden bei den selbstadhäsiven Zementen Panavia™ SA und Bifix® SE höhere Scherfestigkeiten gemessen als bei den adhäsiven Zementen Visalys® CemCore und Panavia™ V5. Sadighpour et al. konnten beim Mikrozugversuch zwischen Restaurationsmaterialien und Befestigungszementen ebenfalls höhere Haftwerte zur Enamic® bei selbstadhäsiven im Vergleich zu adhäsiven Zementen feststellen [216]. Die sauren funktionellen Monomere, welche die

selbstadhäsiven Befestigungszemente beinhalten, können als Grund für die höheren Haftfestigkeiten nach Alterung zur Enamic[®] genannt werden [216]. Beim Vergleich der Restaurationsmaterialien wurden zur Hybridkeramik höhere Haftwerte nach Thermocycling gemessen als zur Zirkoniumdioxidkeramik und der Lithiumdisilikat-Glaskeramik. Einzige Ausnahme bildete Panavia[™] V5: Hier wurden höhere Scherfestigkeiten zu Ceramill[®] zolid ht+ PS und IPS e.max[®] CAD nach Alterung als zur Enamic[®] gemessen. Frankenberger et al. testeten mithilfe des Mikrozugversuches die Haftfestigkeit von einem selbstadhäsiven und adhäsiven Befestigungszement auf Keramiken [133]. Als Restaurationsmaterialien wurden IPS e.max[®] CAD, Celtra[®] Duo (ZrO₂-verstärkte LiSi-Keramik), Lava[™] Ultimate (Hybridkeramik) und Enamic[®] verwendet. Nach 24-stündiger Lagerung wurden die Proben ebenfalls vor dem Zugversuch einer Alterung von 10.000 Zyklen unterzogen [133]. Hierbei konnten bei beiden Zementen höhere Haftwerte zu IPS e.max[®] CAD und Celtra[®] Duo als zur Enamic[®] festgestellt werden [133]. Als Grund kann die abweichende Testmethode (Mikrozugversuch) und Versuchsdurchführung genannt werden. Beim Vergleich der Haftfestigkeiten zwischen den Hybridkeramiken wurden nach Vorbehandlung laut Herstellerangaben zur Enamic[®] höhere Zugfestigkeiten als zu Lava[™] Ultimate gemessen [133]. Peumans et al. untersuchten ebenfalls CAD/CAM Materialien (u. a. IPS e.max[®] CAD und Enamic[®]) mit unterschiedlicher Vorbehandlung auf deren Zugfestigkeit zu einem dualhärtenden adhäsiven Zement (Clearfil Esthetic Cement) sowie zum selbstadhäsiven Zement Panavia[™] SA nach zehntägiger Lagerung [135]. Diese konnten hohe Haftfestigkeiten nach der vom Hersteller empfohlenen Vorbehandlung – dem Ätzen mit Flußsäure (HF) und anschließendem Silanisieren (S) – feststellen und diese Art der Konditionierung für IPS e.max[®] CAD und Enamic[®] empfehlen [135]. Vergleichend zu dieser Studie fielen nach gleicher Vorbehandlung mit HF + S die nahezu doppelt so hoch gemessenen Haftfestigkeiten auf, welche durch den Mikrozugversuch ermittelt wurden [135]. Höhere Haftfestigkeiten konnten beim Clearfil Esthetic Cement sowie von Panavia[™] SA zu IPS e.max[®] CAD als zur Enamic[®] von Peumans et al. festgestellt werden [135]. In der hier vorliegenden Studie konnten keine signifikanten Unterschiede der Haftfestigkeit von Panavia[™] SA zu IPS e.max[®] CAD und Enamic[®] ermittelt werden. Gegenätzlich zu Peumans et al. [135] konnten hier bei Panavia[™] SA zur Enamic[®] (o. A.) höhere Haftwerte als bei den adhäsiven Zementen zur Enamic[®] dokumentiert werden. Bei den dualhärtenden Zementen dieser Studie wurde nur bei Panavia[™] V5 nach Thermocycling ein signifikanter Unterschied zwischen den Haftwerten von IPS e.max[®]

CAD und Enamic[®] berechnet. Allerdings wich die Versuchsdurchführung der angebrachten Studie von der betrachteten Untersuchung ab, wodurch abweichende Ergebnisse erklärt werden können.

Die hier verwendete Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS e.max[®] CAD wurde nach Herstellerangaben mit der Flusssäure IPS Ceramic Ätzgel für 20 s geätzt. In Studien wurde gezeigt, dass die Nutzung dieses Ätzgels für gleichmäßig gute Retentionsmuster und daraus resultierend gute Haftfestigkeiten sorgt [117, 217]. Hier zeigten die Ergebnisse der Zemente ohne Thermocycling ebenfalls die höchsten Haftwerte zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik, mit Ausnahme von G-Cem LinkForce[™]. Bei Letzterem wurde eine höhere Scherfestigkeit zur Zirkoniumdioxidkeramik gemessen. Ebenso konnte kein signifikanter Unterschied zwischen IPS e.max[®] CAD und den anderen Restaurationsmaterialien ohne thermische Alterung festgestellt werden. Einzige Ausnahme lieferte beim Zement Bifix[®] SE der Vergleich zwischen IPS e.max[®] CAD und Ceramill[®] zolid ht+ PS ungealtert mit $p < 0,001$. Bei Panavia[™] V5 wurden nach Thermocycling die höchsten Haftwerte mit 26,39 MPa und somit höhere als ohne Alterung mit 21,32 MPa gemessen. Zu keinem Zement konnten signifikante Unterschiede zwischen ungealterten und gealterten Haftwerten festgestellt werden. Hohe Scherfestigkeiten zwischen IPS e.max[®] CAD und Panavia[™] V5 wurden ebenfalls von Taguchi et al. bestätigt [170]. Hier wurde jedoch ausschließlich Panavia[™] V5 getestet. Somit fehlt der Vergleich zu den anderen Zementen. Zu IPS e.max[®] CAD wurden gleichermaßen hohe Haftfestigkeiten von den selbstadhäsiven und adhäsiven Zementen gemessen. Ohne thermische Alterung konnte kein signifikanter Einfluss der Restaurationsmaterialien bei den Zementen Panavia[™] SA, Visalys[®] CemCore und G-Cem LinkForce[™], Panavia[™] V5 und Ketac[™] Cem Plus festgestellt werden. Nach Thermocycling wurde zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik bei Bifix[®] SE und Panavia[™] V5 ein signifikanter Unterschied dokumentiert. Unterschiedliche Vorbehandlungen der Keramiken durch Anstrahlen oder Ätzen mit unterschiedlichen Ätzgelen können ein möglicher Grund hierfür sein. Einen positiven Effekt auf die Haftfestigkeit konnten Colombo et al. durch Anstrahlen mit Al₂O₃ und anschließendem Silanisieren mit einem MDP-haltigen Primer zur Zirkoniumdioxidkeramik vor dem Verkleben mit G-Cem LinkForce[™] feststellen. Die Proben wurden nach einer siebentägigen Lagerung in einer Kochsalzlösung bei 37 °C abgeschert [207]. Einen positiven Einfluss auf die Haftwerte zu Enamic[®] stellte Elsaka nach Ätzen mit Flusssäure und anschließendem Silanisieren fest [134]. Abschließend kann festgehalten werden, dass in dieser Studie durch die gleiche Vorbehandlung der

jeweiligen Restaurationsmaterialien initial vergleichbare Haftwerte für die selbstadhäsiven und adhäsiven Befestigungszemente gemessen wurden.

4.2.1.2 Vergleich der Befestigungszemente Testgruppe gegen Kontrollgruppe

Vergleicht man die Befestigungszemente mit denen der Kontrollgruppe, fallen zuerst die Haftwerte von Ketac™ Cem Plus auf, da bei diesem konventionellen Befestigungszement lediglich Haftfestigkeiten zu Dentin gemessen werden konnten. Yang et al. untersuchten einen kunststoffmodifizierten Glasionomierzement (RM-GIZ), einen MDP-freien sowie einen MDP-haltigen selbstadhäsiven Zement mit unterschiedlicher Vorbehandlung auf deren Scherfestigkeit ohne und mit Thermocycling [218]. Ungealterte Proben wurden nach 24 h und Lagerung im Wasser bei 37 °C, gealterte Proben nach 20.000 Zyklen im TC mit anschließend 60 Tagen Wasserlagerung bei 37 °C abgeschert [218]. Sie stellten ebenfalls sinkende Scherfestigkeitswerte nach 20.000 Zyklen Thermocycler mit anschließender Wasserlagerung fest [218]. Für den RM-GIZ konnten sowohl mit als auch ohne Alterung Haftwerte, die mit dem MDP-freien selbstadhäsiven Zement verglichen wurden, gemessen werden [218]. Ebenso wurden kunststoffmodifizierte Glasionomierzemente zum Einsetzen von Zirkoniumdioxidrestorationen empfohlen [218]. Die Ergebnisse von Yang et al. [218] sowie von Lüthy et al. [196] konnten für Ketac™ Cem Plus in dieser Studie nicht bestätigt werden, da sowohl mit als auch ohne zusätzlichem Auftragen von Monobond® Plus keine Haftwerte zu ZrO₂ gemessen werden konnten.

Panavia™ V5 hingegen zeigte zu den Restaurationsmaterialien im Vergleich zu den anderen adhäsiven Zementen ohne Alterung durchschnittlich im Median niedrigere Haftwerte von ca. 17 MPa. Nach Thermocycling sanken diese hingegen am geringsten mit ca. 15 MPa. Zu IPS e.max® CAD wurden im Median nach Alterung sogar höhere (o. A. 21,32 MPa; m. A. 26,39 MPa) und gleichzeitig die höchsten Haftfestigkeiten eines Zementes zu einem Restaurationsmaterial gemessen. Somit zeigte Panavia™ V5 im Vergleich zu den anderen adhäsiven Zementen konstante Haftwerte auch nach 10.000 Zyklen Wechselbadbehandlung. Die anderen Befestigungszemente der Testgruppe zeigten durchschnittlich höhere Haftwerte ohne Alterung mit 13 – 20 MPa. Nach Wechselbadbehandlung sanken die Haftwerte im Vergleich zu Panavia™ V5 aber deutlicher und lagen durchschnittlich zwischen 9 – 12 MPa. Aus der Testgruppe wurden die geringsten Haftwerte bei dem selbstadhäsiven Befestigungszement Bifix® SE gemessen. Diese lagen durchschnittlich bei ca. 13,26 MPa o. A. und bei ca.

9,25 MPa m. A.. Zur Zirkoniumdioxidkeramik sank der Median signifikant von 10,53 MPa auf 1,07 MPa nach Wechselbadbehandlung. Im Vergleich zu Bifix® SE zeigte der ebenfalls selbstadhäsive Zement Panavia™ SA durchschnittlich vor allem nach Alterung höhere Scherfestigkeiten als die adhäsiven Zemente Visalys® CemCore und G-Cem LinkForce™. Die Belastung durch Wechselbadbehandlung zeigte sich im Verbund zu den Restaurationsmaterialien bei allen Zementen am deutlichsten bei den Haftwerten zur Zirkoniumdioxidkeramik Ceramill® zolid ht+ PS. Hier wurden bei zwei Zementen – Visalys® CemCore und Bifix® SE – ein signifikanter Unterschied zwischen den ungealterten und gealterten Haftwerten festgestellt. Weitere Studien zeigen ebenfalls sinkende Haftfestigkeiten nach thermischer Wechselbadbehandlung von Befestigungszementen zu Zirkoniumdioxidkeramiken [108, 112, 185, 196, 205, 209, 210, 219]. Die verschiedenen mechanischen Eigenschaften der Zemente können ebenfalls Grund für die verschiedenen Haftfestigkeiten zu einem Restaurationsmaterial sein. So unterscheiden sich die Befestigungszemente durch den Füllstoffanteil: Bifix® SE hat einen Füllstoffanteil von 61 Vol.-%, Panavia™ SA 40 Vol.-% und Panavia™ V5 38 Vol.-% [220]. Nach Miyazaki et al. gibt es eine Korrelation zwischen einem hohen Anteil an Füllstoffen und einer damit verbunden hohen Scherfestigkeit [221]. Durch die geringsten Haftfestigkeiten, die Bifix® SE im Vergleich zu Panavia™ SA und Panavia™ V5 zeigte, kann das hier nicht bestätigt werden. Bei einer Studie von Müller et al. wurden nach DIN EN ISO 4049 die Sorption und Wasserlöslichkeit von adhäsiven und selbstadhäsiven Befestigungszementen gemessen [220]. Dabei zeigten Zemente, welche hydrophile Monomere oder Füllstoffe wie Phosphorsäuregruppen, UDMA, MDP, HEMA beinhalten, höhere Sorption [220]. Bei dieser Untersuchung wurde unter anderem Panavia™ V5 und Panavia™ SA analysiert: Der adhäsive Zement Panavia™ V5 zeigte die geringste Wassersorption auch nach Wechselbadbehandlung [220]. Diese konstanten Leistungen auch nach Thermocycling wurden in der vorliegenden Studie für Panavia™ V5 bestätigt. Hiernach scheinen die Inhaltsstoffe und deren Hydrophilie eine entscheidende Rolle für die Wasseraufnahme zu spielen. Dadurch haben selbstadhäsive Zemente generell eine höhere Sorption, da diese für den selbstadhäsiven Charakter einen höheren Anteil an Phosphatgruppen enthalten. Hiermit können die sinkenden Haftwerte nach Wechselbadbehandlung erklärt werden. Einen Zusammenhang zwischen der Zementzusammensetzung und der ermittelten Scherfestigkeit konnte wie bei Lambade et al. [222] bestätigt werden. Allerdings

wurden die Proben in der betrachteten Studie nicht gewogen, wodurch keine Aussage über die tatsächliche Wasseraufnahme getroffen werden kann.

Der Einfluss durch die Wechselbadbehandlung und die daraus resultierende Verringerung der Haftfestigkeit ist ebenfalls von weiteren Studien bestätigt worden [64, 132, 209, 219]. Unter Zuhilfenahme des Thermocyclings wurden die Proben thermischem Stress ausgesetzt. Dieser wurde durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) der Materialien an der Verbundfläche aufgrund der Temperaturschwankungen verursacht [197, 223]. Ebenso können Inhaltsstoffe der Befestigungszemente durch Wasseraufnahme die Scherfestigkeit beeinflussen [170]. Im Vergleich zu Bifix® SE und Visalys® CemCore wurden die Scherfestigkeiten bei Panavia™ V5 nach Thermocycling nur wenig beeinflusst. Aung et al. konnten beim Vergleich von drei dualhärtenden adhäsiven Befestigungszementen auf deren Zugfestigkeit ebenfalls konstante Ergebnisse auch nach Thermocycling für Panavia™ V5 feststellen [224]. Dies kann durch die geringe Wasseraufnahme von Panavia™ V5 und den somit geringen Auswirkungen auf die Haftfestigkeit begründet werden [220]. Die Wasserresorption der Zemente wird durch die beinhalteten Monomere beeinflusst, da TEGDMA, UDMA, MDP HEMA und einige Füllstoffe hydrophil sind und somit Wasser binden [220, 225, 226]. Dies könnte der ausschlaggebende Grund für den hohen Verlust an Haftfestigkeit bei Bifix® SE sein. Die Scherfestigkeit zum Dentin wird durch das Thermocycling bei keinem Befestigungszement signifikant beeinflusst. Dennoch sanken die Haftfestigkeiten nach Alterung bei Visalys® CemCore, Bifix® SE, G-Cem Link-Force™ und Panavia™ V5. Dies kann abermals durch den unterschiedlichen thermischen Stress von Zement und Dentin begründet werden. Bei zusätzlichem Konditionieren von Dentin konnte für Panavia™ SA und Bifix® SE kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Werte vor und nach Wechselbadbehandlung festgestellt werden. Zusätzlich erhöhte sich der Haftwert bei Bifix® SE ohne sowie mit Thermocycling signifikant im Vergleich zur fehlenden Konditionierung. Für Bifix® SE konnte ein signifikanter Einfluss durch zusätzliche Vorbehandlung mit Syntac® festgestellt werden. Shafiei et al. zeigten ebenfalls höhere Haftwerte durch Dentinätzung für beide untersuchten Zemente [227]. In dieser Studie wurde keine Analyse in Bezug auf die Wasserresorption vorgenommen, sodass hierzu keine genaue Aussage getroffen werden kann.

Lüthy et al. testeten verschiedene adhäsive Zemente sowie den Glasionomerezement Ketac™ Cem auf einer Zirkoniumdioxidkeramik (3Y-TZP) mittels Scherversuch [196].

Bevor auf die Keramik der Befestigungszement aufgebracht wurde, strahlte man diese mit $110\ \mu\text{m}\ \text{Al}_2\text{O}_3$, 4 bar und einem Abstand von 10 mm an [196]. Nach 48 h Lagerung bei $37\ ^\circ\text{C}$ in dest. Wasser oder 10.000 Zyklen im Thermocycler bei $5/55\ ^\circ\text{C}$ wurden die Proben abgeschert [196]. Hier wurde bei Ketac™ Cem als Mittelwert $6,5 \pm 2,4\ \text{MPa}$ und nach Wechselbadbelastung $1,4 \pm 0,4\ \text{MPa}$ angegeben [196]. Hier hingegen konnte trotz Vorbehandlung der Zirkoniumdioxidkeramik, durch Anstrahlen und Silanisieren kein Haftverbund zu Ketac™ Cem Plus gemessen werden. Demnach kann der Unterschied beim Verkleben der Zementzylinder zu diesen abweichenden Ergebnissen führen. Obwohl in dieser In vitro Studie keine aussagekräftigen Haftwerte von Ketac™ Cem Plus zu CAD/CAM Materialien gemessen werden konnten, zeigte sich die Praxistauglichkeit dieses Glasionomerzementes im klinischen Alltag [137]. Chirumamilla et al. konnten eine Kaplan-Meier-Überlebensrate von 92,9 % nach zweijähriger Beobachtungszeit bei Enamic® Kronen im Seitenzahnbereich, welche mit einem RM-GIZ eingesetzt wurden, feststellen [137].

Im Rahmen einer In vitro Studie von Rohr und Fischer wurde die Scherfestigkeit u. a. von Panavia™ V5 und Panavia™ SA zur Zahnhartsubstanz überprüft [58]. Hierbei wurden die Zemente mit unterschiedlich vorbehandeltem Schmelz und Dentin (keine Vorbehandlung, Ätzen, Primern, Ätzen und Primern) verklebt und nach 24-stündiger Lagerung im $37\ ^\circ\text{C}$ destillierten Wasser abgeschert [58]. Panavia™ SA erreichte mit zusätzlichem Primern auf Dentin nur $2,8 \pm 1,80\ \text{MPa}$ im Mittelwert, Panavia™ V5 lag mit $15,3 \pm 4,10\ \text{MPa}$ deutlich höher [58]. Dies konnte in dieser Studie nicht festgestellt werden. Hier lagen ungealtert Panavia™ SA mit zusätzlichem Primern bei $9,43 \pm 3,91\ \text{MPa}$ und Panavia™ V5 mit $8,69 \pm 4,12\ \text{MPa}$ sehr nah beieinander, sodass kein signifikanter Unterschied auftrat. Im Vergleich der Mittelwerte nach Thermocycling lag ebenfalls kein signifikanter Unterschied der Werte von Panavia™ V5 mit $3,47 \pm 3,11\ \text{MPa}$ zu Panavia™ SA mit $6,85 \pm 1,90\ \text{MPa}$ vor. Im Zusammenhang der dokumentierten Werte wurde bei Panavia™ SA ohne Alterung eine Erhöhung der Haftwerte beim Vergleich des unbehandelten ($5,46 \pm 2,95\ \text{MPa}$) und des zusätzlich konditionierten Dentins ($9,43 \pm 3,91\ \text{MPa}$) festgestellt. Nach erfolgtem Thermocycling zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,597$) zwischen den Proben ohne ($6,21 \pm 1,67\ \text{MPa}$) und mit Konditionierung ($6,85 \pm 1,90\ \text{MPa}$). Somit trat in dieser Studie kein signifikanter Einfluss beim Vergleich ohne und mit zusätzlicher Konditionierung auf. Dennoch zeigt sich an der Erhöhung der Haftwerte ohne Thermocycling bei Panavia™ SA ein deutlicher Einfluss durch zusätzliches Konditionieren von Dentin. Ebenfalls profitierte Panavia™ SA mit

höheren Haftwerten nach Alterung durch zusätzliches Konditionieren stärker als bei Rohr und Fischer. Dort hatte Panavia™ V5 den größten Vorteil durch Primen [58].

4.2.1.3 Vergleich der selbstadhäsiven Befestigungszemente

Bei Betrachtung der Scherfestigkeitswerte der beiden selbstadhäsiven Befestigungszemente Panavia™ SA und Bifix® SE konnten bei Panavia™ SA zu allen Materialien höhere Haftwerte gemessen werden. Einzige Ausnahme bildeten die Scherfestigkeitswerte von Bifix® SE zu dem zusätzlich konditionierten Dentin mit Syntac®: Diese Haftwerte von ca. 22,6 MPa mit und ohne Thermocycling waren die höchsten Werte verglichen mit allen Befestigungszementen zu Dentin. In der In vitro Studie von Shafiei et al. wurde ebenfalls die Scherfestigkeit von Panavia™ SA und Bifix® SE zu Schmelz und Dentin mit unterschiedlichen Ätzzeiten (keine Vorbehandlung, 5 s-, 10 s-, 15 s Ätzzeit) zur Vorbehandlung untersucht [227]. Hier wurden die Proben nach einer sieben-tägigen Lagerung im dest. Wasser bei 37 °C abgeschert [227]. Die Haftwerte zum Dentin zeigten, dass beide Zemente durch Ätzen höhere Haftwerte erreichen und sich die Scherfestigkeit im Vergleich zu keiner Vorbehandlung nahezu verdoppelt [227]. Die Haftwerte liegen bei Panavia™ SA ohne Vorbehandlung bei $4,37 \pm 0,9$ MPa, bei Bifix® SE bei ca. $6,91 \pm 1,4$ MPa und nach 15 s Ätzen des Dentins bei Panavia™ SA $6,09 \pm 1,3$ MPa und Bifix® SE $12,11 \pm 2,1$ MPa [227]. Für Bifix® SE konnten höhere Haftfestigkeiten zum Dentin gemessen werden als bei Panavia™ SA [227]. Auch in der hier durchgeführten Studie erhöhten sich die Haftwerte von Bifix® SE durch die Vorbehandlung (Ätzen, Primen, Bonden) mehr als bei Panavia™ SA durch zusätzliches Primen. So liegen die Mittelwerte bei Bifix® SE ohne Vorbehandlung bei $2,20 \pm 2,69$ MPa (o. A.) und mit Vorbehandlung bei $22,60 \pm 5,53$ MPa (o. A.). Für Panavia™ SA stieg die Haftfestigkeit von $5,46 \pm 2,95$ MPa (o. A.) auf $9,43 \pm 3,91$ MPa (o. A.). Bei Bifix® SE waren die Haftwerte der ungealterten Proben ohne zusätzliche Konditionierung signifikant unterschiedlich im Vergleich zu den Proben mit zusätzlicher Konditionierung. Ein signifikanter Unterschied konnte ebenfalls für die gealterten Proben bei Vergleich der unkonditionierten mit den konditionierten Proben mit Syntac® festgestellt werden. Demzufolge weisen die hier dokumentierten Werte, ebenso wie die Ergebnisse von Shafiei et al. darauf hin, dass die selbstadhäsiven Zemente durch zusätzliche Vorbehandlung höhere Haftfestigkeiten erreichen können [227]. Grund hierfür könnte die Entfernung der Schmierschicht durch Ätzen mit Phosphorsäure und anschließende Ausbildung der Hybridschicht sein, da ohne zusätzliches Ätzen und Spülen die Schmierschicht

nicht entfernt wird [228]. Barcellos et al. konnten ebenfalls signifikant höhere Scherfestigkeiten für Bifix® SE nach Ätzen und Spülen im Vergleich zur Nutzung als selbstadhäsiver Zement feststellen [229]. Folglich stellt sich die Frage, ob diese Befestigungszemente alleinig ausreichen, um Restaurationen suffizient einzusetzen. Dem gegenüber stehen In vivo Studien von Federlin et al. und Peumans et al., welche keramische Teilkronen, Inlays und Onlays ohne und mit zusätzlicher selektiver Schmelzätzung mit dem selbstadhäsiven Zement RelyX™ Unicem einsetzten [230, 231]. Beide konnten keine signifikante Verbesserung der klinischen Leistung nach drei und vier Jahren der Restaurationen mit zusätzlicher Schmelzätzung feststellen [230, 231]. Dies steht in Kontrast zu In vitro Studien, die selektives Schmelzätzen bei selbstadhäsiven Zementen empfehlen [47, 54]. Anhand dieser Studien zeigen sich bei kurzen Beobachtungszeiträumen von maximal vier Jahren noch keine aussagekräftigen Unterschiede durch zusätzliche Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz, wenn Restaurationen In vivo mit selbstadhäsiven Zementen eingesetzt wurden [47, 230-232].

Da die ISO-Norm keine Mindestanforderungen für die Haftfestigkeiten der Befestigungszemente vorgibt, entsprechen alle Zemente den Anforderungen. Dennoch konnte ein Einfluss bei der Vorbehandlung der CAD/CAM Materialien und des Dentins, sowie bei der Wahl des Befestigungszementes festgestellt werden. Anhand der dokumentierten Ergebnisse konnten höhere Scherfestigkeiten zu den Restaurationsmaterialien als zum Dentin gemessen werden. Die selbstadhäsiven Zemente profitierten stark durch zusätzlich konditioniertes Dentin.

4.2.2 Diskussion der Brucharten

Im Anschluss an den Scherfestigkeitstest wurden, wie in DIN EN ISO 29022:2013 vorgegeben, die Brucharten aller abgescherten Probenkörper unter einem Stereomikroskop (EZ4W, Leica Microsystems GmbH) mit 16-facher Vergrößerung analysiert. Die Brucharten wurden eingeteilt in: adhäsiver Bruch am Restaurationsmaterial/Dentin, kohäsiver Bruch im Restaurationsmaterial/Dentin sowie kohäsiver Bruch im Befestigungszement und gemischter Bruch. In der Literatur wurden von Kern und Wegner sowie Klosa et al. ebenfalls zusätzlich Bruchanalysen durchgeführt und für sinnvoll erachtet [173, 185, 233].

Nach Analyse aller abgescherten Proben wurde der adhäsive Bruch mit 79,4 % als häufigster Bruch dokumentiert. Der kohäsive Bruch wurde mit insgesamt 11,0 %,

wovon 0,8 % im Zement und 10,2 % im Restaurationsmaterial bzw. Dentin brachen, sowie der gemischte Bruch mit 9,6 % festgestellt. Wurden die Brucharten ohne und mit erfolgtem Thermocycling differenziert betrachtet, so konnte ein Anstieg der Proben, welche adhäsiv gebrochen sind von 77,7 % (o. A.) auf 81,2 % (m. A.) beobachtet werden. Die Anzahl der kohäsiven Brüche, welche im Restaurationsmaterial bzw. Dentin dokumentiert wurden, nahm durch Wechselbadbehandlung von 14,2 % auf 6,2 % ab, nach Alterung brachen erstmals 1,5 % der Proben im Zementzylinder. Wie schon beim adhäsiven Bruch stieg auch die Probenzahl der gemischten Brüche durch die Belastung des Thermocycler von 21 auf 29 an. Somit brachen die Zementzylinder durch den Scherversuch mit und ohne Wechselbadbehandlung am häufigsten an der Verbundstelle zum Restaurationsmaterial/Dentin. Durch Thermocycling sank die Anzahl der scherbenförmig aus der Enamic[®] herausgebrochenen Proben, vier verklebte Proben von Bifix[®] SE auf IPS e.max[®] CAD brachen nach dieser Belastung im Zement.

Auffällig bei der Betrachtung aller kohäsiven Brüche ist, dass von insgesamt 57 dokumentierten Brüchen 52 im Restaurationsmaterial der Hybridkeramik Enamic[®] scherbenförmig herausbrachen. Somit kann geschlussfolgert werden, dass der Haftverbund zwischen den Befestigungszementen und dem Restaurationsmaterial stärker war als die Eigenfestigkeit der Enamic[®]. Zum gleichen Ergebnis kamen Schwenter et al.: Hier überwogen ebenfalls kohäsive und gemischte Brüche nach Ätzen und Silanisieren als Vorbehandlung bei der Enamic[®] [234]. Die Proben wurden in Wasser bei 37 °C nach 24-stündiger Lagerung abgeschert, es fand kein Alterungsprozess statt [234]. Ungeachtet dessen wurde durch den guten Haftverbund zwischen adhäsivem Befestigungszement und Enamic[®] die Bruchfestigkeit der Hybridkeramik überschritten, wodurch die kohäsiven und gemischten Brüche zu erklären waren [234]. Ebendies wurde in vorliegender Studie bei Panavia[™] SA sowohl mit als auch ohne Alterung durch je zehn kohäsive Brüche zur Enamic[®] beobachtet. Grund hierfür kann ebenfalls die Vorbehandlung durch Ätzen und Silanisieren, in Verbindung mit dem MDP-haltigen Zement sein [134, 135, 234]. Dies konnte bei dem Zement der Kontrollgruppe Panavia[™] V5 in dieser Deutlichkeit wie bei Panavia[™] SA nicht festgestellt werden, obwohl das Restaurationsmaterial mit einem MDP-haltigen Primer vorbehandelt wurde. Hier konnten ohne Alterung sechs kohäsive und vier gemischte Brüche, sowie mit Alterung neun adhäsive und ein gemischter Bruch festgestellt werden. Somit zeigt sich bei Panavia[™] V5 durch das adhäsive Versagen ein Einfluss der Alterung auf den Haftverbund zwischen Zement und Enamic[®].

Studien, welche die Haftfestigkeit zu Dentin überprüften, zweifeln die Gültigkeit der gemessenen Haftwerte bei vornehmlich kohäsiv gebrochenen Proben an [148, 149]. Die hervorgebrachten Ergebnisse dieser Studien zeigten, dass überwiegend das Dentin bei Scherversuchen herausgebrochen war. Als Grund wurden unter anderem Fehler oder Mängel bei der Vorbehandlung und somit vorzeitige Schwächung des Dentins genannt. Ebenso konnten beim Schertest Kraftspitzen im Dentin für Mikrorisse verantwortlich sein und zu einem frühzeitigen Versagen in diesem geführt haben. Der kohäsive Bruch ist nach diesen Analysen nicht durch den guten Haftverbund von Befestigungszement zu Dentin zu erklären. [148, 149, 152, 203, 235]

In der vorliegenden Studie wurde hingegen ein kohäsiver Bruch im Dentin festgestellt. Hier betrug der Haftwert 28,67 MPa (o. A.) und wurde als höchster Wert dieser Gruppe aufgezeichnet. Alle sonstigen kohäsiven Brüche wurden ausschließlich bei der Hybridkeramik Enamic® dokumentiert. Die Anzahl der kohäsiven Brüche zur Enamic® lag bei 60 % ohne Alterung und nach erfolgtem Thermocycling bei 26,7%. Demzufolge kann in Bezug auf Scherrer et al. die Aussagekraft dieser Studie unterstrichen werden, da hier nur ein kohäsiver Bruch im Dentin dokumentiert wurde und fast 80 % der gesamten Proben adhäsiv brachen [149]. Dies lässt die Schlussfolgerung auf einen guten Haftverbund zu.

4.2.3 Schlussfolgerung und Ausblick

Anhand der vorliegenden Ergebnisse konnten für den Laborbereich hilfreiche Rückschlüsse gezogen werden, welche als Ansatzpunkt für weitere Forschung genutzt werden können. Beim Vergleich der hier getesteten Befestigungszemente zeigten alle mit der Literatur vergleichbare Haftfestigkeiten. Ein klarer Unterschied stellte sich beim Vergleich der Haftwerte zu den Restaurationsmaterialien und zum Dentin heraus – mit durchgängig geringeren Scherfestigkeiten zu Dentin. Einzige Ausnahme war Bifix® SE mit zusätzlicher Konditionierung und dem „traditionellen“ 3-Schritt-System. Hieraus ergibt sich die zu klärende Frage, mit welchem System (1-,2- oder 3-Schritt-System) die adhäsiven Befestigungszemente zu nutzen sind. Adhäsive Befestigungszemente sind für den Praxisalltag unerlässlich – begründet durch die nochmals reduzierten Arbeitsschritte und die einfache Handhabung. Um ihre Praxistauglichkeit und langfristige Überlebensraten noch genauer beurteilen zu können, sind weitere Studien nötig. Hier wäre ein zentraler Parameter zur besseren Bewertung der Alterung die Wassersorption nach Thermocycling in einer In vitro Studie mit dem Vergleich der adhäsiven und

selbstadhäsiven Befestigungszemente. Eine kleinere Befestigungszementauswahl mit einem größeren Probenumfang könnte noch genauere Differenzen zwischen den adhäsiven und selbstadhäsiven Zementen und Rückschlüsse auf deren Haftpotential ergeben. Ebenso sollten nach vielversprechenden In vitro Haftfestigkeiten klinische Studien folgen – ebenfalls mit dem Vergleich von adhäsiven und selbstadhäsiven Befestigungszementen. Hierfür könnten Kronen, Teilkronen oder Inlays mit 1 – 5-jähriger Beobachtungszeit adhäsiv sowie selbstadhäsiv befestigt werden, um Rückschlüsse vor allem auf die Praxistauglichkeit der selbstadhäsiven Befestigungszemente zu erlauben.

5 Zusammenfassung

Ziel der Studie: Die Versorgung von Zahnhartsubstanzdefekten mittels indirekter Restaurationen über konventionelle sowie adhäsive Befestigung gehört in Zahnarztpraxen zur alltäglichen Arbeit, mit dem Fokus auf der vereinfachten Handhabung. Eine stetige Weiterentwicklung der techniksensitiven adhäsiven Befestigungssysteme ergibt eine Bandbreite an unterschiedlichen Befestigungssystemen auf dem Dentalmarkt. Ziel dieser In vitro Studie ist es deshalb, die Haftfestigkeit von adhäsiven, selbstadhäsiven und konventionellen Befestigungssystemen zu evidenzbasierten indirekten Restaurationmaterialien aus Zirkoniumdioxidkeramik, Hybridkeramik und Lithiumdisilikat-Glaskeramik sowie Echtzähnen (Dentin), mit und ohne künstliche Alterung, zu überprüfen.

Material und Methoden: Die Haftfestigkeit wurde mithilfe eines Scherfestigkeitstests nach DIN EN ISO 29022:2013 standardisiert überprüft. Es wurden die Befestigungsmaterialien Panavia™ SA Universal (PSA), Visalys® CemCore (VCC), G-Cem Link-Force™ (G-Cem), Bifix® SE (BIF) sowie als Kontrollgruppe Panavia™ V5 (PV5) und Ketac™ Cem Plus (KC) zu den Restaurationmaterialien Ceramill® zolid ht+ PS (Zirkoniumdioxidkeramik), Enamic® (Hybridkeramik), IPS e.max® CAD MO (Lithiumdisilikat-Glaskeramik) und Dentin untersucht. Alle Materialkombinationen wurden in zwei Gruppen je n=10 ohne (o. A.) und mit künstlicher Alterung (m. A.) unterteilt. Bei den selbstadhäsiven Befestigungszementen Panavia™ SA und Bifix® SE wurden zwei zusätzliche Gruppen zu Dentin mit zusätzlicher Konditionierung getestet. Hieraus ergaben sich insgesamt 52 Gruppen. Nach Probenkörperherstellung aus den Restaurationmaterialien wurden diese nach Herstellerangaben vorbereitet (angestrahlt/geätzt) und anschließend nach Angaben der Hersteller der Befestigungszemente konditioniert. Mithilfe einer Schablone (Lochdurchmesser von $2,38 \pm 0,03$ mm) wurden die Befestigungszemente zylinderförmig auf die Restaurationmaterialien aufgebracht und mit einer LED-Polymerisationslampe ausgehärtet. Nach dem Verkleben und vor dem Scherversuch wurden alle Prüfkörper bei 37 °C für 24 h in destilliertem Wasser gelagert. Je Materialkombination wurden die Proben mit Alterung zusätzlich für 10.000 Zyklen in einem Thermocycler bei 5 °C/55 °C gealtert. Danach wurden die Proben in einer Universalprüfmaschine (Zwick 2,5 kN) eingespannt, ausgerichtet und mit einer Traversengeschwindigkeit von $1,0 \pm 0,1$ mm/min abgeschert. Für jede Probenreihe wurde ein Prüfprotokoll erstellt und anschließend die Scherfestigkeit in MPa angegeben. Ebenso wurde die Bruchart jedes Prüfkörpers unter einem Stereomikroskop mit

16-facher Vergrößerung bildlich festgehalten, analysiert und in adhäsiver, kohäsiver und gemischter Bruch eingeteilt. Für die statistische Auswertung wurde SPSS® Statistics V25 verwendet. Zur Überprüfung einer Normalverteilung wurde der Kolmogorov-Smirnov-Test angewendet. Der Kruskal-Wallis-Test zeigte Unterschiede innerhalb der Gruppen. Das Signifikanzniveau wurde auf $p \leq 0,05$ festgesetzt. Aufgrund multipler Testungen wurde anschließend die Bonferroni-Holm-Korrektur verwendet und das Signifikanzniveau des Mann-Whitney-U-Tests auf $p < 0,001$ angepasst.

Ergebnisse: Die überprüften Haftwerte der Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien wurden als Medianwerte angegeben. Nachfolgend werden die Restaurationsmaterialien mit den Haftfestigkeiten der Befestigungszemente in abfallender Reihenfolge dargestellt.

Enamic®: o. A.: PSA > G-Cem > VCC > PV5 > BIF > KC
m. A.: BIF > G-Cem > PSA > VCC > PV5 > KC

IPS e.max® CAD: o. A.: PV5 > PSA > VCC > BIF > G-Cem > KC
m. A.: PV5 > VCC > PSA > BIF > G-Cem > KC

Ceramill® zolid ht+ PS: o. A.: G-Cem > VCC > PSA > PV5 > BIF > KC
m. A.: PV5 > PSA > G-Cem > VCC > BIF > KC

Dentin: o. A.: BIF+B > G-Cem > PSA+B > VCC > PV5 > KC > PSA > BIF
m. A.: BIF+B > G-Cem > PSA+B > KC > PSA > VCC > PV5 > BIF

Nach Analyse der Brucharten wurde zu 79,4 % der adhäsive, zu 11,0 % der kohäsive und zu 9,6 % der gemischte Bruch festgestellt. Nur 0,8 % der kohäsiven Brüche wurden im Zement bei Bifix® SE dokumentiert, 10,2 % brachen scherbenförmig aus dem Restaurationsmaterial Enamic® heraus.

Schlussfolgerung: Die Ergebnisse belegten zwischen den getesteten Restaurationsmaterialien und Befestigungszementen Unterschiede. Des Weiteren zeigte sich, dass Thermocycling einen negativen Einfluss auf die Haftfestigkeit hat. Generell wiesen die Befestigungsmaterialien geringere Haftwerte zu Dentin als zu den Restaurationsmaterialien auf, mit Ausnahme vom selbstadhäsiven Zement Bifix® SE mit zusätzlicher Konditionierung über das 3-Schritt-System Syntac®. Somit wurde unter Laborbedingungen

gezeigt, dass durch aufwendigere Vorbehandlung (3-Schritt System) der Zahnhartsubstanzen ähnlich hohe Haftfestigkeiten wie zu den Restaurationsmaterialien gemessen werden konnten. Panavia™ V5 zeigte als Kontrollgruppe zu allen Materialien hohe Haftwerte – zu IPS e.max® CAD die höchsten – und bestätigte somit den seit Jahren bestehenden klinischen Erfolg. Hingegen konnten für Ketac™ Cem Plus nur zu Dentin messbare Haftwerte dokumentiert werden, was durch die chemische Bindung zur Zahnhartsubstanzen und einen ausschließlich retentiven Halt zu Restaurationsmaterialien bedingt sein kann. Um das selbstadhäsive Potential der Befestigungszemente von Panavia™ SA und Bifix® SE genauer beurteilen zu können, sind weitere Laboruntersuchungen notwendig. Ebenfalls sind klinische Studien zum Vergleich der adhäsiven und selbstadhäsiven Befestigungszemente vonnöten, um die Praxistauglichkeit zu eruiieren und eine Empfehlung zu formulieren.

6 Literaturverzeichnis

- [1] S. Bouillaguet, M. Degrange, M. Cattani, C. Godin, and J.-M. Meyer. Bonding to dentin achieved by general practitioners. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin = Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie = Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2002;112(10): p. 1006-1011.
- [2] IPS e.max CAD, Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent. https://www.ivoclarvivadent.de/medias/sys_master/celum-connect2-assets/celum-connect2-assets/h10/h33/10112645333022/IPS-e.max-CAD-scidocs-DE-de.pdf. Accessed 19.01.2021.
- [3] M. Rosentritt, N. Ilie, and U. Lohbauer, *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2018, p. 56-66, 93 ff., 103 ff., 106-124, 239-247, 252ff., 273 f., 279 f., 298 ff., 311 ff., 337-341, 440.
- [4] E. Hellwig, J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutscher Ärzte-Verlag, 2013, p. 8 f., 174, 182 ff., 195 ff., 257 ff.
- [5] S. F. Rosenstiel, M. F. Land, and B. J. Crispin. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(3): p. 280-301.
- [6] A. M. Diaz-Arnold, M. A. Vargas, and D. R. Haselton. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(2): p. 135-141.
- [7] P. P. Lad, M. Kamath, K. Tarale, and P. B. Kusugal. Practical clinical considerations of luting cements: A review. *J Int Oral Health*. 2014;6(1): p. 116-120.
- [8] R. Marxkors, J. Geis-Gerstorfer, and H. Meiners, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: vom Defekt zur Restauration*. Dt. Zahnärzte-Verlag, 2008, p. 57-66, 173 f.
- [9] J. R. Strub, M. Kern, J. C. Türp, S. Witkowski, G. Heydecke, and S. Wolfart, *Curriculum Prothetik: Band 2*. Quintessence Publishing, 2019, p. 450 ff., 463 ff., 490 ff., 496, 525 f., 651 f.
- [10] P. Pospiech. All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clin. Oral Investig*. 2002;6: p. 189-97.
- [11] C. H. Pameijer. A review of luting agents. *Int J Dent*. 2012;2012: p. 752861-752861.
- [12] G. J. P. Fleming, P. M. Marquis, and A. C. C. Shortall. The influence of clinically induced variability on the distribution of compressive fracture strengths of a hand-mixed zinc phosphate dental cement. *Dental Materials*. 1999;15(2): p. 87-97.
- [13] A. D. Wilson and B. E. Kent. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology*. 1971;21(11): p. 313-313.
- [14] A. D. Wilson. A hard decade's work: steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 1996;75(10): p. 1723-7.
- [15] 3M ESPE Ketac Cem Glasionomerzement, Produkt Dossier. 3M ESPE. <https://multimedia.3m.com/mws/media/205486O/ketactm-cem-technical-profile.pdf>. Accessed 10.02.2021.
- [16] S. K. Sidhu. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust. Dent. J*. 2011;56(s1): p. 23-30.
- [17] D. C. Smith. Development of glass-ionomer cement systems. *Biomaterials*. 1998;19(6): p. 467-478.

- [18] M. S. Baig and G. J. P. Fleming. Conventional glass-ionomer materials: A review of the developments in glass powder, polyacid liquid and the strategies of reinforcement. *J. Dent.* 2015;43(8): p. 897-912.
- [19] T. P. Croll and J. W. Nicholson. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr. Dent.* 2002;24(5): p. 423-9.
- [20] G. Koch and S. Hatibović-Kofman. Glass ionomer cements as a fluoride release system in vivo. *Swed. Dent. J.* 1990;14(6): p. 267-73.
- [21] Y. Momoi and J. F. McCabe. Fluoride release from light-activated glass ionomer restorative cements. *Dental Materials.* 1993;9(3): p. 151-154.
- [22] N. Krämer, M. Schmidt, S. Lücker, E. Domann, and R. Frankenberger. Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clin. Oral Investig.* 2018;22(2): p. 1019-1031.
- [23] H. Forss, L. Seppä, and R. Lappalainen. In vitro abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dental Materials.* 1991;7(1): p. 36-39.
- [24] A. H. Dowling and G. J. P. Fleming. Are encapsulated anterior glass-ionomer restoratives better than their hand-mixed equivalents? *J. Dent.* 2009;37(2): p. 133-140.
- [25] K. H. Friedl, J. M. Powers, and K. A. Hiller. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. *Oper. Dent.* 1995;20(2): p. 74-80.
- [26] A. Jokstad and I. A. Mjör. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *J. Dent.* 1996;24(5): p. 309-315.
- [27] T. Attin, M. Vataschki, and E. Hellwig. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. *Quintessence Int.* 1996;27(3): p. 203-9.
- [28] S. B. Mitra. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991;70(1): p. 72-4.
- [29] E. Cho, H. Kopel, and S. N. White. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int.* 1995;26(5): p. 351-8.
- [30] R. A. McCaghren, D. H. Retief, E. L. Bradley, and F. R. Denys. Shear bond strength of light-cured glass ionomer to enamel and dentin. *J Dent Res.* 1990;69(1): p. 40-5.
- [31] S. B. Mitra. In vitro fluoride release from a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991;70(1): p. 75-8.
- [32] T. Attin, W. Buchalla, A. M. Kielbassa, and E. Hellwig. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental Materials.* 1995;11(5): p. 359-362.
- [33] J. Sindel, R. Frankenberger, N. Krämer, and A. Petschelt. Crack formation of all-ceramic crowns dependent on different core build-up and luting materials¹This paper is dedicated to the memory of Jürgen Sindel, who died on May 3rd at the age of 33 years.1. *J. Dent.* 1999;27(3): p. 175-181.
- [34] Ketac Cem Plus Kunststoffmodifizierter Glasionomerzement. Dental Kompakt online. https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/3m_ketac_cem_plus__kunststoffmodifizierter_glasionomerzement_5128.html. Accessed 21.01.2021.
- [35] *Duden - Wörterbuch medizinischer Fachbegriffe: Das Standardwerk für Fachleute und Laien - Der aktuelle Stand der medizinischen Terminologie.* Bibliographisches Institut, 2014, p. 77.
- [36] M. G. Buonocore. A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *J. Dent. Res.* 1955;34(6): p. 849-853.
- [37] B. Van Meerbeek, K. Yoshihara, Y. Yoshida, A. Mine, D. M. J, and V. L. K.L. State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials.* 2011;27(1): p. 17-28.

- [38] Y. Li, M. L. Swartz, R. W. Phillips, B. K. Moore, and T. A. Roberts. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 1985;64(12): p. 1396-401.
- [39] B. R. Lang, M. Jaarda, and R. F. Wang. Filler particle size and composite resin classification systems. *J. Oral Rehabil.* 1992;19(6): p. 569-84.
- [40] A. Santini, I. T. Gallegos, and C. M. Felix. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J.* 2013;2(4): p. 30-3.
- [41] E. A. Kamoun, A. Winkel, M. Eisenburger, and H. Menzel. Carboxylated camphorquinone as visible-light photoinitiator for biomedical application: Synthesis, characterization, and application. *Arabian Journal of Chemistry.* 2016;9(5): p. 745-754.
- [42] R. B. T. Price, D. Labrie, F. A. Rueggeberg, B. Sullivan, I. Kostylev, and J. Fahey. Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dental Materials.* 2014;30(12): p. 1345-1357.
- [43] R. S. Beolchi, C. Moura-Netto, R. M. Palo, C. Rocha Gomes Torres, and B. Pelissier. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. *Braz Oral Res.* 2015;29: p.
- [44] K. L. Van Landuyt *et al.* Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26): p. 3757-3785.
- [45] A. Tagami, R. Takahashi, T. Nikaido, and J. Tagami. The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res.* 2017;61(4): p. 412-418.
- [46] R. Frankenberger and F. R. Tay. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dental Materials.* 2005;21(5): p. 397-412.
- [47] W. L. d. O. d. Rosa, E. Piva, and A. F. d. Silva. Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J. Dent.* 2015;43(7): p. 765-776.
- [48] B. Van Meerbeek *et al.* Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper. Dent.* 2003;28(3): p. 215-35.
- [49] D. H. Pashley *et al.* Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res.* 2004;83(3): p. 216-21.
- [50] C. E. Dörfer, H. J. Staehle, M. W. Wurst, H. Duschner, and T. Pioch. The nanoleakage phenomenon: influence of different dentin bonding agents, thermocycling and etching time. *Eur. J. Oral Sci.* 2000;108(4): p. 346-351.
- [51] D. H. Pashley *et al.* State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials.* 2011;27(1): p. 1-16.
- [52] N. Nakabayashi, M. Nakamura, and N. Yasuda. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J. Esthet. Dent.* 1991;3(4): p. 133-8.
- [53] Syntac, Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent. file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Diss%20schreiben/Quellen%20Materialien/Syntac.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [54] R. Frankenberger, U. Lohbauer, M. J. Roggendorf, M. Naumann, and M. Taschner. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *The journal of adhesive dentistry.* 2008;10(5): p. 339-344.
- [55] J. Kanca, 3rd. Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int.* 1992;23(1): p. 39-41.
- [56] J. R. Gallo, 3rd, M. Henderson, and J. O. Burgess. Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. *Am. J. Dent.* 2000;13(5): p. 267-70.

- [57] J. Perdigão and R. Frankenberger. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int.* 2001;32(5): p. 385-90.
- [58] N. Rohr and J. Fischer. Tooth surface treatment strategies for adhesive cementation. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(2): p. 85-92.
- [59] B. Stawarczyk, A. Kieschnick, A. Liebermann, and M. Rosentritt, *Werkstoffkunde-Kompendium: Dentale Befestigungsmaterialien.* i Book, 2019, p. 1-51.
- [60] F. R. Tay and D. H. Pashley. Aggressiveness of contemporary self-etching systems: I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials.* 2001;17(4): p. 296-308.
- [61] Panavia SA Cement Universal, Gebrauchsinformation. Kuraray Noritake. file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Diss%20schreiben/Quellen%20Materialien/IF_U_PANAVIA_SA_Cement_Universal_NL_DE_SE_NO_2.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [62] M. Rotta *et al.* Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J. Adhes. Dent.* 2007;9(6): p. 537-45.
- [63] S. E. Abo-Hamar, K.-A. Hiller, H. Jung, M. Federlin, K.-H. Friedl, and G. Schmalz. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin. Oral Investig.* 2005;9(3): p. 161-167.
- [64] J. De Munck, M. Vargas, K. Van Landuyt, K. Hikita, P. Lambrechts, and B. Van Meerbeek. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials.* 2004;20(10): p. 963-971.
- [65] C. R. G. van den Breemer, M. M. M. Gresnigt, and M. S. Cune. Cementation of Glass-Ceramic Posterior Restorations: A Systematic Review. *BioMed research international.* 2015;2015: p. 148954-148954.
- [66] C. D'Arcangelo *et al.* Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2015;36(8): p. 570-7; quiz 578.
- [67] M. B. Blatz, A. Sadan, and M. Kern. Resin-ceramic bonding: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2003;89(3): p. 268-274.
- [68] R. Frankenberger, M. Taschner, F. Garcia-Godoy, A. Petschelt, and N. Krämer. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after 12 years. *The journal of adhesive dentistry.* 2008;10(5): p. 393-398.
- [69] R. Frankenberger, A. Petschelt, and N. Krämer. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper. Dent.* 2000;25(6): p. 459-465.
- [70] A. Felden, G. Schmalz, M. Federlin, and K. A. Hiller. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin. Oral Investig.* 1998;2(4): p. 161-7.
- [71] M. Taschner *et al.* Leucite-reinforced glass ceramic inlays luted with self-adhesive resin cement: A 2-year in vivo study. *Dental Materials.* 2012;28(5): p. 535-540.
- [72] A. Aldegheishem, G. Ioannidis, W. Att, and H. Petridis. Success and Survival of Various Types of All-Ceramic Single Crowns: A Critical Review and Analysis of Studies with a Mean Follow-Up of 5 Years or Longer. *Int. J. Prosthodont.* 2017;30(2): p. 168-181.
- [73] S. Brandt, A. Winter, H.-C. Lauer, F. Kollmar, S.-J. Portscher-Kim, and G. E. Romanos. IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures. *Materials (Basel).* 2019;12(3): p. 462.

- [74] T. Otto. Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays. *Int. J. Comput. Dent.* 2017;20(3): p. 315-329.
- [75] C. Bruhn *et al.*, *Zahnärztliche Prothetik*. Springer Berlin Heidelberg, 2013, p. 68.
- [76] Y. Zhang and J. R. Kelly. Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dent. Clin. North Am.* 2017;61(4): p. 797-819.
- [77] B. Reitemeier, K. Hänsel, C. Kastner, A. Weber, and M. H. Walter. A prospective 10-year study of metal ceramic single crowns and fixed dental prosthesis retainers in private practice settings. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2013;109(3): p. 149-155.
- [78] W. Höland, M. Schweiger, R. Watzke, A. Peschke, and H. Kappert. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev. Med. Devices.* 2008;5(6): p. 729-745.
- [79] Y. Yang *et al.* Clinical outcomes of different types of tooth-supported bilayer lithium disilicate all-ceramic restorations after functioning up to 5 years: A retrospective study. *J. Dent.* 2016;51: p. 56-61.
- [80] F. Duret, J.-L. Blouin, and B. Duret. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association.* 1988;117(6): p. 715-720.
- [81] I. Denry and J. R. Kelly. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials.* 2008;24(3): p. 299-307.
- [82] F. A. Spitznagel, J. Boldt, and P. C. Gierthmuehlen. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J. Dent. Res.* 2018;97(10): p. 1082-1091.
- [83] S. Gracis, V. P. Thompson, J. L. Ferencz, N. R. Silva, and E. A. Bonfante. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int. J. Prosthodont.* 2015;28(3): p. 227-35.
- [84] A. Furtado de Mendonca, M. Shahmoradi, C. V. D. d. Gouvêa, G. M. De Souza, and A. Ellakwa. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J. Prosthodont.* 2019;28(2): p. e587-e594.
- [85] F. Zarone, M. I. Di Mauro, P. Ausiello, G. Ruggiero, and R. Sorrentino. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health.* 2019;19(1): p. 134-134.
- [86] M. Rosentritt and V. Preis. Moderne Werkstoffe in der Prothetik. *wissen kompakt.* 2018;12(2): p. 89-96.
- [87] R. Belli, E. Geinzer, A. Muschweck, A. Petschelt, and U. Lohbauer. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials.* 2014;30(4): p. 424-432.
- [88] A. Awada and D. Nathanson. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015;114(4): p. 587-593.
- [89] J. R. Strub, M. Kern, J. C. Türp, S. Witkowski, G. Heydecke, and S. Wolfart, *Curriculum Prothetik: Band 3*. Quintessence Publishing, 2019, p. 744 f., 984.
- [90] M. Rosentritt, A. Kieschnick, and B. Stawarczyk. Kleine Werkstoffkunde für Zahnärzte-Teil 4: Zahnfarbene Werkstoffe im Vergleich. *Zahnärztl. Mitt.* 2019;06: p. 74-78.
- [91] M. Matzinger, S. Hahnel, V. Preis, and M. Rosentritt. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin. Oral Investig.* 2019;23(2): p. 725-737.

- [92] S. J. Kwon, N. C. Lawson, E. E. McLaren, A. H. Nejat, and J. O. Burgess. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(1): p. 132-137.
- [93] I. Sailer, N. A. Makarov, D. S. Thoma, M. Zwahlen, and B. E. Pjetursson. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*. 2015;31(6): p. 603-623.
- [94] T. Miyazaki, T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, and T. Kobayashi. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013;57(4): p. 236-261.
- [95] B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, and N. Lümekemann. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. *Quintessence Zahntechnik*. 2016;6: p. 740-765.
- [96] J. Tinschert, A. Baltzer, and G. Natt, *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. Dt. Zahnärzte-Verlag, 2007, p. 8-14.
- [97] B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, and N. Lümekemann. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*. 2017;48(5): p. 369-380.
- [98] Y. Zhang and B. R. Lawn. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J. Dent. Res*. 2018;97(2): p. 140-147.
- [99] P. Pospiech. Chipping - systemimmanente oder verarbeitungsbedingte Probleme? *Quintessenz*. 2010;61(2): p. 173-181.
- [100] S. D. Heintze and V. Rousson. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int. J. Prosthodont*. 2010;23(6): p. 493-502.
- [101] B. Stawarczyk, M. Özcan, L. Hallmann, A. Ender, A. Mehl, and C. H. F. Hämmeler. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin. Oral Investig*. 2013;17(1): p. 269-274.
- [102] U. Greitens. Wie transluzent hätten Sie es denn gerne? *Quintessenz Zahntech*. 2016;42(8): p. 1128-1138.
- [103] A. Elsayed, G. Meyer, S. Wille, and M. Kern. Influence of the yttrium content on the fracture strength of monolithic zirconia crowns after artificial aging. *Quintessence Int*. 2019;50(5): p. 344-348.
- [104] E. Jerman *et al*. Evaluation of translucency, Marten's hardness, biaxial flexural strength and fracture toughness of 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP materials. *Dental Materials*. 2021;37(2): p. 212-222.
- [105] E. Jerman, F. Wiedenmann, M. Eichberger, A. Reichert, and B. Stawarczyk. Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dental Materials*. 2020: p. 1144-1150.
- [106] F. Wiedenmann, R. Pfefferle, A. Reichert, E. Jerman, and B. Stawarczyk. Impact of high-speed sintering, layer thickness and artificial aging on the fracture load and two-body wear of zirconia crowns. *Dental Materials*. 2020;36(7): p. 846-853.
- [107] S. Vardhaman, M. Borba, M. R. Kaizer, D. Kim, and Y. Zhang. Wear behavior and microstructural characterization of translucent multilayer zirconia. *Dental Materials*. 2020;36(11): p. 1407-1417.
- [108] S. M. Wegner and M. Kern. Long-term resin bond strength to zirconia ceramic. *J. Adhes. Dent*. 2000;2(2): p. 139-47.

- [109] J.-S. Ahn, Y.-A. Yi, Y. Lee, and D.-G. Seo. Shear Bond Strength of MDP-Containing Self-Adhesive Resin Cement and Y-TZP Ceramics: Effect of Phosphate Monomer-Containing Primers. *BioMed research international*. 2015;2015: p. 389234-389234.
- [110] M. B. Blatz *et al.* In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion. *Clin. Oral Investig*. 2010;14(2): p. 187-192.
- [111] B. Yang, A. Barloi, and M. Kern. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dental Materials*. 2010;26(1): p. 44-50.
- [112] C. Keul, A. Liebermann, M. Roos, J. Uhrenbacher, and B. Stawarczyk. The effect of ceramic primer on shear bond strength of resin composite cement to zirconia: A function of water storage and thermal cycling. *The Journal of the American Dental Association*. 2013;144(11): p. 1261-1271.
- [113] M. Guazzato, M. Albakry, S. P. Ringer, and M. V. Swain. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental Materials*. 2004;20(5): p. 441-448.
- [114] A. Willard and T.-M. Gabriel Chu. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. 2018;34(4): p. 238-242.
- [115] O. El-Mowafy and J.-F. Brochu. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations--a literature review. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2002;68(4): p. 233-237.
- [116] A. Liebermann, J. Detzer, and B. Stawarczyk. Impact of Recently Developed Universal Adhesives on Tensile Bond Strength to Computer-aided Design/Manufacturing Ceramics. *Oper. Dent*. 2019;44(4): p. 386-395.
- [117] V. K. Kalavacharla, N. C. Lawson, L. C. Ramp, and J. O. Burgess. Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper. Dent*. 2015;40(4): p. 372-378.
- [118] U. Lohbauer and J. I. Zorzin. Silikatkeramiken und adhäsive Befestigungskonzepte. *Quintessenz Zahntech*. 2017;43(11): p. 1474-1491.
- [119] S. Pieger, A. Salman, and A. S. Bidra. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(1): p. 22-30.
- [120] A. Rauch, S. Reich, and O. Schierz. Chair-side generated posterior monolithic lithium disilicate crowns: clinical survival after 6 years. *Clin. Oral Investig*. 2017;21(6): p. 2083-2089.
- [121] hybrid. bereitgestellt durch das Digitale Wörterbuch der deutschen Sprache. <https://www.dwds.de/wb/hybrid>. Accessed 19.08.2021.
- [122] S. Reich. Tooth-colored CAD/CAM monolithic restorations. *Int. J. Comput. Dent*. 2015;18(2): p. 131-46.
- [123] A. Della Bona, P. H. Corazza, and Y. Zhang. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*. 2014;30(5): p. 564-569.
- [124] A. Coldea, M. V. Swain, and N. Thiel. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*. 2013;29(4): p. 419-426.
- [125] M. V. Swain, A. Coldea, A. Bilkhair, and P. C. Guess. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*. 2016;32(1): p. 34-42.

- [126] VITA Enamic Verarbeitungsanleitung. VITA Zahnfabrik. file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Downloads/VITA_ENAMIC_VA_DE_V06_scren_de.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [127] M. Hülsmann, *Endodontie*. Thieme, 2008, p. 20 f.
- [128] M. N. Aboushelib and M. H. Elsafi. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dental Materials*. 2016;32(4): p. 529-534.
- [129] J. C. Facenda, M. Borba, and P. H. Corazza. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2018;30(4): p. 281-286.
- [130] F. A. Spitznagel and S. Ganz. Komposit-Matrix-Keramiken: Klinik und Wissenschaft. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift (DZZ)*. 2017;72(4): p. 326-331.
- [131] A. Coldea, M. V. Swain, and N. Thiel. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2013;26: p. 34-42.
- [132] F. Campos, C. Almeida, M. Rippe, R. Melo, L. Valandro, and M. Bottino. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Oper. Dent.* 2015;41: p. 171-178.
- [133] R. Frankenberger *et al.* Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int. J. Comput. Dent.* 2015;18: p. 9-20.
- [134] S. E. Elsaka. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement: the effect of surface treatments. *J. Adhes. Dent.* 2014;16(6): p. 531-40.
- [135] M. Peumans, E. Bajraktarova Valjakova, J. Munck, C. Mishevskaja, and B. Meerbeek. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *The journal of adhesive dentistry*. 2016;18: p.
- [136] A. Straface, L. Rupp, A. Gintaute, J. Fischer, N. U. Zitzmann, and N. Rohr. HF etching of CAD/CAM materials: influence of HF concentration and etching time on shear bond strength. *Head Face Med.* 2019;15(1): p. 21.
- [137] G. Chirumamilla, C. E. Goldstein, and N. C. Lawson. A 2-year Retrospective Clinical study of Enamic Crowns Performed in a Private Practice Setting. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2016;28(4): p. 231-237.
- [138] M. Özcan and C. Volpato. Surface Conditioning and Bonding Protocol for Polymer-infiltrated Ceramic: How and Why? *J. Adhes. Dent.* 2016;18(2): p. 174-5.
- [139] F. A. Spitznagel, K. J. Scholz, J. R. Strub, K. Vach, and P. C. Gierthmuehlen. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin. Oral Investig.* 2018;22(5): p. 1973-1983.
- [140] R. G. Craig, J. M. Powers, and J. C. Wataha, *Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung*. Urban & Fischer, 2006, p.
- [141] J.-K. Hong, S.-K. Kim, S.-J. Heo, and J.-Y. Koak. Mechanical Properties and Metal-Ceramic Bond Strength of Co-Cr Alloy Manufactured by Selective Laser Melting. *Materials (Basel)*. 2020;13(24): p. 5745.
- [142] R. Strietzel, *CAD, CAM von A bis Z: Orientierung im Dschungel der digitalen Verfahren*. Verlag Neuer Merkur, 2015, p.
- [143] T. Miyazaki, Y. Hotta, J. Kunii, S. Kuriyama, and Y. Tamaki. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent. Mater. J.* 2009;28(1): p. 44-56.
- [144] R. Strietzel. FutureDent - Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems. *Quintessenz Zahntech.* 2001;27(9): p.

- [145] B. E. Pjetursson, I. Sailer, M. Zwahlen, and C. H. F. Hämmerle. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin. Oral Implants Res.* 2007;18(s3): p. 73-85.
- [146] B. E. Pjetursson, N. A. Valente, M. Strasding, M. Zwahlen, S. Liu, and I. Sailer. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin. Oral Implants Res.* 2018;29(S16): p. 199-214.
- [147] B. Van Meerbeek *et al.* Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials.* 2010;26(2): p. e100-e121.
- [148] R. R. Braga, J. B. C. Meira, L. C. C. Boaro, and T. A. Xavier. Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials.* 2010;26(2): p. e38-e49.
- [149] S. S. Scherrer, P. F. Cesar, and M. V. Swain. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials.* 2010;26(2): p. e78-e93.
- [150] *DIN EN ISO 29022:2013, Prüfung der Abscherverbundfestigkeit mit einer ausgesparten Klinge (ISO 29022:2013).*
- [151] P. H. DeHoff, K. J. Anusavice, and Z. Wang. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials.* 1995;11(2): p. 126-131.
- [152] E. Placido, J. B. C. Meira, R. G. Lima, A. Muench, R. M. d. Souza, and R. Y. Ballester. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. *Dental Materials.* 2007;23(9): p. 1086-1092.
- [153] H. Sano *et al.* Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength — Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials.* 1994;10(4): p. 236-240.
- [154] S. Armstrong, L. Breschi, M. Özcan, F. Pfefferkorn, M. Ferrari, and B. Van Meerbeek. Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials.* 2017;33(2): p. 133-143.
- [155] Y. Shimada, S. Yamaguchi, and J. Tagami. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dental Materials.* 2002;18(5): p. 380-388.
- [156] H. Sano, A. F. M. A. Chowdhury, P. Saikaew, M. Matsumoto, S. Hoshika, and M. Yamauti. The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *The Japanese dental science review.* 2020;56(1): p. 24-31.
- [157] A. L. Gomes, R. Castillo-Oyagüe, C. D. Lynch, J. Montero, and A. Albaladejo. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J. Dent.* 2013;41(1): p. 31-41.
- [158] S. Armstrong, S. Geraldeli, R. Maia, L. H. A. Raposo, C. J. Soares, and J. Yamagawa. Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials.* 2010;26(2): p. e50-e62.
- [159] F. J. Burke, A. Hussain, L. Nolan, and G. J. Fleming. Methods used in dentine bonding tests: an analysis of 102 investigations on bond strength. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2008;16(4): p. 158-65.
- [160] IPS e.max CAD Monolithic Solution Labside Ivoclar Vivadent. file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Diss%20schreiben/IPS+e-max+CAD+Monolithic+Solution+Labside.pdf. Accessed 30.10.2019.

- [161] Gebrauchsanweisung: ceramill zirconia. Amman Girrbach.
https://agdev.net/fileadmin/_agweb_2013/media/mediathek/Print/Instructions/Material/CAD_CAM/Ceramill_ZI_Zolid_Zolid-preshade_Zolid-HT_Zolid-HT-preshade.pdf. Accessed 19.08.2020.
- [162] Visalys Cem Core, Gebrauchsinformation. Kettenbach Dental.
https://www.kettenbach-dental.de/fileadmin/produkte/Visalys/CemCore/Downloads/Dokumentation/37411_3720_IFU_Visalys_CemCore_NEU.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [163] G-Cem LinkForce, Gebrauchsanweisung. GC Europe.
https://europe.gc.dental/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gcemlinkforce/ifu/IFU_G-CEM_LinkForce_W.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [164] Bifix SE, Gebrauchsanweisung. Voco.
https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/instructions-for-use/e1/bifix-se_ifu_e1.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [165] Ketac Cem Plus Befestigungszement. 3M ESPE.
<file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Diss%20schreiben/Quellen%20Materialien/multimedia.pdf>. Accessed 21.01.2021.
- [166] Panavia V5, Technische Daten. Kuraray Noritake.
<https://www.kuraraynoritake.eu/de/page/product/techspecs/panavia>. Accessed 21.01.2021.
- [167] Monobond Plus, Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent.
<file:///C:/Users/Lisa%20Lahham/Diss%20schreiben/Quellen%20Materialien/Monobond+Plus.pdf>. Accessed 21.01.2021.
- [168] Clearfil Universal Bond Quick, Gebrauchsinformation. Kuraray Noritake.
https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/clearfil-universal-bond-quick-instructions-for-use-nl-de-se_9.pdf. Accessed 21.01.2021.
- [169] S. Gilbert, C. Keul, M. Roos, D. Edelhoff, and B. Stawarczyk. Bonding between CAD/CAM resin and resin composite cements dependent on bonding agents: three different in vitro test methods. *Clin. Oral Investig.* 2016;20(2): p. 227-236.
- [170] S. Taguchi, F. Komine, K. Kubochi, R. Fushiki, F. Kimura, and H. Matsumura. Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. *J. Oral Sci.* 2018;60(3): p. 360-366.
- [171] M. Ç. Tanış, C. Akay, T. C. Akçaboy, M. Şen, P. A. Kavaklı, and K. Sapmaz. In vitro shear bond strength between fluorinated zirconia ceramic and resin cements. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(3): p. 205-210.
- [172] T. Yavuz, Ö. Y. Özyılmaz, E. Dilber, E. S. Tobi, and H. Ş. Kiliç. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J. Prosthodont.* 2017;26(5): p. 446-454.
- [173] K. Klosa, H. Warnecke, and M. Kern. Effectiveness of protecting a zirconia bonding surface against contaminations using a newly developed protective lacquer. *Dental Materials.* 2014;30(8): p. 785-792.
- [174] M. Kern and S. M. Wegner. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent. Mater.* 1998;14(1): p. 64-71.
- [175] R. Diaz-Bone, *Statistik für Soziologen*. UTB GmbH, 2017, p.
- [176] F. Kronthaler, *Statistik angewandt: Datenanalyse ist (k)eine Kunst Excel Edition*. Springer Berlin Heidelberg, 2015, p.
- [177] R. Frankenberger, N. Krämer, U. Lohbauer, S. A. Nikolaenko, and S. M. Reich. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J. Adhes. Dent.* 2007;9 Suppl 1: p. 107-16.

- [178] S. Franco-Tabares, V. F. Stenport, L. Hjalmarsson, P. L. Tam, and C. B. Johansson. Chemical Bonding to Novel Translucent Zirconias: A Mechanical and Molecular Investigation. *J. Adhes. Dent.* 2019;21(2): p. 107-116.
- [179] P. Nassary Zadeh, N. Lümekemann, B. Sener, M. Eichberger, and B. Stawarczyk. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2018;120(6): p. 948-954.
- [180] B. Stawarczyk, K. Frevert, A. Ender, M. Roos, B. Sener, and T. Wimmer. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2016;59: p. 128-138.
- [181] N. C. Lawson, R. Bansal, and J. O. Burgess. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dental Materials.* 2016;32(11): p. e275-e283.
- [182] B. Haller, N. Hofmann, B. Klaiber, and U. Bloching. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dental Materials.* 1993;9(3): p. 191-197.
- [183] E. H. Mobarak, W. El-Badrawy, D. H. Pashley, and H. Jamjoom. Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2010;104(2): p. 92-97.
- [184] S. Jaffer, L. J. Oesterle, and S. M. Newman. Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2009;136(1): p. 83-86.
- [185] M. Kern and S. M. Wegner. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dental Materials.* 1998;14(1): p. 64-71.
- [186] J. Y. Thompson, B. R. Stoner, J. R. Piascik, and R. Smith. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental Materials.* 2011;27(1): p. 71-82.
- [187] M. B. Blatz, M. Alvarez, K. Sawyer, and M. Brindis. How to Bond Zirconia: The APC Concept. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2016;37(9): p. 611-617; quiz 618.
- [188] M. Okada, H. Taketa, Y. Torii, M. Irie, and T. Matsumoto. Optimal sandblasting conditions for conventional-type yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals. *Dental Materials.* 2019;35(1): p. 169-175.
- [189] N. Nagaoka *et al.* Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci. Rep.* 2017;7: p. 45563-45563.
- [190] A. M. Cardenas *et al.* Effect of MDP-containing Silane and Adhesive Used Alone or in Combination on the Long-term Bond Strength and Chemical Interaction with Lithium Disilicate Ceramics. *J. Adhes. Dent.* 2017;19(3): p. 203-212.
- [191] M. Kern. Bonding to oxide ceramics—Laboratory testing versus clinical outcome. *Dental Materials.* 2015;31(1): p. 8-14.
- [192] M. Miyazaki, H. Onose, and B. K. Moore. Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am. J. Dent.* 2000;13(2): p. 101-104.
- [193] M. Özcan and M. Bernasconi. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J. Adhes. Dent.* 2015;17(1): p. 7-26.
- [194] M.-J. Kim, Y. K. Kim, K.-H. Kim, and T.-Y. Kwon. Shear bond strengths of various luting cements to zirconia ceramic: Surface chemical aspects. *J. Dent.* 2011;39(11): p. 795-803.

- [195] U. Lohbauer, S. A. Nikolaenko, A. Petschelt, and R. Frankenberger. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *The journal of adhesive dentistry*. 2008;10(2): p. 97-103.
- [196] H. Lüthy, O. Loeffel, and C. H. F. Hammerle. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dental Materials*. 2006;22(2): p. 195-200.
- [197] S. M. Reich, M. Wichmann, R. Frankenberger, and D. Zajc. Effect of surface treatment on the shear bond strength of three resin cements to a machinable feldspatic ceramic. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2005;74B(2): p. 740-746.
- [198] A. K. Roy, D. Mohan, M. Sunith, R. B. Mandokar, S. Suprasidh, and S. Rajan. Comparison of Shear Bond Strengths of Conventional Resin Cement and Self-adhesive Resin Cement bonded to Lithium Disilicate: An in vitro Study. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2017;18(10): p. 881-886.
- [199] K. B. Seto, E. A. McLaren, A. A. Caputo, and S. N. White. Fatigue Behavior of the Resinous Cement to Zirconia Bond. *J. Prosthodont*. 2013;22(7): p. 523-528.
- [200] B. Stawarczyk *et al.* Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin. Oral Investig.* 2014;18(1): p. 163-170.
- [201] M. S. Gale and B. W. Darvell. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J. Dent.* 1999;27(2): p. 89-99.
- [202] L. A. Jongsma, N. de Jager, C. J. Kleverlaan, P. Pallav, and A. J. Feilzer. Shear bond strength of three dual-cured resin cements to dentin analyzed by finite element analysis. *Dental Materials*. 2012;28(10): p. 1080-1088.
- [203] A. Versluis, D. Tantbirojn, and W. H. Douglas. Why do Shear Bond Tests Pull Out Dentin? *J. Dent. Res.* 1997;76(6): p. 1298-1307.
- [204] B. Chen *et al.* Shear bond strength of zirconia to resin: The effects of specimen preparation and loading procedure. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(6): p. 313-323.
- [205] A. Attia. Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2011;19(4): p. 388-395.
- [206] N. Bähr *et al.* Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent. Mater. J.* 2013;32(3): p. 492-501.
- [207] M. Colombo, S. Gallo, S. Padovan, M. Chiesa, C. Poggio, and A. Scribante. Influence of Different Surface Pretreatments on Shear Bond Strength of an Adhesive Resin Cement to Various Zirconia Ceramics. *Materials (Basel)*. 2020;13(3): p. 652.
- [208] F. A. Gokkaya, B. Stawarczyk, C. H. Hammerle, and I. Sailer. Influence of silanes on the shear bond strength of resin cements to zirconia. *Quintessence Int.* 2013;44(8): p. 591-600.
- [209] Y. Oba, H. Koizumi, D. Nakayama, T. Ishii, N. Akazawa, and H. Matsumura. Effect of silane and phosphate primers on the adhesive performance of a tri-n-butylborane initiated luting agent bonded to zirconia. *Dent. Mater. J.* 2014;33(2): p. 226-32.
- [210] P.-C. Pott, T.-S. Syväri, M. Stiesch, and M. Eisenburger. Influence of nonthermal argon plasma on the shear bond strength between zirconia and different adhesives and luting composites after artificial aging. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(4): p. 308-314.

- [211] P. Sciasci, F. O. Abi-Rached, G. L. Adabo, P. Baldissara, and R. G. Fonseca. Effect of surface treatments on the shear bond strength of luting cements to Y-TZP ceramic. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(3): p. 212-219.
- [212] G. Libby, M. R. Arcuri, W. E. LaVelle, and L. Hebl. Longevity of fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1997;78(2): p. 127-131.
- [213] B. E. Pjetursson, K. Tan, N. P. Lang, U. Brägger, M. Egger, and M. Zwahlen. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Implants Res*. 2004;15(6): p. 667-676.
- [214] M. Hu, R. Weiger, and J. Fischer. Comparison of two test designs for evaluating the shear bond strength of resin composite cements. *Dental Materials*. 2016;32(2): p. 223-232.
- [215] H. T. Yano, H. Ikeda, Y. Nagamatsu, C. Masaki, R. Hosokawa, and H. Shimizu. Correlation between microstructure of CAD/CAM composites and the silanization effect on adhesive bonding. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*. 2020;101: p. 103441.
- [216] L. Sadighpour, F. Geramipanah, Z. Ghasri, and M. Neshatian. Microtensile bond strength of CAD/CAM-fabricated polymer-ceramics to different adhesive resin cements. *Restor Dent Endod*. 2018;43(4): p. e40-e40.
- [217] G. C. Lopes, J. Perdigão, D. Baptista, and A. Ballarin. Does a Self-etching Ceramic Primer Improve Bonding to Lithium Disilicate Ceramics? Bond Strengths and FESEM Analyses. *Oper. Dent*. 2019;44(2): p. 210-218.
- [218] L. Yang *et al*. Effects of Luting Cements and Surface Conditioning on Composite Bonding Performance to Zirconia. *J. Adhes. Dent*. 2018;20(6): p. 549-558.
- [219] M. B. Blatz, A. Sadan, J. Martin, and B. Lang. In vitro evaluation of shear bond strengths of resin to densely-sintered high-purity zirconium-oxide ceramic after long-term storage and thermal cycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4): p. 356-362.
- [220] J. A. Müller, N. Rohr, and J. Fischer. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur. J. Oral Sci*. 2017;125(2): p. 141-150.
- [221] M. Miyazaki, K. Hinoura, H. Onose, and B. K. Moore. Effect of filler content of light-cured composites on bond strength to bovine dentine. *J. Dent*. 1991;19(5): p. 301-303.
- [222] D. P. Lambade, S. M. Gundawar, and U. M. Radke. Evaluation of adhesive bonding of lithium disilicate ceramic material with dual cured resin luting agents. *J Clin Diagn Res*. 2015;9(2): p. ZC01-ZC5.
- [223] H. Chai, M. Kaizer, A. Chughtai, H. Tong, C. Tanaka, and Y. Zhang. On the interfacial fracture resistance of resin-bonded zirconia and glass-infiltrated graded zirconia. *Dental Materials*. 2015;31(11): p. 1304-1311.
- [224] S. S. M. P. Aung *et al*. Adhesion durability of dual-cure resin cements and acid-base resistant zone formation on human dentin. *Dental Materials*. 2019;35(7): p. 945-952.
- [225] I. D. Sideridou and M. M. Karabela. Sorption of water, ethanol or ethanol/water solutions by light-cured dental dimethacrylate resins. *Dental Materials*. 2011;27(10): p. 1003-1010.
- [226] I. D. Sideridou, M. M. Karabela, and E. C. Vouvoudi. Volumetric dimensional changes of dental light-cured dimethacrylate resins after sorption of water or ethanol. *Dental Materials*. 2008;24(8): p. 1131-1136.

- [227] F. Shafiei, S. Kamran, M. Memarpour, and T. Aghaei. Bond strength and adhesive interfacial micromorphology of self-adhesive resin cements: Effect of reduced times of pre-etching. *J Clin Exp Dent*. 2019;11(11): p. e984-e990.
- [228] M. E. Ebrahimi Chaharom, A. A. Ajami, M. Bahari, and H. Rezazadeh. Effect of smear layer thickness and pH of self-adhesive resin cements on the shear bond strength to dentin. *Indian J. Dent. Res*. 2017;28(6): p. 681-686.
- [229] D. C. Barcellos, G. R. Batista, M. A. Silva, P. M. Rangel, C. R. Torres, and M. Fava. Evaluation of bond strength of self-adhesive cements to dentin with or without application of adhesive systems. *J. Adhes. Dent*. 2011;13(3): p. 261-5.
- [230] M. Federlin, K.-A. Hiller, and G. Schmalz. Effect of selective enamel etching on clinical performance of CAD/CAM partial ceramic crowns luted with a self-adhesive resin cement. *Clin. Oral Investig*. 2014;18(8): p. 1975-1984.
- [231] M. Peumans, M. Voet, J. De Munck, K. Van Landuyt, A. Van Ende, and B. Van Meerbeek. Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. *Clin. Oral Investig*. 2013;17(3): p. 739-750.
- [232] R. Frankenberger, U. Lohbauer, R. B. Schaible, S. A. Nikolaenko, and M. Naumann. Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dental Materials*. 2008;24(2): p. 185-191.
- [233] K. Klosa, S. Wolfart, F. Lehmann, H. J. Wenz, and M. Kern. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J. Adhes. Dent*. 2009;11(2): p. 127-35.
- [234] J. Schwenter, F. Schmidli, R. Weiger, and J. Fischer. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent. Mater. J*. 2016;35(5): p. 796-802.
- [235] R. Van Noort, S. Noroozi, I. C. Howard, and G. Cardew. A critique of bond strength measurements. *J. Dent*. 1989;17(2): p. 61-67.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Scherversuches (eigene Abbildung).....	29
Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Zugversuches von links nach rechts: (1) verklebter Probenkörper, (2) Probenkörper wird zersägt (Stabförmig), (3) eingespannter Probenkörper in Zugmaschine, (eigene Abbildung).....	29
Abbildung 3: Flussdiagramm zur schematischen Darstellung der Versuchsdurchführung.....	31
Abbildung 4: Herstellung der Probenkörper (eigene Darstellung) links: Keramikplättchen in Silikonform platziert rechts: Probenkörper nach Vorbehandlung mit SiC-Nassschleifpapier.....	38
Abbildung 5: Herstellung der Probenkörper mit extrahierten 3. Molaren (eigene Darstellung)	40
Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der geschwärzten ZrO ₂ -Keramikplättchen vor dem Abstrahlen (eigene Darstellung)	41
Abbildung 7: Arbeitsschritte der Konditionierung bei allen Keramiken mit den zementspezifischen Primern (eigene Abbildung)	42
Abbildung 8: Schematische Darstellung der Dentin Konditionierung vor dem Verkleben (eigene Abbildung).....	44
Abbildung 9: Beispielhafte Darstellung des Zement Applizierens von links nach rechts: (1) Zylinderschablone platzieren, (2) Zement einfügen, (3) Lichthärtung und Selbsthärtung abwarten, (4) Entformen und Kontrolle der Probe. (eigene Abbildung)	46
Abbildung 10: (1) Lagerung der Proben in dest. Wasser für ± 24 h, (2) Probengefäß mit geschichteten Probenkörpern vor Alterung, (3) Thermocycler mit Probengefäß während der Wechselbadbelastung; (eigene Abbildung).....	47
Abbildung 11: Darstellung des eingespannten und ausgerichteten Prüfkörpers vor der Scherprüfung mit ausgesparter Klinge nach DIN-Norm [150] (eigene Abbildung); links: Seitansicht; rechts: Frontalansicht ...	49
Abbildung 12: Schematische Darstellung des Scherversuches, modifiziert nach DIN EN ISO 29022:2013 (eigene Abbildung).....	49
Abbildung 13: Adhäsiver Bruch zwischen Restaurationsmaterial und Befestigungszement, (eigene Abbildung) links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe	51
Abbildung 14: Kohäsiver Bruch im Restaurationsmaterial, (eigene Abbildung) links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe.....	51
Abbildung 15: Kohäsiver Bruch im Befestigungszement, (eigene Abbildung) links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe.....	52
Abbildung 16: Gemischter Bruch (Beispielhaft zwei Bruchmöglichkeiten), (eigene Abbildung) links: schematische Darstellung im Querschnitt; rechts: Aufsicht einer abgescherten Probe	53
Abbildung 17: Schematische Darstellung Boxplot-Diagramm (eigene Abbildung)....	55
Abbildung 18: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Panavia™ SA Universal zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)	56

Abbildung 19: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Visalys® CemCore zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn), *signifikanter Unterschied.....	57
Abbildung 20: Scherfestigkeitswerte [MPa] von G-Cem LinkForce™ zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)	58
Abbildung 21: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Bifix® SE zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn), *signifikanter Unterschied.....	59
Abbildung 22: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Panavia™ V5 zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn), *signifikanter Unterschied.....	61
Abbildung 23: Scherfestigkeitswerte [MPa] von Ketac™ Cem Plus zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin (Zahn)	62
Abbildung 24: Scherfestigkeitswerte [MPa] aller Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin ohne Alterung.....	64
Abbildung 25: Scherfestigkeitswerte [MPa] aller Befestigungszemente zu den Restaurationsmaterialien und dem Dentin mit künstlicher Alterung ...	65
Abbildung 26: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Hybridkeramik Enamic®	68
Abbildung 27: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Lithiumdisilikat-Glaskeramik IPS e.max® CAD MO.....	69
Abbildung 28: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zur Zirkoniumdioxid-Keramik Ceramill® zolit ht+ PS, *signifikanter Unterschied.....	70
Abbildung 29: Scherfestigkeitswerte [MPa] von allen sechs abgescherten Zementen zum Dentin der extrahierten 3. Molaren, *signifikanter Unterschied.....	71
Abbildung 30: Probenumfang von Ceramill® zolit HT+ vor dem Verkleben, (eigene Abbildung).....	121
Abbildung 31: Probenumfang von Enamic® vor dem Verkleben, (eigene Abbildung).....	122
Abbildung 32: Probenumfang von IPS e.max® CAD vor dem Verkleben, (eigene Abbildung).....	123
Abbildung 33: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	124
Abbildung 34: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung).....	124
Abbildung 35: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	125
Abbildung 36: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)	125
Abbildung 37: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	126
Abbildung 38: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)	126
Abbildung 39: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)....	127
Abbildung 40: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)	127

Abbildung 41: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	128
Abbildung 42: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	128
Abbildung 43: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	129
Abbildung 44: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung).....	129
Abbildung 45: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	130
Abbildung 46: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung).....	130
Abbildung 47: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	131
Abbildung 48: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	131
Abbildung 49: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	132
Abbildung 50: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung).....	132
Abbildung 51: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE, (eigene Abbildung).....	133
Abbildung 52: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE (konditioniert mit Syntac®), (eigene Abbildung).....	133
Abbildung 53: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung).....	134
Abbildung 54: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA, (eigene Abbildung).....	134
Abbildung 55: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA (konditioniert mit Clearfil Universal Bond Quick), (eigene Abbildung).....	135
Abbildung 56: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	135
Abbildung 57: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	136
Abbildung 58: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung).....	136
Abbildung 59: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	137
Abbildung 60: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung).....	137
Abbildung 61: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	138
Abbildung 62: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	138

Abbildung 63: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	139
Abbildung 64: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)	139
Abbildung 65: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)....	140
Abbildung 66: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)	140
Abbildung 67: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung).....	141
Abbildung 68: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)	141
Abbildung 69: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung).....	142
Abbildung 70: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung).....	142
Abbildung 71: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond Plus), (eigene Abbildung).....	143
Abbildung 72: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung).....	143
Abbildung 73: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond Plus), (eigene Abbildung).....	144
Abbildung 74: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	144
Abbildung 75: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)	145
Abbildung 76: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)	145
Abbildung 77: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE, (eigene Abbildung).....	146
Abbildung 78: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE (konditioniert mit Syntac®), (eigene Abbildung).....	146
Abbildung 79: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)	147
Abbildung 80: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA, (eigene Abbildung).....	147
Abbildung 81: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA (konditioniert mit Clearfil Universal Bond Quick), (eigene Abbildung)	148
Abbildung 82: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung).....	148
Abbildung 83: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)	149
Abbildung 84: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung).....	149

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Einteilung der Befestigungszemente nach ihrer matrixformenden Grundstruktur (modifiziert nach Rosentritt et al. [3])	4
Tabelle 2: Vierfeldertafel zur Veranschaulichung der Zemente nach ihren Hauptbestandteilen (modifiziert nach Hellwig et al. [4]).....	5
Tabelle 3: Typische Bestandteile von adhäsiven Befestigungszementen (mod. nach Hellwig et al. [4]).....	9
Tabelle 4: Schematische Darstellung der möglichen Adhäsivsysteme	12
Tabelle 5: Klassifikation der dentalen Keramiksysteme (mod. nach Rosentritt et al. [3])	17
Tabelle 6: Verwendete Restaurationsmaterialien, nach Herstellerangaben	32
Tabelle 7: Auflistung der verwendeten Befestigungszemente, Konditionierungsmittel, Ätzgele und deren Zusammensetzung gemäß Hersteller.....	33
Tabelle 8: Darstellung des Versuchsaufbaus mit Probenumfang (n)	48
Tabelle 9: Auflistung der statistischen Lagemaße mit Mittelwert [M], Standardabweichung [SD], Median, Maximum [Max.] und Minimum [Min.], anhand der Scherfestigkeitswerte [MPa] nach Scherversuch DIN EN ISO 29022:2013 [150].....	67
Tabelle 10: Dokumentation der Brucharten nach dem Abscheren der Zementzylinder (in %)	75
Tabelle 11: Auflistung verwendeter Materialien	119
Tabelle 12: Brennparameter für IPS e.max® CAD MO (Ivoclar Vivadent) [160].....	120
Tabelle 13: Sinterparameter für Ceramill® zolit ht+ Preshade laut Herstellerangaben von Amman GIRRbach (Koblach, Österreich) [161] ..	120
Tabelle 14: Auflistung aller abgescherter Proben mit Durchmesser [mm], Bruchkraft [N], Scherfestigkeit [MPa]	150

Anhang

Tabelle 11: Auflistung verwendeter Materialien

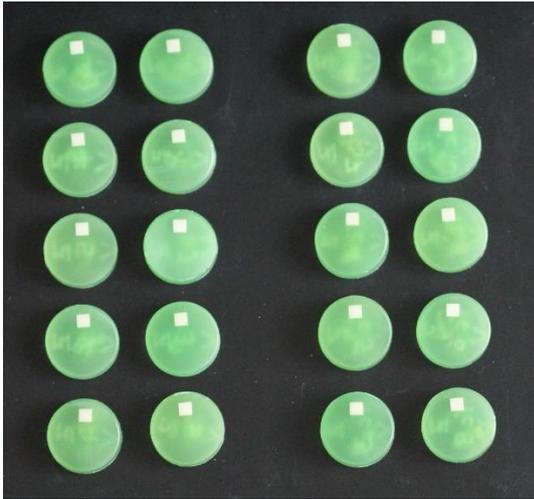
Produktname	Materialien	Hersteller	Größe/ Gewicht	Farbe	LOT	REF
Ceramill® Zolid HT+ Preshade	Zirkoniumdioxid	Amman Girrbach	98mmx 16mm	A3	1908003	766174
Enamic®	Hybridkeramik	Vita	EM-14	2M2 T (translu- zent)	61010 77171	
IPS e.max® CAD	Lithiumdisilikat- Glaskeramik	Ivoclar Vi- vudent	C 14	MO 2	Y02543	#596799
Panavia™ SA Cement Universal	Selbstadhäsiver Kompositze- ment	Kuraray	je 8,2 g	A2	4A0009	#4212-EU
G-CEM LinkForce™ Starter Kit Und Refill	Adhäsiver Kompositze- ment	GC	je 8,7 g	A2	1810111 1904051 (R)	009542 009544 (R)
Bifix® SE Quick Mix syringe	Dualhärtender, selbstadhäsiver Kompositze- ment	Voco	je 5,0 g	univer- sal	1929284	1785
Visalys® CemCore	Dualhärtendes, adhäsives Be- festigungs- und Stumpfaufbau- Komposit	Ketten- bach Dental	je 5,0 ml	A2/A3	190131008	13572
Panavia™ V5	Adhäsiver Kom- positzement	Kuraray	je 8,1g	A2	000069 5A0103	#3601-EU #3611-EU
Ketac™ Cem Plus Auto- mix	Kunststoffmodi- fizierter Glasio- nomerzement	3M™	je 8,5 g (ges. 25,5 g)		NA31712 (Zement) 4945337 (Mischkanüle)	3536 (Zement) 3541 (Mischka- nüle)
Monobond® Plus	Universalprimer	Ivoclar Vi- vudent	5,0 g			
Clearfil Uni- versal Bond Quick	lichthärtendes Einkomponen- ten-adhäsiv	Kuraray	5,0 ml			
Syntac®	Haftvermittler bestehend aus: Syntac Primer Syntac Adhäsiv Heliobond	Ivoclar Vi- vudent	3 g 3 g 6 g			
IPS Ceramic Etching Gel	< 5 %ige Fluss- säure	Ivoclar Vi- vudent	5,0 ml			
Vita Cera- mic Etch	5 %ige Fluss- säure	Vita	6,0 ml			

Tabelle 12: Brennparameter für IPS e.max® CAD MO (Ivoclar Vivadent) [160]

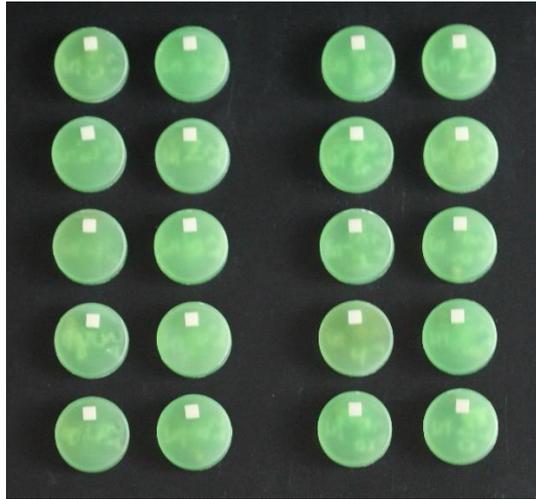
Brennofen	Bereitschafts- temperatur B [°C]	Schließzeit S [min]	Heizrata t ₁ [°C/min]	Brenntem- peratur T ₁ [°C]	Haltezeit H ₁ [min]	Heizrata t ₂ [°C/min]
Programat® EP 5000	403	6:00	60	780	0:10	30
Brennofen	Brenntem- peratur T ₂ [°C]	Haltezeit H ₂ [min]	Vakuum 1 ₁ [°C] / 1 ₂ [°C]	Vakuum 2 ₁ [°C] / 2 ₂ [°C]	Langzeit- abkühlung L [°C]	Kühlrate t ₁ [°C/min]
Programat® EP 5000	860	10:00	550/780	780/860	710	0

Tabelle 13: Sinterparameter für Ceramill® zolit ht+ Preshade laut Herstellerangaben von Amman Girrbach (Koblach, Österreich) [161]

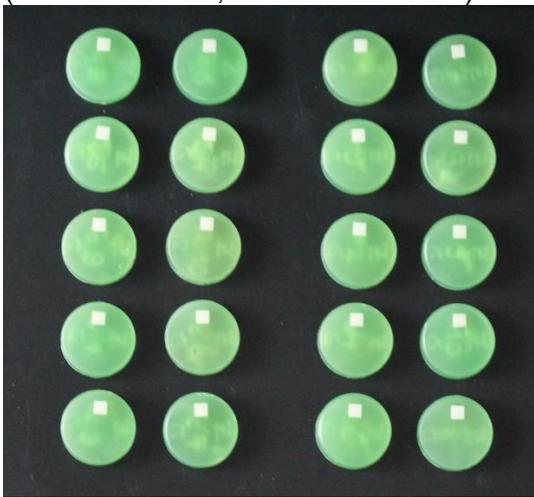
Sinterparameter für Ceramill® zolid ht+ Preshade:	
Aufheizphase	Raumtemperatur bis zur Endtemperatur 1450 °C
Aufheizrate	5 – 10 K/min
Haltezeit bei Endtemperatur	2 h
Abkühlphase	Endtemperatur 1450 °C bis zur Raumtemperatur ca. 5 K/min (ungefähr 5 Stunden)



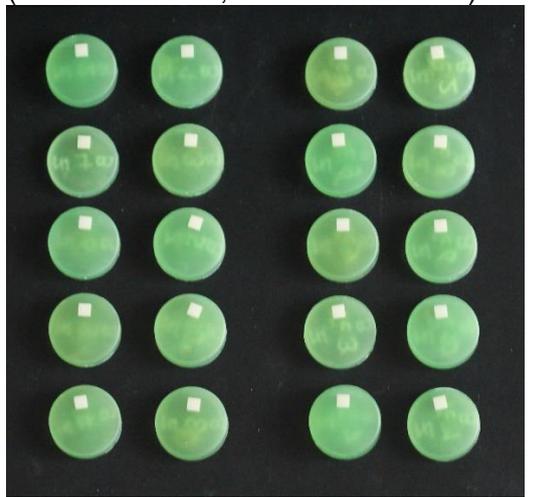
Visalys® CemCore
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



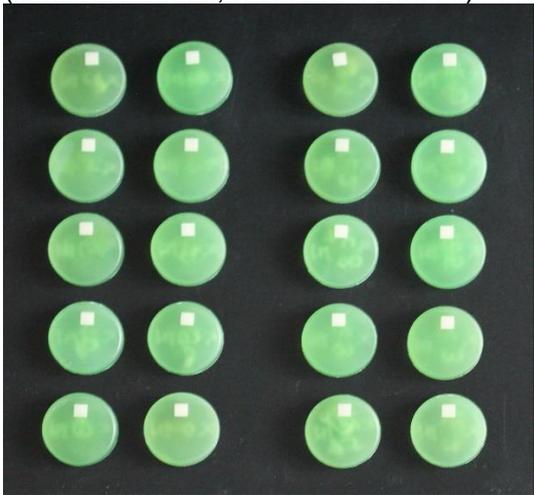
Panavia™ SA
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



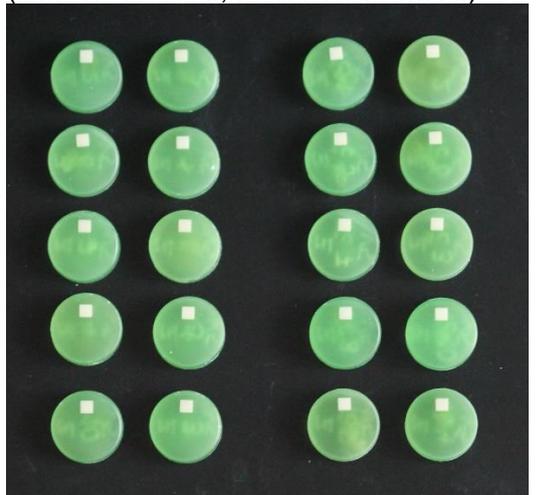
G-CEM LinkForce™
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



Bifix® SE
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

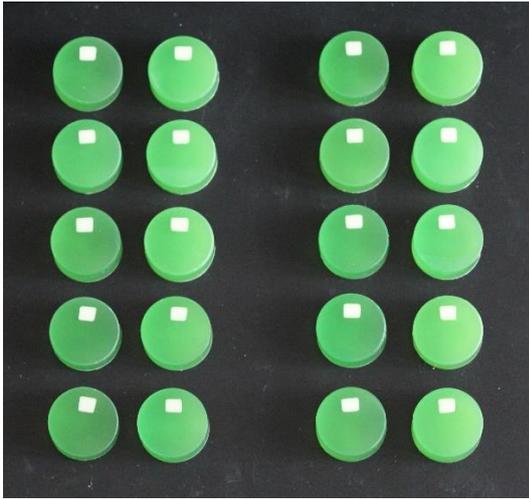


Ketac™ Cem
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

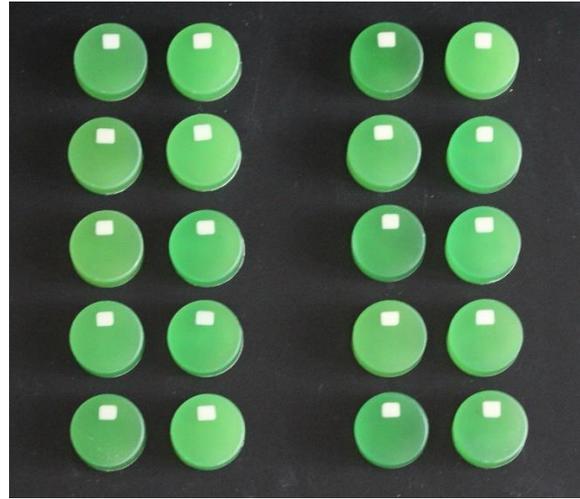


Panavia™ V5
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

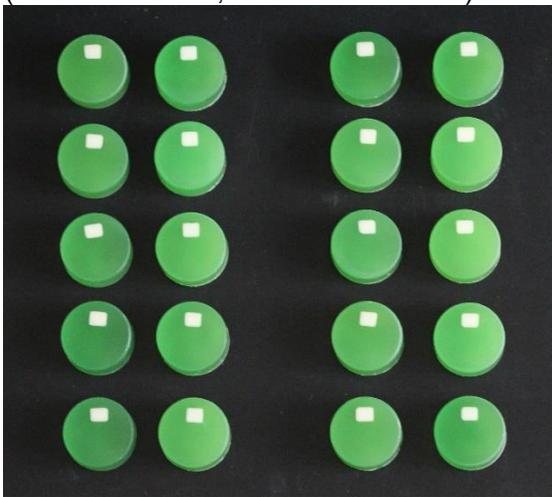
Abbildung 30: Probenumfang von Ceramill® zolit HT+ vor dem Verkleben, (eigene Abbildung)



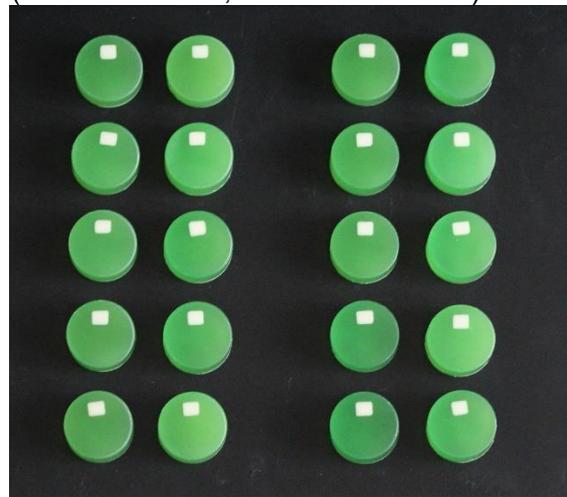
Visalys® CemCore
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



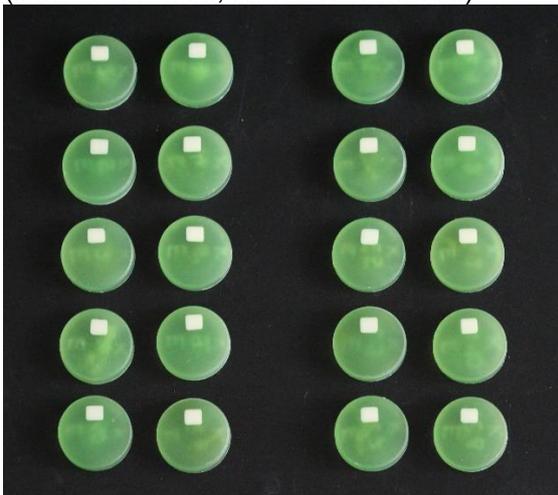
Panavia™ SA
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



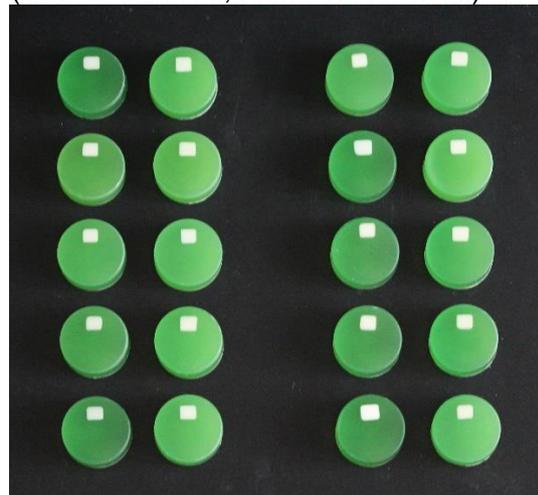
G-CEM LinkForce™
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



Bifix® SE
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

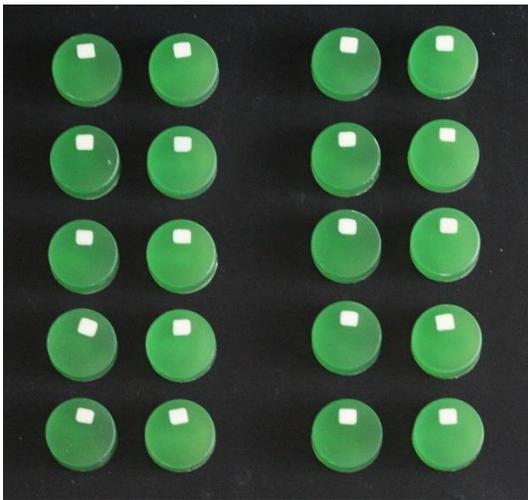


Ketac™ Cem
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

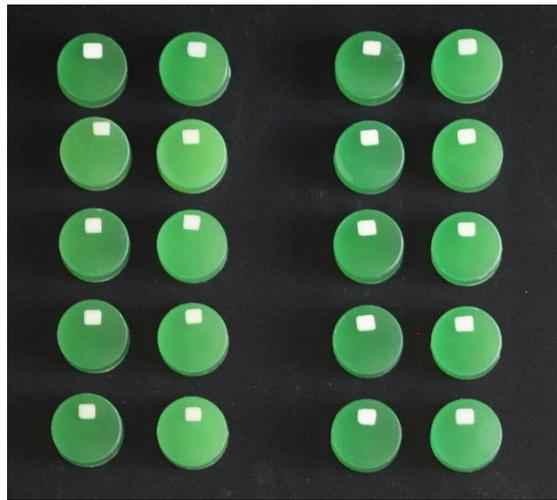


Panavia™ V5
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

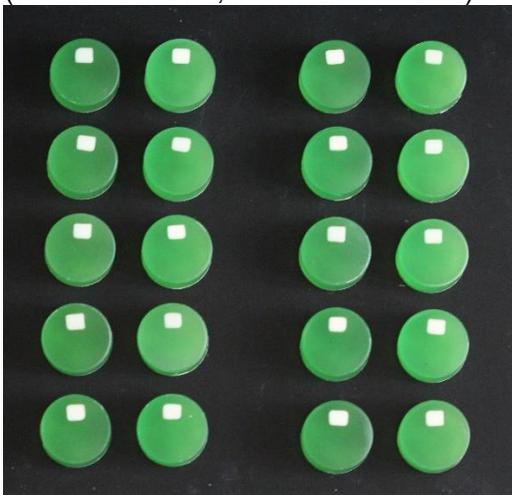
Abbildung 31: Probenumfang von Enamic® vor dem Verkleben, (eigene Abbildung)



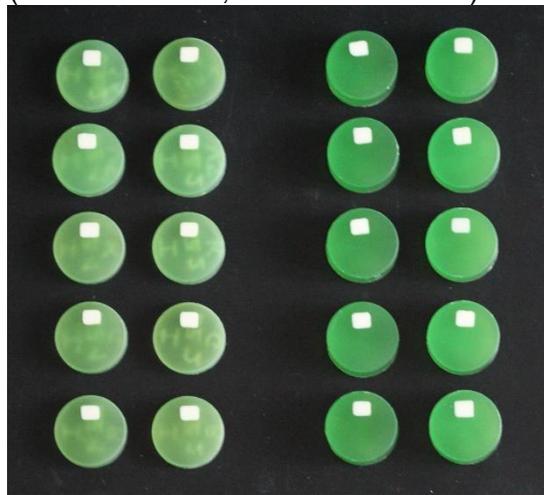
Visalys® CemCore
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



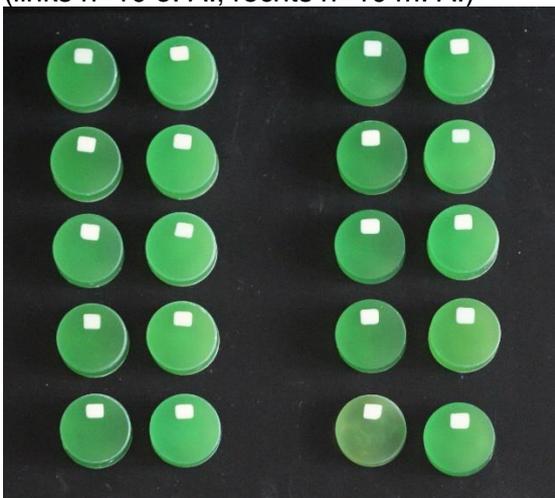
Panavia™ SA
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



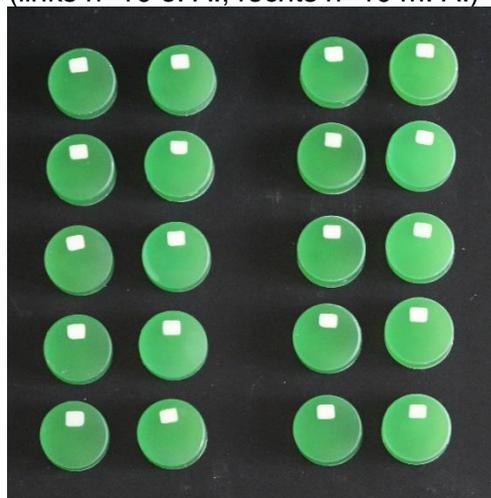
G-CEM LinkForce™
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



Bifix® SE
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



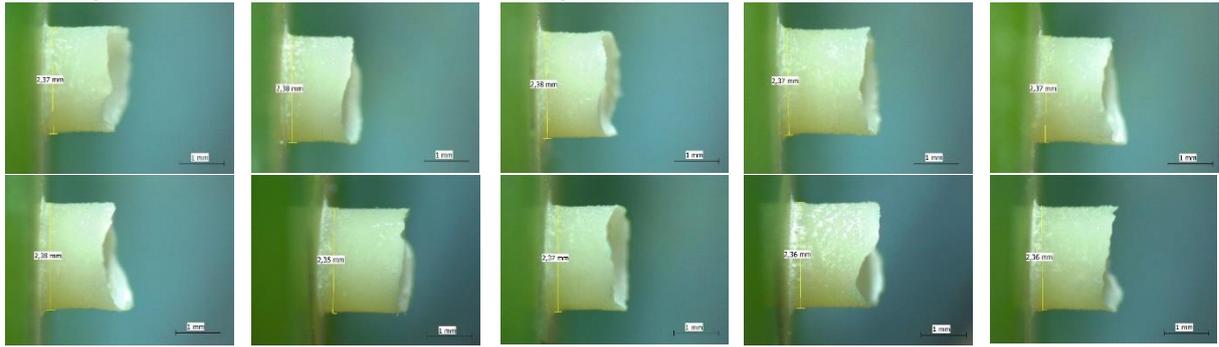
Ketac™ Cem
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)



Panavia™ V5
(links n=10 o. A.; rechts n=10 m. A.)

Abbildung 32: Probenumfang von IPS e.max® CAD vor dem Verkleben, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

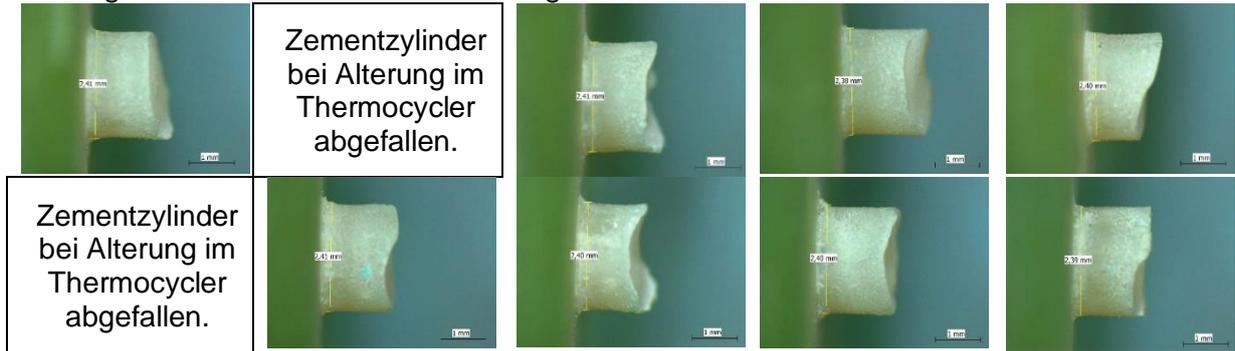
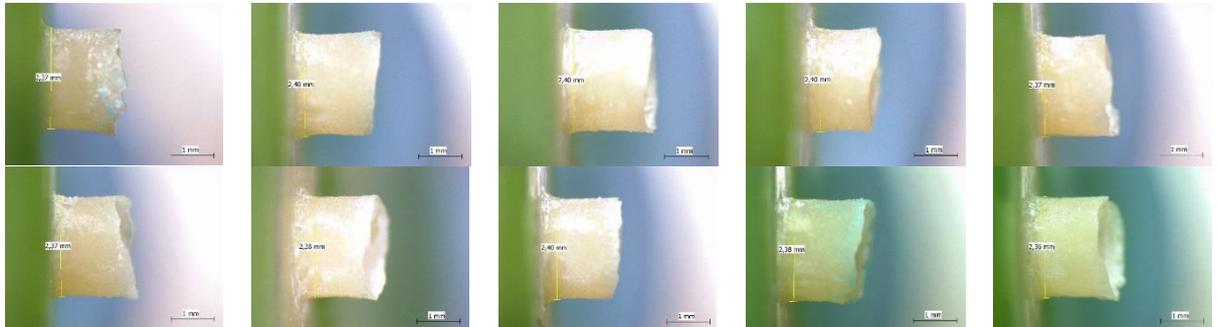


Abbildung 33: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

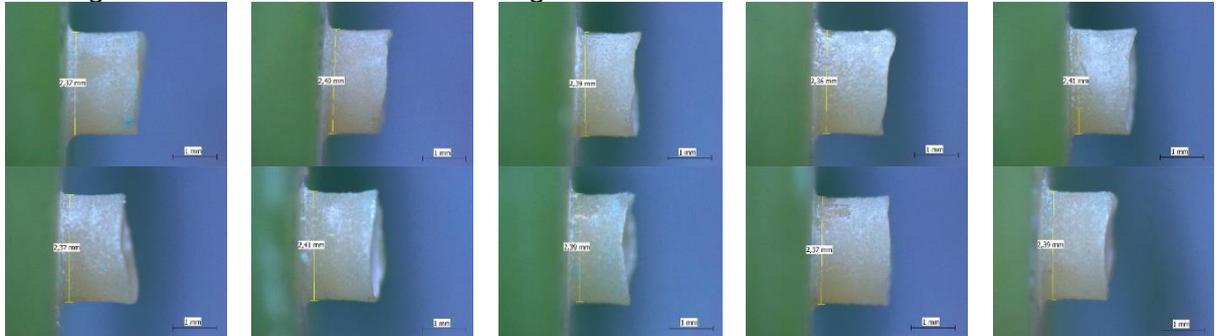
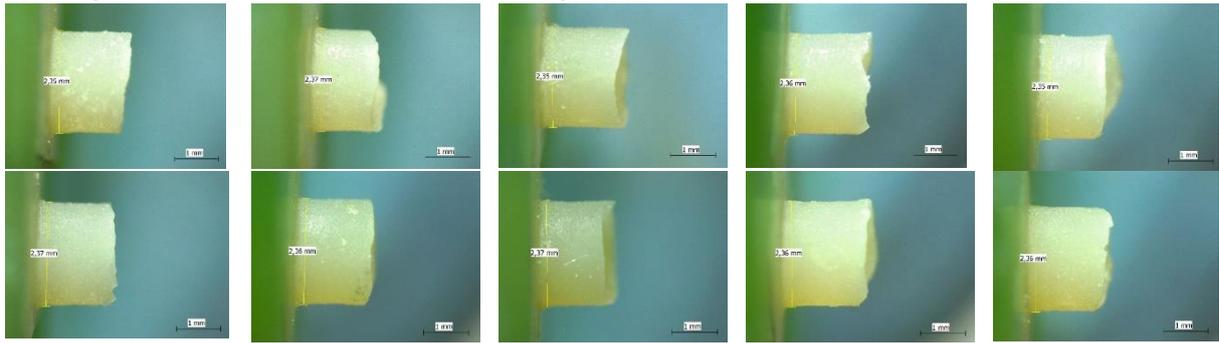


Abbildung 34: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

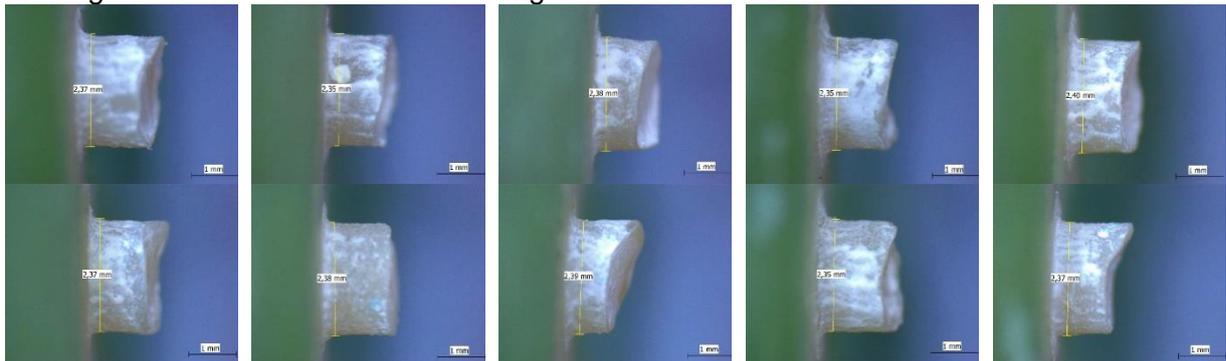
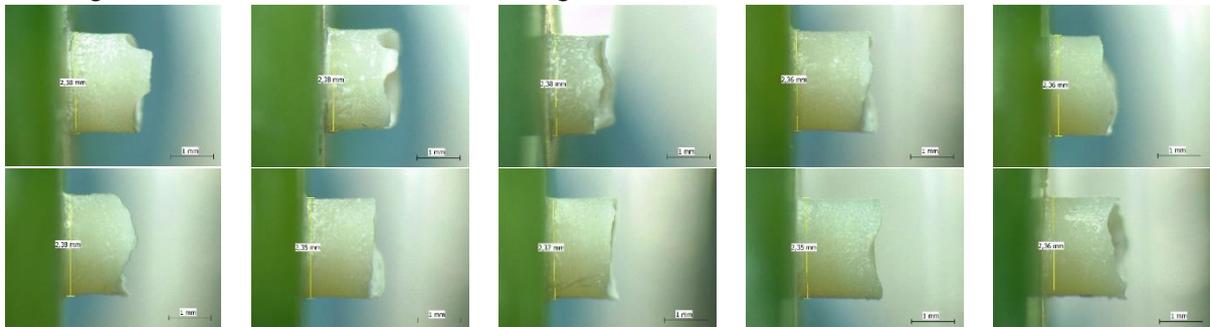
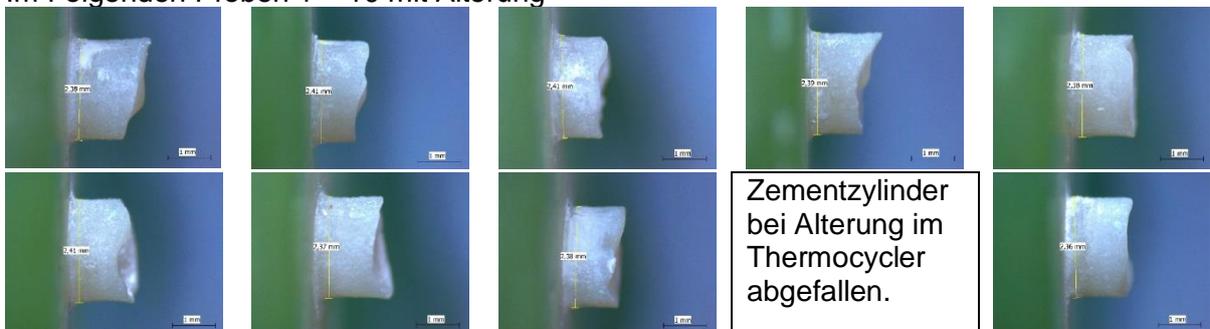


Abbildung 35: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



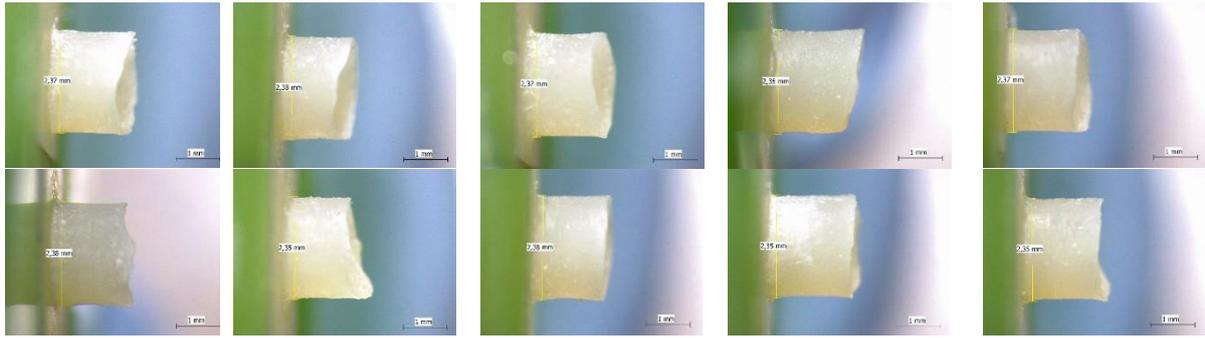
Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung



Zementzylinder
 bei Alterung im
 Thermocycler
 abgefallen.

Abbildung 36: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

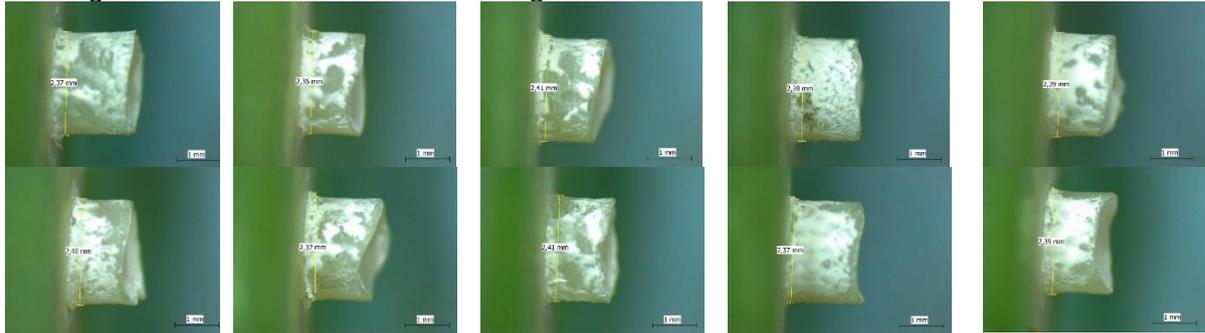
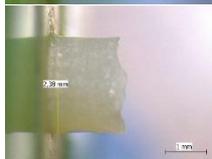
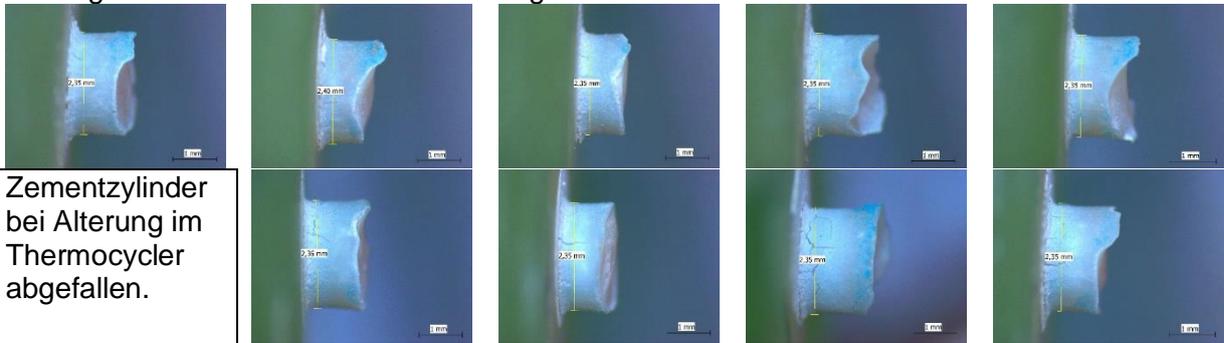


Abbildung 37: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung

	Zementzylinder nach 24h Wasserlagerung abgefallen			
	Zementzylinder nach 24h Wasserlagerung abgefallen			

Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung



Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.

Abbildung 38: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

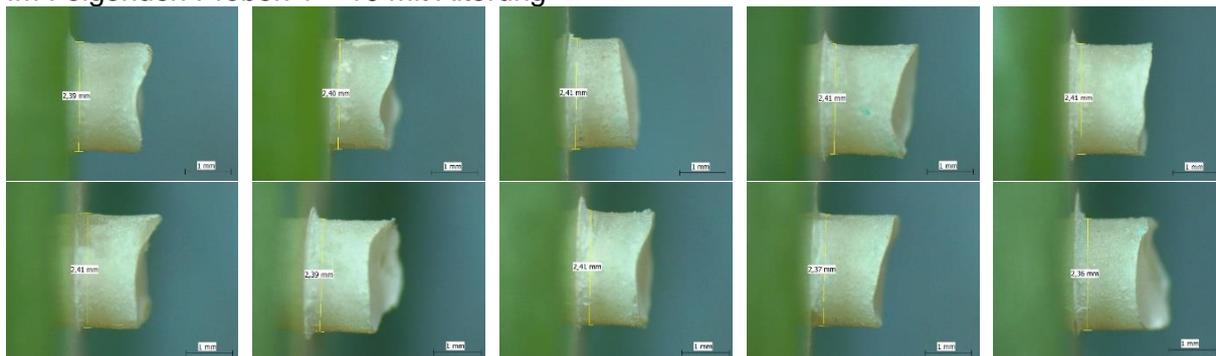
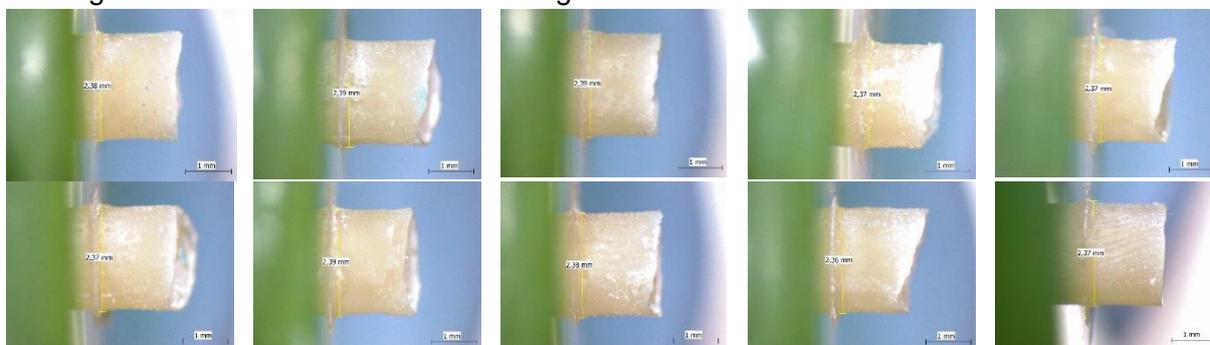


Abbildung 39: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

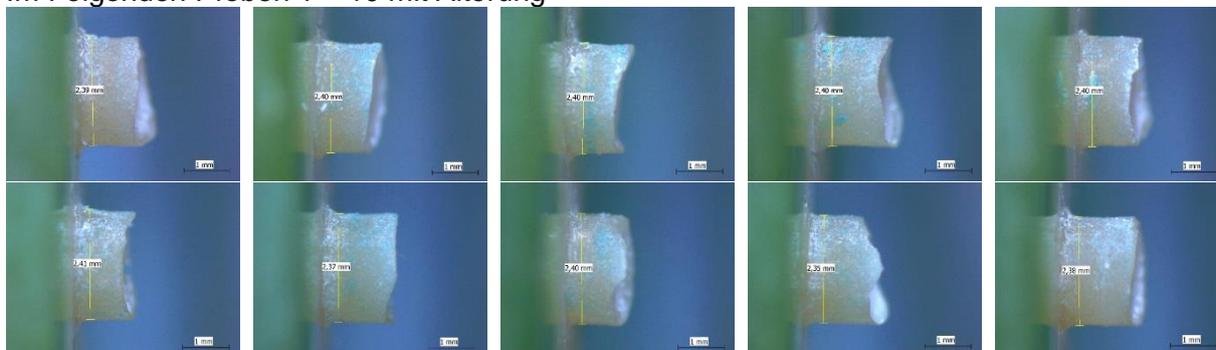
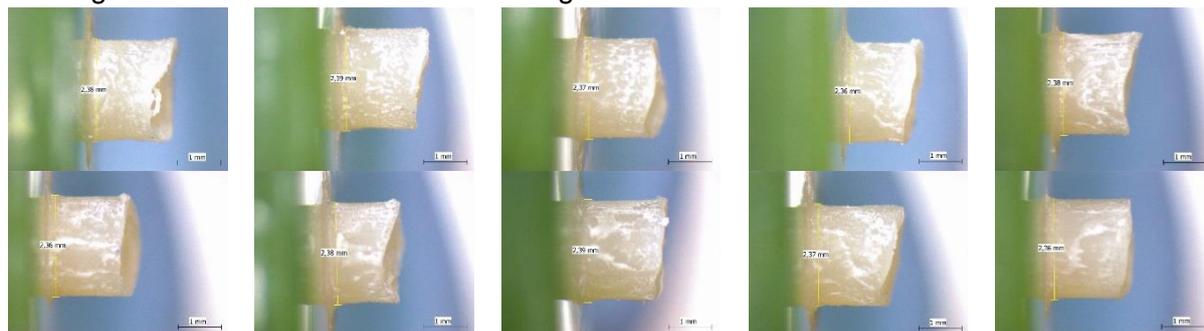


Abbildung 40: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

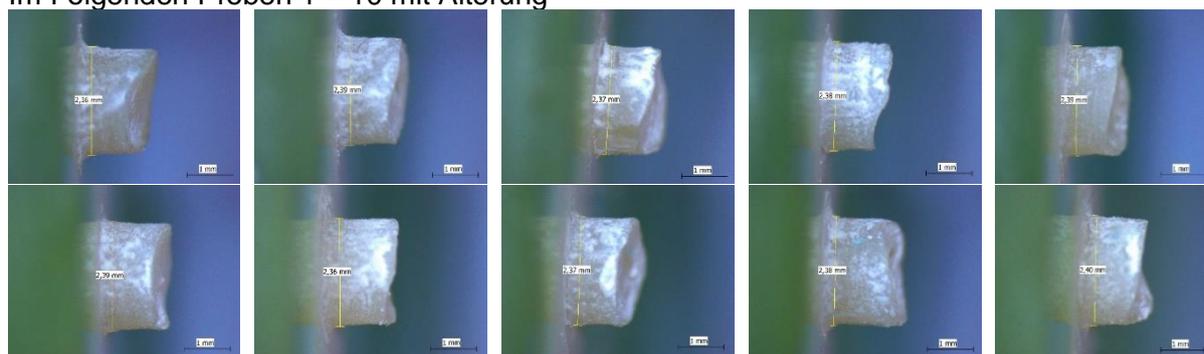
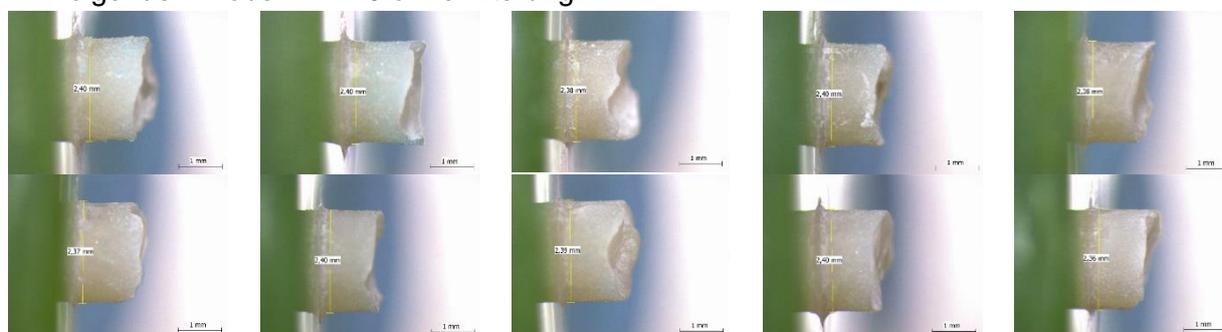


Abbildung 41: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

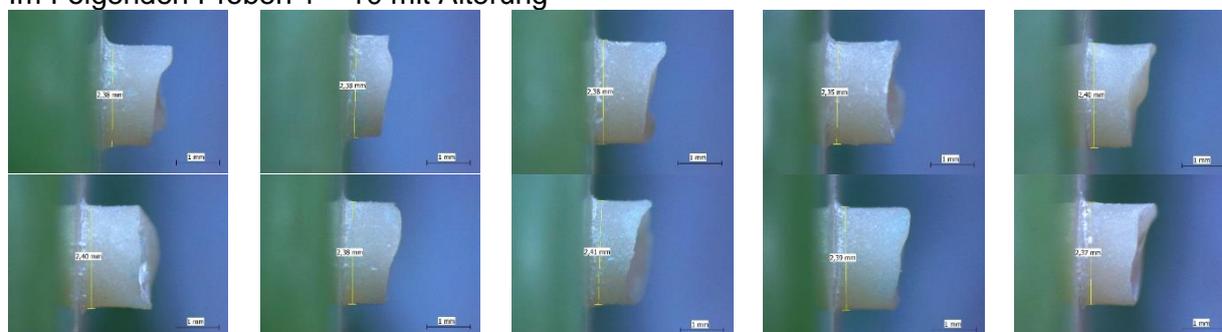
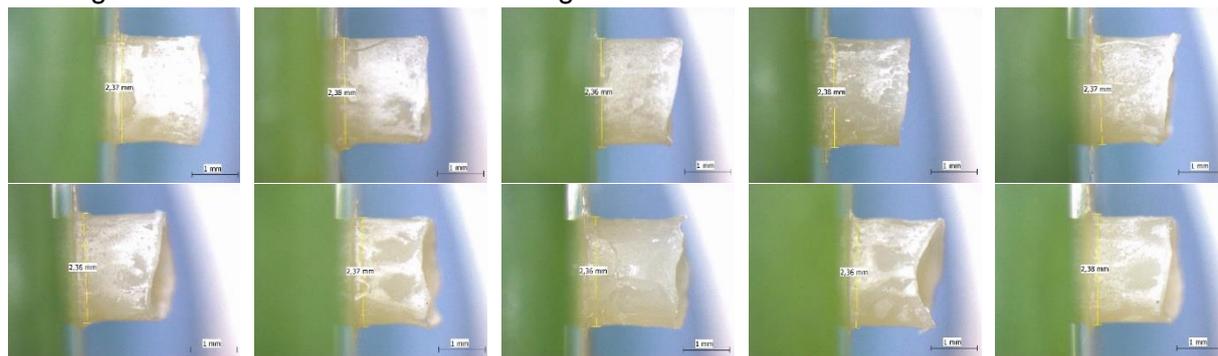


Abbildung 42: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

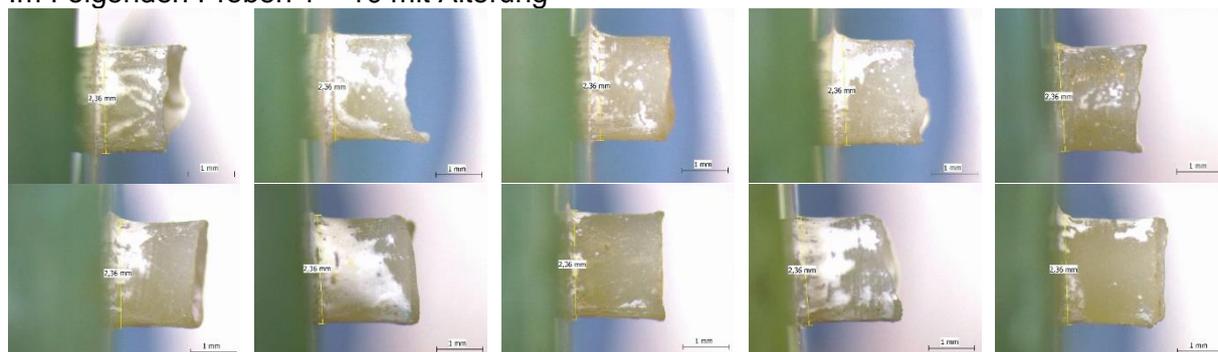
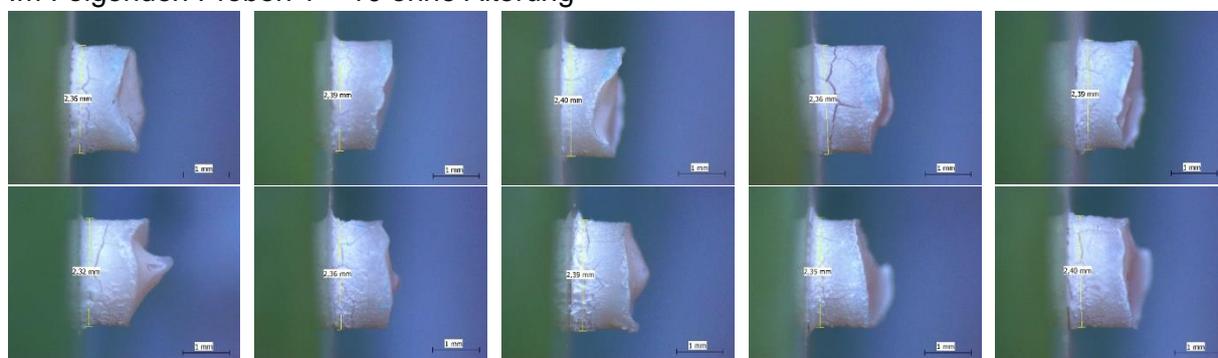


Abbildung 43: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

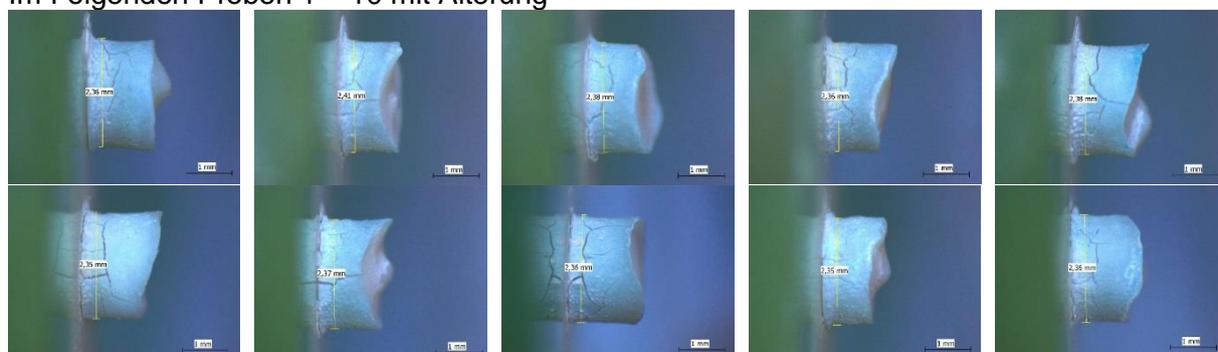
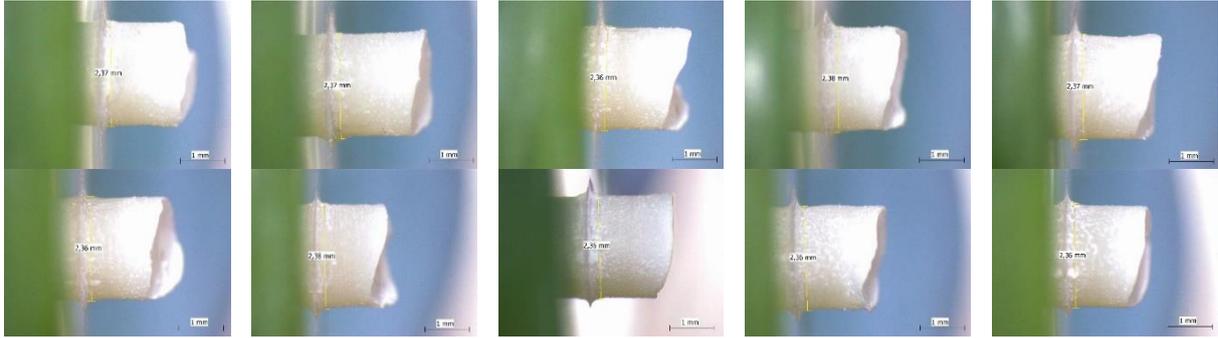


Abbildung 44: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: Enamic® mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

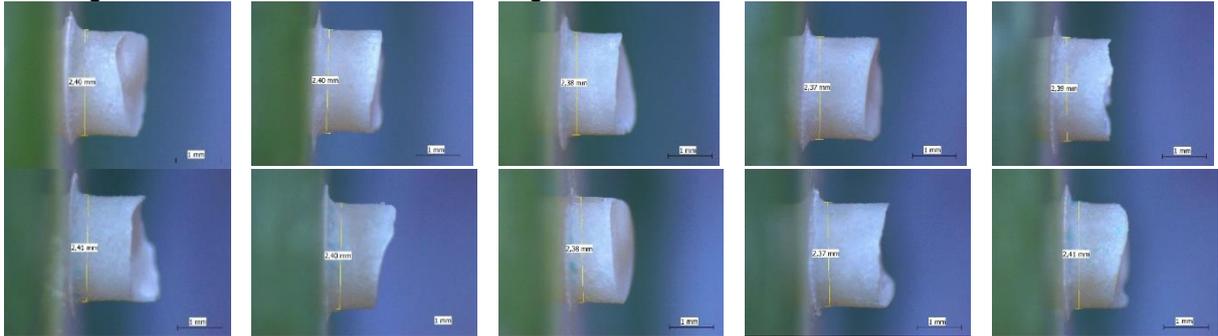
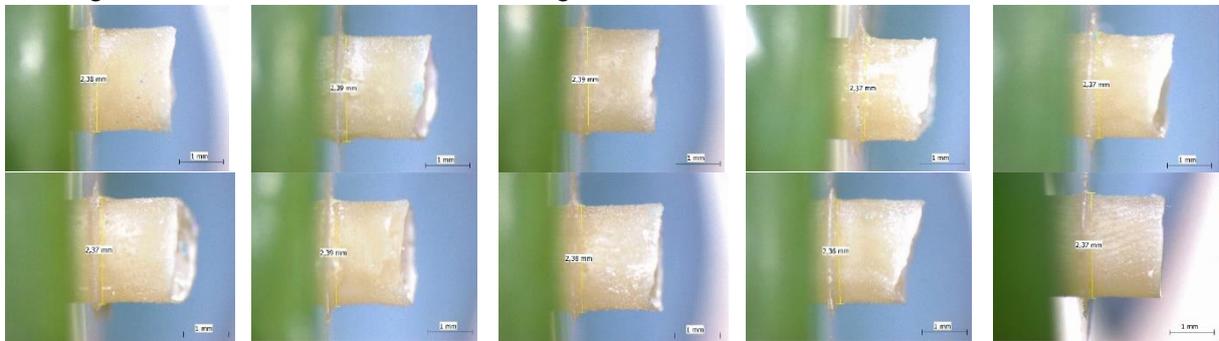


Abbildung 45: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

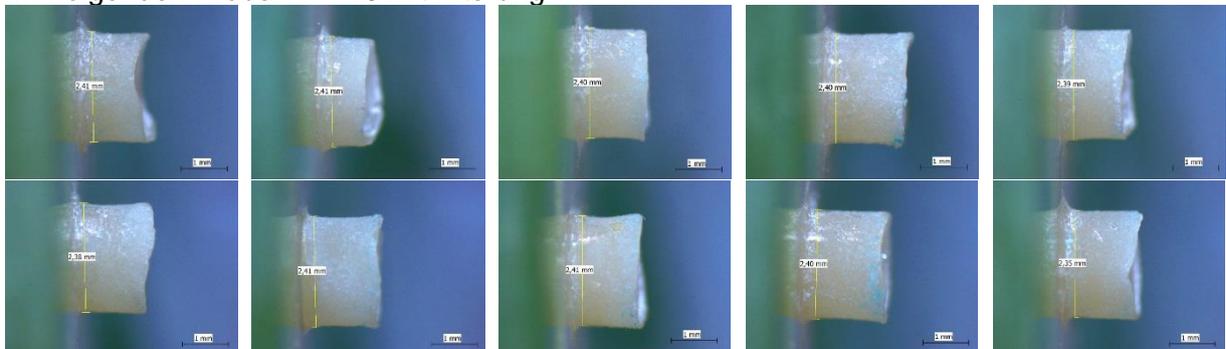
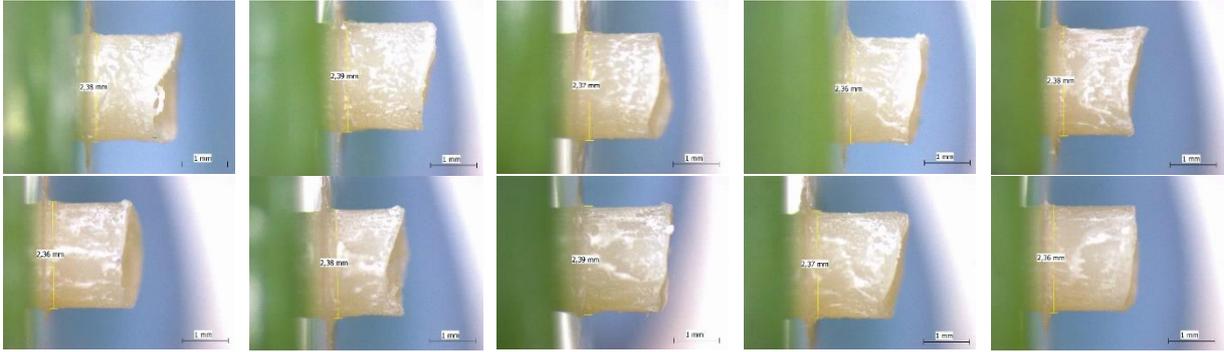


Abbildung 46: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

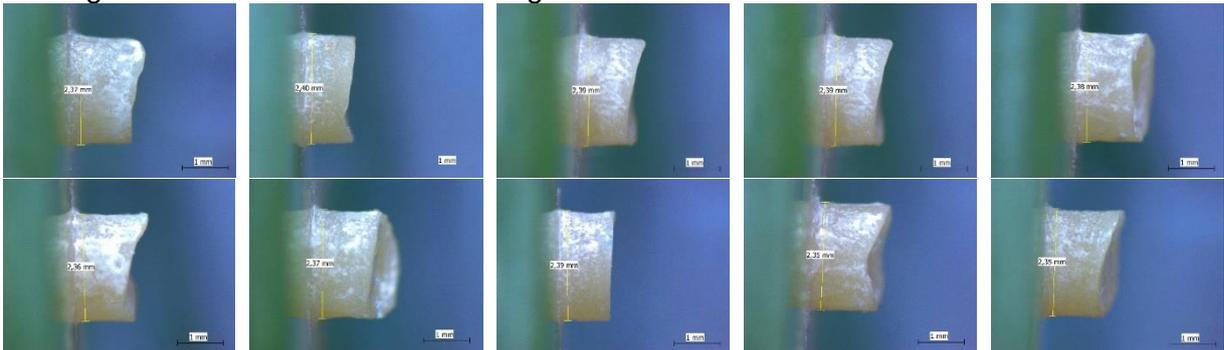
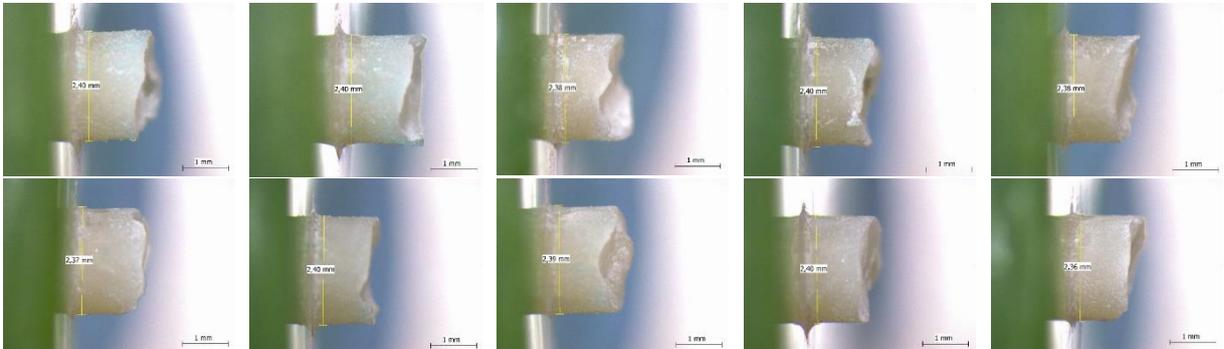


Abbildung 47: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Panavia[™] SA (konditioniert mit Monobond[®] Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

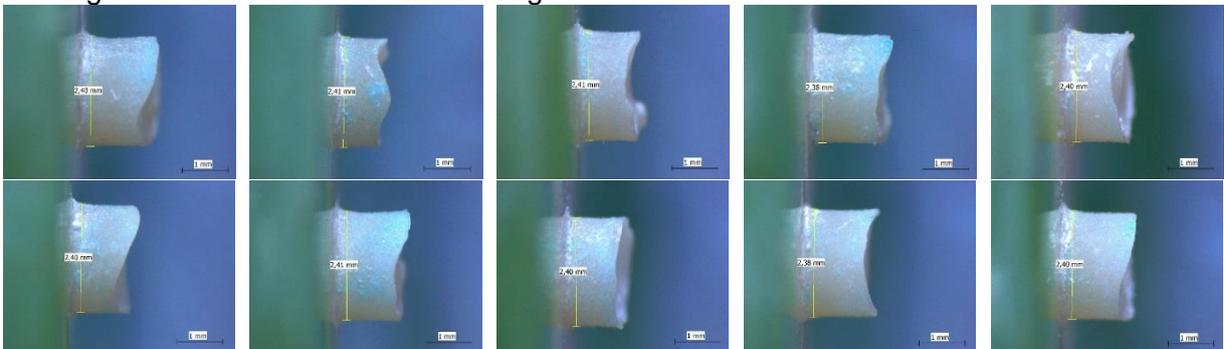
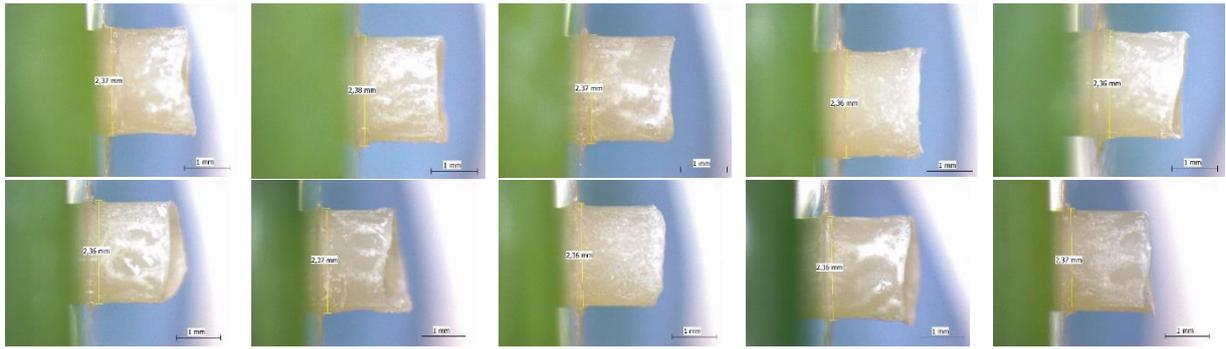


Abbildung 48: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Visalys[®] Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

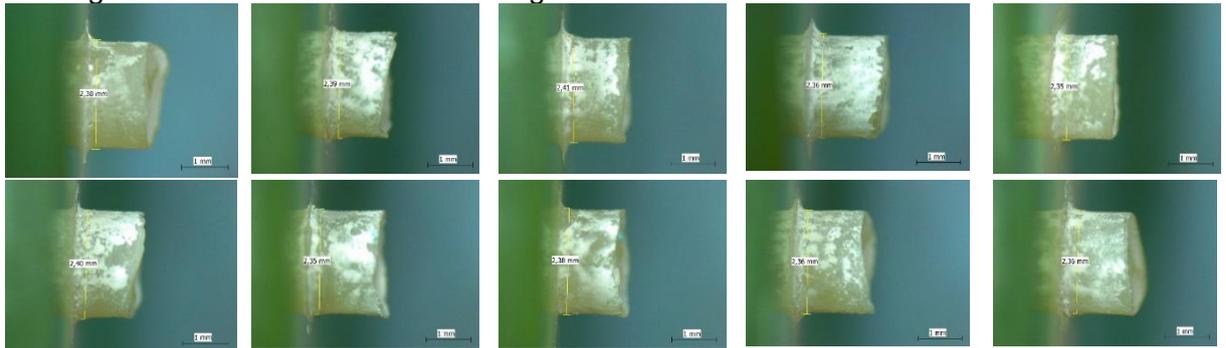
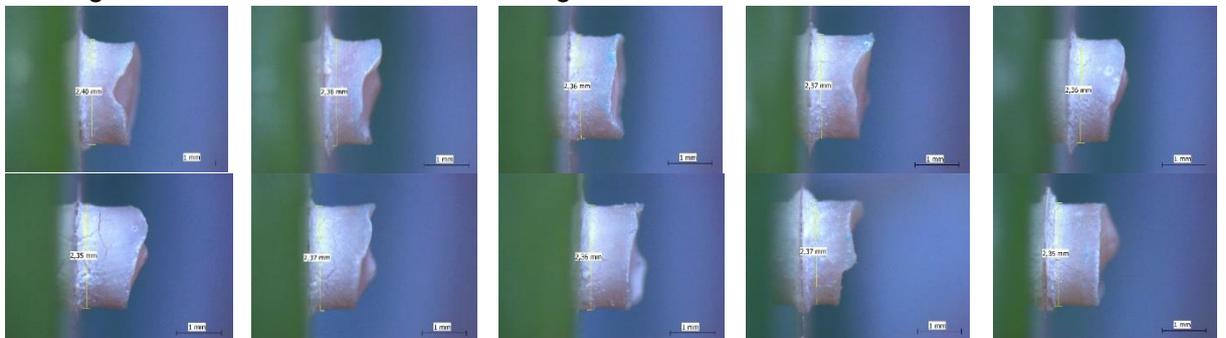
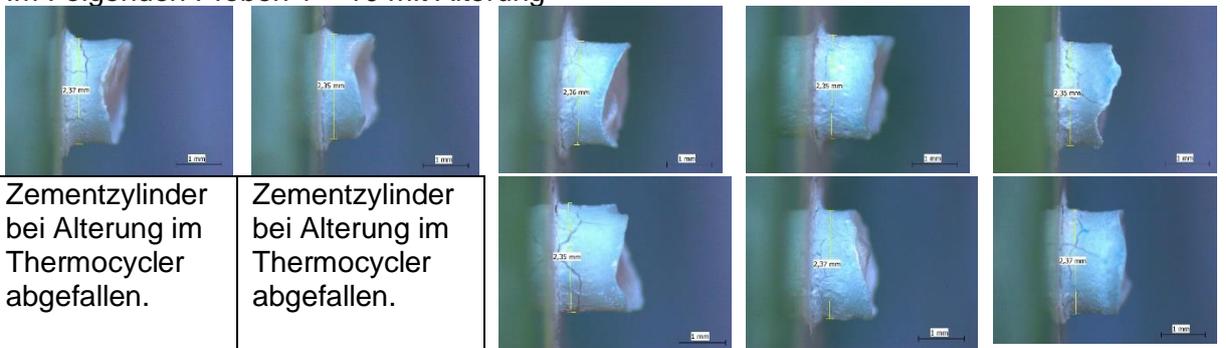


Abbildung 49: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

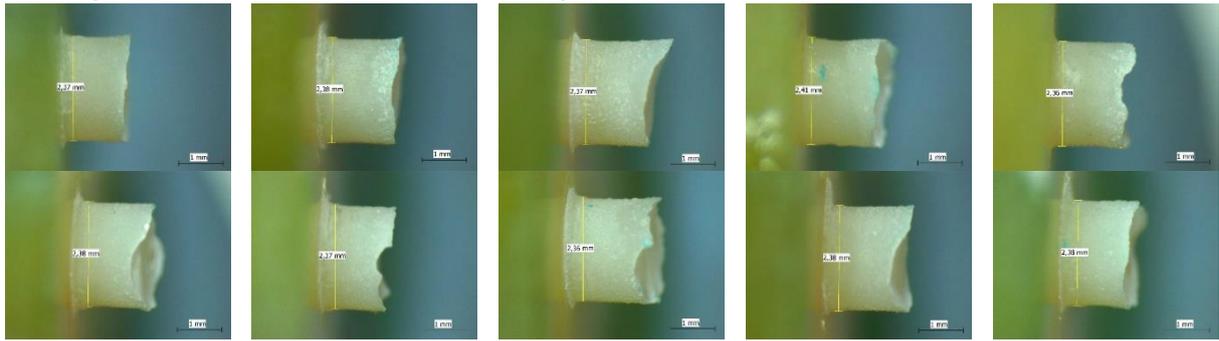


Zementzylinder
 bei Alterung im
 Thermocycler
 abgefallen.

Zementzylinder
 bei Alterung im
 Thermocycler
 abgefallen.

Abbildung 50: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: IPS e.max® CAD MO mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

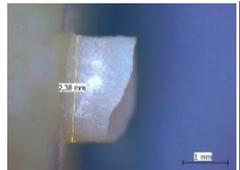
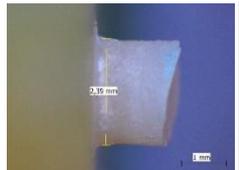
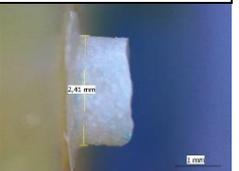
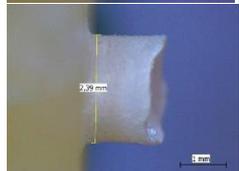
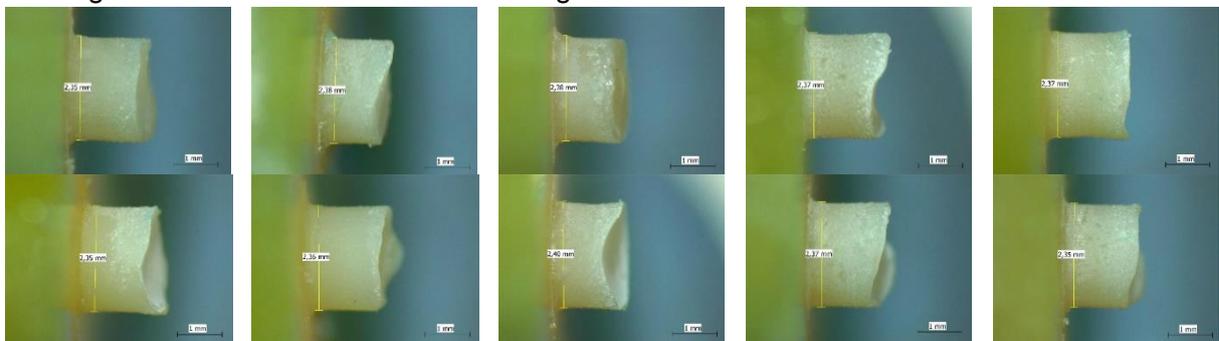
Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.		Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.		Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.
Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.	Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.			Zementzylinder bei Alterung im Thermocycler abgefallen.

Abbildung 51: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

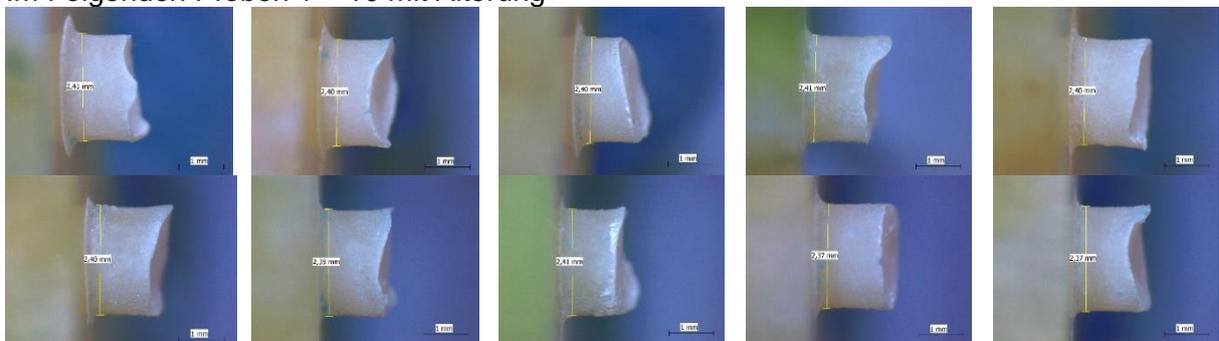
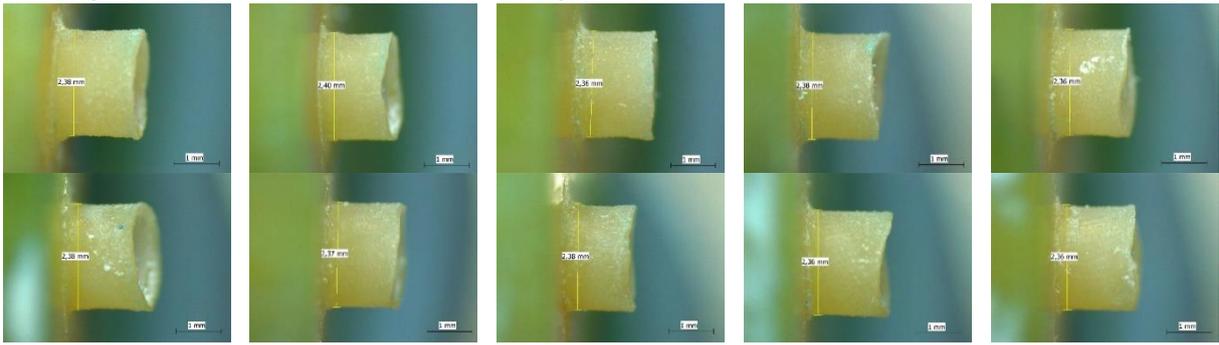


Abbildung 52: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE (konditioniert mit Syntac®), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

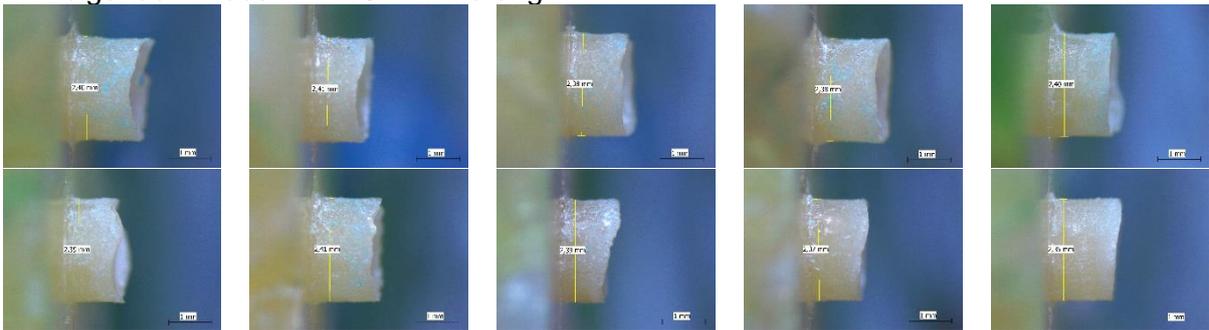
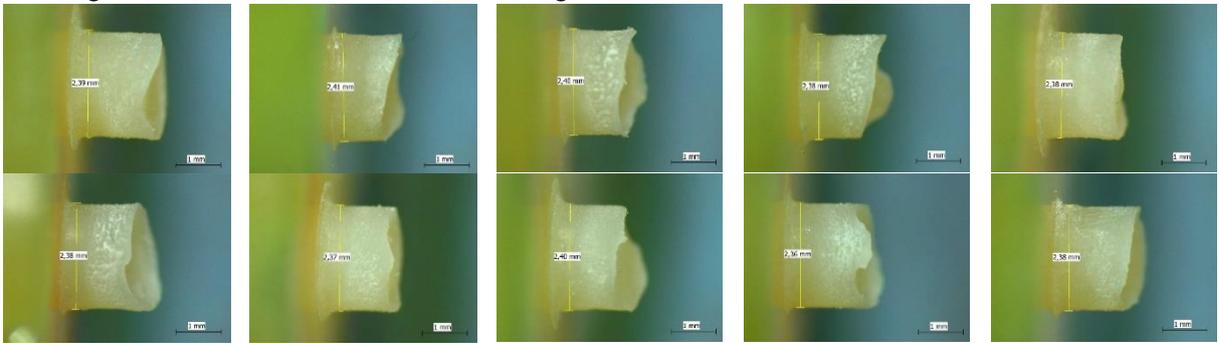


Abbildung 53: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

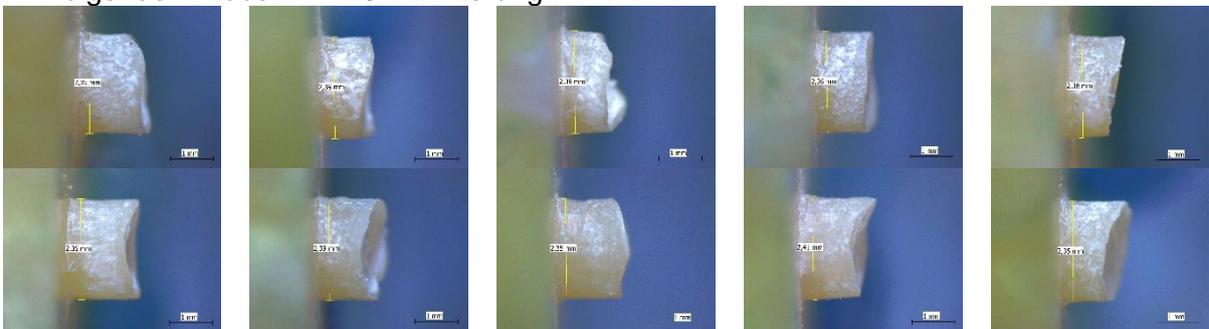
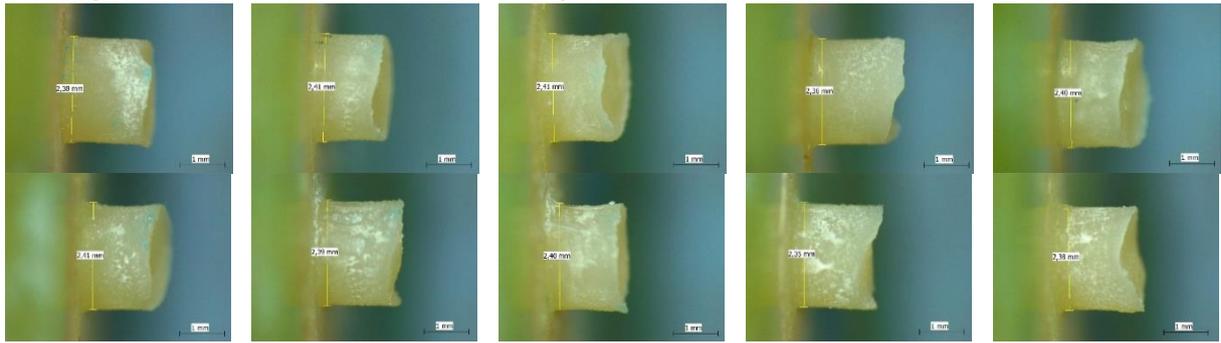


Abbildung 54: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

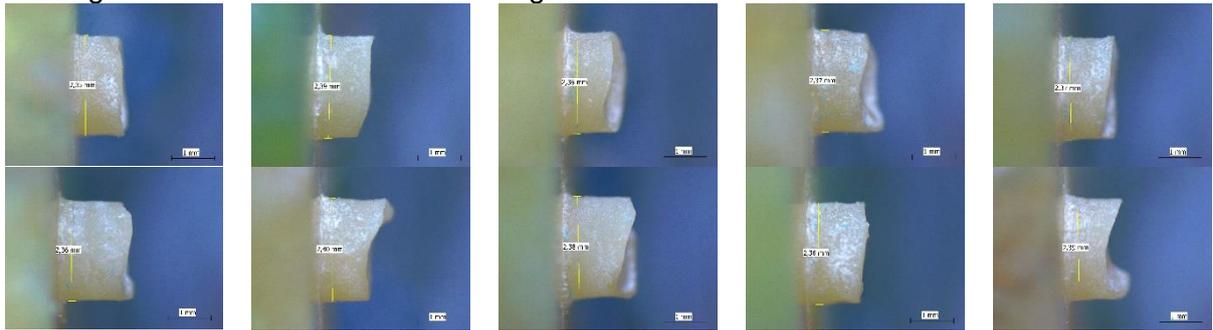
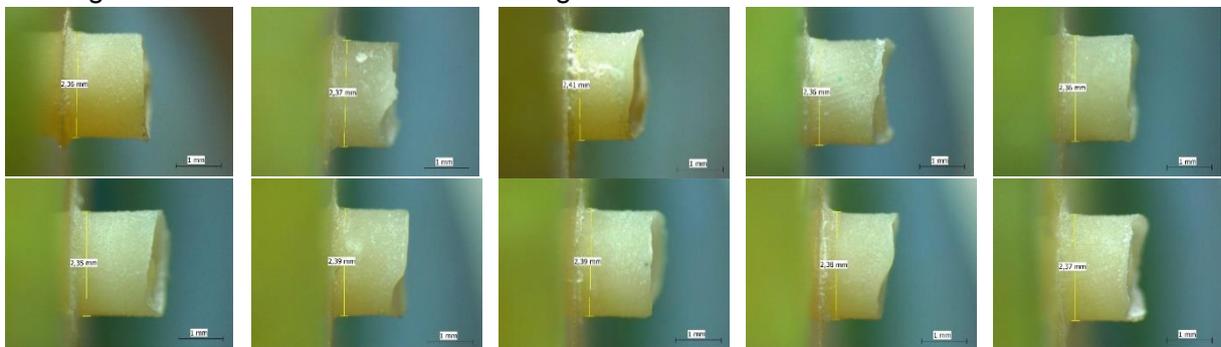
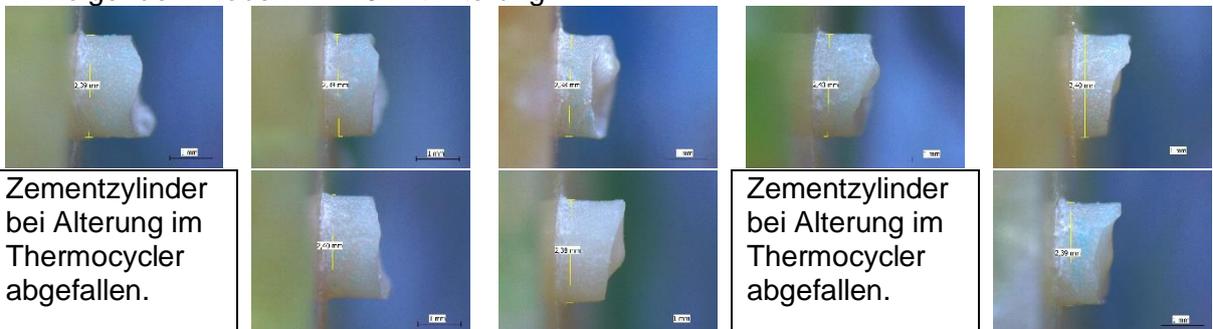


Abbildung 55: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA (konditioniert mit Clearfil Universal Bond Quick), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

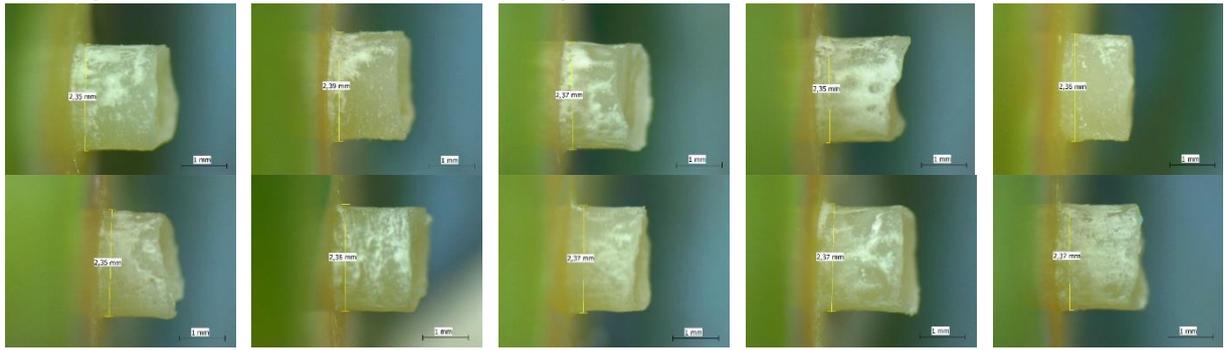


Zementzylinder
 bei Alterung im
 Thermocycler
 abgefallen.

Zementzylinder
 bei Alterung im
 Thermocycler
 abgefallen.

Abbildung 56: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

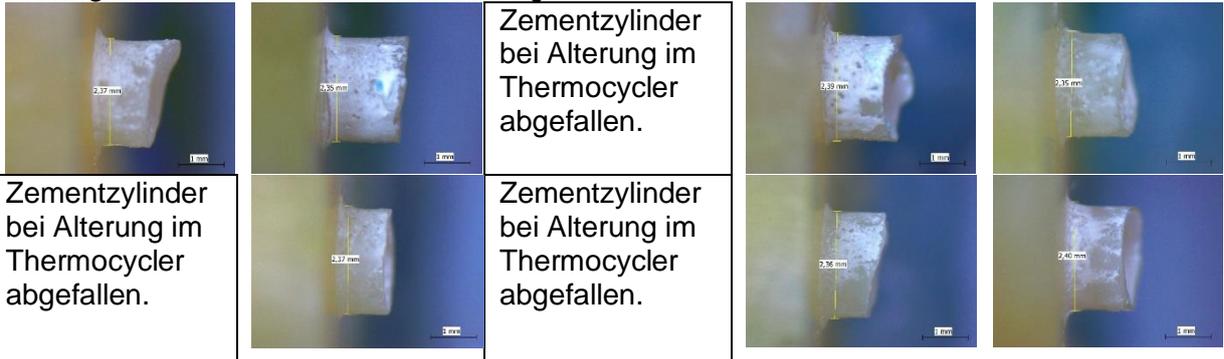
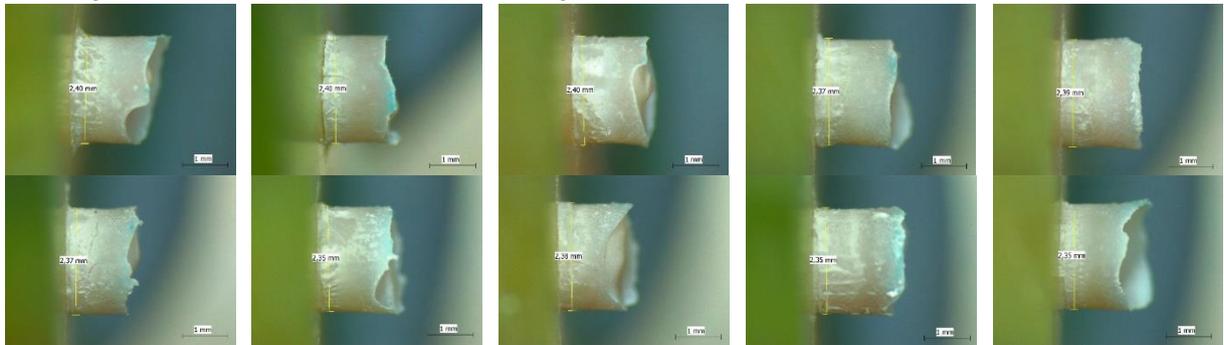


Abbildung 57: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 20-facher Vergrößerung
 Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

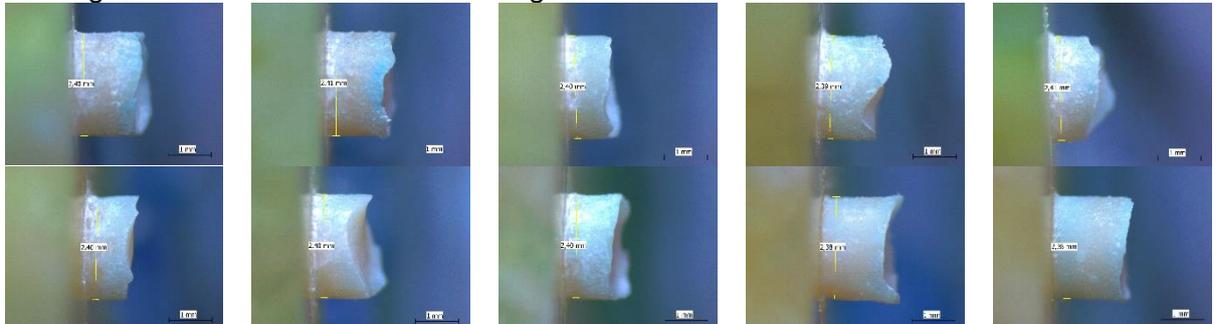
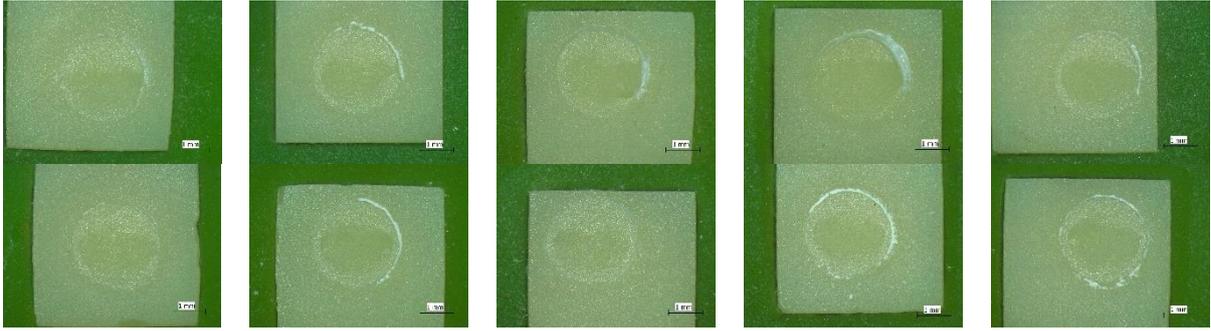


Abbildung 58: Darstellung der Zementzylinder vor Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

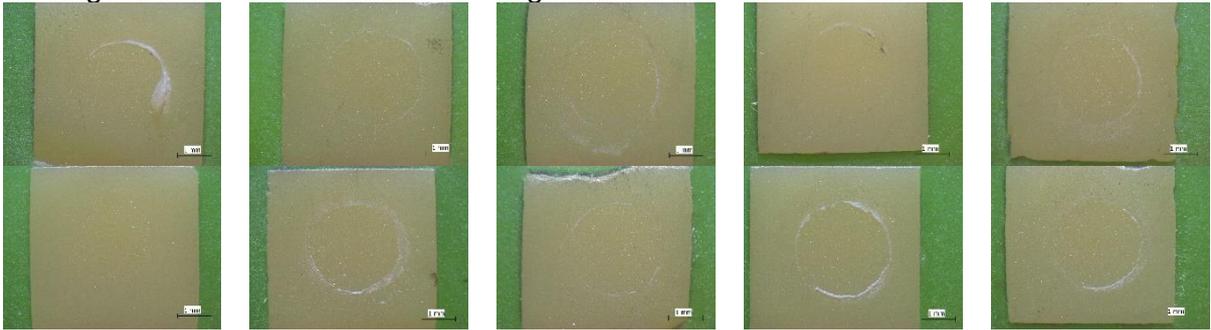
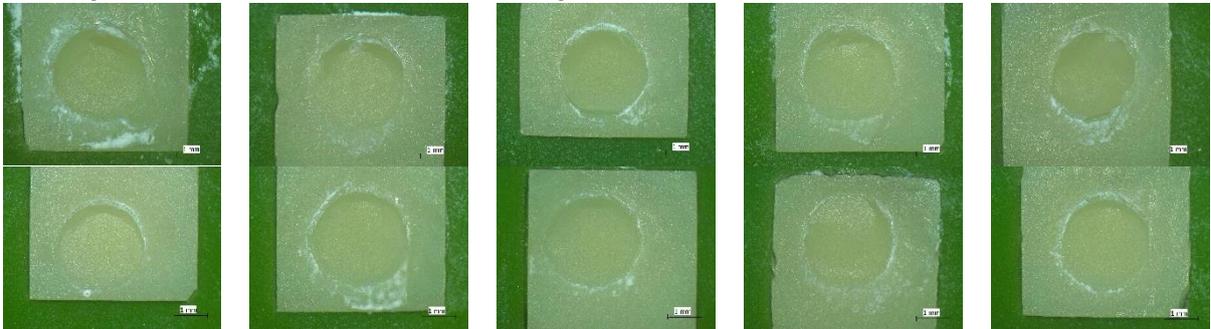


Abbildung 59: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

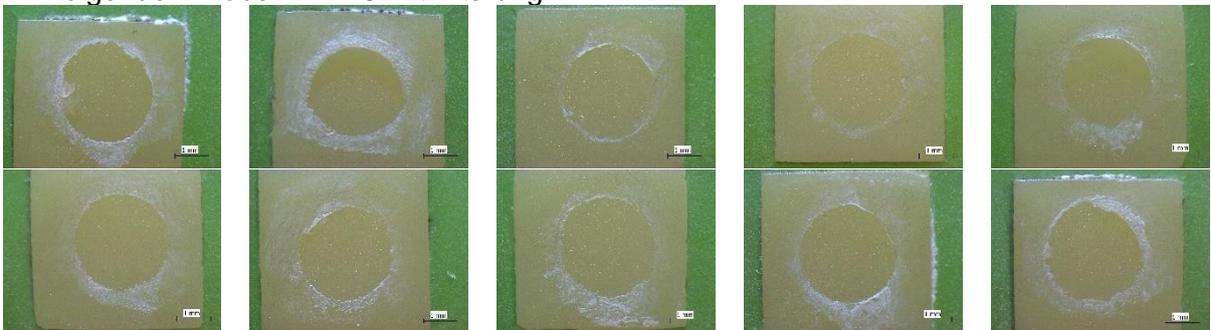
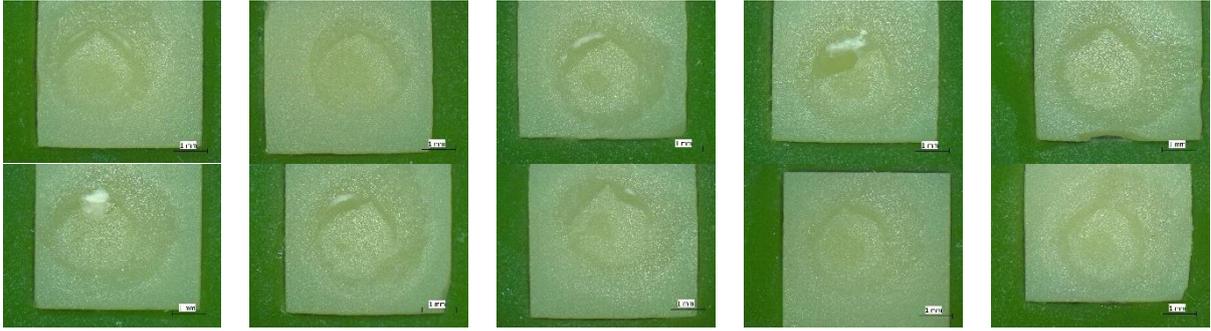


Abbildung 60: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

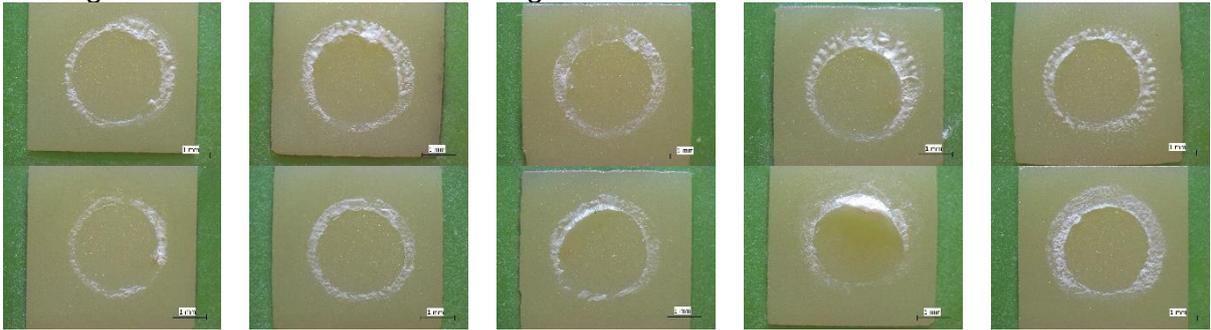
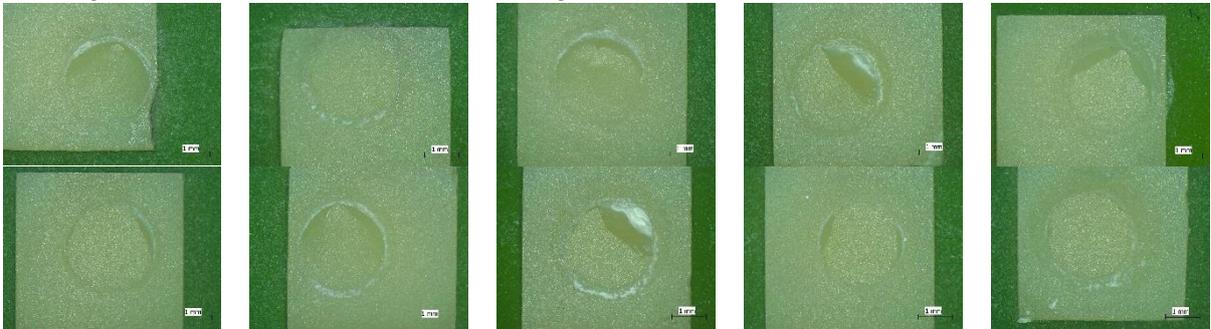


Abbildung 61: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

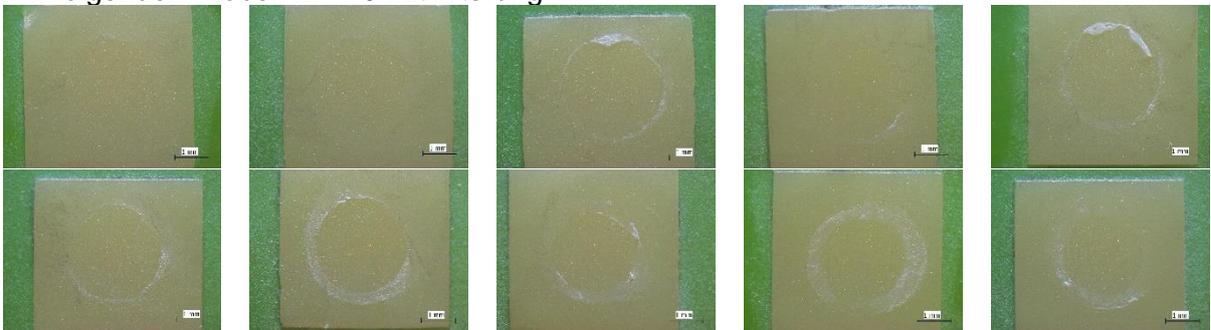
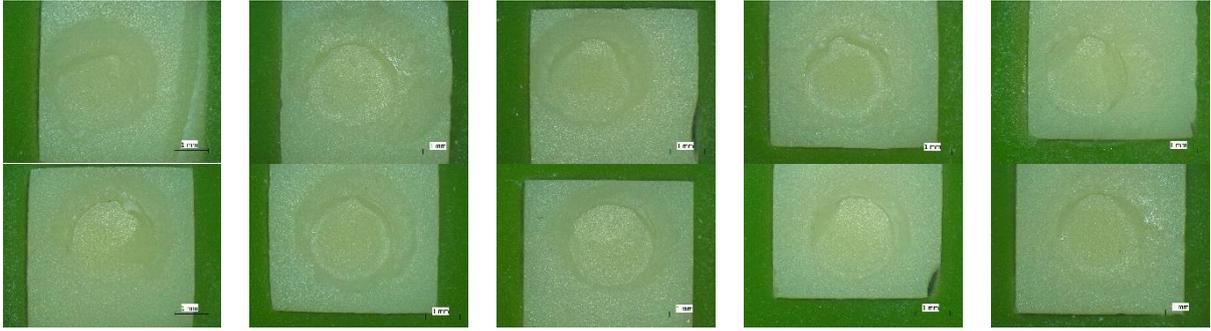


Abbildung 62: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

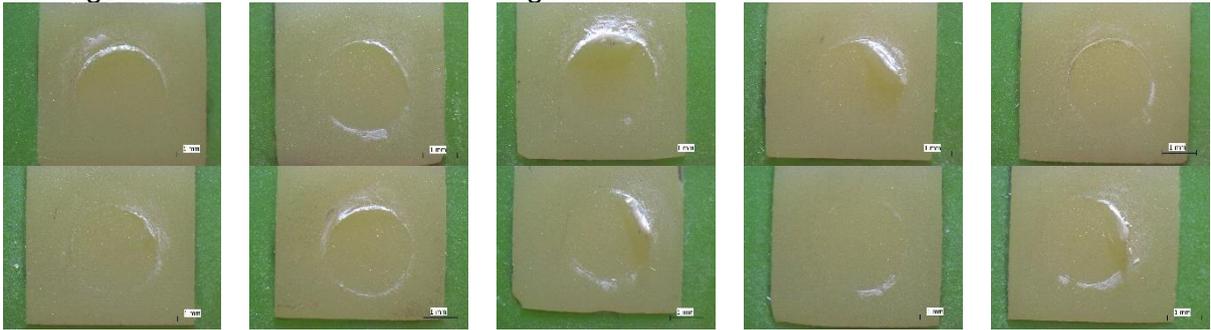
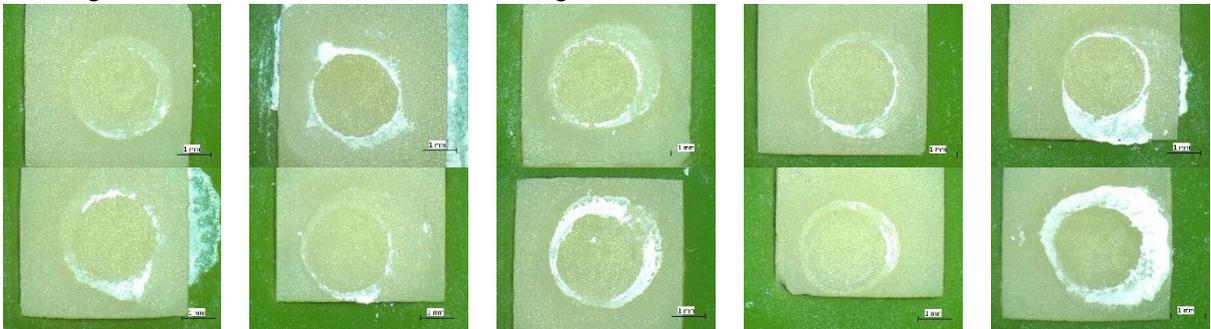


Abbildung 63: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

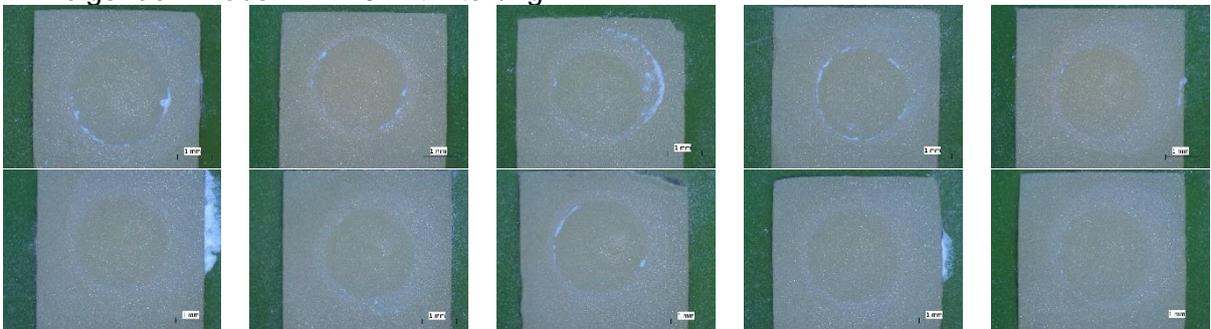
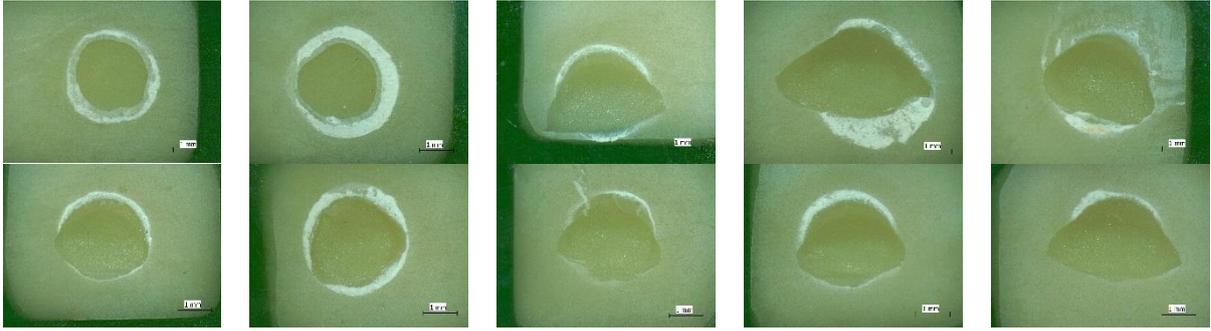


Abbildung 64: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Ceramill® zolit ht+ Preshade mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

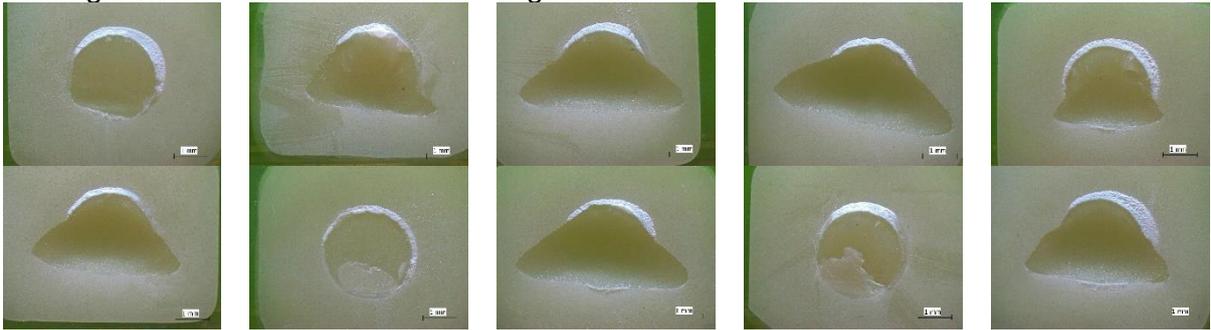
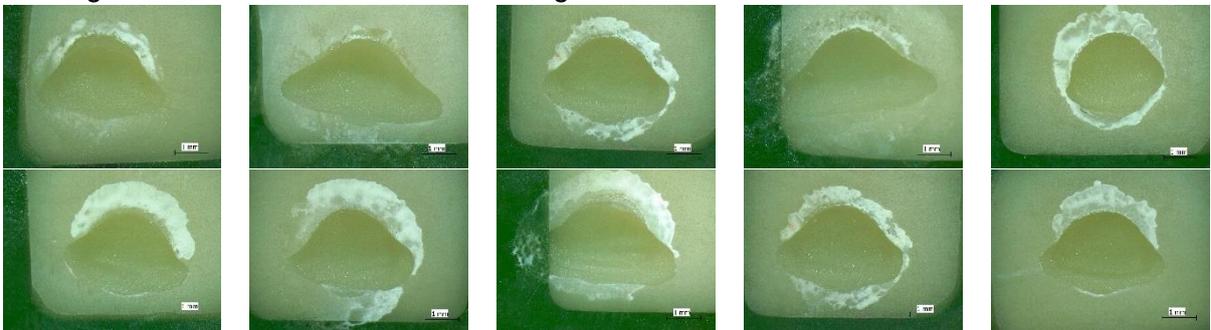


Abbildung 65: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Bifix® SE (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

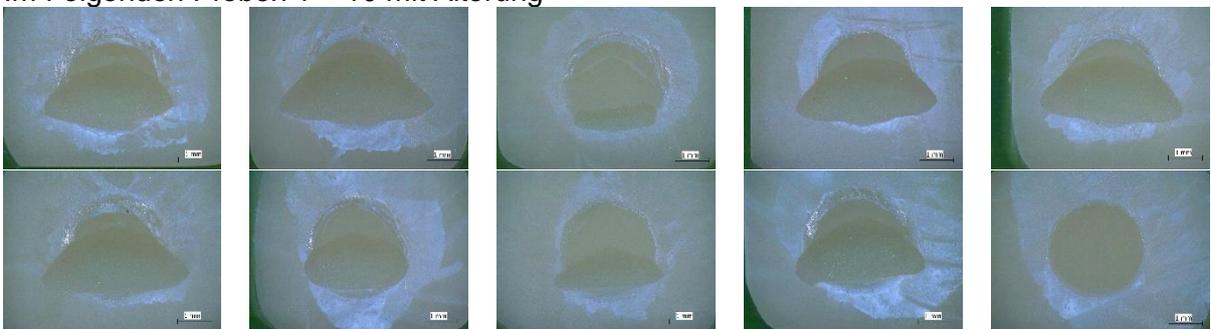
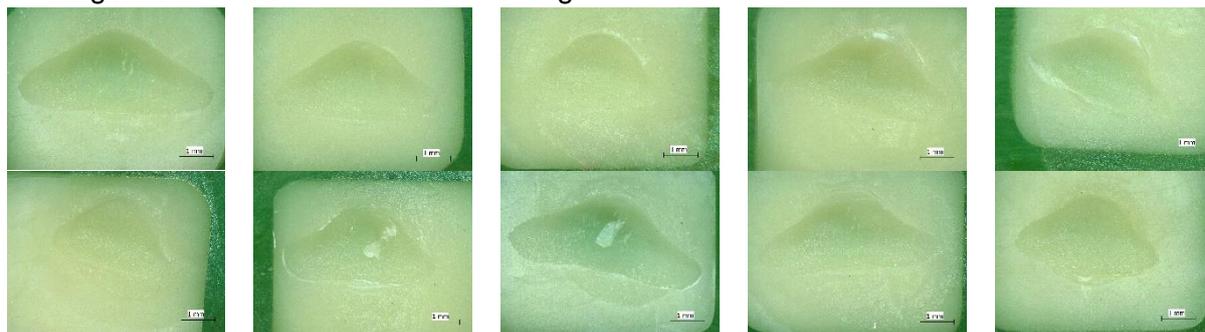


Abbildung 66: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

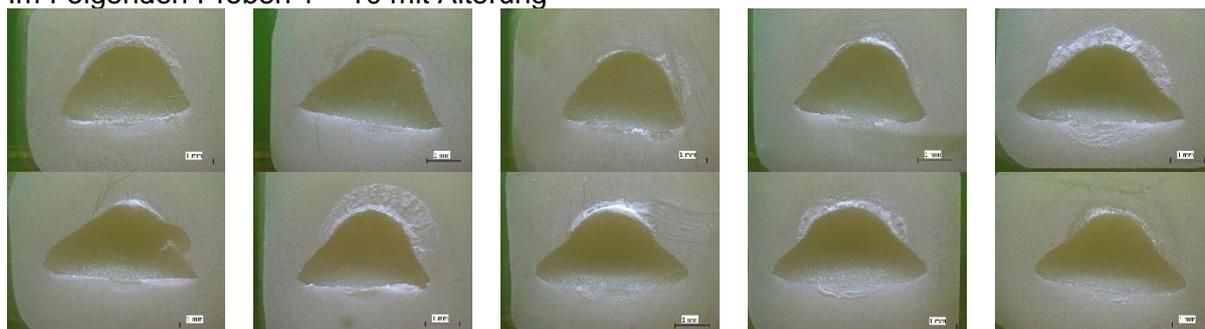
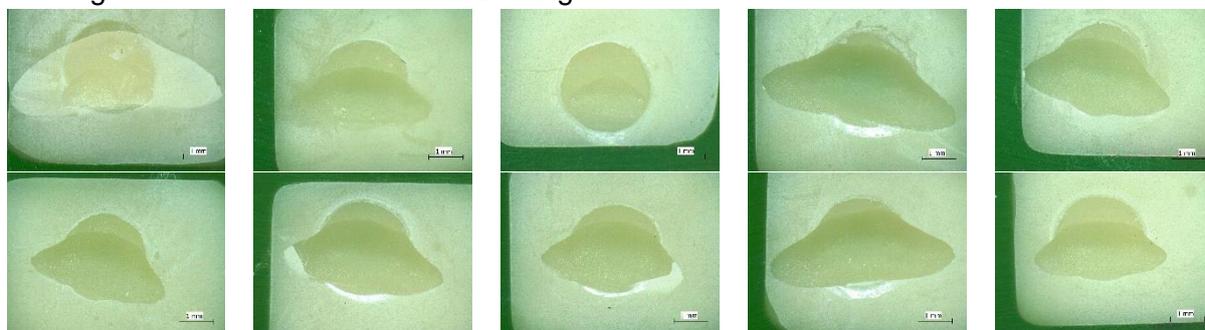


Abbildung 67: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ SA (konditioniert mit Monobond® Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

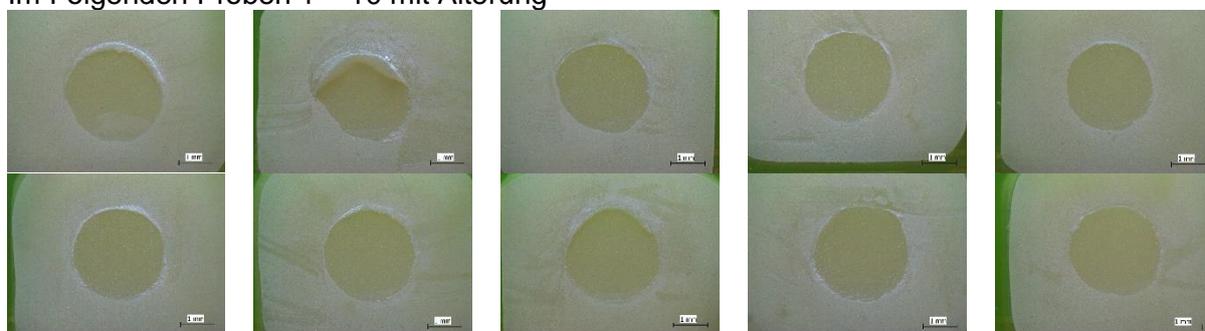
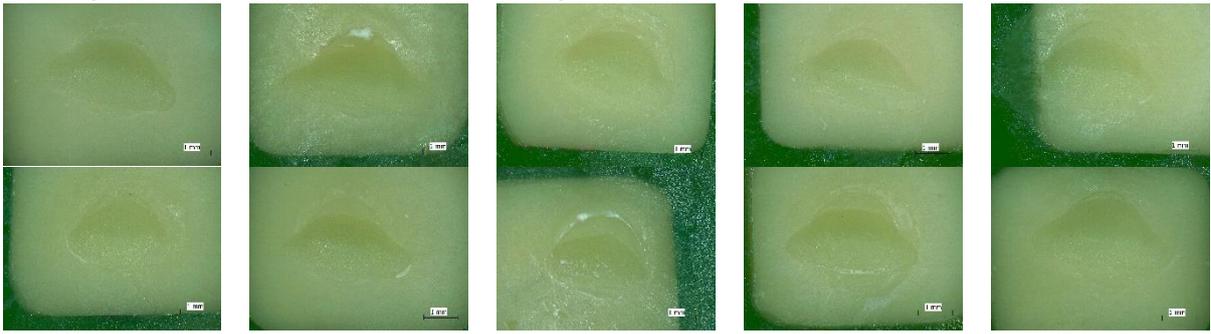


Abbildung 68: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

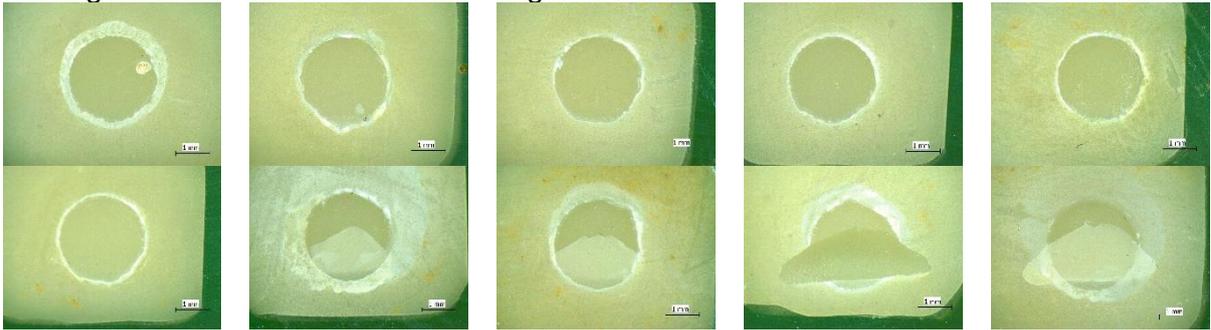
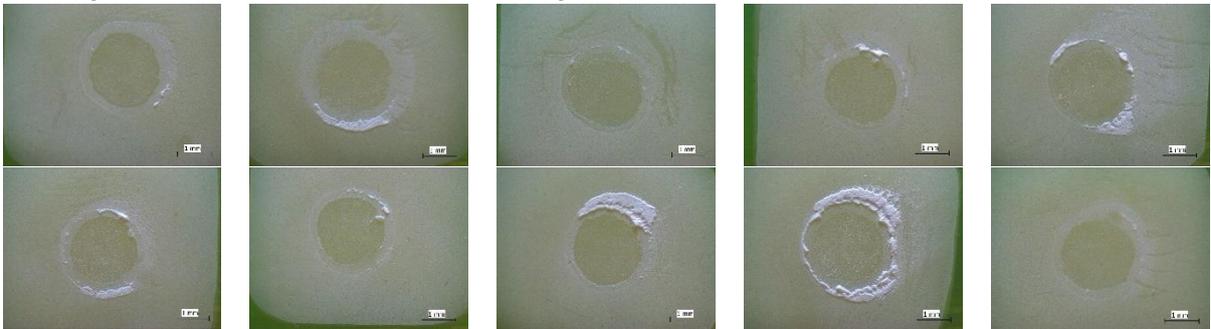


Abbildung 69: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

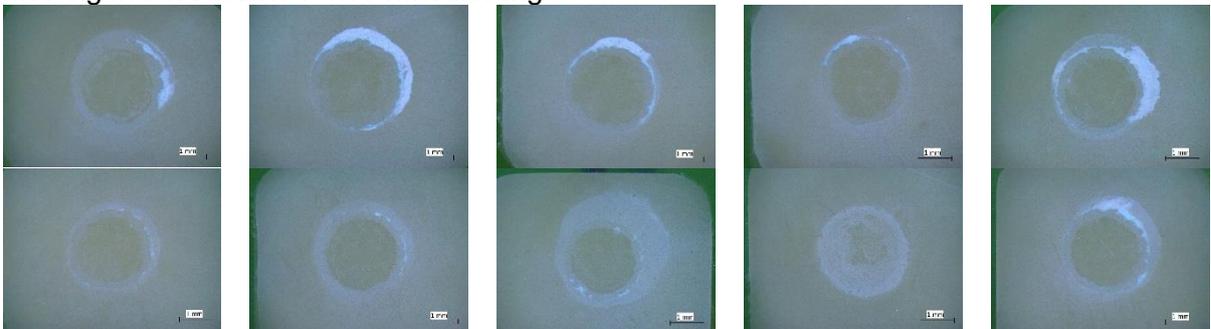
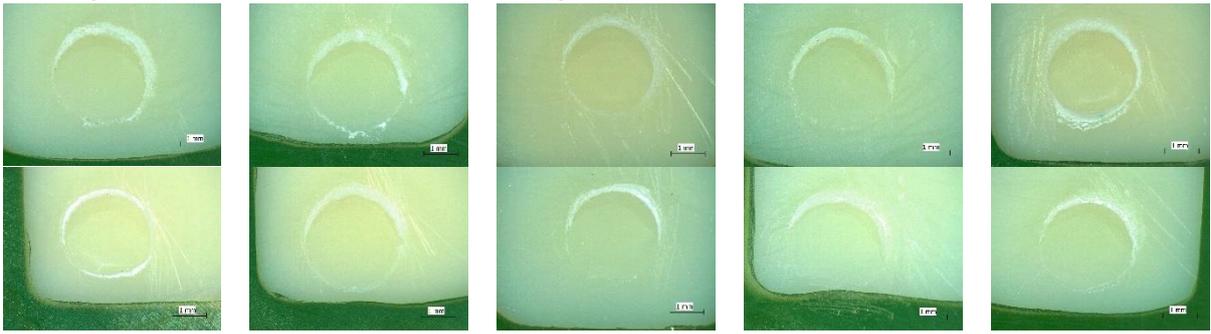


Abbildung 70: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: Enamic® mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

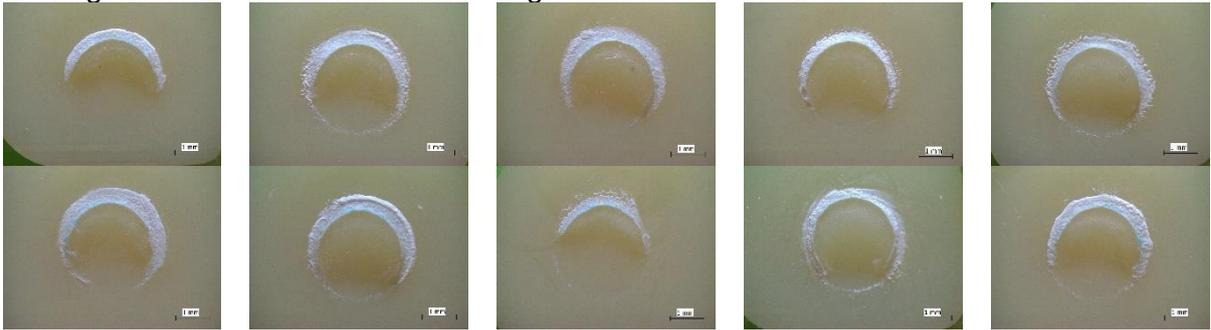
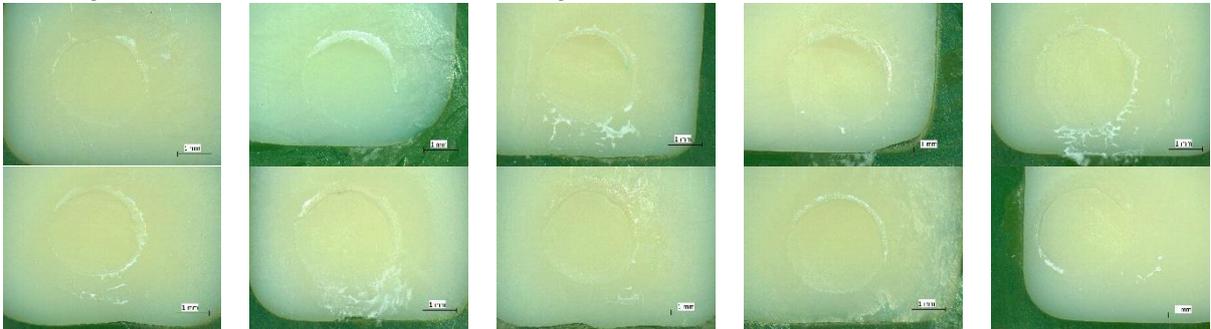


Abbildung 71: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Bifix[®] SE (konditioniert mit Monobond Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

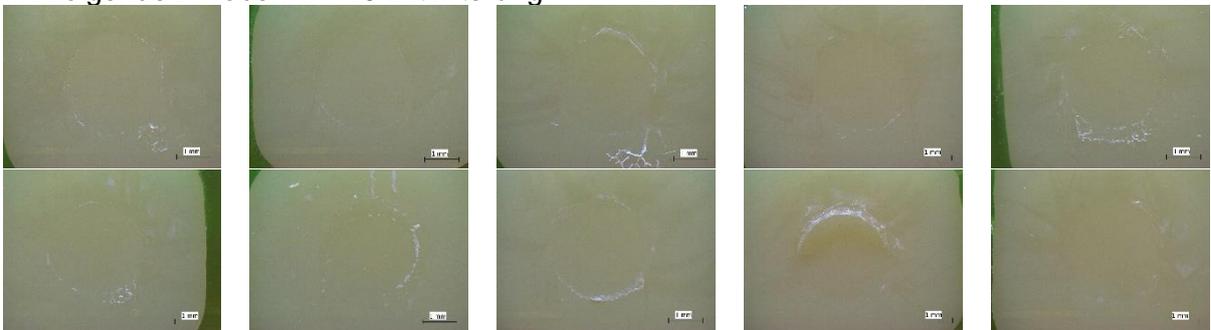
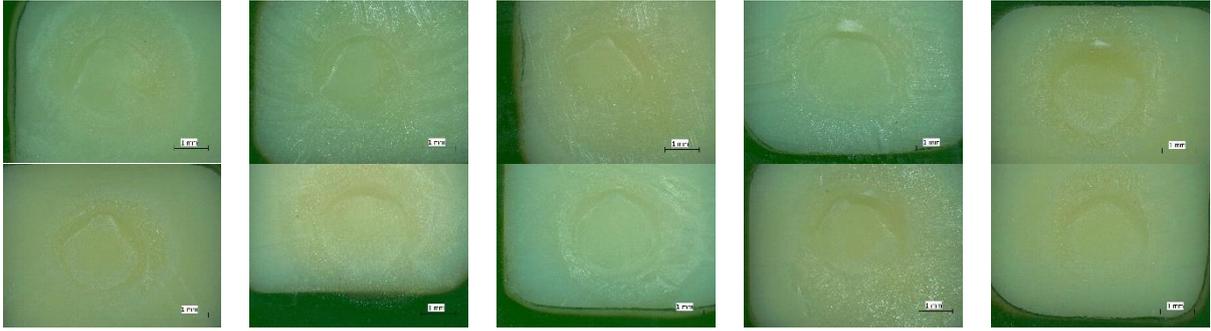


Abbildung 72: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit G-Cem LinkForce[™], (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

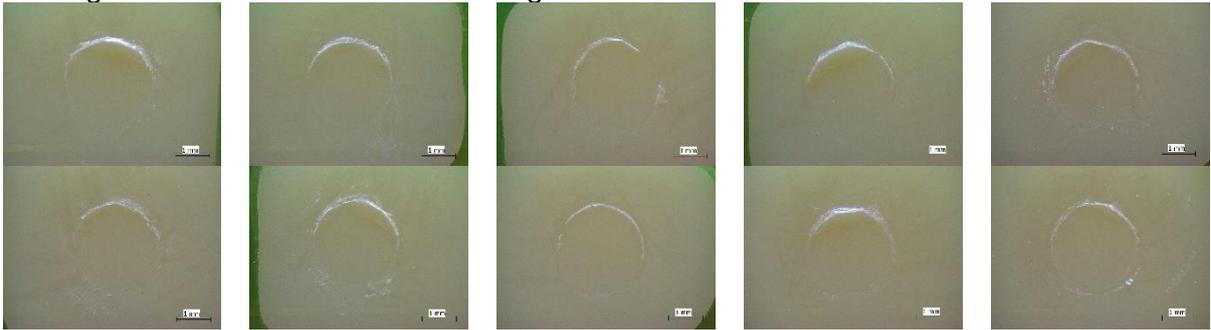
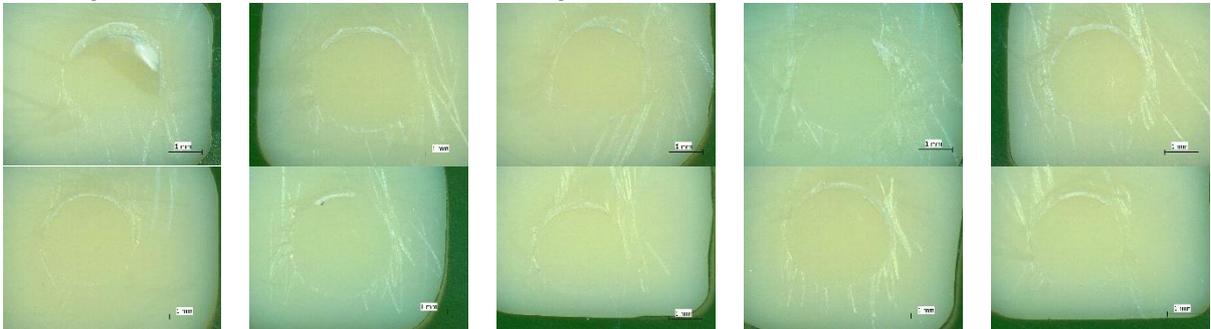


Abbildung 73: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Panavia[™] SA (konditioniert mit Monobond Plus), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

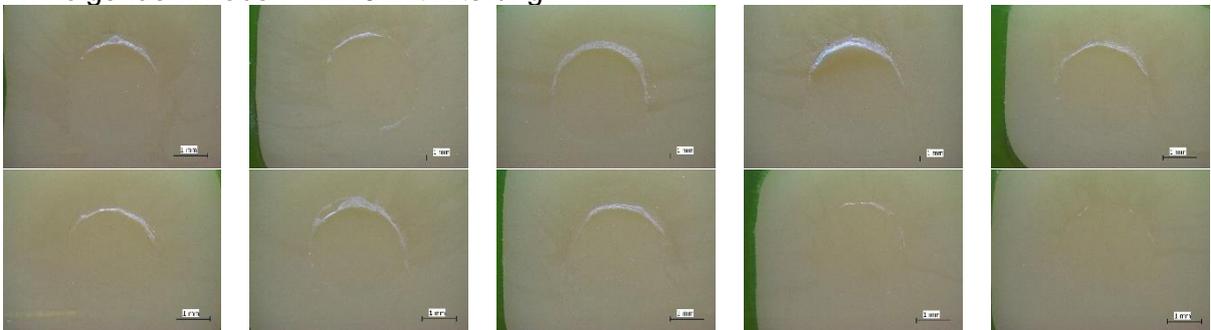
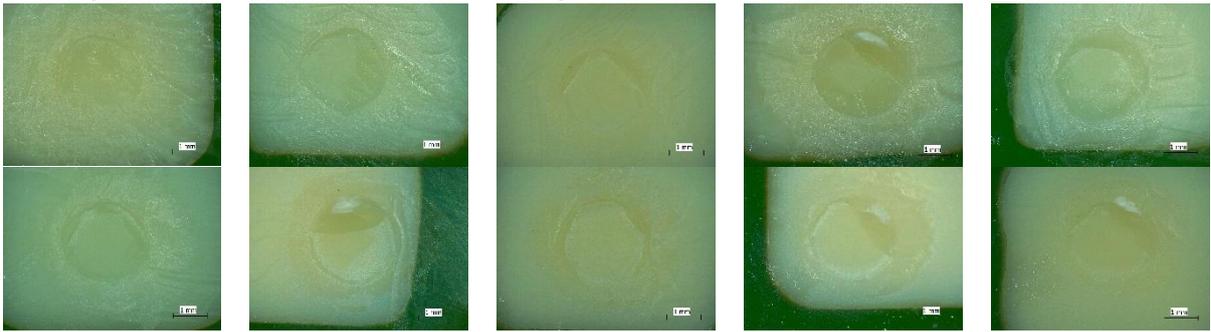


Abbildung 74: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Visalys[®] Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

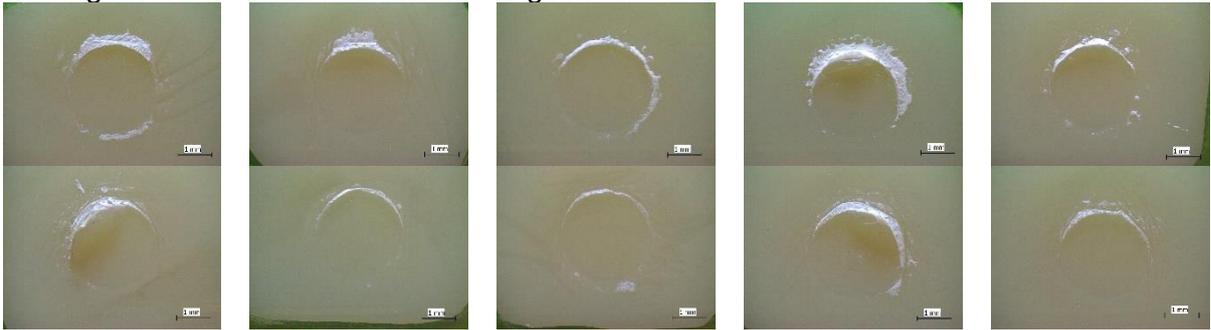
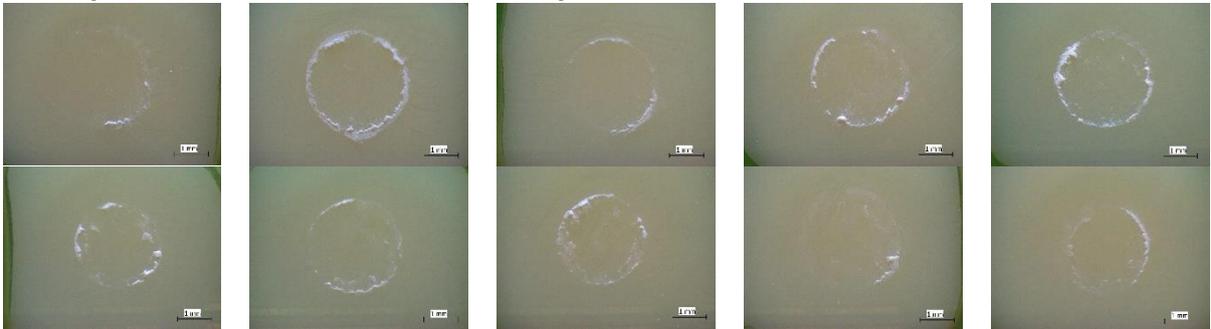


Abbildung 75: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Panavia[™] V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

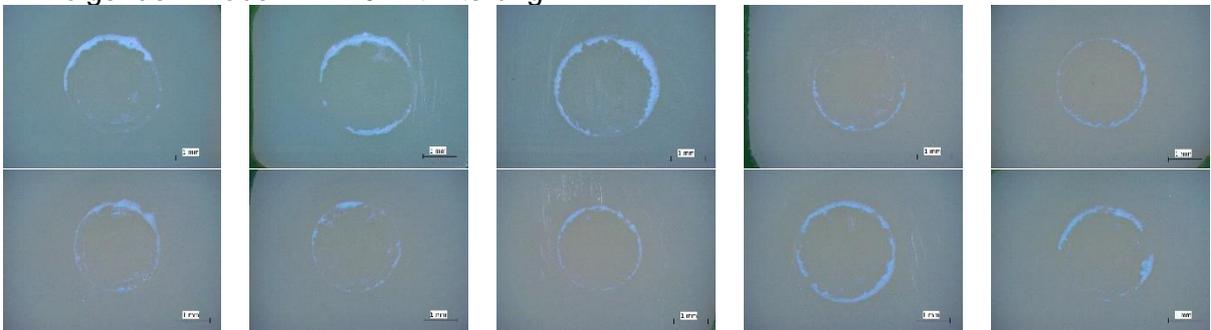
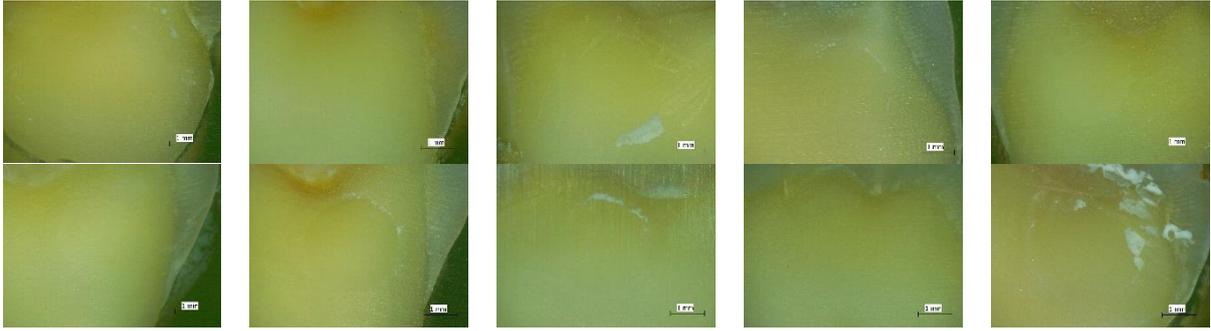


Abbildung 76: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: IPS e.max[®] CAD MO mit Ketac[™] Cem Plus, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

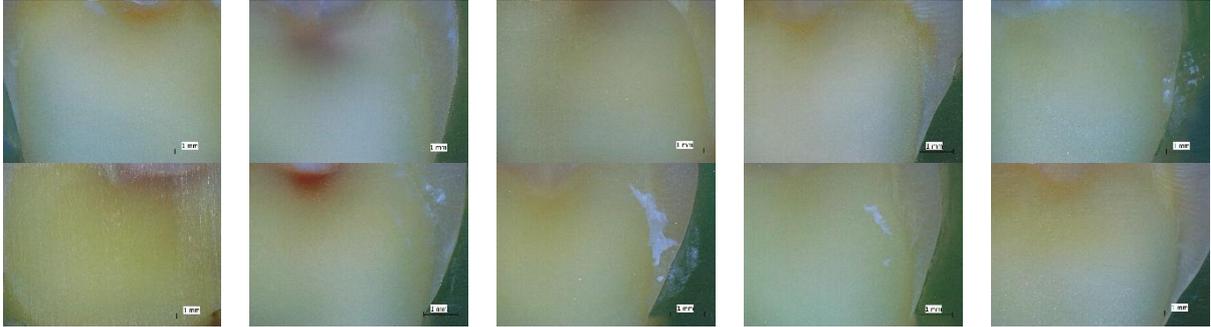
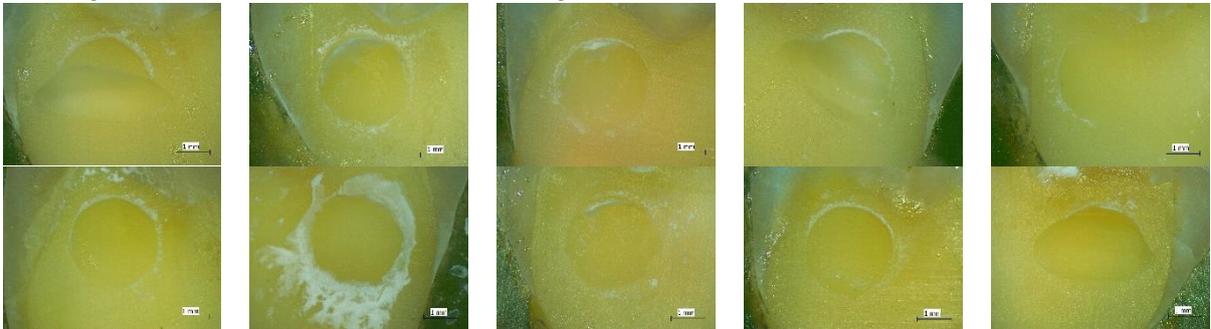


Abbildung 77: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

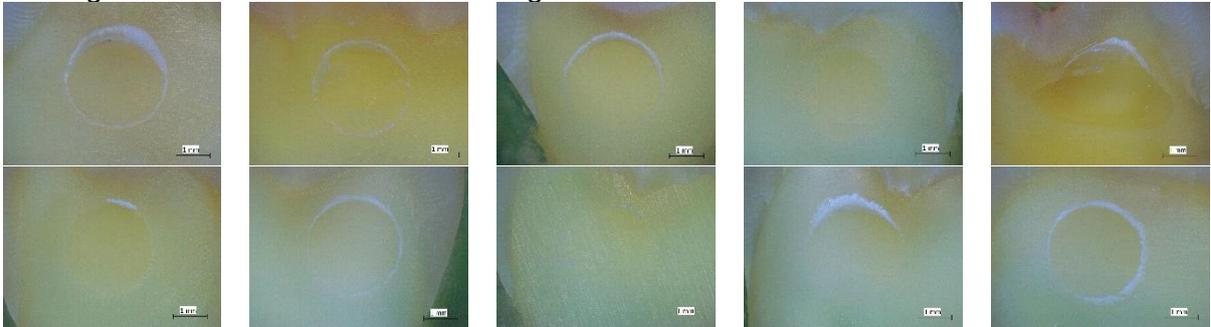
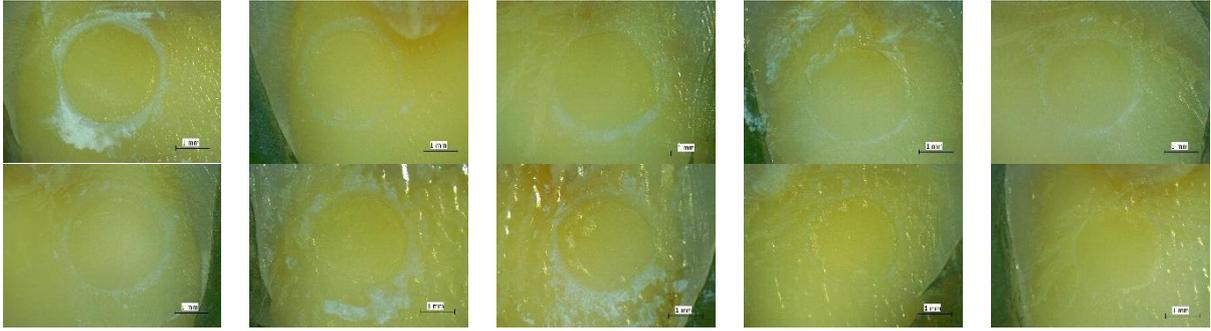


Abbildung 78: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Bifix® SE (konditioniert mit Syntac®), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

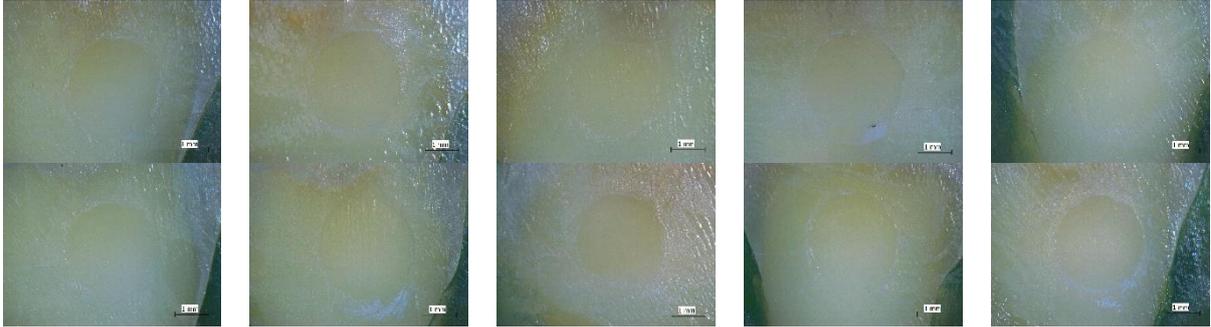
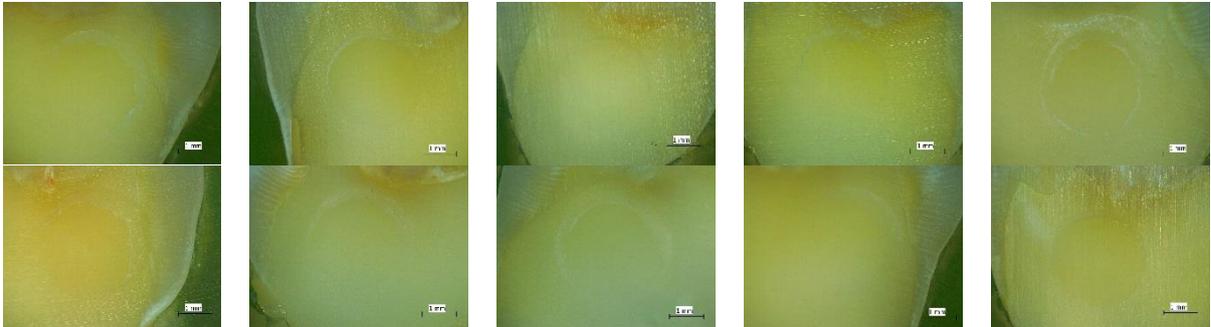


Abbildung 79: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit G-Cem LinkForce™, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

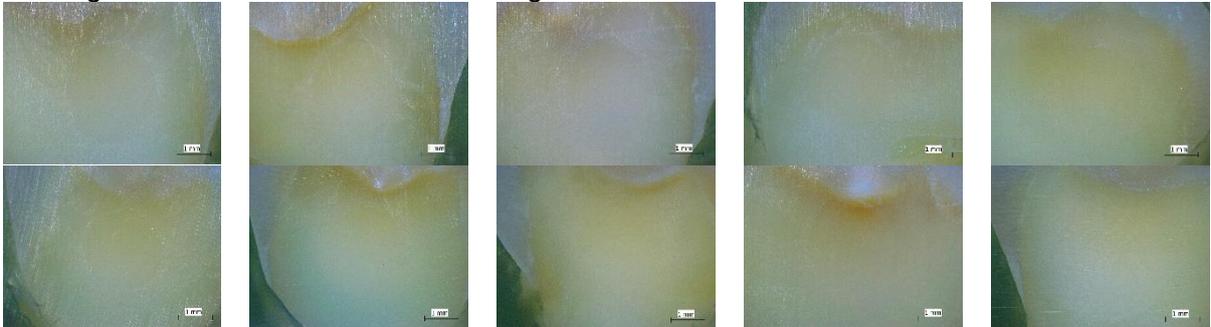
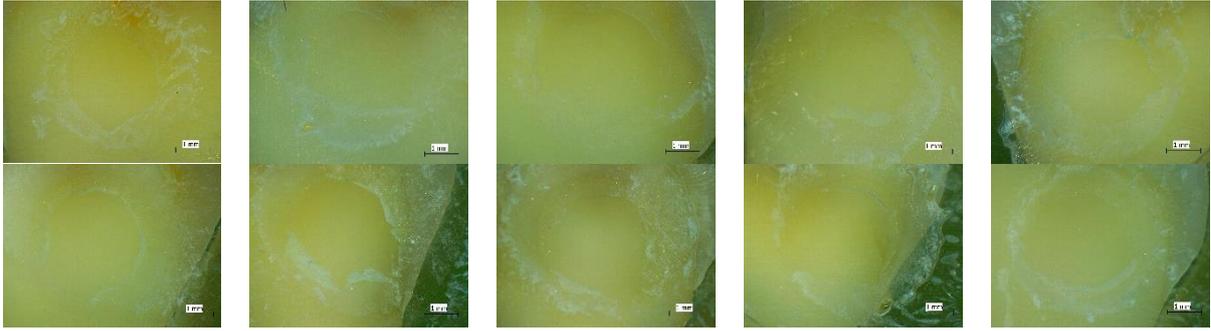


Abbildung 80: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

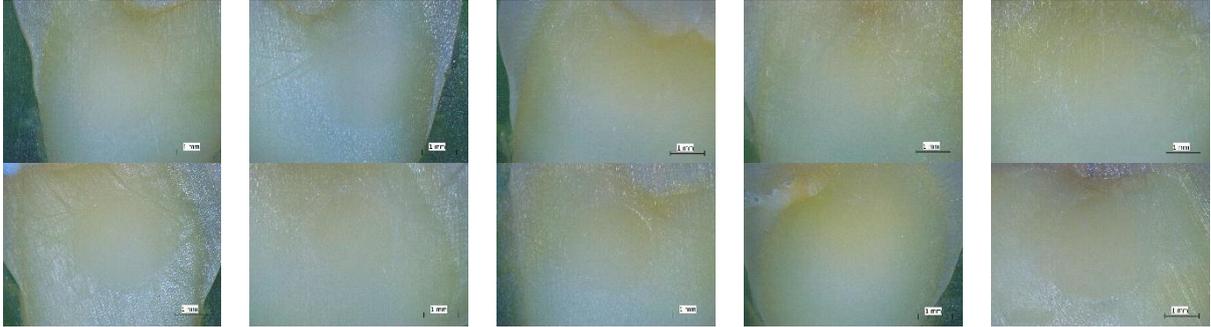
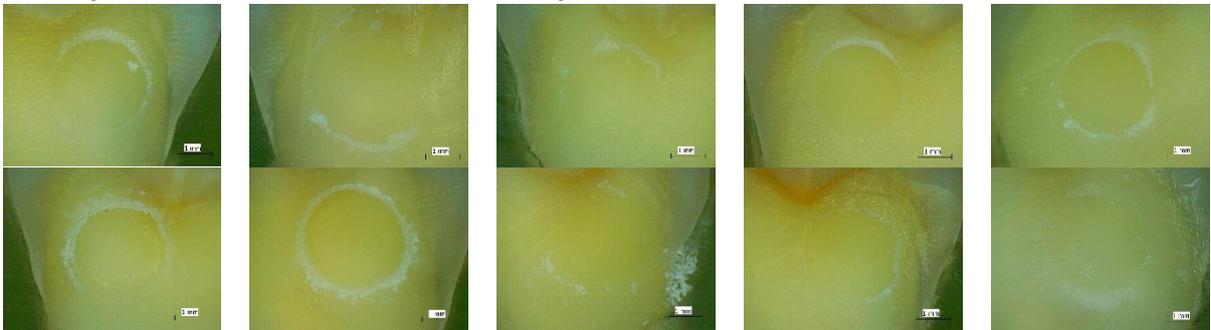


Abbildung 81: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ SA (konditioniert mit Clearfil Universal Bond Quick), (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

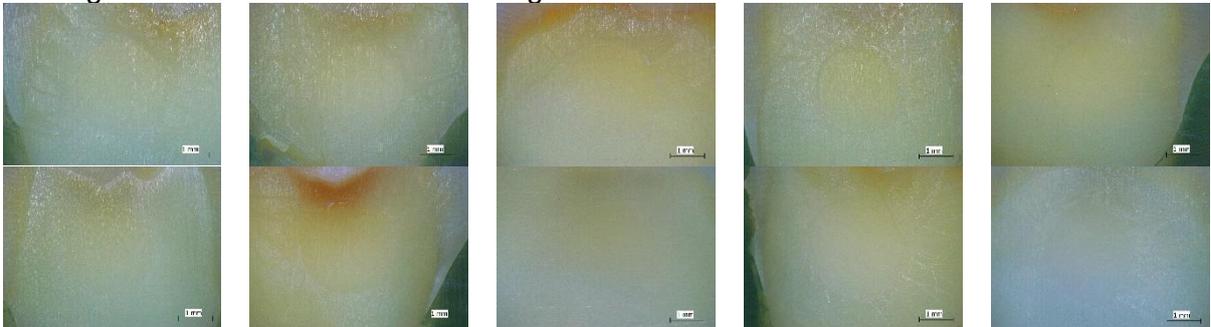
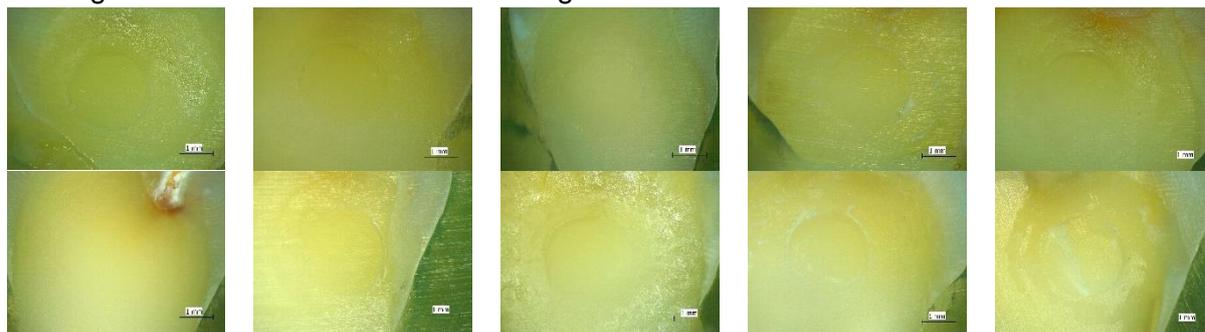


Abbildung 82: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Visalys® Cem Core, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

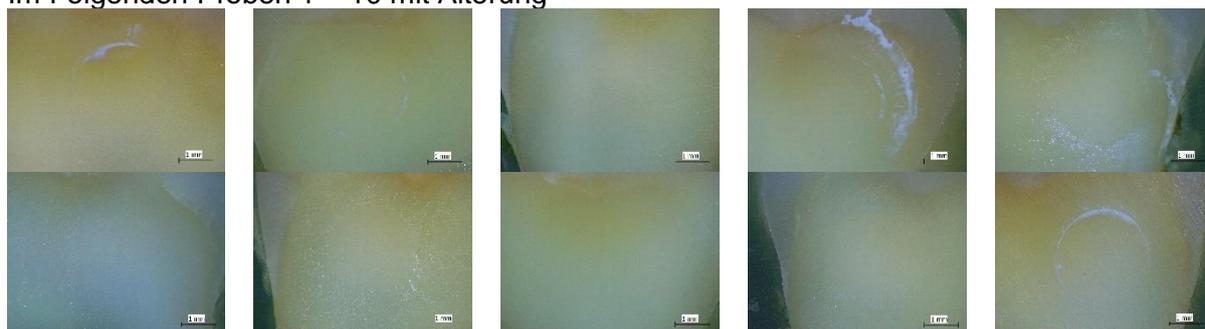
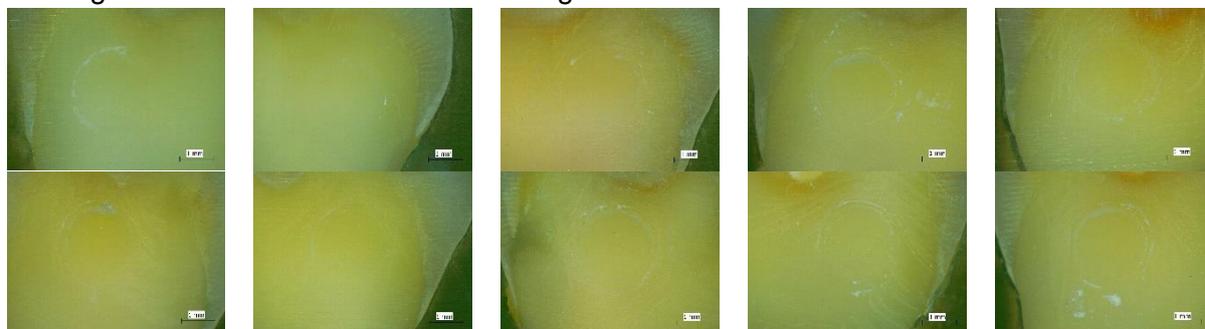


Abbildung 83: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Panavia™ V5, (eigene Abbildung)

Fotografie unter dem Lichtmikroskop mit 16-facher Vergrößerung
Im Folgenden Proben 1 – 10 ohne Alterung



Im Folgenden Proben 1 – 10 mit Alterung

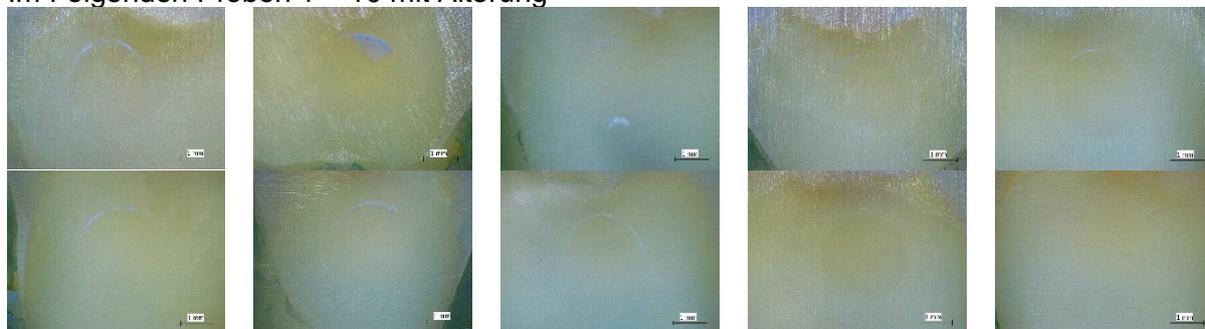


Abbildung 84: Darstellung der Proben nach dem Scherversuch: extrahierte 3. Molare mit Ketac™ Cem Plus, (eigene Abbildung)

Tabelle 14: Auflistung aller abgescherter Proben mit Durchmesser [mm], Bruchkraft [N], Scherfestigkeit [MPa]

Zement	Durchmesser [mm]								Bruchkraft [N]								Scherfestigkeit [MPa]								
	ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin		ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin		ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin		
	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	
Visalys® Cem Core	1	2,38	2,38	2,39	2,38	2,40	2,4	2,36	2,39	102,49	10,56	81,92	68,61	140,42	57,61	20,58	15,02	23,04	2,37	18,26	15,42	31,04	12,73	4,70	3,35
	2	2,38	2,41	2,40	2,38	2,40	2,41	2,37	2,39	48,99	18,00	66,35	45,47	90,68	20,45	35,22	13,03	11,01	3,95	14,67	10,22	20,04	4,48	7,98	2,90
	3	2,38	2,41	2,39	2,38	2,38	2,41	2,41	2,38	134,10	28,64	44,37	66,04	88,36	38,09	26,74	27,06	30,14	6,28	9,89	14,84	19,86	8,35	5,86	6,08
	4	2,36	2,39	2,39	2,35	2,40	2,38	2,36	2,40	95,78	30,14	116,96	51,08	45,89	107,39	49,86	17,63	21,90	6,72	26,07	11,78	10,14	24,14	11,40	3,90
	5	2,36	2,38	2,37	2,40	2,38	2,4	2,36	2,40	78,17	41,71	77,24	58,70	79,10	75,07	23,63	22,07	17,87	9,38	17,51	12,98	17,78	16,59	5,40	4,88
	6	2,38	2,41	2,36	2,40	2,37	2,4	2,35	0,00	61,89	15,82	61,39	42,67	76,84	69,05	27,76	0,00	13,91	3,47	14,03	9,43	17,42	15,26	6,40	0,00
	7	2,35	2,37	2,40	2,38	2,40	2,41	2,39	2,40	99,01	12,39	83,91	56,09	77,29	103,56	45,86	28,40	22,83	2,81	18,55	12,61	17,08	22,70	10,22	6,28
	8	2,37	2,38	2,36	2,41	2,39	2,40	2,39	2,38	109,93	6,97	58,59	55,49	95,73	59,03	39,33	8,96	24,92	1,57	13,39	12,16	21,34	13,05	8,77	2,01
	9	2,35	0,00	2,38	2,39	2,40	2,38	2,38	0,00	46,85	0,00	91,51	47,72	100,84	22,96	41,67	0,00	10,80	0,00	20,57	10,64	22,29	5,16	9,37	0,00
	10	2,36	2,36	2,36	2,37	2,36	2,40	2,37	2,39	52,26	4,86	59,69	41,38	65,01	14,36	40,61	22,03	11,95	1,11	13,65	9,38	14,86	3,17	9,21	4,91
Panavia™ SA	1	2,35	2,37	2,38	2,36	2,38	2,37	2,39	2,35	58,14	43,75	108,73	45,39	82,56	95,17	17,17	21,48	13,40	9,92	24,44	10,38	18,56	21,57	3,83	4,95
	2	2,37	2,35	2,37	2,39	2,39	2,40	2,41	2,36	71,30	47,94	69,01	54,84	108,15	62,65	30,72	35,93	16,16	11,05	15,64	12,22	24,11	13,85	6,73	8,21
	3	2,35	2,38	2,36	2,37	2,37	2,39	2,40	2,38	67,27	23,49	61,11	53,86	88,94	31,38	17,54	33,43	15,51	5,28	13,97	12,21	20,16	6,99	3,88	7,51
	4	2,36	2,35	2,37	2,38	2,36	2,37	2,38	2,36	94,52	30,80	109,83	57,01	114,26	55,04	37,74	34,54	21,61	7,10	24,90	12,81	26,12	12,48	8,48	7,90
	5	2,35	2,40	2,35	2,39	2,38	2,38	2,38	2,38	77,80	36,53	95,26	74,45	102,56	34,10	21,30	25,88	17,94	8,07	21,96	16,60	23,05	7,66	4,79	5,82
	6	2,37	2,37	2,36	2,39	2,36	2,36	2,38	2,35	105,87	37,63	62,04	76,78	58,41	97,05	17,85	37,19	24,00	8,53	14,18	17,11	13,35	22,19	4,01	8,57
	7	2,36	2,38	2,37	2,36	2,38	2,37	2,37	2,39	87,38	15,19	70,88	69,51	127,78	49,33	9,98	27,91	19,98	3,41	16,07	15,89	28,72	11,18	2,26	6,22
	8	2,37	2,39	2,35	2,37	2,39	2,39	2,40	2,35	83,26	47,69	130,07	82,24	91,64	23,98	56,56	19,88	18,87	10,63	29,99	18,64	20,43	5,35	12,50	4,58
	9	2,36	2,35	2,37	2,38	2,37	2,35	2,36	2,41	67,85	100,56	115,31	73,30	77,50	93,03	11,08	15,94	15,51	23,18	26,14	16,48	17,57	21,45	2,53	3,49
	10	2,36	2,37	2,35	2,40	2,36	2,35	2,38	2,35	43,01	20,60	71,44	81,92	83,63	39,73	24,68	20,99	9,83	4,67	16,47	18,11	19,12	9,16	5,55	4,84
G-Cem Link Force™	1	2,37	2,37	2,38	2,39	2,38	2,41	2,38	2,40	103,82	29,49	48,58	74,77	58,57	16,92	44,59	45,56	23,53	6,68	10,92	16,67	13,17	3,71	10,02	10,07
	2	2,40	2,40	2,38	2,40	2,39	2,41	2,40	2,41	127,22	72,61	75,39	78,59	106,12	24,75	86,12	44,82	28,12	16,05	16,95	17,37	23,65	5,43	19,04	9,83
	3	2,40	2,39	2,38	2,40	2,39	2,40	2,36	2,38	87,00	22,16	83,62	52,82	77,85	30,55	68,90	50,17	19,23	4,94	18,80	11,68	17,35	6,75	15,75	11,28
	4	2,40	2,36	2,37	2,40	2,37	2,40	2,38	2,38	117,31	29,42	94,90	77,28	100,86	19,42	52,58	62,72	25,93	6,73	21,51	17,08	22,86	4,29	11,82	14,10
	5	2,37	2,41	2,39	2,40	2,37	2,39	2,36	2,40	62,54	65,45	52,02	73,72	63,73	22,16	40,91	39,64	14,18	14,35	11,60	16,30	14,45	4,94	9,35	8,76
	6	2,37	2,37	2,37	2,41	2,37	2,38	2,38	2,39	119,34	22,20	81,60	73,70	56,77	28,10	44,94	59,13	27,05	5,03	18,50	16,16	12,87	6,32	10,10	13,18
	7	2,38	2,41	2,39	2,37	2,39	2,41	2,37	2,41	105,55	29,56	76,43	72,64	118,75	0,00	41,14	12,93	23,73	6,48	17,04	16,47	26,47	0,00	9,33	2,83
	8	2,40	2,39	2,36	2,40	2,38	2,41	2,38	2,39	109,52	30,75	107,42	57,21	75,32	15,34	91,00	33,13	24,21	6,85	24,56	12,65	16,93	3,36	20,45	7,38
	9	2,38	2,37	2,38	2,35	2,36	2,40	2,36	2,37	43,14	19,41	106,35	83,73	65,60	86,96	46,71	39,22	9,70	4,40	23,91	19,30	15,00	19,22	10,68	8,89
	10	2,36	2,39	2,38	2,38	2,37	2,35	2,36	2,36	105,64	50,79	85,42	40,08	49,43	29,41	25,14	41,06	24,15	11,32	19,20	9,01	11,20	6,78	5,75	9,39

Zement		Durchmesser [mm]								Bruchkraft [N]								Scherfestigkeit [MPa]							
		ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin		ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin		ZrO ₂		Enamic		IPS		Dentin	
		o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.
Bifix® SE	1	2,37	2,41	2,36	2,39	2,37	2,40	0,00	0,00	45,38	6,82	39,47	53,38	85,25	67,62	0,00	0,00	10,29	1,50	9,02	11,90	19,32	14,95	0,00	0,00
	2	2,38	0,00	2,38	2,4	2,37	2,40	2,37	2,38	54,69	0,00	31,14	93,96	80,04	51,85	2,31	0,00	12,29	0,00	7,00	20,77	18,14	11,46	0,52	0,00
	3	2,38	2,41	2,36	2,41	2,36	2,38	2,38	0,00	43,90	14,93	49,48	80,82	65,33	37,85	6,69	0,00	9,87	3,27	11,31	17,72	14,93	8,51	1,50	0,00
	4	2,37	2,38	2,38	2,41	2,38	2,37	2,41	2,38	50,29	14,28	86,95	96,27	93,20	37,66	0,86	3,28	11,40	3,21	19,54	21,10	20,95	8,54	0,20	0,74
	5	2,37	2,40	2,36	2,41	2,37	2,39	2,36	0,00	47,57	3,86	50,14	58,47	66,80	33,20	4,46	0,00	10,78	0,85	11,46	12,82	15,14	7,40	1,02	0,00
	6	2,38	0,00	2,37	2,41	2,36	2,41	2,38	0,00	55,31	0,00	48,03	76,67	63,33	51,32	1,57	0,00	12,43	0,00	10,89	16,81	14,48	11,25	0,35	0,00
	7	2,35	2,41	2,39	2,39	2,38	2,40	2,37	0,00	41,56	1,63	61,76	36,08	88,31	32,73	1,42	0,00	9,58	0,36	13,77	8,04	19,85	7,23	0,32	0,00
	8	2,37	2,40	2,37	2,41	2,36	2,38	2,36	2,41	49,99	7,43	46,90	94,18	77,00	71,58	8,40	0,00	11,33	1,64	10,63	20,65	17,60	16,09	1,92	0,00
	9	2,36	2,40	2,38	2,37	2,36	2,37	2,38	2,39	42,76	4,36	63,11	41,54	100,00	29,26	23,00	0,31	9,78	0,96	14,19	9,42	22,86	6,63	5,17	0,07
	10	2,36	2,39	2,39	2,36	2,36	2,41	2,38	0,00	42,12	5,30	61,54	78,76	69,97	46,98	39,18	0,00	9,63	1,18	13,72	18,00	16,00	10,30	8,81	0,00
Ketac™ Cem Plus	1	2,31	2,35	2,36	2,36	2,40	2,37	2,40	2,40	0,00	0,00	1,86	0,00	1,93	0,127	22,56	48,17	0,00	0,00	0,43	0,00	0,43	0,03	4,99	10,65
	2	2,36	2,40	2,39	2,41	2,38	2,35	2,40	2,41	0,00	0,00	1,24	0,00	0,03	0,00	9,80	50,86	0,00	0,00	0,28	0,00	0,01	0,00	2,17	11,15
	3	2,35	2,35	2,4	2,38	2,36	2,36	2,40	2,40	0,00	0,00	2,42	0,00	0,00	0,00	24,28	19,90	0,00	0,00	0,53	0,00	0,00	0,00	5,37	4,40
	4	2,37	2,35	2,36	2,36	2,37	2,35	2,37	2,39	0,00	0,00	1,79	0,00	0,00	0,00	17,31	27,28	0,00	0,00	0,41	0,00	0,00	0,00	3,92	6,08
	5	2,33	2,35	2,39	2,38	2,36	2,35	2,39	2,41	0,00	0,00	0,79	0,00	0,00	0,16	13,06	37,16	0,00	0,00	0,18	0,00	0,00	0,04	2,91	8,15
	6	2,30	0,00	2,32	2,35	2,35	0,00	2,37	2,40	0,00	0,00	0,63	0,00	0,00	0,00	25,63	29,78	0,00	0,00	0,15	0,00	0,00	0,00	5,81	6,58
	7	2,31	2,36	2,36	2,37	2,37	0,00	2,35	2,40	0,00	0,00	0,69	0,00	0,00	0,00	18,17	39,03	0,00	0,00	0,16	0,00	0,00	0,00	4,19	8,63
	8	2,35	2,35	2,39	2,36	2,36	2,35	2,38	2,40	0,02	0,00	0,00	0,00	1,13	0,00	39,44	23,21	0,00	0,00	0,00	0,00	0,26	0,00	8,87	5,13
	9	2,28	2,35	2,35	2,35	2,37	2,37	2,35	2,38	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	9,96	26,51	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	2,30	5,96
	10	2,32	2,35	2,40	2,36	2,35	2,37	2,35	2,38	0,00	0,00	1,26	0,00	0,00	0,00	23,42	22,46	0,00	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	5,40	5,05
Panavia™ V5	1	2,37	2,37	2,37	2,36	2,37	2,38	2,35	2,37	71,43	116,83	63,73	33,69	95,16	136,38	19,28	39,60	16,19	26,48	14,45	7,70	21,57	30,66	4,45	8,98
	2	2,38	2,36	2,38	2,36	2,38	2,39	2,39	2,35	84,06	55,40	89,04	40,79	114,48	118,93	35,09	7,26	18,89	12,66	20,01	9,32	25,73	26,51	7,82	1,67
	3	2,37	2,41	2,36	2,36	2,37	2,41	2,37	0,00	62,73	127,31	72,58	38,98	64,96	132,77	43,45	0,00	14,22	27,91	16,59	8,91	14,73	29,11	9,85	0,00
	4	2,36	2,38	2,38	2,36	2,36	2,36	2,35	2,39	102,99	42,40	61,98	33,3	85,71	127,66	53,49	30,14	23,54	9,53	13,93	7,61	19,59	29,18	12,33	6,72
	5	2,37	2,39	2,37	2,36	2,36	2,35	2,36	2,35	49,26	36,58	62,76	38,96	169,91	113,98	47,72	25,36	11,17	8,15	14,23	8,91	38,84	26,28	10,91	5,85
	6	2,38	2,40	2,36	2,36	2,36	2,40	2,35	0,00	41,15	29,64	55,15	31,54	66,54	96,87	22,08	0,00	9,25	6,55	12,61	7,21	15,21	21,41	5,09	0,00
	7	2,35	2,37	2,37	2,36	2,37	2,35	2,36	2,37	100,35	46,32	61,92	50,54	111,62	82,41	24,45	5,48	23,14	10,50	14,04	11,55	25,30	19,00	5,59	1,24
	8	2,38	2,41	2,36	2,36	2,36	2,38	2,37	0,00	67,05	42,92	69,52	61,19	38,29	134,02	20,56	0,00	15,07	9,41	15,89	13,99	8,75	30,12	4,66	0,00
	9	2,35	2,37	2,36	2,36	2,36	2,36	2,37	2,36	52,11	8,93	61,45	76,03	92,14	100,75	35,11	21,24	12,01	2,02	14,05	17,38	21,06	23,03	7,96	4,86
	10	2,35	2,39	2,38	2,36	2,37	2,36	2,37	2,4	59,17	36,48	74,04	71,53	107,09	84,09	80,63	24,49	13,64	8,13	16,64	16,35	24,28	19,22	18,28	5,41

		Durchmesser [mm]		Bruchkraft [N]		Scherfestigkeit [MPa]	
Zement		Dentin		Dentin		Dentin	
		o. A.	m. A.	o. A.	m. A.	o. A.	m. A.
Bifix® SE + Syntac®	1	2,35	2,41	111,94	86,89	25,81	19,05
	2	2,38	2,40	127,56	151,97	28,67	33,59
	3	2,38	2,40	123,31	105,94	27,72	23,42
	4	2,37	2,41	108,69	83,61	24,64	18,33
	5	2,37	2,40	40,26	162,47	9,13	35,91
	6	2,35	2,40	83,71	84,50	19,30	18,68
	7	2,36	2,39	115,69	78,05	26,45	17,40
	8	2,40	2,41	111,38	49,97	24,62	10,95
	9	2,37	2,37	83,46	105,95	18,92	24,02
	10	2,35	2,37	90,07	106,61	20,77	24,17
Panavia SA™ + Clearfil Universal Bond Quick	1	2,38	2,35	24,04	15,38	5,40	3,55
	2	2,41	2,36	41,30	31,25	9,05	7,14
	3	2,41	2,36	34,59	28,43	7,58	6,50
	4	2,36	2,37	40,50	32,92	9,26	7,46
	5	2,40	2,37	23,23	31,53	5,13	7,15
	6	2,41	2,36	27,88	23,80	6,11	5,44
	7	2,39	2,40	37,99	47,17	8,47	10,43
	8	2,40	2,38	51,56	36,34	11,40	8,17
	9	2,35	2,36	80,49	19,25	18,56	4,40
	10	2,38	2,39	59,32	37,15	13,33	8,28

Lebenslauf

Name: Lisa Hania Lahham

Geburtstag:

Geburtsort: Gießen

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand:

Schulbildung

1995 – 1999 Besuch der Grundschule Guldental

1999 – 2008 Besuch des Gymnasiums am Römerkastell Bad Kreuznach

2008 allgemeine Hochschulreife

Berufsausbildung

08/2008 – 02/2012 Ausbildung zur Zahntechnikerin bei Hobbach Zahntechnik GmbH & Co.KG in Bad Kreuznach

02/2012 Erfolgreich abgeschlossene Gesellenprüfung zur Zahntechnikerin

Hochschulausbildung

04/2014 – 06/2019 Studium der Zahnmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

06/2019 Abschluss des Studiums der Zahnmedizin mit dem Staatsexamen an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

07/2019 zahnärztliche Approbation

Beruflicher Werdegang

2012 – 2014	angestellt als Zahntechnikerin bei Hobbach Zahntechnik GmbH & Co.KG in Bad Kreuznach
10/2019 – 08/2022	Promotionsstudentin an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik in Würzburg
Seit 10/2020	Assistenz Zahnärztin in der Praxis Dr. Lomb & Möller & Kollegen in Fulda

Danksagung

Ganz herzlich möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Schmitter für die Überlassung des Themas meiner Dissertation und die uneingeschränkte Nutzung der Laborräume sowie die gute Betreuung bedanken.

Mein besonderer Dank geht an Frau Dr. Anna Winter, die angefangen von der Themenfindung bis zur praktischen Umsetzung im Labor immer als Ansprechpartnerin zur Verfügung stand. Ebenfalls bedanke ich mich sehr bei Herrn Axel Schurig für die Einführung und Begleitung im Labor, bei der Versuchsvorbereitung und dessen Durchführung. Ein großer Dank geht an beide für die kritischen Diskussionen, Korrekturen und die insgesamt sehr gute Betreuung.

Bedanken möchte ich mich auch bei Frau Prof. Dr. Jockel-Scheider für die Übernahme des Zweitgutachtens meiner Dissertation.

Sehr großen Dank möchte ich meinen Eltern, die mich nicht nur im Studium, sondern auch für die Zeit meiner Dissertation sehr unterstützt haben, aussprechen. Ebenso bedanke ich mich bei meiner Freundin, die alle Phasen begleitet und mich immer unterstützt hat.

Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die diesen Quellen und Hilfsmitteln wörtlich oder sinngemäß entnommenen Ausführungen als solche kenntlich gemacht habe. Die Arbeit wurde keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Würzburg den 08.03.2022
