

AUS DEM LEHRSTUHL  
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK  
PROF. DR. GERHARD HANDEL  
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN  
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**In-vitro Untersuchung des Haftverbundes zwischen Prothesenzähnen und  
Verblendkunststoffen**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Zahnmedizin

der  
Fakultät für Medizin  
der Universität Regensburg

vorgelegt von  
Kristina von Linde-Suden

2013

Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten Reichert

1. Berichterstatter: PD Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt

2. Berichterstatter: PD Dr. Andreas Faltermeier

Tag der mündlichen Prüfung: 17.03.2014

Meinem Vater gewidmet

**Hinweis:**

Die im nachfolgenden Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>8</b>
<b>2. Grundlagen .....</b>	<b>10</b>
2.1 Allgemeines .....	10
2.1.1. Anforderungen .....	10
2.1.2. Indikationen .....	10
2.1.3. Herstellung .....	11
2.1.4. Schichtaufbau .....	12
2.1.5. Individuelle Konfektionszähne .....	13
2.2 Werkstoffe .....	14
2.2.1. PMMA .....	14
2.2.1.1. Kunststoffzähne aus PMMA .....	17
2.2.1.2. Verblendkunststoffe auf PMMA-Basis .....	19
2.2.2. Komposite .....	20
2.2.2.1. Komposit-Prothesenzähne .....	23
2.2.2.2. Verblendkomposite .....	24
2.2.3. Vergleich Komposit - Acrylat .....	24
2.3 Verbundfestigkeit .....	26
2.3.1. Der adhäsive Verbund .....	26
2.3.2. Verbundgefährdende Effekte in der Mundhöhle .....	26
2.3.3. Prüfung des Haftverbunds .....	27
<b>3. Material und Methoden .....</b>	<b>30</b>
3.1 Aufgabenstellung .....	30
3.2 Übersicht .....	30
3.3 Materialauswahl .....	31
3.4 Geräte und sonstige Materialien .....	32
3.5 Versuchsvorbereitung .....	33
3.5.1. Herstellung der Prüfkörper .....	33
3.5.2. Konditionierung und Beschichtung .....	33
3.6 Lagerung .....	35
3.6.1. 24 Stunden-Wert .....	35
3.6.2. Künstliche Alterung .....	35

3.6.2.1.	Wasserlagerung .....	35
3.6.2.2.	Thermische Wechsellast .....	36
3.7	Druckscherversuch .....	36
3.8	Mikroskopische Auswertung der Bruchflächen .....	37
3.9	Statistische Analyse .....	38
<b>4.</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>39</b>
4.1	Ergebnisse des Druckscherversuchs .....	39
4.1.1.	Vergleich der Materialien .....	39
4.1.1.1.	Haftwerte im Schmelz .....	39
4.1.1.2.	Haftwerte im Dentin .....	42
4.1.2.	Einfluss der Wasserlagerung auf die Scherhaftfestigkeit .....	44
4.1.2.1.	Haftwerte im Schmelz .....	44
4.1.2.2.	Haftwerte im Dentin .....	46
4.1.3.	Einfluss des Thermocyclings auf die Haftwerte .....	48
4.1.3.1.	Haftwerte im Schmelz .....	48
4.1.3.2.	Haftwerte im Dentin .....	50
4.1.4.	Vergleich der verschiedenen Lagerungsarten .....	52
4.1.4.1.	Schmelz .....	52
4.1.4.2.	Dentin .....	54
4.1.5.	Einfluss der Zahnmasse auf die Scherhaftfestigkeit .....	57
4.1.5.1.	Vergleich nach 24-Stunden-Lagerung .....	57
4.1.5.2.	Vergleich nach Wasserlagerung .....	58
4.1.5.3.	Vergleich nach Thermocycling .....	60
4.2	Lichtmikroskopische Auswertung .....	62
<b>5.</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>70</b>
5.1	Diskussion der Methode .....	70
5.1.1.	Zahnauswahl .....	70
5.1.2.	Herstellung der Prüfkörper .....	70
5.1.2.1.	Einbetten der Zähne in Kunststoffblöckchen .....	70
5.1.2.2.	Abschleifen und Anrauen der Zähne .....	71
5.1.2.3.	Konditionierung der Kunststoffzähne .....	72
5.1.2.4.	Aufbringen der Kompositzylinder .....	73

5.1.3. Künstliche Alterung .....	74
5.1.3.1 24-Stunden Lagerung .....	74
5.1.3.2 Thermocycling .....	75
5.1.3.3 Wasserlagerung .....	75
5.1.4. Druckscherversuch .....	76
5.2 Diskussion der Ergebnisse .....	77
5.3 Bewertung und Ausblick .....	83
<b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>85</b>
<b>7. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>87</b>
<b>8. Tabellen- und Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>95</b>
<b>9. Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>98</b>
<b>10. Tabellarischer Anhang .....</b>	<b>99</b>
10.1 Mittelwerte und Standardabweichungen .....	99
10.2 Übersicht der Bruchmuster .....	101
10.3 Herstellerangaben .....	104
<b>11. Danksagung .....</b>	<b>105</b>

## 1 Einleitung

In allen Bereichen der Zahnmedizin werden immer größere Ansprüche an die Ästhetik gestellt. In Zeiten von Bleaching und vollkeramischen Versorgungen verlangen auch die Träger von Teil- und Totalprothesen zunehmend einen natürlich wirkenden Zahnersatz. Auf Grund der demografischen Entwicklung nimmt der Anteil an älteren Patienten immer weiter zu. Dank steigendem Gesundheitsbewusstsein können zwar immer mehr Zähne immer länger erhalten werden, trotzdem spielen teilweiser und vollkommener Zahnverlust in höherem Alter auch heutzutage noch eine große Rolle [75]. Gerade bei partiellen Prothesen ist es trotz ständiger Weiterentwicklungen im Bereich der konfektionierten Zähne oft schwierig, Garnituren zu finden, die sich optimal in das Restgebiss des Patienten eingliedern lassen.

Aber auch mit geringem zahntechnischen Aufwand hergestellte einheitliche Total- (siehe Abb. 1) oder implantatgetragene Deckprothesen finden nur noch wenig Akzeptanz. Totalprothetischer Zahnersatz beziehungsweise totalprothesenähnliche Suprastrukturen bieten in der Regel uneingeschränkte ästhetische Möglichkeiten, auch wenn diese häufig nicht in letzter Konsequenz realisiert werden [116].



Abb.1: „Konfektionierte“ Prothese [116]



Abb.2: Individualisierte Totalprothese [37]

Um einen möglichst natürlichen Zahnersatz herstellen zu können, bedient sich die Zahntechnik mittlerweile vieler Hilfsmittel, z. B. verschiedener Gingivamalfarben zur Schaffung einer „Roten Ästhetik“. An industrielle Keramikzähne lassen sich traditionelle keramische Massen zur Individualisierung anbrennen [24]. Konfektionierte Kunststoffzähne ergänzt und verändert man relativ einfach mittels geeigneter Verblendwerkstoffe.

Dass die Funktionalität bei all diesen Maßnahmen immer noch an erster Stelle kommt, steht außer Frage. Dies zeigt auch eine Studie von Schneller *et al.* aus dem Jahr 1992, in der Patienten vor Behandlungsbeginn und nach dreimonatigem Tragen ihrer Prothese die Frage gestellt wurde: "Was ist für Sie das Wichtigste an der neuen Prothese?". Vor der

Behandlung legten 44% der Befragten den größten Wert auf die Kaufunktion, gefolgt von einer korrekten Aussprache (28%), nur für 17% war das Aussehen die wichtigste Anforderung. Drei Monate nach der Eingliederung hatten sich die Prioritäten zwar zu Gunsten der Ästhetik verschoben, die nun bei 23% aller Patienten an erster Stelle stand, sie blieb allerdings deutlich unwichtiger als der ebenfalls (auf 56%) gestiegene kaufunktionelle Aspekt. Eine gute Aussprache war nur noch für 13% von höchster Wichtigkeit [91].

Um eine ausreichende Funktionalität des Zahnersatzes garantieren zu können, muss man die Werkstoffe an die steigenden Belastungen auf den Zahnersatz anpassen. Während sich die Kaukraft mit einer Totalprothese auf etwa 1/3 des Wertes von 150-300 N (an Molaren bis zu 800 N) reduziert [63], sind partielle Prothesen mit Restbezahlung und implantatunterstützte Prothesen deutlich größeren Kräften ausgesetzt. Da diesen Kräften nicht alle Materialien standhalten, finden auch immer wieder beschädigte oder gebrochene Prothesen den Weg in die Labore. Kunststoffzähne lassen sich zur Individualisierung genauso mit Verblendkunststoffen reparieren.

In der folgenden Arbeit wird die mittels Haftvermittler hergestellte Verbundfestigkeit zwischen Prothesenzähnen aus Kunststoff und Verblendkompositen durch Druckscherversuch im Rahmen einer In-vitro-Studie überprüft. Neben dem Vergleich der Werkstoffe verschiedener Hersteller liegt das Augenmerk vor allem auf dem Einfluss des Mundhöhlenmilieus auf die Verbundzone. Dieses Langzeitverhalten wird in zwei Versuchsreihen simuliert. Außerdem wird die Haftung auf verschiedenen Schichten der künstlichen Zähne, Schmelzmasse einerseits und Dentin andererseits, miteinander verglichen.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Allgemeines

Kunststoff- und Keramikzähne finden in allen Bereichen der Prothetik Anwendung, sie sind sowohl bei Voll- und Teilprothesen, bei implantatgetragenen Konstruktionen als auch bei Kombinationsprothesen (Doppelkronen- und Teleskoparbeiten) indiziert.

#### 2.1.1 Anforderungen

Wie alle anderen Werkstoffe müssen sie immer höheren ästhetischen und funktionellen Anforderungen genügen. Prothesenzähne sollen laut *Meiners und Lehmann* [70] folgende Eigenschaften aufweisen:

- ausreichende Festigkeit
- Farb- und Formbeständigkeit
- Biokompatibilität
- Polierbarkeit
- Abriebfestigkeit
- sicherer Verbund zur Prothesenbasis
- natürliches Aussehen/ Ästhetik

*Koeck* [56] ergänzte noch die Punkte:

- Widerstandsfähigkeit gegen organische Lösungsmittel
- Temperaturbeständigkeit
- Unquellbarkeit
- Gewebefreundlichkeit

#### 2.1.2 Indikationen

Dem Techniker stehen heutzutage Prothesenzähne aus Keramik und solche aus Kunststoff zur Auswahl, beide Materialien weisen sowohl Vor- als auch Nachteile auf:

Vorteile	Nachteile
Abrasionsbeständigkeit	nur makroretentiver Verbund zur Prothesenbasis
Farbstabilität	Abrasion natürlicher Antagonisten
leichte Individualisierung	Sprödigkeit → Frakturgefahr
geringere Plaque- und Belagsanlagerung	Klappern beim Kontakt mit Zähnen des Gegenkiefers
gute biologische Verträglichkeit	schwer beschleif- und polierbar
Härte	mangelhafte Phonetik durch Crampons an Frontzähnen

Tab.1: Eigenschaften von Keramikzähnen [15, 16, 56, 57]

Vorteile	Nachteile
chemischer Verbund zur Prothesenbasis	geringere Abriebfestigkeit
leicht polier- und beschleifbar	Individualisierung schwieriger
vollanatomische Zahnformen	geringere Farbstabilität (Verfärbungen)
geringere Bruchgefährdung	geringere Härte
Dämpfung der Kaukräfte (kein Klappern)	höhere Plaque- und Belagsanlagerung
gute Phonetik und Ästhetik	
biologische Verträglichkeit	

Tab.2: Eigenschaften von Kunststoffzähnen [15, 16, 56, 57]

Nach *Craig* [16] sind Kunststoffzähne indiziert in geringer belasteten Regionen, bei Patienten mit stark atrophierten Kieferkämmen oder bezahntem Gegenkiefer (natürliche Zähne würden durch die härtere Keramik abradiert), bei eingeschränktem intermaxillären Abstand und sie eignen sich grundsätzlich auch am besten als Gegenkiefer zu Keramikzähnen, da hier die geringste Reibung der Werkstoffe auftritt und das klickende Geräusche von Antagonisten aus Keramik vermieden wird.

### 2.1.3 Herstellung

In den Anfangsjahren wurden Prothesenzähne in einem thermoplastischen Trockenverfahren hergestellt. Dabei wurde Polymerpulver durch Erhitzung in Tunnel- oder Rundlauföfen bei 240°C erweicht und damit plastisch verformbar. Das plastifizierte Pulver wurde bei hohem Druck in hochglanzpolierte Metallformen gepresst und auspolymerisiert. Nach dem Abkühlen konnten die fertigen Zähne entnommen werden. Schnell stellte sich jedoch heraus, dass es beim Abkühlen zu SpannungsrisSEN kam. Dies versuchte man durch NachwärmEN über längere Zeit zu kompensieren. Später wurden auch Zähne im Spritzgussverfahren hergestellt. Auf Grund der schlechten mechanischen Eigenschaften der Zähne wurden die beiden Methoden weitgehend durch das heute verwendete modifizierte chemoplastische Nassverfahren verdrängt [10, 26, 92]. Hierbei wird Polymerpulver mit Monomer-Flüssigkeit angeteigt und in vorgeheizten Formen unter Druck polymerisiert. Das Einlegen erfolgt dabei entweder von Hand oder per Roboter. Auch hier erfolgt anschließend zum Ausgleich innerer Spannungen eine Wärmebehandlung bei 100°C über eine Stunde, was als Verdichten bezeichnet wird [10, 59]. Dentsply und Lindauer Zähne führten das „Incomp“-Verfahren ein, was für Injektion/Compression steht. Bei diesem modifizierten chemoplastischen Nassverfahren wird plastischer Kunststoff während der Polymerisation über Injektionskanäle nachgepresst, so dass die Polymerisationsschrumpfung kompensiert wird [10, 34, 64].

## 2.1.4

### Schichtaufbau

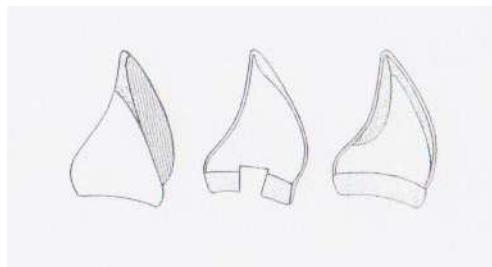


Abb.3: Schichtkonzepte [57]

Abbildung 3 zeigt schematisch Beispiele für die Möglichkeiten der Schichtung der Kunststoffzähne. Die Schichtkonzepte reichen dabei vom eher einfachen Seitenzahn aus zwei Schichten bis hin zu ästhetischen Frontzähnen aus vier oder fünf Schichten [48], aufbauend auf den Hauptmassen Hals, Dentin und Schneide, eventuell kombiniert mit speziellen Effektmassen oder Ähnlichem. Die bei der Herstellung verwendeten Metallformen werden im Formbau hergestellt. Darin werden die Schichten räumlich entsprechend angeordnet. Somit ist eine Wechselwirkung zwischen ihnen untereinander möglich, der Zahn entsteht aus der Tiefe [26, 92]. Die Schichten werden unabhängig voneinander gepresst und können daher verschiedene Eigenschaften aufweisen. Dies bietet einerseits die Möglichkeit, jeden Bereich des Zahns nach seiner speziellen Anforderung zu gestalten, andererseits kann der Verbund der einzelnen Lagen dadurch problematisch sein.

Das Hauptproblem des Kunststoffprothesenzahnes besteht in seiner relativ geringen Abriebfestigkeit [70]. Um die Abriebfestigkeit der Prothesenzähne zu steigern, werden die Schmelz- und zum Teil auch Dentinmassen aus hoch vernetzten Kunststoffen hergestellt. Dadurch steigt die chemische Widerstandsfähigkeit (craqueléfest) und der Abrasionswiderstand [57]. Mit dem Vernetzungsgrad sinkt allerdings auch die Lösbarkeit des Kunststoffs durch monomere Flüssigkeit, was die Voraussetzung für einen homogenen Verbund zum Prothesenbasismaterial ist [56]. Daher weisen die Halsmassen, also die Kontaktflächen zum Basiskunststoff nur einen geringen oder gar keinen Vernetzungsgrad auf. Die Firma Ivoclar Vivadent stellt zum Beispiel einen neu entwickelten Zahn her, dessen Halsmasse und Rückenschneide aus PMMA den Verbund zum Basiskunststoff ermöglichen, Dentinkern und Fazialschneide bestehen aus abriebfestem Komposit [48].

Zur möglichst naturgetreuen Nachahmung natürlicher Zähne unterscheiden sich die Massen der einzelnen Schichten daneben in ihrem Lichtdurchlässigkeitsverhalten. So

umgeben transluzentere Schneidemassen meist einen dunkleren, opaken Dentinkern. Auch die Farbgebung richtet sich nach der Natur, mit anorganischen Pigmenten wird fast die gesamte natürliche Palette abgedeckt. Hauptsächlich werden dafür die Oxidverbindungen der Metalle genutzt [57].

### 2.1.5 Individuelle Konfektionszähne

Auch die Industrie versucht, den gestiegenen ästhetischen Ansprüchen der Patienten durch eine Vielzahl an Auswahlmöglichkeiten und Modifikationen der konfektionierten Kunststoffzähne gerecht zu werden.

#### Zahnform

Behalft man sich anfangs bei der Orientierung der Zahnformen an den drei Konstitutionstypen (nach Prof. Kretzschmer: leptosom, athletisch, pyknisch) [21], werden heute zunehmend auch weitere Kriterien berücksichtigt. So entwickelte die Firma Merz Dental z. B. das „CBI-“ System [71], das eine Unterteilung nach dem Geschlecht vornimmt. Hierbei soll die markante, hart wirkende, **cervikal** betonte C- Form für Männer angewendet werden, im Gegensatz zur **inzisal** betonten I- Form, die weibliche Grazie und Eleganz ausdrücken soll. Dazwischen findet man als neutral die B-, also **body** betonte und BI- (**body** betont, **inzisal** akzentuiert) Formen.

Andere Hersteller hingegen orientieren sich an der individuellen Gesichtsform und stellen schaufelförmige, rechteckige, dreieckige oder quadratische Zähne zur Verfügung [108].

Eine weitere Möglichkeit ist die Unterteilung nach Patientenalter. So verwendet man für jüngere Patienten „weiche“ Zähne mit ausgeprägter Facialkrümmung ohne Abnutzung der Inzisalkante, für Ältere eignen sich dagegen markante mit geringer Facialkrümmung und stark abradierter Inzisalkante. Auch hier findet sich eine universelle Zwischenform mit geringer Abnutzung [47].

Individuell kann auch die Bissssituation des Patienten berücksichtigt werden, z. B. durch die Verwendung quadratischer Formen für einen normalen beziehungsweise dreieckiger für einen Kreuzbiss. Ovale Zähne werden häufig bei einem Tiefbiss aufgestellt [50].

Die meisten Hersteller bieten die verschiedenen Formen zusätzlich in unterschiedlichen Größen, z. B. S, M, L an.

## Zahnfarbe

Auch bei den Farben der künstlichen Zähne findet man mittlerweile zahlreiche Optionen. Am häufigsten werden sie nach dem VITA Classic-Farbsystem© in den 16 V-Farben A-D hergestellt, in neuester Zeit oft ergänzt durch einzelne Bleach-Farben.

Daneben gibt es noch viele andere Farbringe (z. B. das Biodent-System), mittlerweile erscheinen auch Zahnlinien in Chromascop- Farben, ein System, das sich nach den drei Eigenschaften der Farbe Helligkeit, Intensität und Farbton richtet und somit praktisch alle natürlich vorkommenden Zahnfarben erfasst. Durch die Herstellung der Prothesenzähne in Schichten und die Abstimmung der Brechungsindices der Füller, lassen sich naturgetreue Farbwirkungen mit harmonischer Opaleszenz und Fluoreszenz erreichen. [21, 47, 49, 50, 72, 74, 100, 108, 111]

## Individuelle Merkmale

Je nach Hersteller weisen Kunststoffzähne weitere individuelle Merkmale auf, so z. B. durch den Einbau von Mamelons oder durch spezielle interdentale Verschlussleisten zur Vermeidung schwarzer Interdentalräume oder Abdeckung von Riegeln, Geschieben und Klammern [21]. Es gibt Zähne mit unterschiedlichen Abrasionsgraden, die das Patientenalter berücksichtigen und solche mit verstärktem Wurzelansatz und Zahnhals zur Modellation einer altersgerechten Gingiva mit kürzeren Papillen [71]. Ein akzentuierter Zahnhals kann ebenfalls der Abdeckung von Geschieben und Implantaten dienen [72]. Charakteristika wie Inzisalschatten, inzisale Schmelzsprünge, Kalzifikationen oder Raucherverfärbungen werden entweder ebenfalls bei der Produktion berücksichtigt oder lassen sich nachträglich durch lichthärtende und Keramik-Malfarben realisieren.

## **2.2 Werkstoffe**

Sowohl bei den Kunststoffzähnen als auch bei den Verblendkunststoffen ist die grobe Einteilung in die Werkstoffklassen auf PMMA-Basis und Komposite möglich.

### **2.2.1 PMMA**

#### Kunststoffchemie

Polymethylmethacrylat (PMMA) zählt zu den Polymeren. Polymere sind Makromoleküle, die durch die Zusammenlagerung einer Vielzahl von kleinen Molekülen, den Monomeren, entstehen [57]. Diesen Vorgang, die Polymerisation zählt man neben der Polyaddition und

der Polykondensation zu den so genannten Polyreaktionen [56]. Das Monomer des PMMA, das Methylmethacrylat (MMA) besteht, wie die meisten Ausgangsstoffe, aus einem Kohlenstoffgerüst [56]. Durch seine Doppelbindungen ist es sehr reaktiv [56].

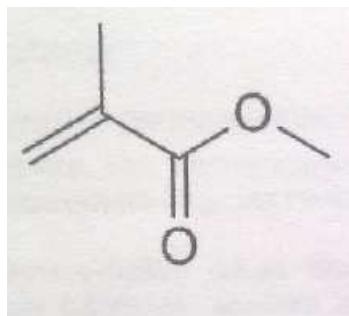


Abb.4: Methylmethacrylat [48]

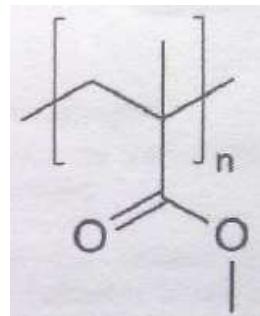


Abb.5 Polymethylmethacrylat [48]

Die Polymerisation verläuft als Kettenreaktion (siehe unten, [5, 15, 16, 56, 57]) und lässt sich in drei Schritte gliedern. Die Reaktion wird durch die Zugabe von Radikalbildnern eingeleitet. Solche Radikalbildner besitzen ein einzelnes, bindungsfähiges Elektron und sind dadurch sehr reaktiv. Sie werden durch Licht, Wärme oder andere Chemikalien (z. B. tertiäre Amine) aktiviert und zerfallen dadurch in freie Radikale (Molekülfragmente mit unpaarem Elektron [16]). Diese freien Radikale reagieren anschließend mit den Monomeren. Ein bekannter Radikalinitiator ist Benzoylperoxid, das sich durch die Aktivierung in zwei Benzoylradikale spaltet.

### 1. Kettenstart

Im ersten Schritt greifen die freien Radikale die Doppelbindungen des MMA an und spalten sie auf. Es entstehen wiederum Radikale, die mit weiteren Monomermolekülen reagieren.

### 2. Kettenwachstum

Es lagern sich fortlaufend ungesättigte Monomere an die linear wachsende Kette an, das Polymer entsteht. Die Kettenreaktion kann nicht unterbrochen werden.

### 3. Kettenabbruch

Zur Abbruchreaktion führen erst folgende Ereignisse:

- das Monomer ist aufgebraucht oder in so geringer Konzentration vorhanden, dass zu wenig Energie für die Reaktion zur Verfügung steht

- es kommt zur Reaktion zweier Radikale untereinander, entweder reagieren zwei Kettenradikale miteinander zu einer Einheit oder das Kettenmolekül trifft auf ein Startermolekül
- Disproportionierung: ein Wasserstoffatom wandert von einem Kettenradikal zum anderen, es entstehen ein gesättigtes und ein ungesättigtes Molekül
- man setzt so genannte Inhibitoren ein, die mit den freien Radikalen zu neuen, stabilen, energiearmen Radikalen reagieren. Ein solcher Radikalfänger ist z. B. Hydrochinon. Inhibitoren dienen auch der Lagerstabilität der Monomere und schützen sie vor einer vorzeitigen ungewollten Polymerisation [56].

Der Kettenabbruch erfolgt zufällig. Dadurch haben die entstehenden Makromoleküle unterschiedliche Kettenlängen, das Polymerisationsprodukt ist ein Gemisch kürzerer und längerer Moleküle.

Der Polymerisationsvorgang lässt sich auch auf die Komposite übertragen. Da es sich dabei meist um lichthärtende Materialien handelt, wird die Reaktion durch einen Initiator, der durch Bestrahlung in Radikale zerfällt, meist Campherchinon, gestartet [56]. Den schematischen Polymerisationsablauf zeigt Abb.6.

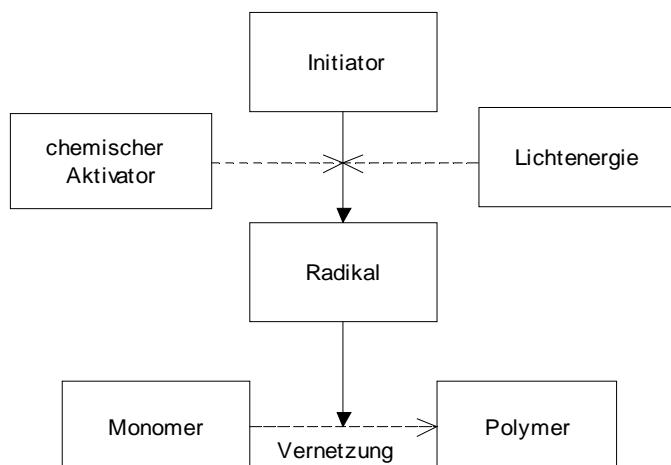


Abb.6: Schematischer Polymerisationsablauf, modifiziert nach [32]

### Zusammensetzung

Pulver	Flüssigkeit
PMMA	MMA
Andere (vernetzte) Polymere	Inhibitor (Hydrochinon)
anorganische Pigmente	Vernetzer
evtl. Füllstoffe	Initiator (Dibenzoylperoxid)

Tab.3: Zusammensetzung von PMMA- Kunststoffen [24]

Neben PMMA sind im Pulver noch weitere, teilweise vernetzte Polymere (wie Ethylenglycoldimethacrylat, das aus der Copolymerisation von MMA mit einem Dimethacrylat entsteht) vorhanden. Die anorganischen Pigmente, meist Oxidverbindungen der Metalle, nutzt man zur Farbgebung. Um die Abriebfestigkeit zu steigern, werden von einigen Herstellern zusätzlich anorganische Füllstoffe, wie hochdisperse Siliziumdioxid zugegeben.

Die Flüssigkeit besteht hauptsächlich aus MMA, einer farblosen, stechend riechenden, sehr flüchtigen Verbindung. Hydrochinon ist nur in einer sehr geringen Menge vorhanden (unter 0,1%) [16]. Es fungiert als Inhibitor bzw. Radikalfänger und verhindert damit die vorzeitige Polymerisation des Monomers.

Gewöhnliche Acrylate sind aus linearen Polymerketten aufgebaut und weisen eine relativ schlechte Abrasionsbeständigkeit auf. Daher werden dem Monomergemisch bei der Herstellung von Kunststoffzähnen 10-30 % Vernetzer zugegeben. Dabei handelt es sich um Moleküle geringen Molekulargewichts mit Doppelbindungen an beiden Enden [16]. Durch die Reaktion einer wachsenden Polymerkette mit zunächst einem Ende und anschließend einer anderen Polymerkette mit dem anderen Ende, entstehen hochvernetzte Fadenmoleküle, die sich neben einer erhöhten Abriebfestigkeit und Härte durch bessere Widerstandsfähigkeit gegen organische Lösungsmittel (z. B. Aceton), Quellung und oberflächliche Rissbildung bzw. Craquelierung auszeichnen [16]. Bei den Vernetzern handelt es sich laut Marxkors [68] beispielsweise um Dimethacrylate oder Divinylbenzol. Der Initiator Dibenzoylperoxid startet die Polymerisationsreaktion und kann im Pulver oder der Flüssigkeit vorhanden sein

### 2.2.1.1 Kunststoffzähne aus PMMA

Es kann eine Unterteilung in folgende Gruppen vorgenommen werden [29, 48, 113]:

Typ	Werkstoff
1	PMMA ungefüllt
2	PMMA mit Füller
3	IPN
4	DCL

Tab.4: Klassifizierung der PMMA-Zähne

#### Ungefüllte PMMA-Zähne

In diese Kategorie fällt die Zahnlinie SR Vivodent PE aus dem Hause Ivoclar. Die Zähne bestehen aus ungefülltem PMMA, d. h. einem unvernetzten, linearen Polymer. Die

Herstellung erfolgt im Pulver-Flüssigkeits-Verfahren, indem das Polymer mit einem vernetzerhaltigen Monomer, das aus MMA und dem Dimethacrylat Ethylenglycoldimethacrylat besteht, angeteigt und anschließend auspolymerisiert wird [48].

### Anorganisch gefüllte PMMA-Zähne

Dem Basiswerkstoff Polymethylmethacrylat werden anorganische Füllstoffe beigemengt, beispielsweise bei den Linien Mondial und Premium von Heraeus Kulzer. Die Zähne werden aus einem kreuzvernetzten PMMA-Copolymer mit einem Vernetzer-Anteil von 10% hergestellt. Beim Füllstoff handelt es sich um ein anorganisch verstärktes Perlpolymer mit einem anorganischen Anteil von 5-10% [34]. Die Zähne der Vita Zahnfabrik Vitapan und Physiodens sind aus einer aus PMMA-Perlen bestehenden Matrix, in die anorganische Mirkopartikel-Füller in abgestimmter Partikelgrößenverteilung einpolymerisiert werden, aufgebaut [108, 111].

### IPN

IPN steht für Interpenetrierende Polymernetzwerke. Darunter versteht man Kunststoffe aus unabhängig voneinander erzeugten Polymeren unterschiedlicher chemischer und physikalischer Natur, die sich gegenseitig durchdringen und durchflechten [48]. Sie können auf zwei Arten hergestellt werden, entweder indem vernetztes Polymer mit Monomer angequollen und das Monomer anschließend polymerisiert wird, oder man vereinigt je ein Monomer, das nach Polymerisation und eines, das nach Polykondensation reagiert und lässt die Polyreaktionen anschließend gemeinsam ablaufen. Auf diese Weise können Polymere mit speziellen physikalischen, chemischen und verarbeitungstechnischen Eigenschaften hergestellt werden [24]. Beispiel: Bioplus, Genios und Xena von Dentsply.

### DCL

Hierbei handelt es sich um eine stark modifizierte PMMA-Variante. Sie entsteht, indem vorvernetztes Polymer nochmals mit der Matrix vernetzt wird. unlösliche PMMA-Kugeln sind als organische Füllstoffe enthalten, anorganische fehlen. So entsteht ein gleichmäßig vernetztes System mit erhöhter Mund- und Abrasionsbeständigkeit. Hier zuzuordnen sind die Zähne SR Vivodent DCL (Ivoclar Vivadent) [48].

## 2.2.1.2 Verblendkunststoffe auf PMMA-Basis

Die älteren Materialien auf PMMA-Basis sind meist Heiß- oder Autopolymerisate. Man unterscheidet nach *Eichner und Kappert* [24]:

### Pulver-Flüssigkeits-Systeme

Die Zusammensetzung von Pulver und Flüssigkeit entspricht weitgehend den Acrylat-Zähnen (siehe Tab. 4), als Füllstoffe kommen neben dem Siliziumdioxid auch Splitterpolymere und feinstgemahlene Gläser zur Anwendung. Das Initiatorsystem befindet sich meist im Pulver. Bei den Heißpolymerisaten handelt es sich ebenfalls um Benzoylperoxid-Systeme, bei den kalthärtenden Kunststoffen um Verbindungen auf Barbitursäure-Basis.

Diese Systeme werden auf die übliche Art und Weise verarbeitet, d. h. zuerst wird das Pulver zur Flüssigkeit gemischt und nach einer definierten Anquellzeit erfolgt die Polymerisation, bei den heißhärtenden Polymerisaten bei 95°C und einem Druck von 6 bar innerhalb von 10 Minuten im wassergefüllten Drucktopf. Autopolymerisate härten entweder schon bei Raumtemperatur oder ebenfalls nach Minuten im Drucktopf bei einer Temperatur von 50°C und 6 bar.

Heiß- und Autopolymere weisen beide eine relativ gute Farbbeständigkeit auf. Auch die Abrasionsfestigkeit der heißhärtenden Systeme liegt im akzeptablen Bereich. Kalthärtende Polymerisate werden aber auf Grund ihrer schlechten physikalischen Eigenschaften nur noch zur Korrektur bzw. Reparatur verwendet.

### Heißhärtende Einkomponentensysteme

Die Basis dieser Pasten bildet eine Mischung verschiedener hochmolekularer Dimethacrylate, denen organische und anorganische Füllstoffe sowie Pigmente beigemischt werden. Um eine vorzeitige Polymerisation zu verhindern und somit die Lagerstabilität zu gewährleisten, enthalten sie Initiatoren, die erst über einer Temperatur von 100°C Radikale bilden.

Sie werden direkt auf die zu verblendende Fläche aufgebracht und anschließend 10-20 Minuten bei 115-125°C und 6 bar im Drucktopf auspolymerisiert. Gegenüber den Pulver-Flüssigkeits-Systemen zeichnen sich die Einkomponentenmaterialien auf Grund der höheren Vernetzung durch eine erhöhte Festigkeit und Abrasionsstabilität sowie durch eine bessere Farbbeständigkeit aus.

## Lichthärtende Einkomponentensysteme

In den Punkten Zusammensetzung, Eigenschaften und Verarbeitung entsprechen sie den heißhärtenden Einkomponentensystemen, mit der Ausnahme, dass sie einen Photoinitiator (z. B. Campherchinon) enthalten, der bei Bestrahlung mit einer Wellenlänge zwischen 350 und 500 nm die Polymerisation einleitet. So kommt es innerhalb von Sekunden bis Minuten zur Durchhärtung, entweder unter Atmosphärendruck oder Vakuum. Der Vorteil der Polymerisation unter Vakuum besteht in der Vermeidung der so genannten Sauerstoffinhibitionsschicht, die an der Oberfläche der Kunststoffverblendung entsteht und eine vollständige Aushärtung verhindert. Während des Aufbringens des Kunststoffs ist dieser Effekt zwar erwünscht, da er die Verbindung zwischen den einzelnen Schichten ermöglicht, nach Abschluss der Arbeit sollte die Schmierschicht allerdings durch die Ausarbeitung und Politur entfernt werden, da vor allem an dünn auslaufenden Rändern eine vollständige Aushärtung unerlässlich ist. Die Schmierschicht kann auch durch das Vakuum oder Auftragen eines Abdeckgels vermieden werden [70].

### **2.2.2 Komposite**

Unter Kompositen versteht man dem Wortsinn nach zusammengesetzte Werkstoffe [32]. Sie bestehen aus mindestens zwei verschiedenen Materialien.

#### Zusammensetzung

Organische Matrix	Füllstoffe	Verbundphase
Basismonomer	Makrofüller-Komposite: Gläser, Quarz, Glaskeramiken	Silan
Comonomere		
Initiatoren	Mikrofüller-Komposite: SiO <sub>2</sub>	
Stabilisatoren		
Pigmente	Hybrid-Komposite: Makro-+ Mikrofüller	
Additiva		
Farbstoffe	weitere Füller: Mischoxid-Systeme röntgenopake Füller Co-/Präpolymere	

Tab.5: Zusammensetzung von Kompositen [32, 46]

**1. Organische Matrix (18-30%):** bildet die Basis des Kunststoffs und enthält Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und Additiva

- Monomere: Bei den Monomeren handelt es sich überwiegend um hochmolekulare, mehrbeziehungsweise meist bifunktionelle Methacrylate der Formel MA-R-MA. Dabei steht MA

für einen Methacrylsäureester-Rest. Diese Reste zeichnen sich durch eine relativ hohe Reaktivität, gute physikalische Eigenschaften, Farbbeständigkeit, Geruchs- und Geschmacksneutralität und eine relativ geringe toxische Wirkung aus. R kennzeichnet das organische Zwischenglied. Dabei kann es sich um aliphatische Ketten, aromatische Ringe (Bis-GMA), Urethanpolymere (UDMA), sowie Polyäther handeln. Das zentrale Molekül bestimmt unter anderem die mechanischen Eigenschaften, Wasseraufnahme, Schrumpfung, Polymerisationsgrad und Viskosität des Monomers. Zur Steuerung der Viskosität, die im Falle von Bis-GMA sehr hoch ist, werden oftmals Comonomere, wie das TEGDMA mit einer geringen Viskosität als Verdünner beigemengt. Bis-GMA und TEGDMA verfügen beide über Hydroxyl-Seitengruppen. Diese Gruppen sind hydrophil und führen damit leicht zu einer Wasseraufnahme und zu Verfärbungen. UDMA weist keine solchen Gruppen auf und ist somit unanfälliger. Des Weiteren kann es auf Grund seiner vergleichsweise niedrigen Viskosität unverdünnt angewendet werden.

- Initiatoren: Wie beim PMMA, leiten auch hier die Initiatoren die Polymerisation ein. Sie bestimmen den Umsetzungsgrad der Monomere und damit die vollständige Aushärtung. Mit steigendem Polymerisations- und Konversionsgrad verbessern sich auch die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Komposite.
- Stabilisatoren: Sterische Phenole, die die Lagerstabilität der Werkstoffe garantieren, sind ebenfalls meist in Form des Hydrochinonmonomethyläthers enthalten.
- Pigmente: Organische und anorganische Pigmente, oft Eisenoxide dienen der Farbgebung.
- Additiva: Darunter fallen Weichmacher, Lichtschutzmittel und optische Aufheller.

2. *Anorganische Phase: Füllstoffe (70-80%)*: Zur Verbesserung der mechanischen und physikalischen Eigenschaften wird die Monomermatrix mit Partikeln aus Gläsern (Barium-Aluminium-, Silikatglas, Glaskeramik), Siliziumdioxid, Mischoxid-Systemen, solchen zur Erzielung einer Röntgenopazität (z. B. Ytterbiumfluorid) oder mit Co- bzw. Präpolymeren (vorpolymerisiertes Matrix-Material, das zu 10-30 µm feinen Teilchen zermahlen wird) gefüllt. Dadurch ergeben sich laut Hellwig et al. [32] folgende Effekte:

- höhere Druck- und Zugfestigkeit
- steigendes E-Modul
- verbesserte Verschleißfestigkeit
- verminderte Polymerisationsschrumpfung
- geringerer linearer thermischer Expansionskoeffizient
- niedrigere Wasseraufnahme

Die gängige Klassifikation der Kompositmaterialien basiert heute auf Art und Größe der verwendeten Füllkörper [32]. So unterteilt man in folgende Hauptgruppen:

- Makrofüller-Komposite
- homogene Mikrofüller-Komposite
- inhomogene Mikrofüller-Komposite
- Hybrid-Komposite

Konventionelle oder Makrofüller-Komposite enthalten rein anorganische, splitterförmige Füllkörper aus Quarz, Glas oder Keramik zu einem Anteil von ca. 75 Gewichts-% mit einer Partikelgröße von bis zu 100  $\mu\text{m}$ , im Mittel 0,5-40  $\mu\text{m}$ . Die mechanischen und physikalischen Eigenschaften sind zwar vorteilhaft (hohe physikalische Stabilität, geringe Polymerisationsschrumpfung), durch den Härteunterschied der Füller zur organischen Matrix und durch Hydrolyse der Verbundphase kommt es allerdings leicht zum Herausbrechen der Füller aus der Matrix, so dass makrogefüllte Komposite nicht polierbar sind. Dadurch wird die Belagsanlagerung begünstigt, das Verschleißverhalten nachträglich verschlechtert. Mikrofüller-Komposite enthalten hochdisperse Kieselsäuren in einer Größe von unter 1  $\mu\text{m}$ . Um den Füllstoffgehalt von nur ca. 50 Gewichts-% zu steigern, entwickelte man inhomogene Komposite. So ließ sich durch splitter- und kugelförmige Vorpolymerisate oder durch Sinterung und anschließende Zerkleinerung der  $\text{SiO}_2$ -Teilchen ein Füllstoffanteil von 70-80 Gewichts-% erreichen. Mikrofüllerkomposite sind polierbar und verschleißfester, weisen aber im Vergleich schlechtere mechanische und physikalische Eigenschaften auf. Die Vorteile von Mikro- und Makrofüller-Kompositen findet man kombiniert in den Hybridkompositen. Sie enthalten 85-90 Gewichts-% Makro- und 10-15 Gewichts-% Mikrofüller in einem gesamten Füllstoffanteil von bis zu 85%. Nach Füllkörpergröße kann man die Hybridkomposite weiter unterteilen in:

- Feinpartikel-Hybridkomposite (Partikelgröße bis 5  $\mu\text{m}$ )
- Feinstpartikel-Hybridkomposite (Partikelgröße bis 3  $\mu\text{m}$ )
- Submikrometer-Hybridkomposite (Partikelgröße unter 1  $\mu\text{m}$ )

3. *Verbundphase*: Um einen chemischen Verbund zwischen organischer Matrix und anorganischen Füllern herzustellen, muss der Füllstoff silanisiert werden. Dazu dient meist die Verbindung 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxisilan, eine Verbindung mit sowohl einem organischen als auch anorganischen Molekülteil.

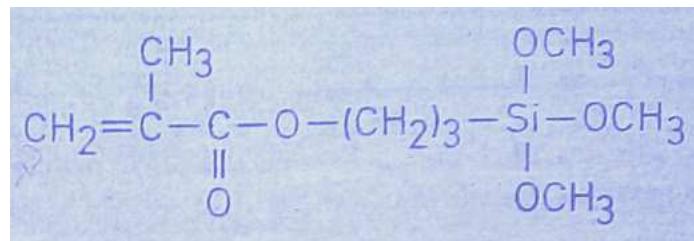


Abb.7: Silan [52]

Es hydrophobisiert die Füller und verleiht ihnen organischen Charakter. Über freie Methacrylgruppen, die mit den Monomeren reagieren, wird der anorganische Füllstoff über eine Silanbrücke chemisch mit der Kunststoffmatrix verbunden [24]. Dadurch werden neben erhöhten Füllstoffgraden auch verbesserte mechanische Eigenschaften erreicht. Als problematisch ist allerdings anzusehen, dass dieser Verbund durch saure Hydrolyse gelöst werden kann, was zu einem Verlust der Füllkörper und wiederum erhöhtem Verschleiß der Materialien führt.

### 2.2.2.1 Komposit-Prothesenzähne

Man unterscheidet diese z. B. nach ihren Werkstoffen [29, 48, 113]:

Typ	Werkstoff
1	Isosit
2	NHC

Tab.6: Klassifizierung von Komposit-Zähnen

#### Isosit

Basis des Materials bildet anstelle des PMMA ein Urethandimethacrylat-Vernetzer. Als Füller ist anorganisches pyrogenes Siliziumdioxid in einer Korngröße von 0,002-0,04 µm beigemengt. Dadurch lassen sich Steifigkeit und Härte deutlich erhöhen. Durch die während der Polymerisation ablaufende vollständige Vernetzung ist auch die Lösungsmittelbeständigkeit verbessert. Allerdings neigt der Werkstoff zu einer vermehrten Belagsbildung [10, 48, 94].

#### NHC

Die Fabrikate, z. B. Ivoclar Phonares NHC und Phonares II werden aus einem Nanohybridkomposit, kurz NHC hergestellt. Dabei steht das „Hybrid“ sowohl für Füllstoffe verschiedener Typen und Größen, als auch für die Kombination der Materialien Komposit und PMMA. Die Kompositmatrix besteht aus dem Urethanpolymer UDMA in Verbindung mit weiteren Methacrylaten mit erhöhtem Vernetzungsgrad. Dadurch zeichnet sich schon

die Matrix durch eine erhöhte Stabilität und Beständigkeit gegenüber chemischen Einflüssen aus. Bei den Füllern handelt es sich zum einen um Mikrofüller in Form von verdichtetem, silanisierten  $\text{SiO}_2$ . Sie bewirken neben einer gesteigerten Abrasionsresistenz und Härte eine bessere Farbwirkung und Opaleszenz. Daneben sind so genannten Iso-Füller als Makrofüllstoffe enthalten, die für eine bessere Festigkeit und Farbstabilität verantwortlich sind. Diese Iso-Füller sind Präpolymerpartikel auf der Basis des Matrix-Materials, dem Urethandimethacrylat-Polymer. Abschließend sorgen anorganische silanierte  $\text{SiO}_2$ -Füllpartikel in Nanogröße durch eine Oberflächenmodifizierung für homogene Kontaktflächen. Die Acrylat-Komponente bilden PMMA-Cluster, die die bei den Kompositen problematische Plaque- und Verfärbungstendenz verringern [48].

### **2.2.2.2 Verblendkomposite**

Moderne Verblendkomposite zählen meist zu den Hybridkompositen [87]. Hinsichtlich ihrer Zusammensetzung unterscheiden sie sich kaum von den Füllungskunststoffen. Bei den meisten Kompositen handelt es sich um lichthärtende Systeme in Verbindung mit einer Nachvergütung in speziellen, meist firmeneigenen Geräten mit Wärme. Diese Nachbehandlung soll verbesserte mechanische Eigenschaften bewirken.

Sie werden heutzutage nicht mehr nur zur Verblendung von Kronen- und Brückenmaterialien eingesetzt, sondern finden auch bei der Reparatur gebrochener oder herausgebrochener Prothesenzähne, zur harmonischen Angleichung von Prothesenzähnen an das natürliche Restgebiss bei partiellen Prothesen und zur Wiederherstellung abgenutzter Okklusalflächen von Seitenzähnen Anwendung [69, 76, 106].

### **2.2.3 Vergleich Komposit - Acrylat**

Tab. 7 stellt die jeweiligen Vor- und Nachteile der beiden Materialien gegenüber.

	Vorteile	Nachteile
Acrylat	Farbstabilität gute Ästhetik durch viele Farbtöne einfache Handhabung geringe Kosten	hohe Wärmeabgabe beim Aushärten hohe Schrumpfung beim Aushärten schlechter Geruch/Geschmack
Komposit	geringe Wärmeabgabe beim Aushärten geringe Schrumpfung beim Aushärten hohe Biegefestigkeit hohe Abnutzungsresistenz hervorragende Gewebeverträglichkeit	Härte/ Sprödigkeit hohe Kosten

Tab.7: Vergleich Acrylat – Komposit [16]

## 2.3 Verbundfestigkeit

### 2.3.1 Der adhäsive Verbund

Die Verbindung zwischen den Kunststoff-Prothesenzähnen und Verblendkompositen wurde in der vorliegenden Arbeit mittels abgestimmter Adhäsivsysteme hergestellt. Solche Systeme ermöglichen es, gleichartige oder unterschiedliche Materialien mit Hilfe eines Klebstoffs miteinander zu verbinden [52]. Die Klebung zählt zu den Fügetechniken und beschreibt das auf Adhäsion und Kohäsion basierende unlösbare Verbinden zweier oder mehrerer gleichartiger oder verschiedener Materialien durch Anwendung eines Klebstoffs, der das Gefüge der verklebten Werkstoffe nicht verändert [52]. Der Adhäsivverbund beruht z. B. auf elektrostatischen Anziehungskräften (van-der-Waals) auf der einen und Mikroretentionen auf der andere Seite. Unterstützend wirken außerdem eventuelle chemische Bindungen. Die Durchführung einer Klebung beruht auf drei Schritten. Als erstes sollen die zu verklebenden Flächen adäquat gestaltet werden. Sie müssen eine ausreichende Größe aufweisen, die eine gute Kraftübertragung von außen einwirkender Kräfte gewährleistet. Außerdem sollen in der Klebstoffschicht nur Druck- und Zugscherspannungen herrschen, die den Verbund nicht schwächen. Im zweiten Schritt werden die Klebeflächen zur Aufnahme des Adhäsivsystems vorbereitet, indem sie zuerst mechanisch oder mit Lösungsmitteln von Unreinheiten befreit und anschließend zur besseren Benetzbarkeit aktiviert werden. Die Aktivierung geschieht z. B. durch Ätzen oder Sandstrahlen. Schlussendlich kann der Klebstoff aufgebracht und die zu verklebenden Teile verbunden werden [52, 53].

### 2.3.2 Verbundgefährdende Effekte in der Mundhöhle

Verschiedene in der Mundhöhle herrschende Faktoren können zu einer Schwächung des Verbundes führen. Zum einen handelt es sich dabei um die auftretenden Kaukräfte in Form von Scherkräften z. B. an den Frontzähnen beim Abbeißen sowie Druckkräften bei senkrechten Kraftvektoren an den Seitenzähnen. Daneben können Mundhygienegewohnheiten, wie z. B. Zahnpflegemittel zur Abrasion führen. Hinzu kommt die thermische Belastung. Bei der Nahrungsaufnahme kann es laut Marxkors [68] zu Temperaturänderungen von +/-40°C gegenüber der normalen Mundtemperatur kommen. Diese Wechselbelastung führt durch Stauchungen (behinderte Expansion) und Dehnungen (behinderte Kontraktion) innerhalb der Materialien zu Spannungen und

schließlich Riss- und Spaltbildungen in den Grenzschichten und im Laufe der Zeit zu einer Ermüdung des Kunststoffes [68]. Des Weiteren können chemische Einflüsse wie pH-Schwankungen des Speichels, Reinigungs-, Lösungs- und Arzneimittel schädigende Auswirkungen auf Kunststoffe im Mundmilieu haben [69].

### **2.3.3 Prüfung des Haftverbundes**

#### **2.3.3.1. Voraussetzungen für Prüfverfahren**

Folgende Anforderungen müssen erfüllt sein, damit innerhalb einer Messreihe aussagekräftige Werte erlangt werden [25]:

- Minimierung des technischen Aufwandes zur Herstellung der Prüfkörper zur Vermeidung von Ungenauigkeiten durch Herstellungsfehler
- innerhalb einer Serie möglichst identische Gestaltung der Prüfkörper, so dass bei umfangreichen Testserien eine Reproduktion zur Überprüfung oder Wiederholung des Versuchs durch Dritte realisiert werden kann
- Gestaltung der Prüfkörper so, dass eine möglichst genaue quantitative Beurteilung der Verbundfestigkeit möglich ist
- Herstellung der Prüfkörper unter gleichen klimatischen Bedingungen (Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit maximal +/-1%)
- Herstellung einer ausreichenden Anzahl an Prüfkörpern für jede Serie um eine aussagekräftige Datenmenge zu erhalten
- die Prüfergebnisse sollten innerhalb einer Toleranz von ca. 10% liegen.

Die Probleme vieler Prüfsysteme sind:

- Aufwändige Prüfkörpergeometrien, dadurch verursachte Ungenauigkeiten durch Herstellungsschwierigkeiten
- zu große Streuung der Prüfergebnisse
- Nebeneinflüsse, welche die Haftergebnisse verfälschen [57].

Ein quantitativer Vergleich von Daten, die mit unterschiedlichen Verfahren oder Versuchsanordnungen gewonnen wurden, ist aber kaum möglich [24]. Bei der Reproduktion von Versuchen ergeben sich nämlich zudem folgende Schwierigkeiten [25]:

- abweichender Versuchsaufbau
- nicht-identische Verarbeitungs- und Prüfbedingungen
- unterschiedliche Materialien und Prüfkörpergeometrien
- verschiedener Versuchsablauf.

### 2.3.3.2. Druckscherversuch zur Prüfung der Verbundfestigkeit

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, die Festigkeit eines Werkstoffverbundes experimentell zu überprüfen [24]. Nach *Kappert* [24] stehen dafür folgende Methoden zur Verfügung:

- Prüfung der Biegefestigkeit
- Prüfung der Zugfestigkeit
- Prüfung der Scherfestigkeit

Die Belastungen, denen der Verbund einer Verblendung oder einer Adhäsivkonstruktion im Mund ausgesetzt ist, lassen sich in Zug- und Scherkräfte einteilen [67]. Dabei wird der Verbund der Adhäsivkonstruktion gemischten Zug- und Scherbelastungen ausgesetzt.

Beim Scherversuch wird der Verblendkunststoff in Richtung der Verbindungsstelle zwischen Kunststoffzahn und Verblendkomposit abgescheret bzw. verschoben. Dies geschieht entweder durch Druck oder Zug auf den Kunststoffteil [66].

Der in der vorliegenden Arbeit durchgeführte Druckscherversuch (siehe Abschnitt 3.7) wurde in Anlehnung an die ISO Norm 10477 zur Prüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes durch Abscherversuch aus dem Jahr 1997 gestaltet [25, 38]. Hierbei wird ein Metallplättchen der Maße  $20+/-1$  mm x  $10+/-1$  mm x  $2+/-1$  mm mit einem konischen Zylinder aus Verblendmaterial (Höhe  $2,5+/-0,05$  mm, Durchmesser am Metall  $4,9+/-0,1$  mm, Durchmesser an der Oberseite  $5,0+/-0,1$  mm) versehen und mittels einer speziellen Abschervorrichtung in einer Universalprüfmaschine mit genau definierten Versuchsparametern (Vorschubgeschwindigkeit  $1+/-0,3$  mm/min bzw. Kraftvorschub  $50+/-16$  N/min) fixiert. Die Verblendschicht wird durch Druckkräfte parallel zur Verbundfläche bis zum Bruch belastet. Es wird die Kraft gemessen, die zum Bruch des Prüfkörpers führt. Sie greift an der Grenzfläche von Metall und Kunststoff an. Somit kann der Verbund des Verblendsystems durch tangentiale Belastung der Grenzfläche geprüft werden. Vorläufer dieses Versuchs ist der Scherversuch nach *Schwickerath*, der als die wichtigste Prüfmethode mit der größten klinischen Relevanz im Rahmen der Prüfung der Belastung von Verbundsystemen durch die Kaubelastung im Mund angesehen wird [25, 67, 104]. Ein Ergänzungsentwurf der ISO Norm 10477 im Jahr 1998 bezieht sich speziell auf Verblendmaterialien aus Kunststoff ohne Verwendung von mechanischen Retentionen bzw. auf adhäsiv befestigte Kunststoffe [38, 39].

Nachteilig an allen Vorrichtungen für Scherversuche sieht Marx die Tatsache, dass die Kraft außerhalb der Verbundfuge der verbundenen Materialien ansetzt, wodurch es zur Entstehung von Drehmomenten kommt [66]. *Schmitz und Schulmeyer* stellten daher den Anspruch des möglichst konstant nahe der Grenze ansetzenden Abscherstempels [89].

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Aufgabenstellung

Im Rahmen der In-vitro Studie wurden 720 konfektionierte Prothesenzähne aus Kunststoff mit Prüfzylindern aus Verblendkompositen versehen, welche entweder im Schmelz oder Dentin lokalisiert sein sollten. Der Verbund zwischen den beiden Materialien wurde mittels jeweils abgestimmten Verbundsystemen hergestellt. Nach 24 Stunden, 120 Tagen Wasserlagerung und thermischen Lastwechseln (2x5000 5°C/55°C je 2 Minuten) wurde die Haftfestigkeit im Druckscherversuch ermittelt.

#### 3.2 Übersicht

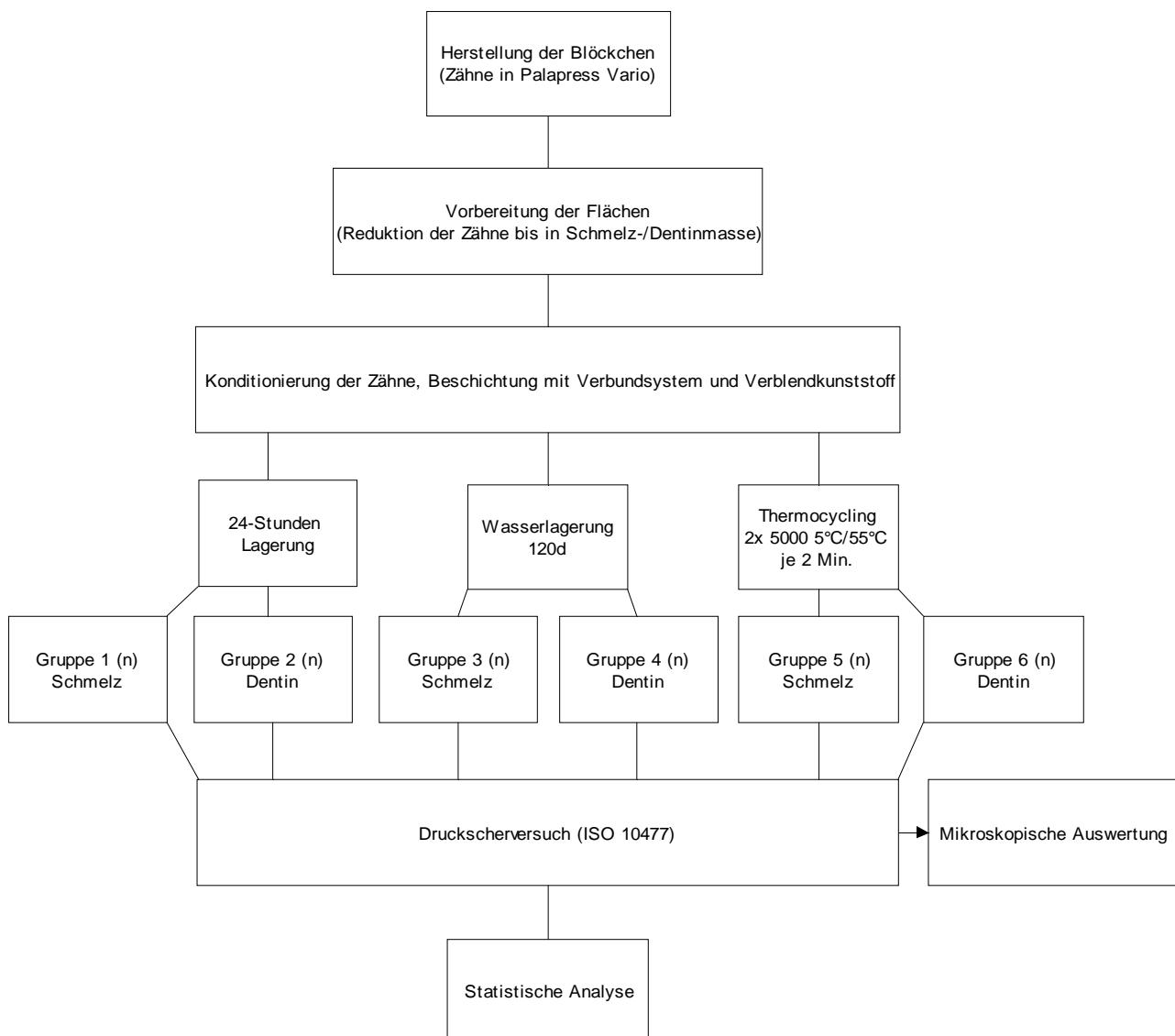


Abb.8: Schematischer Aufbau des Versuchs, n= 8 Prüfkörper pro Gruppe

### 3.3 Materialauswahl

In die Studie wurden die Kunststoffzähne sechs verschiedener Hersteller aufgenommen, wobei meist mehrere Fabrikate eines Herstellers getestet wurden (siehe Tab.8). Da man hier die größte Auflagefläche schaffen konnte, entschied man sich fast ausschließlich für obere mittlere Front- oder Eckzähne. Eine Ausnahme bildet die Gruppe Phonares NHC der Firma Ivoclar Vivadent, bei der die Auswahl auf untere Prämolaren fiel.

Nach Rücksprache mit den einzelnen Herstellern wurde für alle Zähne ein entsprechendes Verbundsystem sowie der passende Verblendkunststoff ausgewählt. Da von der Firma Merz Dental keine speziellen Materialanforderungen gestellt wurden, entschied man sich auch hier für die Materialien der Firma Ivoclar Vivadent. Sofern eine Auswahl bestand, wählte man bei den Verblendkompositen vorzugsweise Schmelzmassen. Detaillierte Informationen zur Materialauswahl sind Tab. 8 zu entnehmen. Wie in Abb. 8 dargestellt, wurden die einzelnen Prothesenzähne zunächst in einzelne Gruppen unterteilt. Hierbei wurde unterschieden, ob der Verbund im Schmelz oder im Dentin getestet werden sollte. Man erhielt somit zwei Gruppen mit jeweils 24 Zähnen. Diese wurden daraufhin nochmals hinsichtlich der nachfolgenden Lagerungsart unterteilt, so dass letztlich pro untersuchte Serie sechs Gruppen, bestehend aus jeweils acht Zähnen, gebildet wurden. Die verschiedenen Lagerungsmöglichkeiten werden im folgenden Teil dieser Arbeit noch näher erläutert.

Hersteller	Prothesenzahn	Verbundsystem	Verblendkomposit
Dentsply (Hanau, D)	Bioplus Genios A Xena	Signum Connector Signum Connector Signum Connector	Signum Composite Enamel Signum Composite Enamel Signum Composite Enamel
Heraeus Kulzer (Hanau, D)	Mondial Premiuim	Signum Connector Signum Connector	Signum Composite Enamel Signum Composite Enamel
Ivoclar Vivadent (Ellwangen, D)	SR Phonares II SR PhonaresNHC SR Vivodent DCL SR Vivodent PE	Composiv Ivoclar Connector Composiv Composiv Composiv	SR Adoro Schneide SR Nexco Paste Incisal SR Adoro Schneide SR Adoro Schneide SR Adoro Schneide
Merz Dental (Lütjenburg, D)	Integral Polystar Selection	Composiv Composiv	SR Adoro Schneide SR Adoro Schneide
Shofu (Ratingen, D)	Veracia	Cera Resin Bond	Ceramage
Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen, D)	Physiodens Vitapan	VM LC Modelling Liquid	VM LC Enamel

Tab.8: Verwendete Materialien

### 3.4 Geräte und sonstige Materialien

Alle verwendeten Geräte sind in Tab. 9 dargestellt, Materialien, die zur Herstellung der Prüfkörper gebraucht wurden, zeigt Tabelle 10.

Punktstrahlgerät P-360	Harnisch + Rieth, Winterbach, D
Motopol 8 Poliermaschine	Buehler, Düsseldorf, D
Elipar® S10 Polymerisationslampe	ESPE, Seefeld, D
Zwick 1446 Universalprüfmaschine	Zwick, Ulm , D
Spectramat Polymerisationsgerät	Ivoclar, Ellwangen, D
Lumamat Targis Power Polymerisationsgerät	Ivoclar, Ellwangen, D
Dentacolor XS Polymerisationsgerät	Heraeus Instruments, Hanau, D
Mikroskopkamera EC3	Leica Microsystems, Heerbrugg, D
Technikerhandstück	
Planstopfer	
Kunststoffverblendspatel	
Kunststoffspatel	
Kunststoffanführbecher	

Tab.9: Verwendete Geräte

Brush/Pinsel	
Sandpapier (Körnung 600)	
Spezial-Edelkorund Klasse 60B / 120 ym	Harnish & Rieth, Winterbach, D
Palapress vario transparent	(Heraeus Kulzer, Hanau, D)

Tab.10: Sonstige verwendete Materialien

### 3.5 Versuchsvorbereitung

#### 3.5.1 Herstellung der Prüfkörper

Zunächst wurden die Zähne unter Zuhilfenahme vorgefertigter Silikonformen in Autopolymerisat (Palapress Vario® transparent, Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet, sodass standardisierte Kunststoffblöckchen entstanden. Die Labialflächen blieben dabei von Autopolymerisat unbedeckt und wurden anschließend an der Poliermaschine Metaserv Motopol 8 (Buehler, Coventry, UK) mit Schleifpapier der Körnung 600 unter ständiger Wasserkühlung abgeschliffen, damit man eine plane Fläche, die entweder in Schmelz oder Dentin lokalisiert war, erhielt.

#### 3.5.2 Konditionierung und Beschichtung

Die Konditionierung der vorbereiteten Flächen geschah zunächst für alle Fabrikate analog. Mittels Sandstrahlgerät wurden sie bei einem Druck von 2 bar mit 200  $\mu$  Korund angeraut, zur Reinigung dampfgestrahlt und anschließend getrocknet. Eine Ausnahme stellte die Serie Ivoclar Vivadent Phonares II (Nexco) dar, bei der laut Herstellerangaben auf die Dampfstrahlung verzichtet werden sollte, so dass die sandgestrahlten Flächen lediglich mit Wasser abgespült und dann getrocknet wurden. Die weitere Vorgehensweise richtete sich nach den Vorgaben des jeweiligen Herstellers (siehe Tab. 11)

Wurde Signum Connector (Heraeus Kulzer, Hanau, D) als Verbundsystem verwendet, wurde dieser mit einem Einmalpinsel auf die entsprechenden Flächen aufgetragen, ebenso ging man bei der Verarbeitung von Ivoclar Connector (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D), Cera Resin Bond (Shofu Dental, Ratingen, D) und Vita VM LC Modelling Liquid (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) vor. Composiv (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D) wurde mit einem speziellen Spatel für Kunststoffverblendungen aufgebracht. Nachdem die Haftvermittler nach den Vorgaben verarbeitet waren (siehe Tab. 11), wurden die präparierten Flächen mit den jeweiligen Verblendkunststoffen beschichtet. Dazu wurden die Probekörper in eine Metallform eingebracht und mit einem Planstopfer nacheinander

drei Schichten des Komposit in einer Schichtdicke von 2 mm jeweils 40 Sekunden anpolymerisiert, sodass ein ca. 6 mm hoher Kompositzylinder mit einem Durchmesser von 2 mm entstand (siehe Abb.4.2 und Abb.4.3).

Zur Lichthärtung diente dabei die Polymerisationslampe Elipar S10 (STD, 800 mW/cm<sup>2</sup>, 3M Espe, Seefeld, D). Die Verfahren zur abschließenden Polymerisation sind ebenfalls der Tabelle 11 unter dem Punkt Endhärtung zu entnehmen.

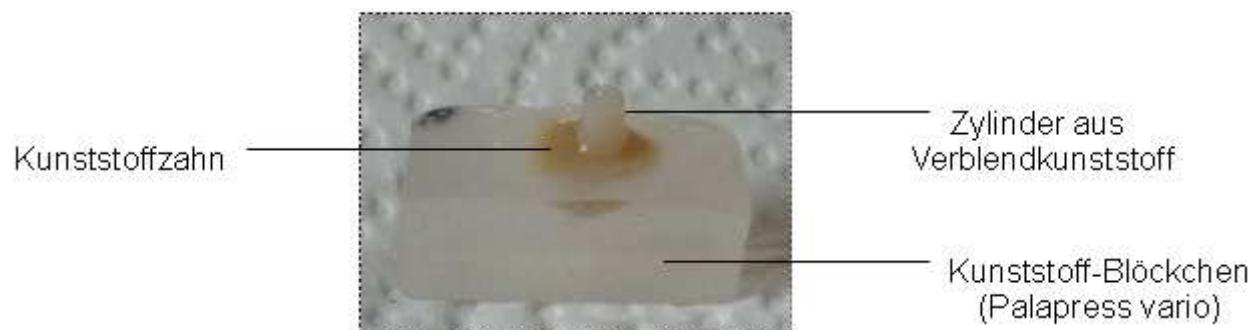


Abb.9: Fertiges Blöckchen

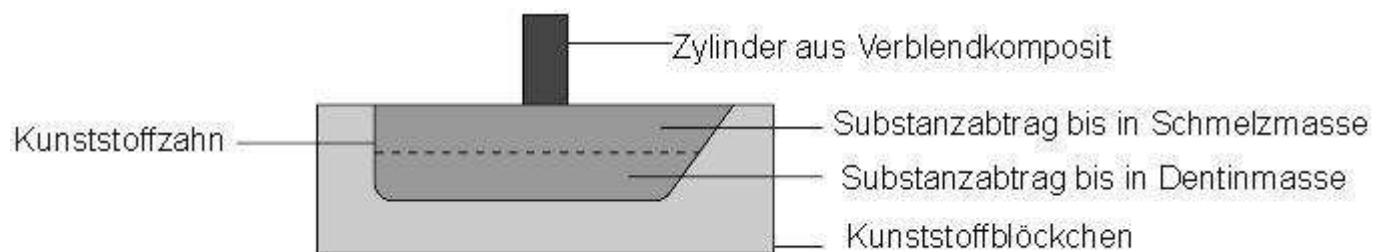


Abb.10: Prüfkörper Skizze

Hersteller	Konditionierung	Beschichtung	Endhärtung
Dentsply (Hanau, D)	Signum connector, 2 Min.ablüften, 90 Sek. Dentacolor XS	In:joy 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	120 Sek. Spectramat
Heraeus Kulzer (Hanau, D)	Signum connector, 2 Min.ablüften, 90 Sek. Dentacolor XS	Signum Composite 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	180 Sek. Dentacolor XS
Ivoclar vivadent (Ellwangen, D)	Composiv 4 Min. Spectramat	SR Adoro 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	40 Sek. 3M Espe Elipar S10
Ivoclar vivadent Phonares II (2)	Connector 10 Min. Lumamat Targis Power	SR Nexco Paste 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	10 Min. Lumamat Targis Power
Merz Dental (Lütjenburg, D)	Composiv 4 Min. Spectramat	SR Adoro 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	40 Sek. 3M Espe Elipar S10
Shofu (Ratingen, D)	Cera Resin Bond 1 10 Sek. Cera Resin Bond 2 10 Sek. 20 Sek. 3M Espe Elipar S10	Ceramage 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	90 Sek. Dentacolor XS
Vita Zahnfabrik (BadSäckingen, D)	Vita VM LC Modelling Liquid ablüften	Vita VM LC ENL 3 Schichten, jeweils 40 Sek. 3M Espe Elipar S10	40 Sek. 3M Espe Elipar S10

Tab.11: Verarbeitung nach Herstellerangaben

### 3.6 Lagerung

#### 3.6.1 24 Stunden-Wert

Von allen fertig präparierten Modellen (siehe Abb. 9 und 10) wurden jeweils acht Proben Schmelz und acht Proben Dentin nach kurzem Abspülen 24 Stunden bei Raumtemperatur gelagert.

#### 3.6.2 Künstliche Alterung

Um die Situation in der Mundhöhle zu simulieren, unterzog man einen Teil der Gruppen einer künstlichen Alterung. Diese bestand zum einen in einer Wasserlagerung, zum anderen in einer thermischen Wechselbelastung.

##### 3.6.2.1 Wasserlagerung

Je acht Prüfkörper wurden vor der Messung einer Wasserlagerung von 120 Tagen in 37°C warmem, destilliertem Wasser unterzogen.

### 3.6.2.2

### Thermische Wechsellast

Die letzte Gruppe der Zahn-Komposit Proben durchlief im Regensburger Kausimulator (EGO, Regensburg, D) eine thermische Wechselbelastung. Dafür lagerten die Prüfkörper für zwei mal 5000 Thermozyklen zu je zwei Minuten in destilliertem Wasser, wobei die Temperatur ständig zwischen 5°C und 55°C alle zwei Minuten wechselte. Die Gesamtdauer des Thermocyclings betrug etwa 14 Tage.

Die flutbaren Kammern des Kausimulators werden über ein Pumpensystem befüllt und entleert. Alle Parameter der Belastung werden ständig über ein Computersystem kontrolliert.



Abb.11: Regensburger Kausimulator [83]

## 3.7 Druckscherversuch

Nach erfolgter Alterung, konnte an der Universalprüfmaschine UTM 1446 (Zwick, Ulm, D) der Abteilung für zahnärztliche Prothetik der Zahnklinik Regensburg die Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzahn und Verblendkomposit im Druckscherversuch ermittelt werden. Hierfür wurden die Blöckchen in einer speziellen Metallform fixiert, so dass ein Abscherstempel auf den Zylinder aus Komposit traf. Diese Einspannvorrichtung wurde anschließend mittig unter dem Prüfstempel der Prüfmaschine platziert. Zur Messung der Haftfestigkeit wurde die Maschine gestartet, der Prüfstempel bewegte sich mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min nach unten, bis es zur Abscherung zwischen den Klebeflächen kam. Für jede Probe wurden die Maximalkraft Fmax bestimmt und mit Hilfe der Prüfsoftware testXpert II auf einem Computer registriert.

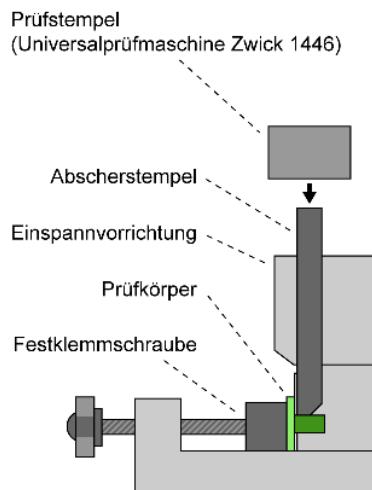


Abb.12: Schema der Prüfeinrichtung, nach [62] modifiziert

Danach wurde für jeden Wert die Scherfestigkeit nach folgender Formel berechnet:

$$\tau = F_{\max} / A$$

$\tau$ : Scherfestigkeit [N/mm<sup>2</sup>= MPa]

$F_{\max}$ : Bruchkraft [N]

A: Klebefläche [mm<sup>2</sup>]

### 3.8 Mikroskopische Auswertung der Bruchflächen

Von der Bruchfläche jedes Blöckchens wurde mit der digitalen Mikroskopkamera EC3 (Leica Microsystems, Heerbrugg, D) ein Bild erstellt und anschließend beurteilt. Hierbei galt es zu unterscheiden, ob es sich um einen Adhäsions-, Kohäsions- oder Mixbruch handelte. Als adhäsiv wurde er bezeichnet, wenn es während der Abscherung zur Lösung des überwiegenden Teils des Verbundwerkstoffs vom Prothesenzahn gekommen war (siehe Abb. 13). Löste er sich vom Kompositzylinder und blieb auf dem Kunststoffzahn haften, sprach man von einem kohäsiven Bruch (siehe Abb. 15). Alle anderen Fälle waren so genannte Mixbrüche, d. h. etwa die Hälfte des Adhäsivs verblieb auf dem Zahn, die andere am Komposit (siehe Abb. 14). Die Ergebnisse wurden in Prozent angegeben, ein Adhäsionsbruch von 100% bedeutet z. B., dass die Bruchfläche vollständig frei von Resten des Verbundstoffs ist, bei 70% befinden sich davon noch ca. 30% auf dem Zahn.



Abb.13: Bruchfläche nach Adhäsionsbruch



Abb.14: Bruchfläche nach Mixbruch



Abb.15: Bruchfläche nach Kohäsionsbruch

### 3.9 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung der Versuche und deren grafische Darstellung erfolgte mit der Tabellenkalkulation Excel (Version 2007; Microsoft, Redmond, USA) sowie mit SPSS für Windows (Version 17.0; SPSS Inc., Chicago, USA).

Die Daten der Mittelwerte und Standardabweichungen der Druckscherfestigkeiten der einzelnen Proben wurden mittels der One-way-ANOVA (einfaktorielle univariate Varianzanalyse) mit einem Signifikanzniveau von  $\alpha=0,05$  überprüft.

Die einfaktorielle Varianzanalyse gibt nur an, ob ein signifikanter Effekt zwischen den Mittelwerten der Vergleichsgruppen besteht, nicht jedoch, welche Mittelwerte sich unterscheiden. Mit dem post-hoc Bonferroni-Test werden durch paarweise Mehrfachvergleiche die Mittelwertdifferenzen aller möglichen Paare von Gruppen auf statistische Signifikanz überprüft. Es wird ein individuelles Signifikanzniveau mit  $\alpha(\text{ind})=\alpha/m$  ( $m$  entspricht dabei der Anzahl der individuellen Hypothesen), ermittelt. Somit erhält man auch bei ungleich großen Vergleichsgruppen ein exaktes Ergebnis [54, 58, 83].

## **4 Ergebnisse**

Mittels der durch den Druckscherversuch gewonnenen Daten konnte ein differenzierter Vergleich der Materialien verschiedener Hersteller vorgenommen werden. Des Weiteren erhielt man Aussagen über das Verhalten des adhäsiven Verbundes unter dem Einfluss von Wasserlagerung und thermischer Alterung sowie über die Abhängigkeit, mit welcher Masse des künstlichen Zahnes der Verbund hergestellt wird. Abschließend wurden die Resultate mit Hilfe von durch Lichtmikroskopie gewonnenen Informationen über das Bruchverhalten ergänzt.

### **4.1 Ergebnisse des Druckscherversuchs**

In den folgenden Unterpunkten werden die Ergebnisse des Druckscherversuchs in Diagrammen und der post-hoc Bonferroni-Tests dargestellt. Mittelwerte und Standardabweichungen finden sich im tabellarischen Anhang.

#### **4.1.1 Vergleich der Materialien**

##### **4.1.1.1 Haftwerte im Schmelz**

Abb. 16 zeigt die Unterschiede der Scherhaftfestigkeiten der einzelnen Materialien in der Schmelzmasse nach der 24-stündigen Lagerung.

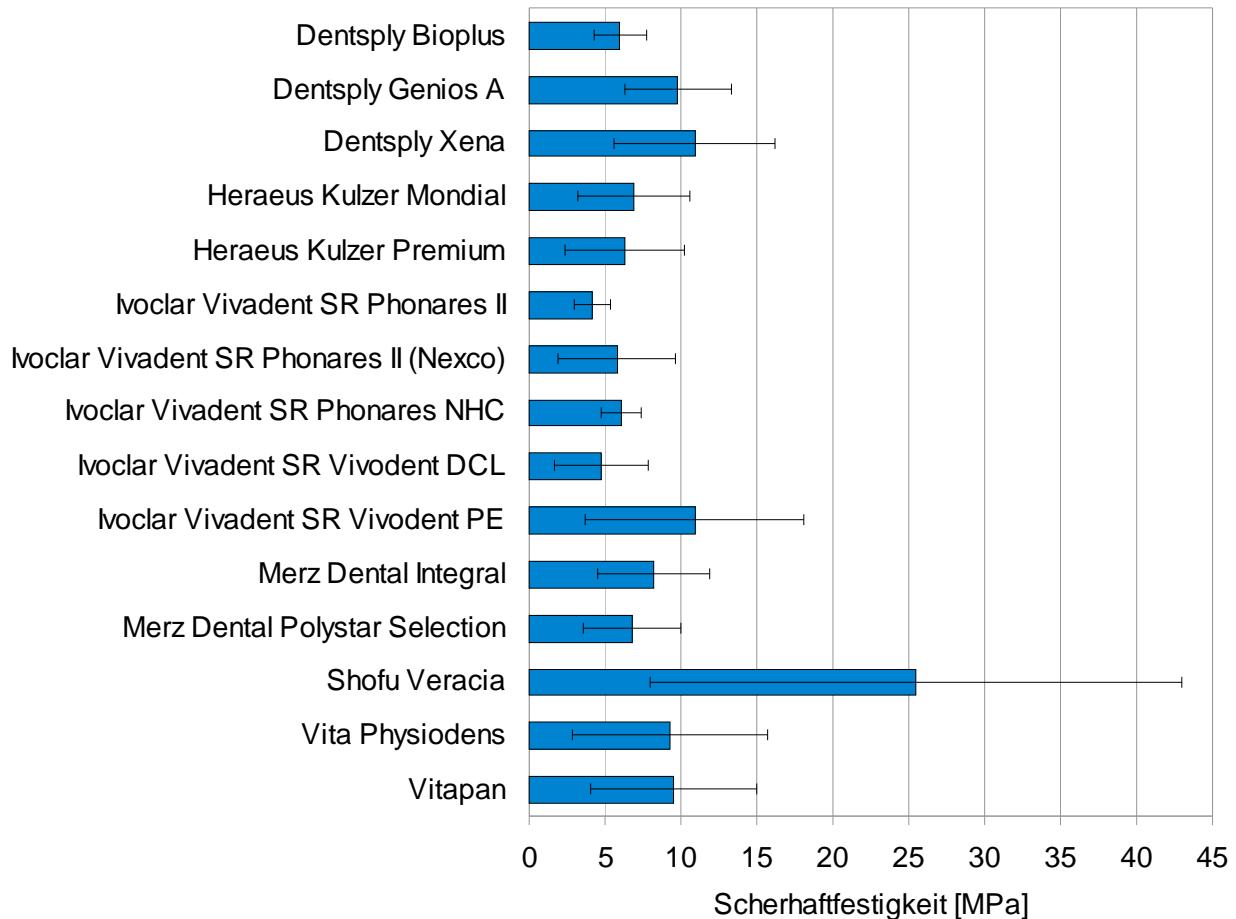


Abb.16: Scherhaftfestigkeiten 24h-Lagerung Schmelz [MPa] (Mittelwerte+Standardabweichungen)

Die einzelnen Materialien wiesen mittlere Scherhaftfestigkeiten von mindestens 4,2 MPa bis maximal 25,5 MPa in folgender Reihenfolge auf: Shofu Veracia > Dentsply Xena = Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE > Dentsply Genios A > Vita Vitapan > Vita Physiodens > Merz Dental Integral > Heraeus Kulzer Mondial > Merz Dental Polystar Selection > Heraeus Kulzer Premium > Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC > Dentsply Bioplus > Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) > Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL > Ivoclar Vivadent SR Phonares II. Bei der Betrachtung der Haftwerte für die einzelnen Materialien zeigten nur die Prüfkörper der Serie Veracia von Shofu signifikante Unterschiede zu den anderen Materialien ( $p>0,001$ ). Mit 25,5 MPa wiesen sie einen deutlich höheren Mittelwert, jedoch auch eine sehr hohe Standardabweichung von 17,5 MPa auf, die bei einem Vielfachen der anderen Abweichungen liegt. Bei allen anderen geprüften Materialien und Verbundsystemen stellten sich keine signifikanten Unterschiede ein ( $p=1,000$ ). Die beiden verschiedenen Haftsysteme aus dem Hause Ivoclar Vivadent mit SR Nexco Paste sowie SR Adoro, beide getestet auf der Zahnlinie SR Phonares II wiesen mit 4,2 MPa und 5,8 MPa beide einen niedrigen Wert auf, ein signifikanter Unterschied ließ sich jedoch nicht

ermitteln ( $p=1,000$ ). Der mittels SR Adoro hergestellte Haftverbund für die Probekörper der Firma Merz Dental Integral und Polystar Selection zeigte mit 6,8 MPa bzw. 8,2 MPa eine ähnliche Festigkeit wie bei der Verwendung auf den Fabrikaten von Ivoclar Vivadent ( $p=1,000$ ). Die Daten belegen eine vergleichbare Wertigkeit der Haftverbundsysteme der verschiedenen Hersteller nach einer 24-stündigen Lagerung, mit Ausnahme des Systems Shofu Veracia in Verbund mit dem Komposit Ceramage.

Die nachfolgende Tabelle 12 zeigt die Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien im Schmelz nach 24-stündiger Lagerung.

<b>Vergleich der Materialien (Schmelz)</b>	Vita Physiodens										
	Shofu Veracia										
	Merz Polystar Selection										
	Merz Integral										
	Ivoclar PE										
	Ivoclar DCL										
	Ivoclar Phonares NHC										
	Ivoclar Phonares II (Nexco)										
	Ivoclar Phonares II										
	Heraeus Premium										
	Heraeus Mondial										
	Dentsply Xena										
	Dentsply Genios	1,000									
	Dentsply Xena	1,000	1,000								
	Heraeus Mondial	0,922	0,393	1,000							
	Heraeus Premium	1,000	1,000	1,000	1,000						
	Ivoclar Phonares II	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000					
	Ivoclar Phonares II (Nexco)	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000				
	Ivoclar Phonares NHC	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000			
	Ivoclar DCL	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		
	Ivoclar PE	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
	Merz Integral	1,000	1,000	1,000	0,665	1,000	0,316	1,000	0,316	1,000	1,000
	Merz Polystar Selection	1,000	1,000	1,000	0,203	1,000	0,874	1,000	0,874	1,000	1,000
	Shofu Veracia	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000
	Vita Physiodens	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
	Vita Vitapan	1,000	1,000	1,000	0,322	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tab.12: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach 24-Stunden-Lagerung im Schmelz (dunkel:  $p < 0.001$ ; hell:  $p < 0.05$ ; farblos:  $p \geq 0.05$ )

#### 4.1.1.2 Haftwerte im Dentin

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Werte für die Scherhaftfestigkeiten in der Dentinmasse werden in Abb. 17 dargestellt.

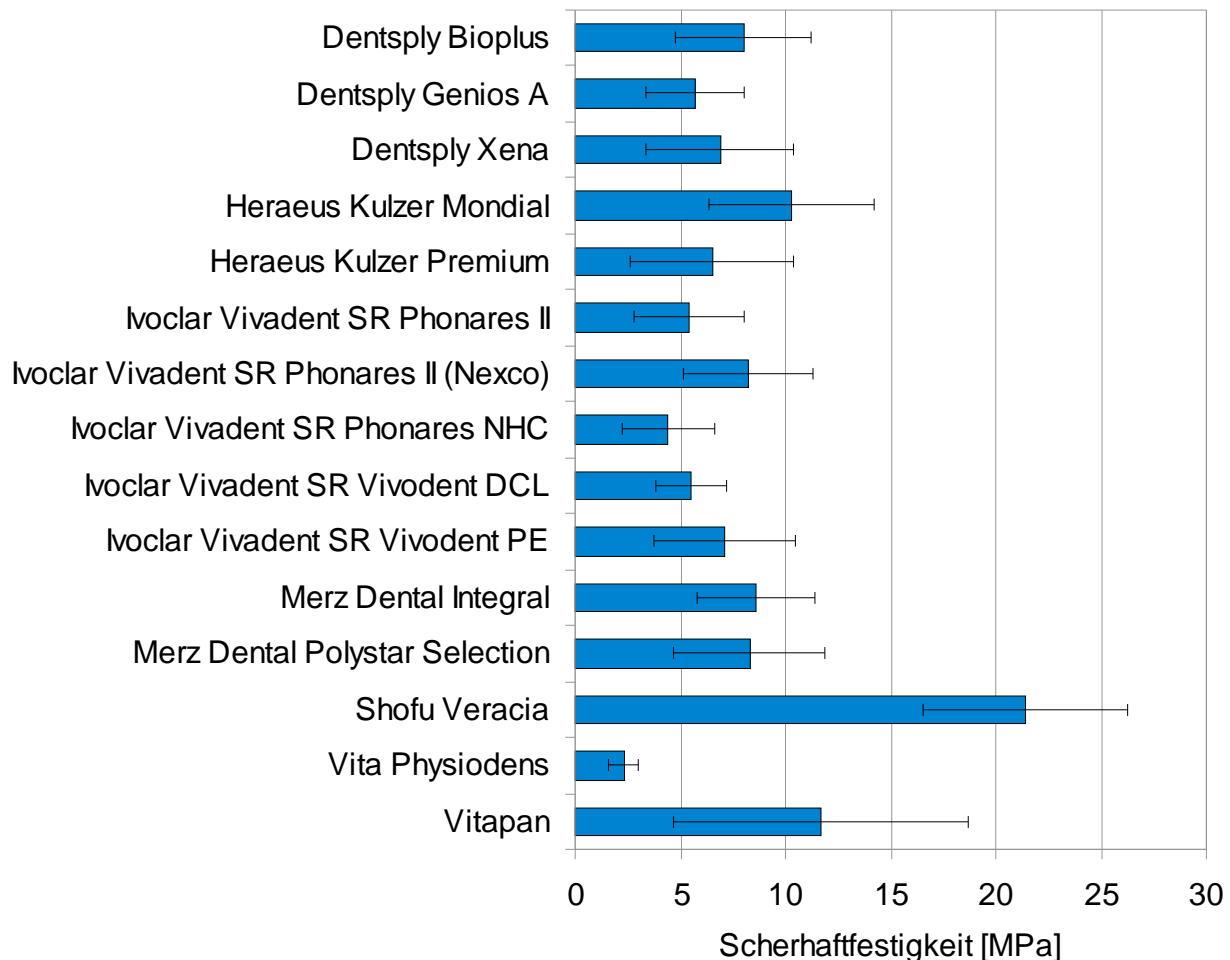


Abb.17: Scherhaftfestigkeiten 24h-Lagerung Dentin [MPa] (Mittelwerte+Standardabweichungen)

Für die Scherhaftfestigkeiten im Dentin ergaben sich Mittelwerte von 2,3 MPa bis 21,4 MPa. Die absteigende Reihenfolge lautete: Shofu Veracia > Vita Vitapan > Heraeus Kulzer Mondial > Merz Dental Integral > Merz Dental Polystar Selection > Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) > Dentsply Bioplus > Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE > Dentsply Xena > Heraeus Kulzer Premium > Dentsply Genios A > Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL > Ivoclar Vivadent SR Phonares II > Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC > Vita Physiodens. Auch der im Dentin hergestellte Haftverbund war bei der Veracia Serie signifikant höher als bei den anderen Systemen ( $p=0,000$ ). Mit 4,9 MPa wiesen auch diese Prüfkörper die zweithöchste Standardabweichung auf. Spitzenreiter war mit 7 MPa die Serie Vitapan, die mit 11,7 MPa jedoch auch den zweithöchsten Mittelwert für die

Scherfestigkeit aufwies und somit gleichzeitig signifikant höher war als der der getesteten Materialien Physiodens ( $p=0,000$ ) und SR Phonares NHC ( $p=0,009$ ), jedoch immer noch signifikant niedriger als Veracia ( $p=0,000$ ). Ein mit 2,3 MPa auffallend niedriger Haftverbund wurde bei den Probekörpern Physiodens von Vita hergestellt. Es ließ sich neben dem zur Veracia- und Vitapan zusätzlich ein signifikanter Unterschied zur Mondial-Serie von Heraeus Kulzer ( $p=0,008$ ) feststellen. Zu den anderen Materialien zeigte dieser niedrige Wert jedoch keine signifikanten Unterschiede ( $0,179 \leq p \leq 1,000$ ). Zwischen den anderen Materialien ergab sich kein signifikanter Unterschied ( $0,075 \leq p \leq 1,000$ ).

Tab. 13 zeigt die Signifikanzwerte für die unterschiedlichen Materialien im Dentin nach der 24-Stunden-Lagerung.

Tab.13: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach 24-Stunden-Lagerung im Dentin (dunkel: p<0.001; hell: p<0.05; farblos: p≥0.05)

## 4.1.2 Einfluss der Wasserlagerung auf die Scherhaftfestigkeit

### 4.1.2.1 Haftwerte im Schmelz

Abb. 18 zeigt die Scherhaftfestigkeiten in der Schmelzmasse nach 120 Tagen Lagerung in destilliertem Wasser.

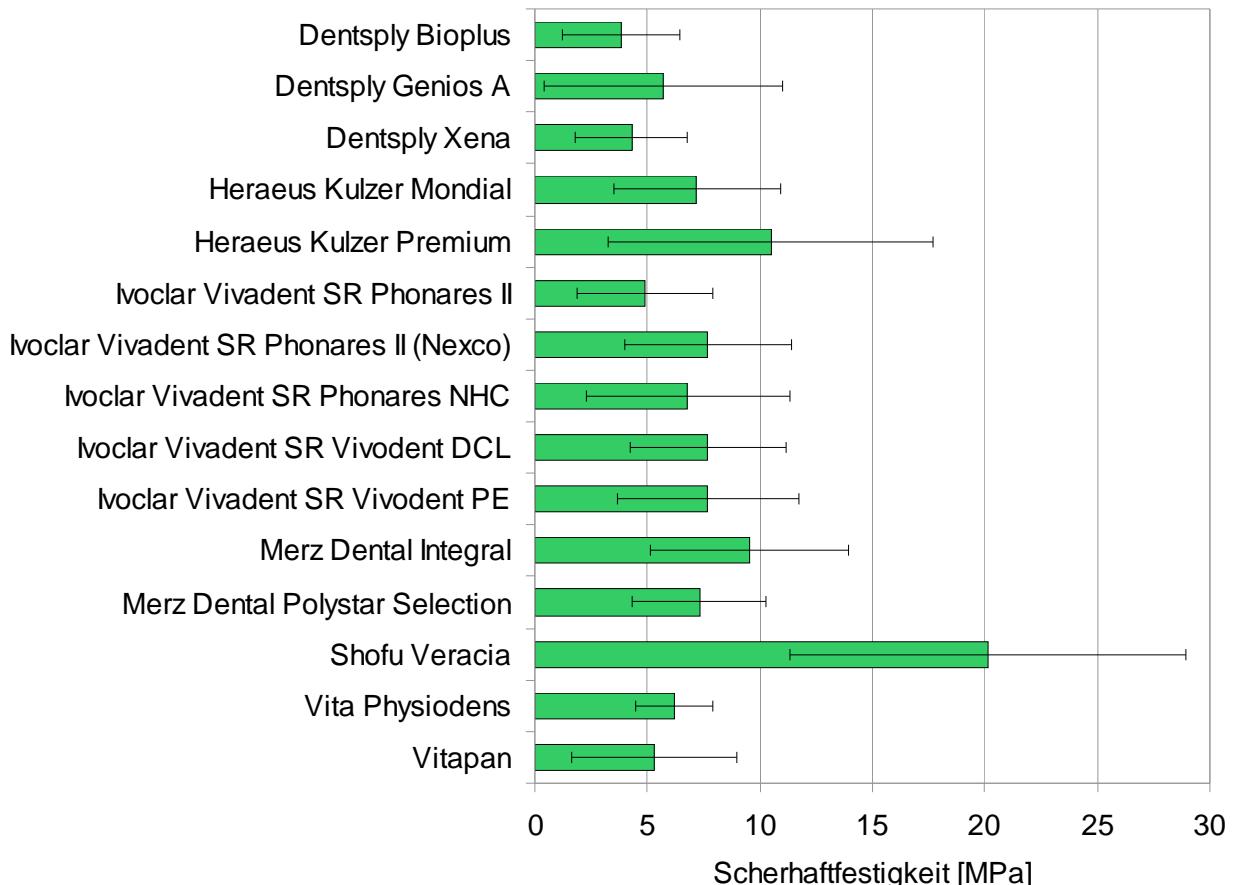


Abb.18: Scherhaftfestigkeiten 120 Tage Wasserlagerung Schmelz [MPa]

(Mittelwerte+Standardabweichungen)

Nach der 120 tägigen Lagerung ergaben sich mittlere Haftwerte von 3,8 MPa Minimum bis zu einem Maximum von 20,1 MPa. Die höchsten Werte wiesen abermals die Prüfkörper der Serie Shofu Veracia auf, absteigend gefolgt von: Heraeus Kulzer Premium > Merz Dental Integral > Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) = Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE = Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL > Merz Dental Polystar Selection > Heraeus Kulzer Mondial > Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC > Vita Physiodens > Dentsply Genios A > Vita Vitapan > Ivoclar Vivadent SR Phonares II > Dentsply Xena > Dentsply Bioplus. Signifikant höhere Werte ließen sich wiederum, wie Tab. 14 zeigt nur beim Vergleich der Veracia-Linie mit allen anderen Materialien erkennen ( $0,000 \leq p \leq 0,007$ ),

zwischen den restlichen Serien ergaben sich keine signifikanten Unterschiede ( $0,671 \leq p \leq 1,000$ ).

Vergleich nach Wasserlagerung (Schmelz)												
Vita Physiodens												
Shofu Veracia												
Merz Polystar Selection												
Merz Integral												
Ivoclar PE												
Ivoclar DCL												
Ivoclar Phonares NHC												
Ivoclar Phonares II (Nexco)												
Ivoclar Phonares II												
Heraeus Premium												
Heraeus Mondial												
Dentsply Xena												
Dentsply Genios	1,000											
Dentsply Xena	1,000	1,000	1,000									
Heraeus Mondial	1,000	1,000	1,000									
Heraeus Premium	0,671	1,000	0,920	1,000								
Ivoclar Phonares II	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000							
Ivoclar Phonares II (Nexco)	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000						
Ivoclar Phonares NHC	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000					
Ivoclar DCL	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000				
Ivoclar PE	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000			
Merz Integral	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		
Merz Polystar Selection	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	
Shofu Veracia	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
Vita Physiodens	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
Vita Vitapan	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tab.14: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Wasserlagerung im Schmelz (dunkel:  $p < 0,001$ ; hell:  $p < 0,05$ ; farblos:  $p \geq 0,05$ )

#### 4.1.2.2 Haftwerte im Dentin

Nach 120 Tagen Wasserlagerung ergaben sich für die Scherhaftfestigkeiten in der Dentinmasse in Abb. 19 folgende Werte.

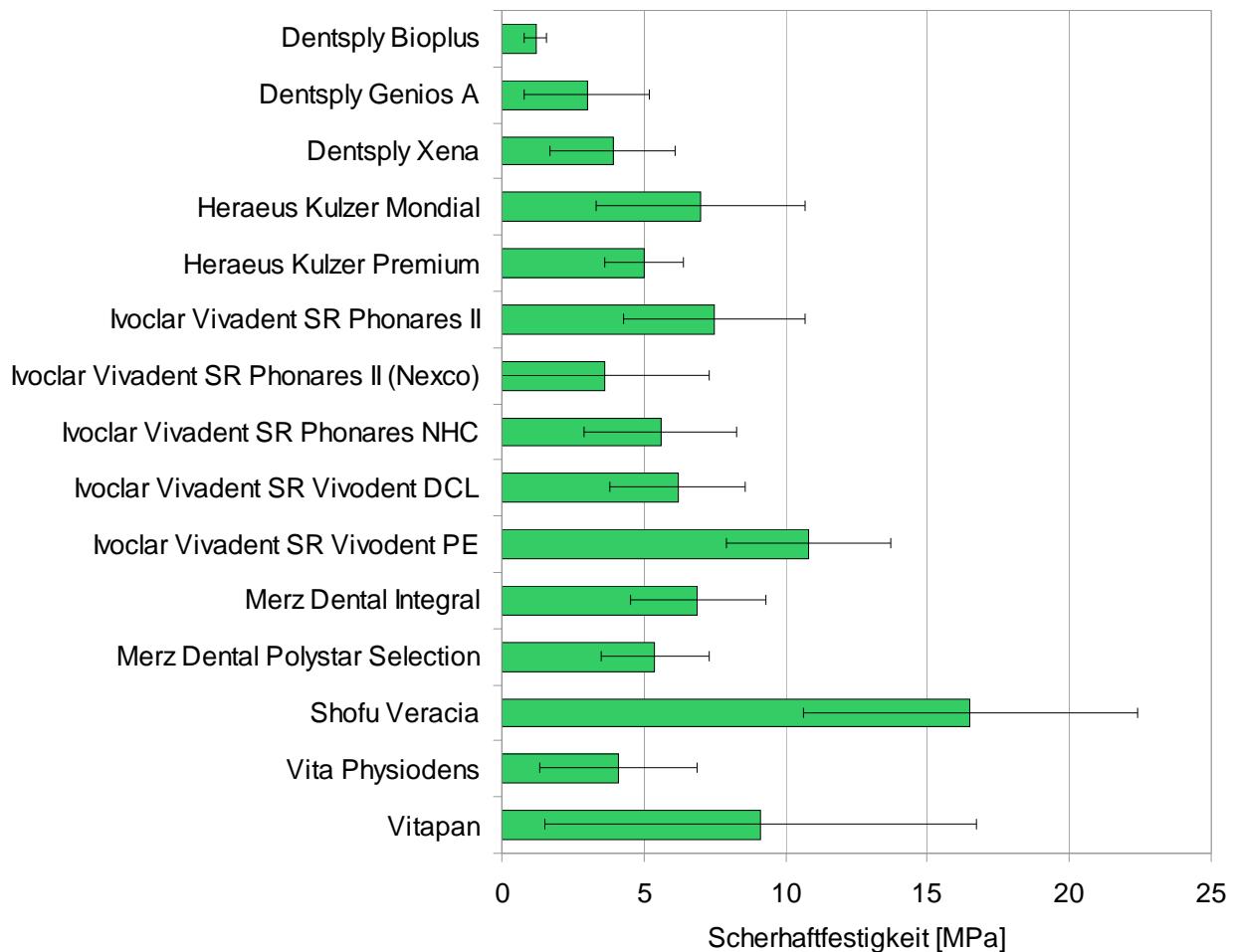


Abb.19: Scherhaftfestigkeiten 120 Tage Wasserlagerung Dentin [MPa] (Mittelwerte+Standardabweichungen)

Im Mittel ergaben sich Scherhaftfestigkeiten zwischen 1,2 MPa und 16,5 MPa. Die Reihenfolge hier lautete: Shofu Veracia > Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE > Vita Vitapan > Ivoclar Vivadent SR Phonares II > Heraeus Kulzer Mondial > Merz Dental Integral > Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL > Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC > Merz Dental Polystar Selection > Heraeus Kulzer Premium > Vita Physiodens > Dentsply Xena > Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) > Dentsply Genios A > Dentsply Bioplus. Auch in der Dentinmasse konnte man nach der Wasserlagerung noch einen deutlich höheren Mittelwert bei den Prüfkörpern von Shofu feststellen ( $0,000 \leq p \leq 0,009$ ). Signifikante Unterschiede zeigten aber auch die Vergleiche von Dentsply Bioplus mit Vita Vitapan ( $p=0,005$ ), sowie von Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE mit Dentsply Bioplus ( $p=0,000$ ),

Dentsply Genios ( $p=0,004$ ), Dentsply Xena ( $p=0,021$ ), mit Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) ( $p=0,021$ ) und mit Vita Physiodens ( $p=0,035$ ). Ansonsten konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Die Signifikanzwerte nach Wasserlagerung im Dentin werden in folgender Tab. 15 verdeutlicht.

Tab.15: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Wasserlagerung im Dentin (dunkel:  $p < 0,001$ ; hell:  $p < 0,05$ ; farblos:  $p \geq 0,05$ )

### 4.1.3 Einfluss des Thermocyclings auf die Haftwerte

#### 4.1.3.1 Haftwerte im Schmelz

In Abb. 20 sind die jeweiligen Scherhaftfestigkeiten der einzelnen Materialien dargestellt, nachdem sie die thermische Alterung durchlaufen hatten.

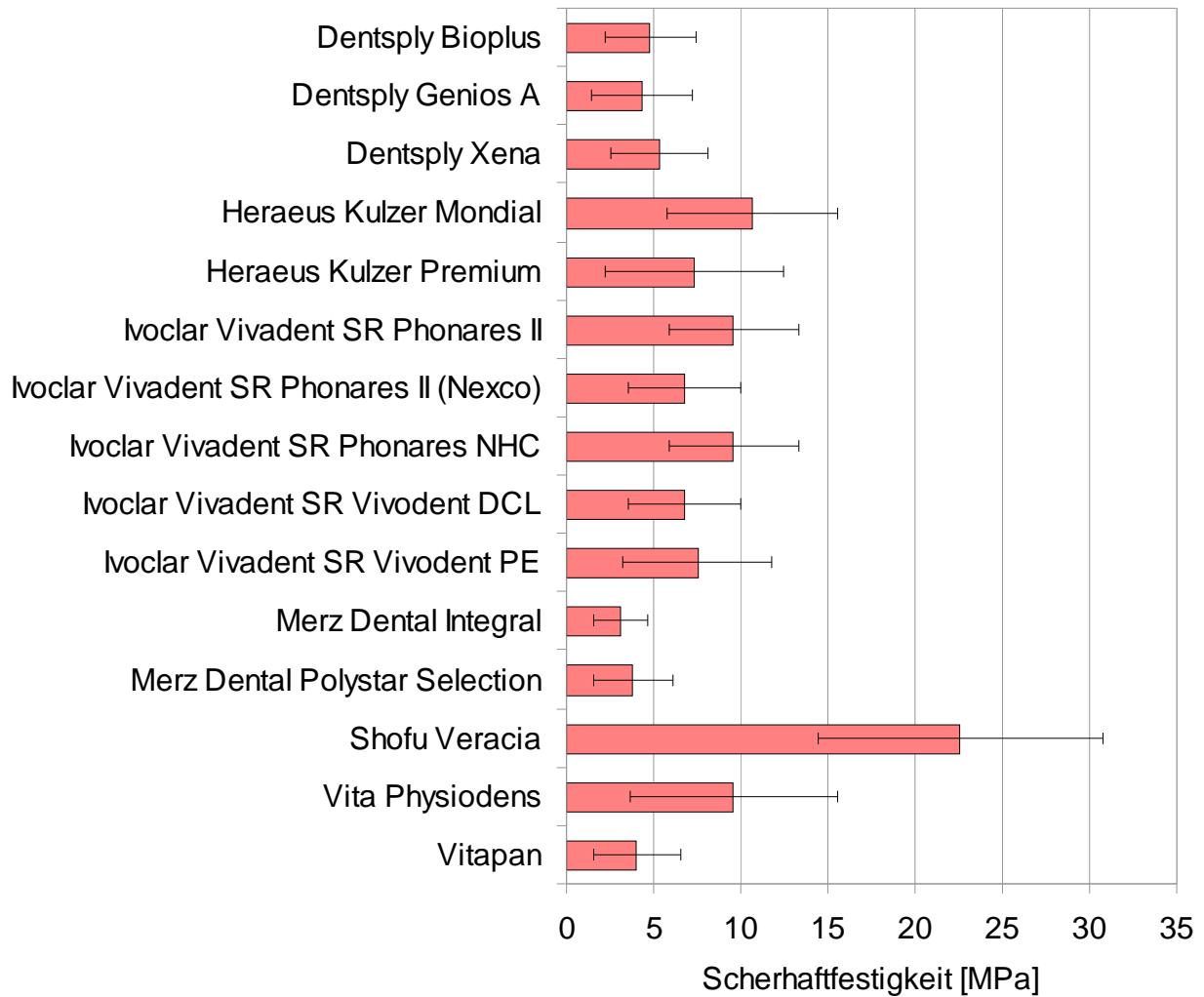


Abb.20: Scherhaftfestigkeiten Thermocycling Schmelz [MPa] (Mittelwerte+Standardabweichungen)

Nach der thermischen Wechsellaufzeit variierten die Mittelwerte zwischen 3,1 MPa und 22,6 MPa. Es stellte sich diese Rangfolge ein: Shofu Veracia > Heraeus Kulzer Mondial > Ivoclar Vivadent SR Phonares II = Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC = Vita Physiodens > Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE > Heraeus Kulzer Premium > Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) > Dentsply Xena > Dentsply Bioplus > Dentsply Genios A > Vita Vitapan > Merz Dental Polystar Selection > Merz Dental Integral. Ausschließlich im Vergleich mit Shofu Veracia lagen die Werte, wie Tab. 15 zeigt, der anderen Materialien

signifikant niedriger ( $p=0,000$ ), ansonsten konnten auch nach Thermolast keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ( $0,065 \leq p \leq 1,000$ ).

Tab.16: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Thermocycling im Schmelz (dunkel:  $p < 0,001$ ; hell:  $p < 0,05$ ; farblos:  $p \geq 0,05$ )

#### 4.1.3.2 Haftwerte im Dentin

Abb. 21 zeigt die Haftwerte nach Thermocycling für die Dentinmasse.

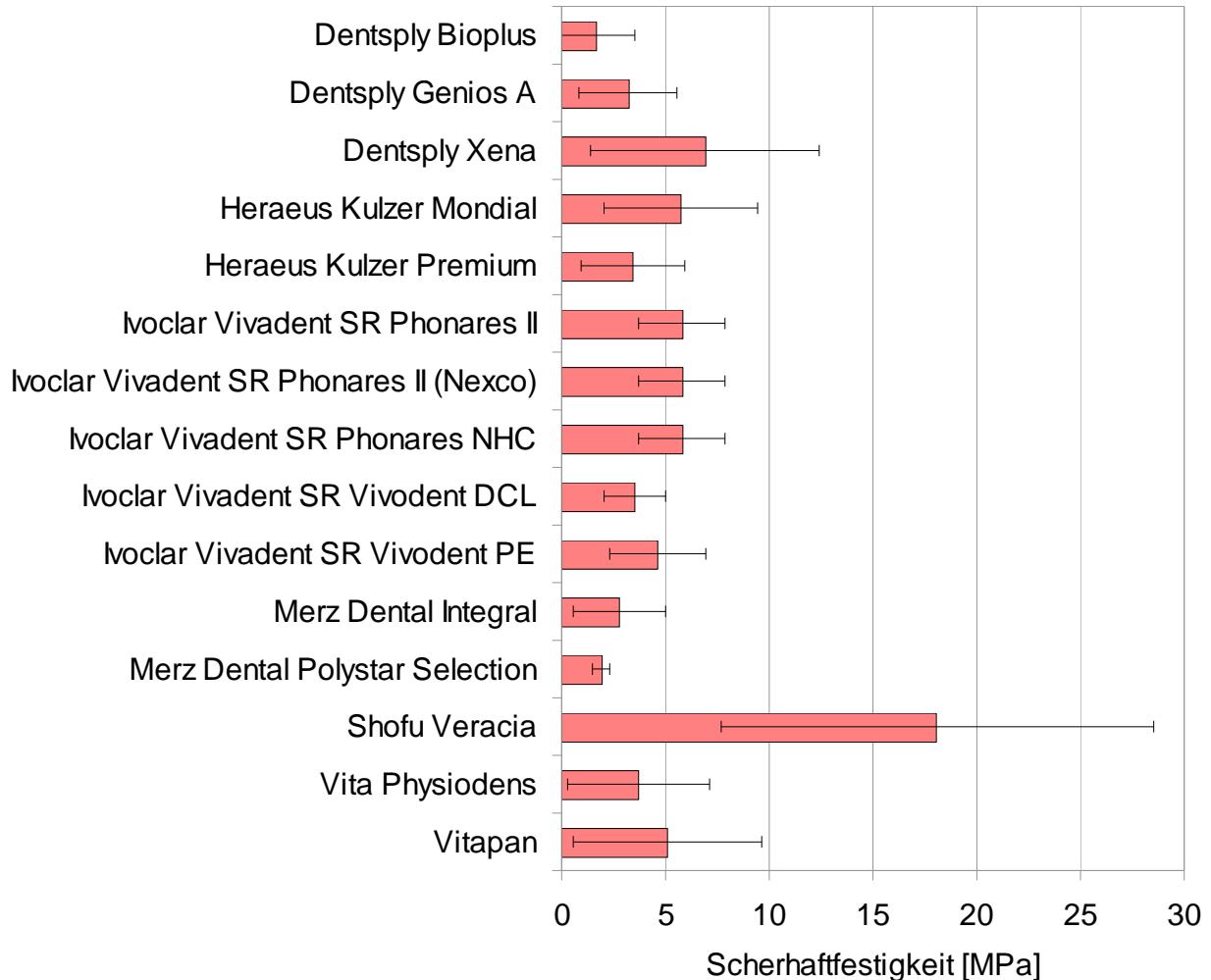


Abb.21: Scherhaftfestigkeiten Thermocycling Dentin [MPa] (Mittelwerte+Standardabweichungen)

Die mittleren Scherhaftfestigkeiten ergaben Werte zwischen 1,7 MPa in der Serie Bioplus und 18,1 MPa für die Prüfkörper Veracia. Dazwischen lagen in absteigender Reihenfolge: Dentsply Xena > Ivoclar Vivadent SR Phonares II = Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco) = Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC > Heraeus Kulzer Mondial > Vita Vitapan > Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE > Vita Physiodens > Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL > Heraeus Kulzer Premium > Dentsply Genios A > Merz Dental Integral > Merz Dental Polystar Selection. Ähnlich wie in der Schmelzmasse wurden man auch im Dentin nach der thermischen Wechsellast nur signifikante Unterschiede zwischen den Veracia-

Prüfkörpern und allen anderen ersichtlich ( $p=0,000$ , bei allen anderen  $p=1,000$ ). Dies verdeutlicht auch folgende Tab. 17.

Tab.17: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Thermocycling im Dentin (dunkel:  $p < 0,001$ ; hell:  $p < 0,05$ ; farblos:  $p \geq 0,05$ )

## 4.1.4 Vergleich der verschiedenen Lagerungsarten

### 4.1.4.1 Schmelz

Abb. 22 zeigt Mittelwerte und Standardabweichungen jedes Materials nach den drei verschiedenen Lagerungen im Schmelz.

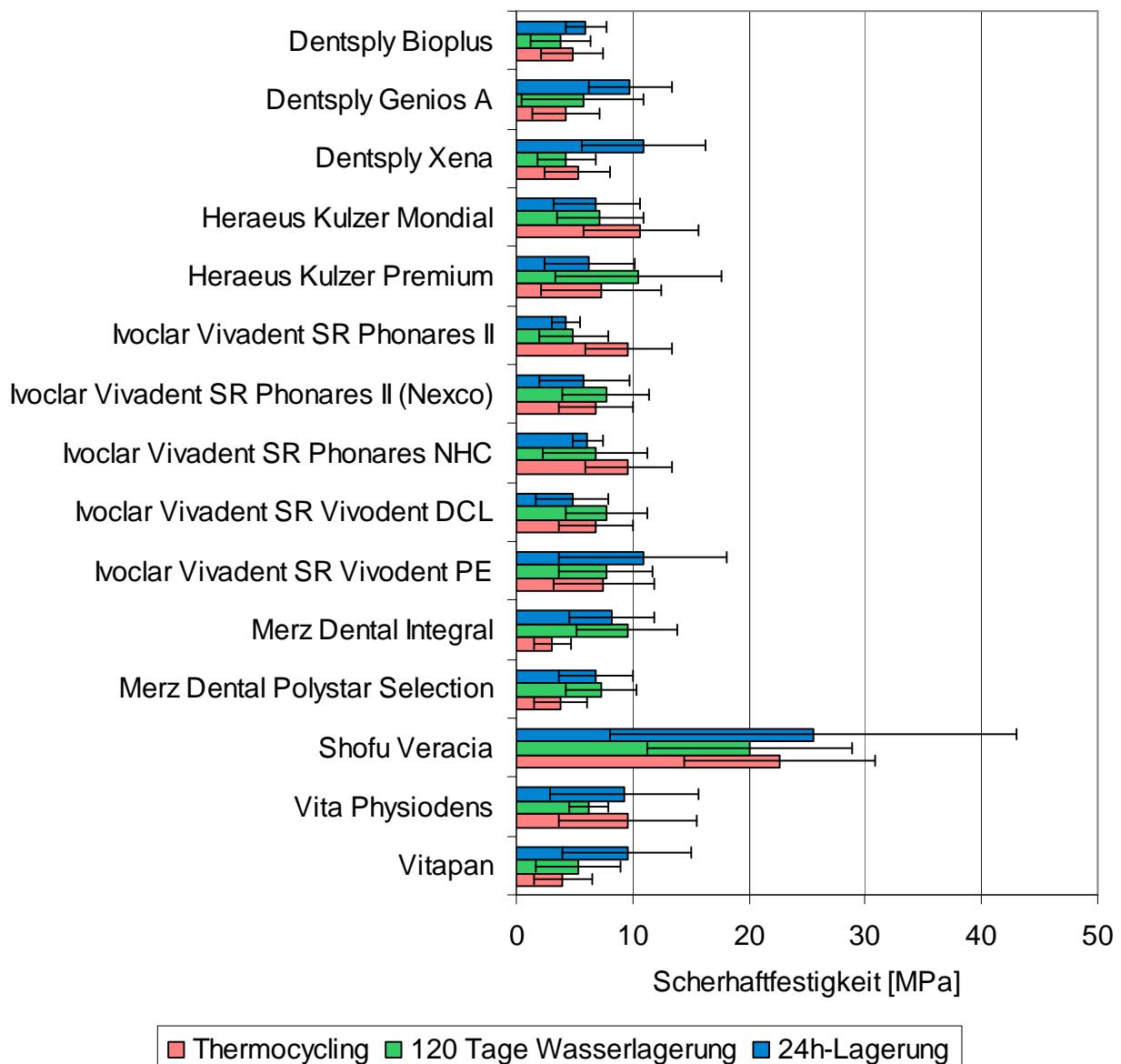


Abb.22: Scherhaftfestigkeiten im Schmelz nach unterschiedlicher Lagerung [MPa]

Der Vergleich der Scherhaftfestigkeiten nach den verschiedenen Lagerungen zeigte folgendes Ergebnis: die Prüfkörper der Serien aus dem Hause Dentsply lieferten allesamt nach der 24-stündigen Lagerung mit 6,0 MPa (Bioplus), 9,8 MPa (Genios) und 10,9 MPa (Xena) die höchsten Haftwerte. Durch Wasserlagerung und

thermische Wechsellast wurde der Haftverbund geschwächt, bei den Bioplus- und Xena-Proben stärker durch die 120-tägige Wasserlagerung. Genios-Prüfkörper zeigten nach Thermocycling niedrigere Werte. Ähnlich verhielten sich die Serien SR Vivodent PE von Ivoclar Vivadent sowie Vita Vitapan mit höchsten Haftwerten nach 24 Stunden und deutlicherer Reduzierung des Verbundes durch thermische Alterung. Mit einem Mittelwert von 25,5 MPa erreichten auch die Prüfkörper von Shofu nach 24 Stunden-Lagerung ihr Maximum, das sich nach Wasserlagerung auf 20,1 MPa und thermischer Last auf 22,6 MPa reduzierte.

Auffallend ist jedoch, dass eine gleiche Anzahl an Serien nach 24 Stunden die niedrigsten Haftwerte aufwies und sich der Verbund durch Thermozyklierung und 120 Tage in destilliertem Wasser sogar zu verbessern schien. Hierbei handelte es sich um die Mondial- (Steigerung des Mittelwerts von 6,9 MPa auf 7,2 MPa nach Wasserlagerung und auf 10,7 MPa nach Thermocycling) und die Premium-Linie (von 6,3 MPa auf 7,3 MPa nach Thermocycling und 10,5 MPa nach Wasserlagerung) von Heraeus Kulzer sowie um die restlichen Serien aus dem Hause Ivoclar Vivadent SR Phonares II mit SR Adoro, SR Phonares II mit SR Nexco, SR Phonares NHC sowie SR Vivodent DCL.

Anders verhielten sich Merz Dentals Fabrikate Integral und Polystar Selection, genau wie die Physiodens-Serie von Vita. Erhielt man nach der 24-stündigen Lagerung einen mittleren Wert, nahm er nach Wasserlagerung ab, nach Thermolast zu (Physiodens) oder steigerte sich entgegengesetzt nach Thermocycling und verringerte sich nach 120 Tagen in Wasser (Integral, Polystar Selection).

Wie Tab. 18 zusammenfassend verdeutlicht, ließ sich für die verschiedenen Lagerungsarten für den in der Schmelzmasse hergestellten Haftverbund kein signifikanter Unterschied erkennen ( $0,524 \leq p \leq 1,000$ ). Jeweils sechs Serien an Prüfkörpern zeigten nach 24-Stunden-Lagerung die höchsten aber auch niedrigsten, nach Wasserlagerung und thermischer Wechsellast mittlere Haftwerte. Die Scherhaftfestigkeit konnte bei fünf Serien durch die Wasserlagerung auf ihr Maximum gesteigert werden, bei vier durch das Thermocycling, vier lieferten nach 120 Tagen in destilliertem Wasser und fünf nach thermischer Alterung die geringsten Werte.

Lagerungsarten Schmelz	120d Wasserlagerung	Thermocycling
24h-Lagerung	0,526	0,524
120d Wasserlagerung		1,000

Tab.18: Signifikanzwerte für die verschiedenen Lagerungsarten im Schmelz (farblos:  $p \geq 0,05$ )

#### 4.1.4.2 Dentin

Abb. 23 zeigt den Vergleich der verschiedenen Lagerungsarten für jedes Material im Dentin.

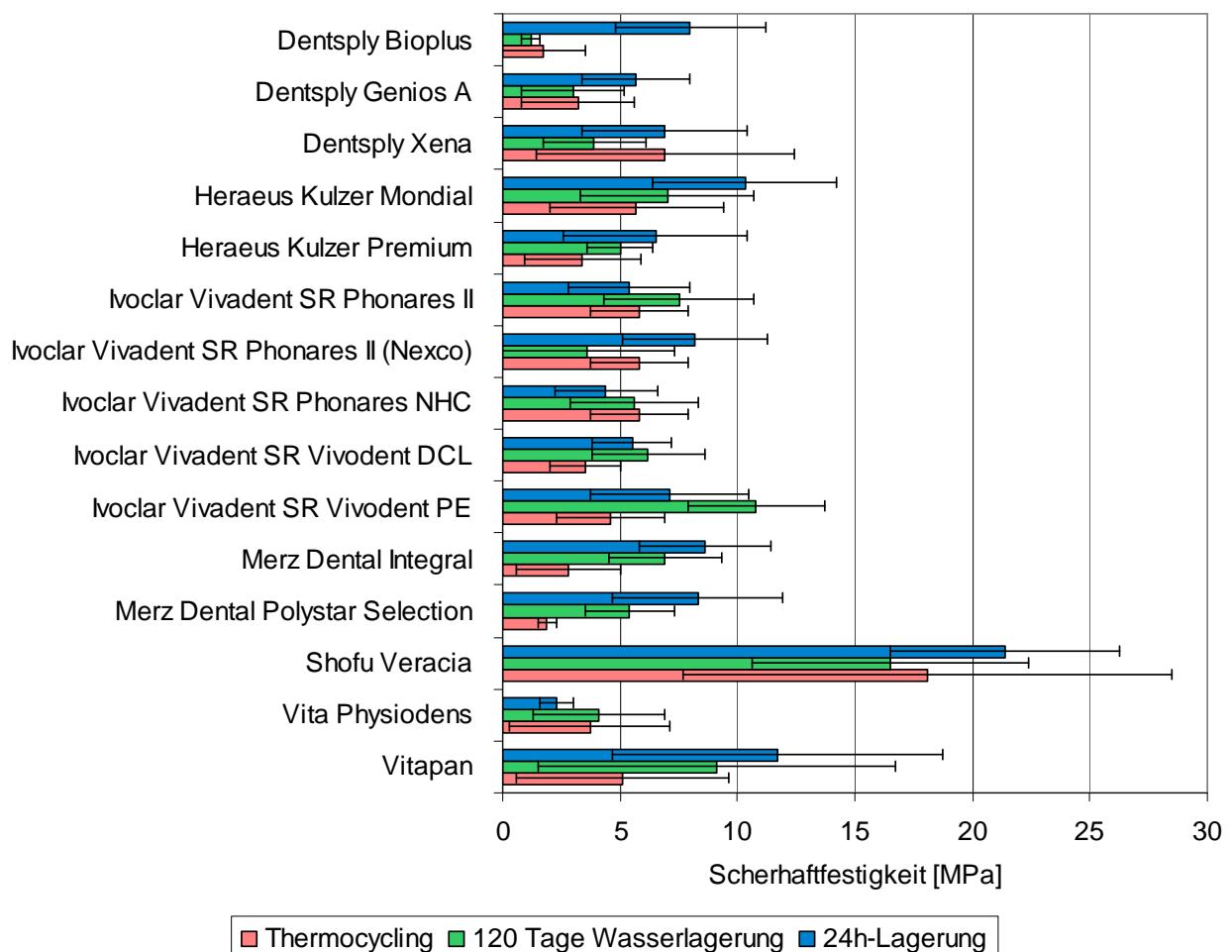


Abb.23: Scherhaftfestigkeiten im Dentin nach unterschiedlicher Lagerung [MPa]

Beim Vergleich der verschiedenen Lagerungsarten in der Dentinmasse zeigte sich eine deutlich höhere Scherhaftfestigkeit nach der 24-Stunden-Lagerung. So wurden bei den Serien Bioplus, Genios und Xena von Dentsply, Mondial sowie Premium von Heraeus Kulzer, Integral und Polystar Selection von Merz Dental sowie Shofu Veracia und Vita Vitapan die höchsten Mittelwerte erreicht. Auffallend war, dass, außer mit Hilfe des Haftvermittlers SR Nexco auf Phonares II- Prothesenzähnen, fast ausschließlich Prüfkörper von Ivoclar Vivadent eine Ausnahme darstellten. Hier wurde bei den beiden Versuchsreihen SR Phonares II mit SR Adoro und SR Phonares NCH mit 5,4 MPa bzw. 4,4 MPa sogar die niedrigsten, bei SR Vivodent DCL und PE nur mittlere Werte erzielt. Mit 2,3 MPa ebenfalls das niedrigste Ergebnis nach 24-stündiger Lagerung erhielt man in der Reihe Vita Physiodens.

Die durchschnittlich geringsten Werte lieferten die Schertests nachdem die Proben die Zyklen der thermischen Wechselbelastung durchlaufen hatten. So kam es bei folgenden Exemplaren zu einer höheren Schwächung des Adhäsivverbundes: Heraeus Kulzer Mondial (von 10,3 MPa auf 5,7 MPa [7MPa nach Wasser]) und Premium (von 6,5 MPa auf 3,4 MPa [5 MPa nach Wasser]), Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL (von 6,2 MPa nach Wasserlagerung auf 3,5 MPa nach thermischer Last und 5,5 MPa nach 24-Stunden-Lagerung) und PE (von 10,8 nach Wasserlagerung auf 7,1 nach 24-stündiger Lagerung und 4,6 MPa nach Thermocycling), Merz Dental Integral (von 8,6 MPa auf 2,8 MPa bzw. 6,9 nach Wasser) sowie Polystar Selection (von 8,3 MPa auf 1,9 MPa bzw. 5,4 MPa nach Wasser, Vita Vitapan (von 11,7 MPa auf 5,1 MPa bzw. 9,1 MPa nach Wasser). Entgegengesetzt erlangten diese Probekörper nach der Wasserlagerung die geringeren Haftfestigkeiten: Bioplus, Genios und Xena von Dentsply, Ivoclar Vivadent SR Phonares II mit SR Nexco, Shofu Veracia.

Zusammenfassend, wie in Tab. 19 verdeutlicht, ließ sich eine deutliche Schwächung des Haftverbundes in der Dentinmasse sowohl durch die 120-tägige Wasserlagerung als auch durch die thermische Wechselbelastung feststellen. Man erhielt signifikant niedrigere Werte gegenüber der 24-Stunden-Lagerung, wobei sich die Schwächung durch die Wasserlagerung deutlicher auswirkte als durch Thermocycling.

Lagerungsarten Dentin		Thermocycling
120d Wasserlagerung	0,000	0,029
24h-Lagerung		0,239

Tab.19: Signifikanzwerte für die verschiedenen Lagerungsarten im Dentin (dunkel:  $p < 0,001$ ; hell:  $p < 0,05$ ; farblos:  $p \geq 0,05$ )

## 4.1.5 Einfluss der Zahnmasse auf die Scherhaftfestigkeit

### 4.1.5.1 Vergleich nach 24-Stunden-Lagerung

Mittelwerte und Standardabweichungen für den Vergleich der beiden Zahnmassen nach 24-stündiger Lagerung sind in Abb. 24 dargestellt

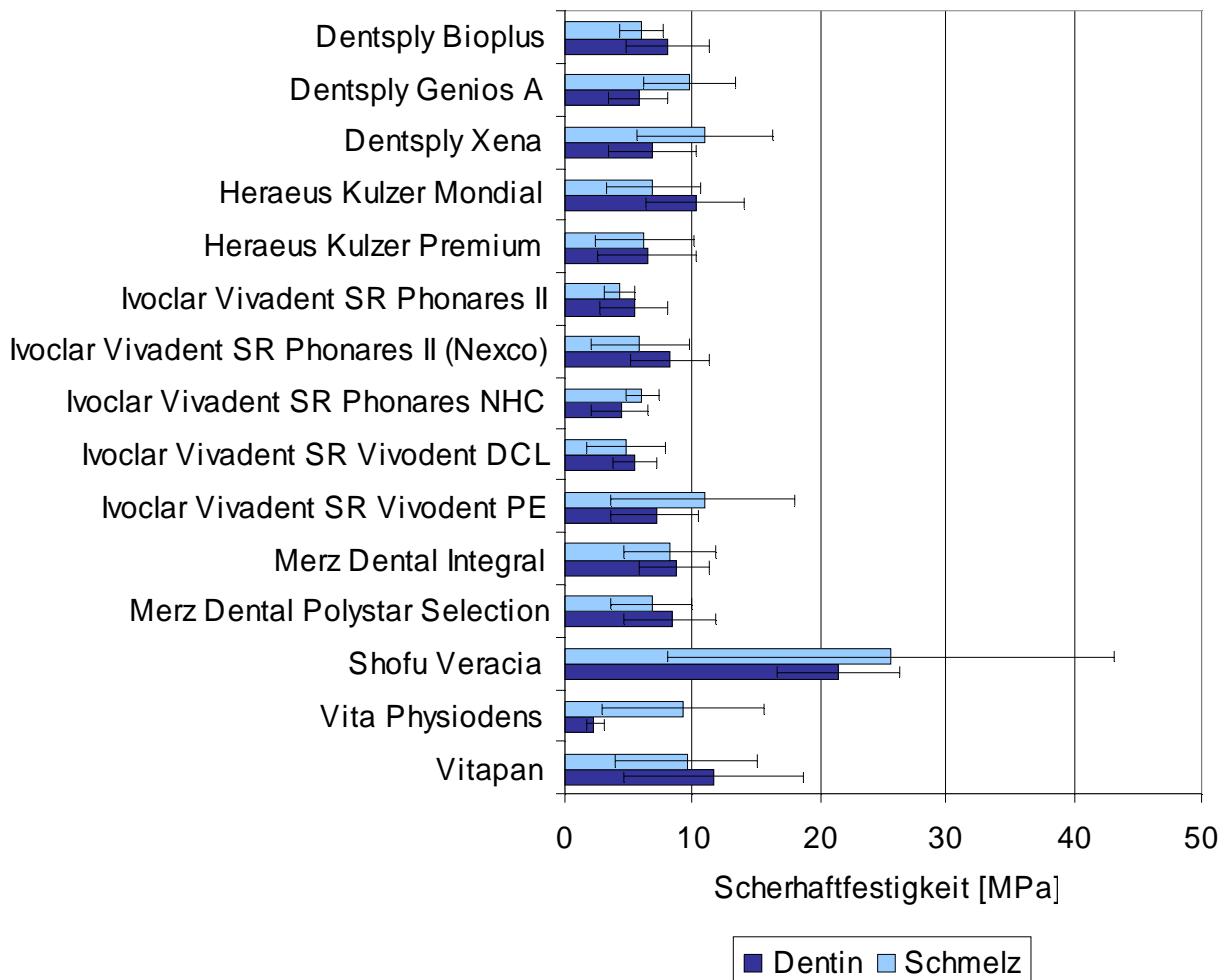


Abb.24: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach 24-Stunden-Lagerung [MPa]

Nach der 24-stündigen Lagerung ließen sich für den Haftverbund in der Dentinmasse im Mittel tendenziell höhere Werte erzielen. So ergaben die Tests für die folgenden neun Serien höhere Scherhaftfestigkeiten: Dentsply Bioplus, Heraeus Kulzer Mondial und Premium, SR Phonares II sowohl mit SR Adoro als auch mit SR Nexco sowie SR Vivodent DCL von Ivoclar Vivadent, die beiden Serien aus dem Hause Merz Dental Integral und Polystar Selection und Vita Vitapan.

Die restlichen sechs Serien, nämlich Dentsply Genios und Xena, Ivoclar Vivadent Phonares NHC und SR Vivodent PE, Shofu Veracia sowie Physiodens von Vita zeigten höhere Haftfestigkeiten in der Schmelzmasse.

Statistisch gesehen, wie in Tab. 20 verdeutlicht, ließ sich nach der 24-Stunden-Lagerung noch kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Massen Schmelz und Dentin feststellen ( $p=0,523$ )

#### 4.1.5.2 Vergleich nach Wasserlagerung

Der Vergleich der Mittelwerte und Standardabweichungen zwischen Schmelz- und Dentinmasse nach 120-tägiger Wasserlagerung ist in der folgenden Abbildung 25 dargestellt.

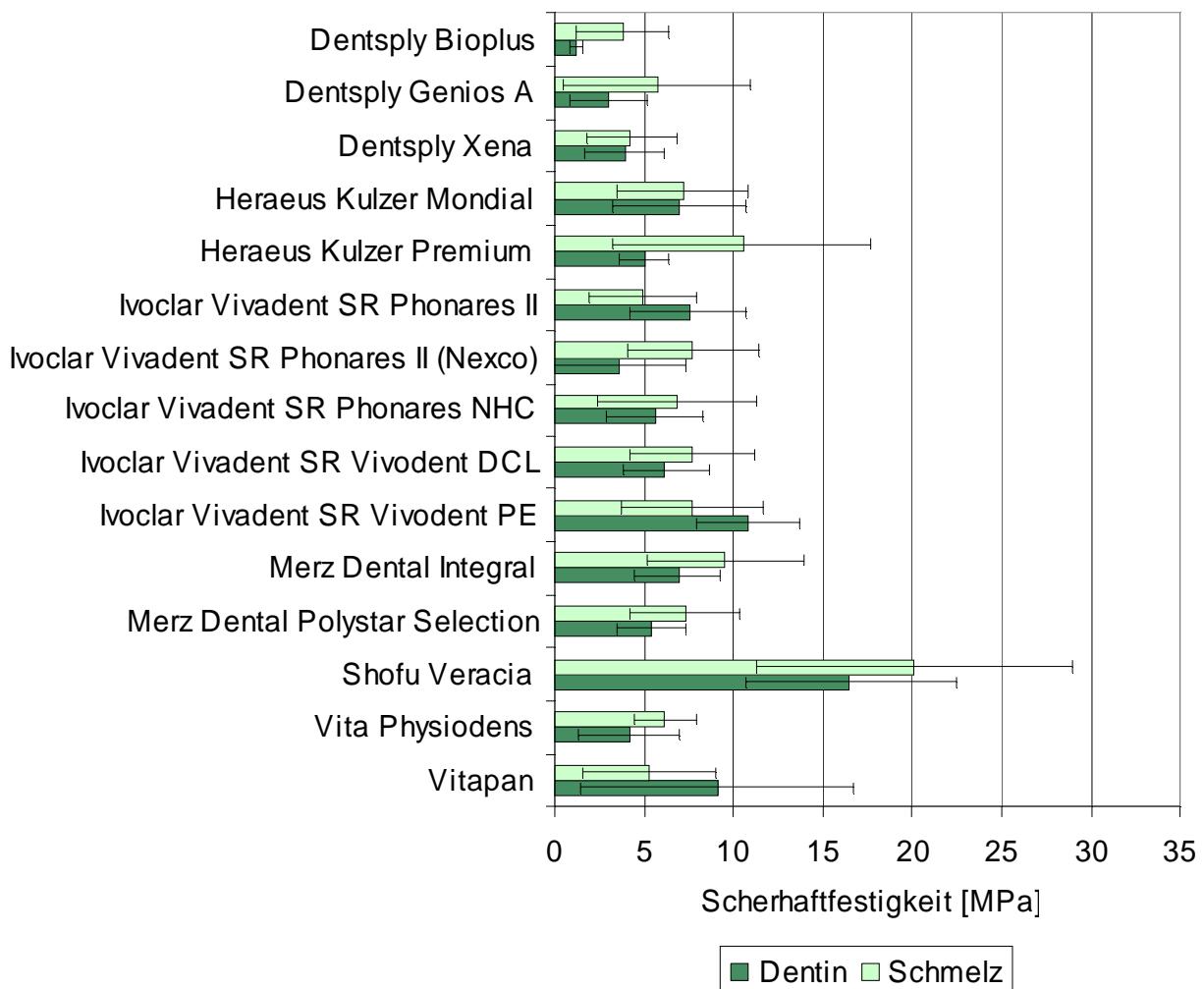


Abb.25: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach 120 Tagen Wasserlagerung [MPa]

Die Wasserlagerung hatte einen deutlichen Einfluss auf die Scherhaftfestigkeiten. Während nach 24 Stunden noch neun Serien an Prüfkörpern in der Dentinmasse die höheren Haftwerte gegenüber der Schmelzmasse aufwiesen, reduzierte sich diese

Zahl auf nur noch drei Serien nach 120 Tagen in destilliertem Wasser. Lediglich bei der Prüfung von SR Phonares II mit SR Adoro mit 7,5 MPa gegenüber 4,9 MPa im Schmelz sowie SR Vivodent PE mit 10,8 gegenüber 7,7 MPa, beide von Ivoclar Vivadent und Vitapan von Vita mit 9,1 gegenüber 5,3 MPa im Schmelz wurde ein höherer Mittelwert in der Dentinmasse erzielt. Bei allen anderen Serien überwog die Scherhaftung in der Schmelzmasse. Der Haftverbund in der Dentinmasse wird also durch den Einfluss von Wasser deutlich stärker verringert.

Statistisch gesehen, dies zeigt auch Tab. 20 ließ sich allerdings nach der Wasserlagerung zwischen den beiden Massen kein deutlicher Unterschied mit signifikantem Wert feststellen ( $p=0,122$ )

#### 4.1.5.3 Vergleich nach Thermocycling

In Abb. 26 sind die Ergebnisse des Massenvergleichs nach Durchlaufen der Zyklen der thermischen Wechselbelast im Regensburger Kausimulator dargestellt.

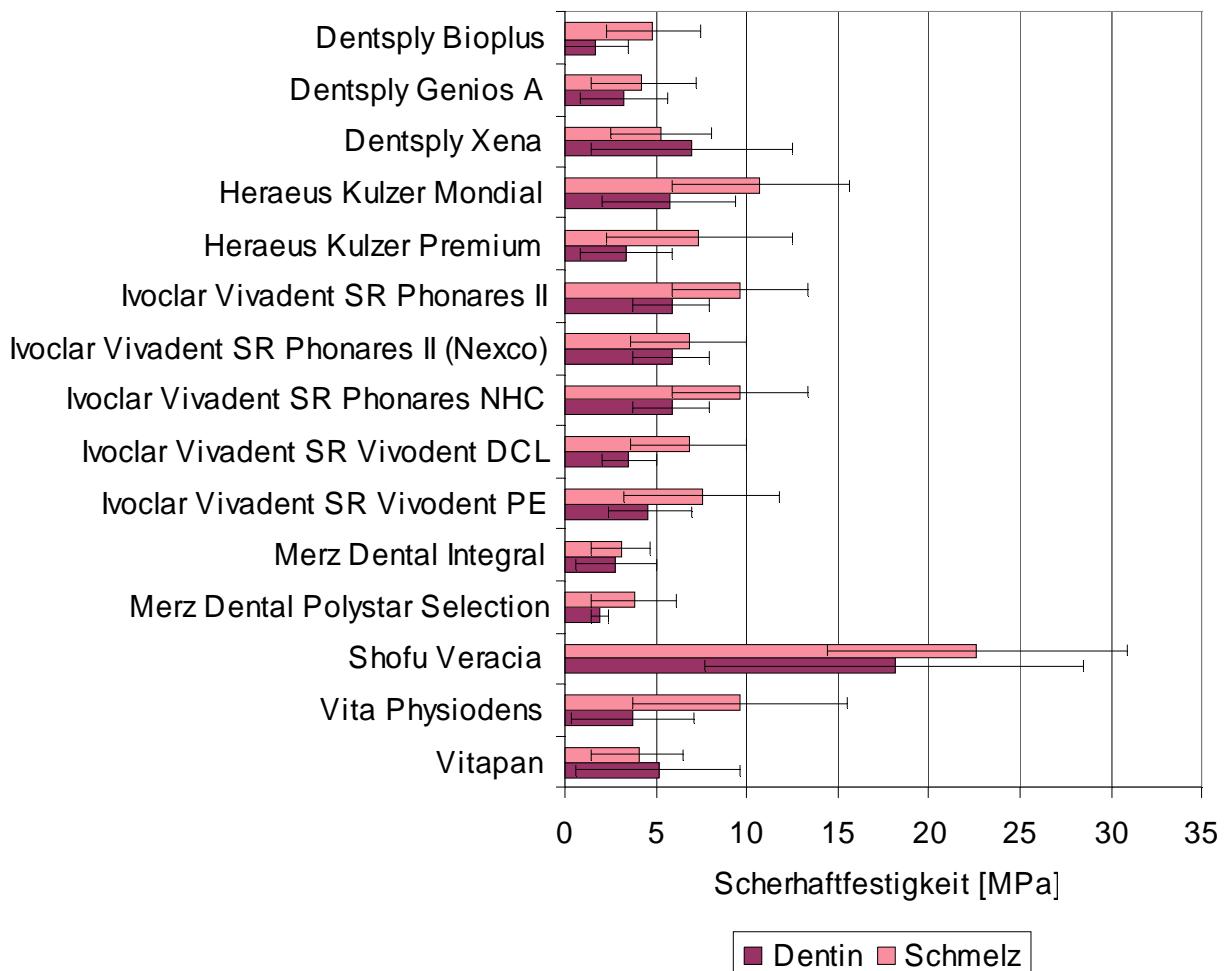


Abb.26: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach Thermocycling [MPa]

Ähnlich der Wasserlagerung schwächte die thermische Wechselbelast den Haftverbund in der Dentinmasse. Danach konnte lediglich bei zwei Serien noch ein höherer Mittelwert für die Scherhaftung im Dentin erlangt werden. Xena von Dentsply mit 6,9 MPa gegenüber 5,3 MPa im Schmelz und Vitapan von Vita mit 5,1 MPa gegenüber 4,0 MPa. Bei den 13 weiteren Serien war die Haftung im Schmelz überlegen.

Es ließ sich nach Durchlaufen der Zyklen im Kausimulator im Gegensatz zu den beiden anderen Lagerungsarten ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Massen feststellen ( $p=0,001$ ).

Tab. 20 stellt zusammenfassend die Signifikanzwerte für die beiden Massen nach der jeweiligen Lagerung dar.

Vergleich der Massen	Schmelz 24h	Schmelz H <sub>2</sub> O	Schmelz TC
Dentin 24h	0,523		
Dentin H <sub>2</sub> O		0,122	
Dentin TC			0,001

Tab.20: Signifikanzwerte für die Massen nach den verschiedenen Lagerungen (hell:  $p<0,05$ ; farblos:  $p\geq0,05$ )

## 4.2 Lichtmikroskopische Auswertung

Mit Hilfe der lichtmikroskopischen Bilder gelang es, die Ursache zu finden, die schließlich zum Bruch des Systems Prothesenzahn - Verbundwerkstoff - Kompositzylinder führte. Im Folgenden werden die Ergebnisse der Lichtmikroskopie für die einzelnen Materialien getrennt jeweils nach den verschiedenen Lagerungen für die beiden Massen verglichen.

### 4.2.1 Dentsply Bioplus

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	90%	100%	Dentin	100% (Zyl)	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	100%	95%	100%	Dentin	100%	90%	90%
Schmelz	90%	98%	100%	Dentin	100%	100%	80%
Schmelz	100%	98%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	95%	100%	100%	Dentin	100% (Zyl)	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%

Tab.21: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen)

Sowohl in der Schmelz- als auch der Dentinmasse konnte man nach der 24-Stunden-Lagerung überwiegend Adhäsionsbrüche feststellen. Nach Wasserlagerung und Thermocycling änderte sich das Ungleichgewicht jedoch zu Gunsten der Kohäsionsbrüche. Als Ausnahme davon kam es nach der thermischen Wechsellauf in der Schmelzmasse bei fünf Prüfkörpern zu adhäsiven und bei drei zu kohäsiven Brüchen.

### 4.2.2 Dentsply Genios A

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	50%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	90%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	90%	90%	100% (Zahn)	Dentin	50%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	90%	100%	Dentin	70%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	90%	Dentin	90%	100%	100%
Schmelz	100%	90%	95%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	80%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%

Tab.22: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zahn: Teil des Zahns mit herausgebrochen)

Nach der Lagerung über 24 Stunden traten in der Schmelzmasse hauptsächlich Kohäsionsbrüche auf. In einem Fall kam es zum Mischbruch. Auf der Oberfläche des Kunststoffzahns beobachtete man Bereiche mit Resten des Haftvermittlers. In der Dentinmasse hingegen kam es nach 24 Stunden zu sechs Adhäsionsbrüchen und nur einem Kohäsions- sowie einem Mischbruch. Zum gleichen Ergebnis kam man auch nach der Wasserlagerung und bis auf den Mischbruch auch nach Thermocycling der Dentin-Prüfkörper. Im Schmelz wurde der Verbund hingegen deutlich geschwächt. Nach den 120 Tagen waren nur noch drei kohäsive und dafür fünf adhäsive Brüche zu beobachten, genau so nach den Zyklen der thermischen Wechsellaufzeit.

#### 4.2.3 Dentsply Xena

Masze	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100% (Zyl)	100%	95%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	90%	90%	95%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	95%	100%	80%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	95%	Dentin	100%	90%	100%
Schmelz	90%	90%	90%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	100%	80%	70%	Dentin	100%	90%	90%
Schmelz	100%	100%	50%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	90%	100%

Tab.23: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen)

Auch bei diesen Prüfkörpern kam es in der Schmelzmasse hauptsächlich zu Kohäsionsbrüchen, im Dentin dagegen zu ausschließlich zu adhäsiven. Durch die Wasserlagerung wurden in beiden Massen Verbund und Materialien in sich gleichermaßen geschwächt, so dass jeweils zur Hälfte adhäsive und kohäsive Brüche auftraten. Der Thermolast hielt der Adhäsionsverbund hingegen besser stand, in Schmelz und Dentin kam es anschließend zu fünf Kohäsionsbrüchen sowie drei bzw. zwei Adhäsionsbrüchen und einem Mischbruch.

#### 4.2.4 Heraeus Kulzer Mondial

Massen	24h	H2O	TC	Massen	24h	H2O	TC
Schmelz	80%	100%	100%	Dentin		100%	90% 100% (Zyl)
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin		100%	100% 100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin		90%	100% 100%
Schmelz	10%	100%	100%	Dentin		90%	100% 100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin		100%	100% 100%
Schmelz	100%	95%	100%	Dentin		95%	100% 100%
Schmelz	100%	100%	90%	Dentin	100% (Zyl)	100%	100%
Schmelz	90%	100%	100%	Dentin		100%	100% 100%

Tab.24: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen)

Der adhäsive Verbund war nach 24 Stunden in beiden Massen gleich, im Schmelz kam es zu jeweils vier Adhäsions- und vier Kohäsionsbrüchen, im Dentin zu fünf bzw. drei. Nachdem die Prüfkörper 120 Tage in destilliertem Wasser gelagert hatten, zeigte sich eine deutlichere Schwächung der Verbundfestigkeit im Schmelz. So konnte man im Lichtmikroskop sechs adhäsive und nur zwei kohäsive Brüche nachweisen, in der Dentinmasse hingegen kam es mit fünf kohäsiven und nur drei adhäsiven Brüchen eher zur Schwächung der einzelnen Materialien. Dazu kam es auch überwiegend nach der thermischen Wechsellaufzeit. In beiden Massen überwog mit fünf bzw. sieben Brüchen das Kohäsionsversagen.

#### 4.2.5 Heraeus Kulzer Premium

Massen	24h	H2O	TC	Massen	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	90%	100%	Dentin	100%	80%	90%
Schmelz	100%	90%	100%	Dentin	100%	100%	80%
Schmelz	100%	90%	95%	Dentin	90%	100%	100%
Schmelz	80%	70%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	95%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	70%	100%
Schmelz	95%	100%	100%	Dentin	100%	80%	50%
Schmelz	100%	95%	90%	Dentin	100%	100%	50%

Tab.25: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch)

Während nach der 24-Stunden-Lagerung die einzelnen Materialien der Druckscherbelastung besser standen als der Verbund, wurde er durch Wasserlagerung im Dentin und Thermocycling im Schmelz deutlich reduziert, woraus sieben bzw. acht Adhäsionsbrüche resultierten. Nach Wasserlagerung der Schmelz-Prüfkörper überstieg hingegen die Verbund- die Materialfestigkeit. Gleichesmaßen schwächte die thermische Last Material und Verbund in der Dentinmasse. Das verdeutlichten jeweils drei Adhäsions- und drei Kohäsions- sowie zwei Mischbrüche.

#### 4.2.6 Ivoclar Vivadent SR Phonares II

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	90%	Dentin	100%	100%	50%
Schmelz	100%	100(Zahn)%	80%	Dentin	100%	100%	80%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100(Zyl)	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	90%	80%	Dentin	100%	90%	100%
Schmelz	100%	80%	F	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	80%	70%	Dentin	100%	90%	70%
Schmelz	100%	100%	95%	Dentin	100%	90%	90%

Tab.26: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen, Zahn: Teil des Zahns mit heraus gebrochen, F: Bild fehlt)

Wie aus der Tabelle hervorgeht, kam es bei den Prüfkörpern aus der Serie SR Phonares II deutlich häufiger zum Versagen des Adhäsivverbundes, vor allem nach 24-stündiger und Wasserlagerung, die fast ausschließlich Adhäsionsbrüche nach sich zogen. Nach der künstlichen Alterung im Kausimulator hingegen resultierten in beiden Massen jeweils vier Kohäsions- und nur drei adhäsive Brüche, der adhäsive Verbund und die Materialfestigkeit waren also etwa gleich.

#### 4.2.7 Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco)

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	50%	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zyl)	90%
Schmelz	80%	70%	100%	Dentin	90%	90%	100%
Schmelz	80%	100%	100%	Dentin	50%	100%	90%
Schmelz	70%	90%	100%	Dentin	90%	80%	100%
Schmelz	70%	100%	100%	Dentin	90%	100%	100%
Schmelz	50%	80%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100% (Zahn)	90%	100%	Dentin	50%	90%	100%
Schmelz	100%	50%	100%	Dentin	100%	80%	100%

Tab.27: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen, Zahn: Teil des Zahns mit heraus gebrochen)

Auch in dieser Serie kam es häufiger zu Adhäsionsbrüchen. Vor allem nach Thermocycling zeigten sich ausschließlich Ablösungen des Verbundmaterials von der Oberfläche des Kunststoffzahns. Aber auch nach Wasserlagerung der Schmelz-Prüfkörper sowie 24-Stunden-Lagerung im Dentin überwog diese Bruchart. Nach 24-Stunden- in der Schmelzmasse sowie Wasserlagerung in der Dentinmasse hielten sich dagegen Adhäsions- und Kohäsions- bzw. Mischbrüche die Waage.

#### 4.2.8 Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	95%	Dentin	100%	70%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	80%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	90%	100%
Schmelz	100%	50%	100%	Dentin	100%	100%	90%
Schmelz	100%	100%	90%	Dentin	100%	100%	100%

Tab.28: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch)

Bis auf die Prüfkörper, bei denen die Scherhaftfestigkeit nach Thermocycling im Dentin gemessen wurde, weist die Serie SR Phonares NHC von Ivoclar Vivadent, wie auch alle anderen Serien dieses Herstellers bis auf einzelne Ausnahmen, fast ausschließlich Adhäsionsbrüche auf. Nach der thermischen Wechsellast kam es im Dentin hier zu einer Überzahl an Kohäsionsfrakturen. Bei fünf von acht Prüfkörpern fanden sich nach der Abscherung noch Reste des Verbundwerkstoffs auf der Bruchfläche.

#### 4.2.9 Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	90%	90%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	90%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	90%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	90%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	50%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100% (Zyl)	95%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	95%	100%

Tab.29: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen)

Auch in der Serie SR Vivodent DCL dominierten Adhäsionsbrüche. Vor allem in der Schmelzmasse, wie auch obige Tabelle verdeutlicht, kam es ausschließlich zum Versagen des adhäsiven Verbundes. So auch in der Dentinmasse nach der 24-stündigen Lagerung, wo es neben acht adhäsiven Brüchen lediglich einmal zur Fraktur des Verblendkompositzylinders kam. Das Frakturverhalten im Dentin änderte sich jedoch nach Wasserlagerung und Thermolast zu Gunsten der Kohäsionsbrüche, die bei vier und einem Mischbruch bzw. fünf Prüfkörpern die Mehrheit in der geprüften Reihe darstellten.

#### 4.2.10 Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	95%	100%	Dentin	100%	100%	100%
	100%	100%	90%		100%	90%	100%
	100% (Zyl)	100%	90%		98%	100%	100%
	100%	100%	100%		100%	100%	100%
	100%	100%	95%		100% (Zyl)	100%	80%
	100%	100%	100%		100%	90%	90%
	100%	100%	95%		50%	100%	70%
	100%	90%	95%		100%	80%	100%

Tab.30: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen)

Die Prüfkörper der SR Vivodent PE Serie zeigten ein ähnliches Verhalten wie die anderen dieses Herstellers. Im Schmelz sowie im Dentin nach 24-Stunden-Lagerung und thermischer Wechsellauf kam es bis auf vereinzelte Ausnahmen zum Ablösen des Verbundwerkstoffes von der Oberfläche des geprüften Prothesenzahns und somit zum Adhäsionsbruch. Nur die 120-tägige Wasserlagerung schien in der Dentinmasse die Materialien in sich sowie den adhäsiven Verbund gleichermaßen zu schwächen, so dass eine gleiche Anzahl an adhäsiven und Kohäsionsfrakturen resultierte.

#### 4.2.11 Merz Dental Integral

Masse	24h	H2O	TC	Masse	24h	H2O	TC
Schmelz	90%	80%	100%	Dentin	100%	100%	90%
	95%	100%	95%		100%	100%	100%
	100%	100%	100%		100%	100%	100%
	90%	100%	100%		100%	100%	90%
	50%	100%	100%		90%	100%	100%
	100%	100%	90%		100%	100%	100%
	100%	98%	100%		100%	100%	100%
	90%	95%	100%		100%	100%	100%

Tab.31: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch)

Im Schmelz nach Wasserlagerung und Thermocycling sowie im Dentin nach 24-Stunden-Lagerung sowie thermischer Wechsellauf kam es bei den Integral-Prüfkörpern ausschließlich zu reinen Adhäsionsbrüchen. Abgesehen von zwei Probekörpern resultierte diese Bruchart auch nach Wasserlagerung der Dentinmasse. Nach 24-stündiger Lagerung der Schmelzmasse hingegen zeigte sich mit vier Adhäsionsfrakturen neben drei kohäsiven sowie einem Mischbruch ein gemischtes Bild.

#### 4.2.12 Merz Dental Polystar Selection

Masze	24h	H2O	TC	Masze	24h	H2O	TC
Schmelz	70%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	F	100%	100%	Dentin	100%	98%	100%
Schmelz	95%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%

Tab.32: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen, F: Bild fehlt)

Anhand der Tabelle kann man in dieser Serie ebenfalls ein Überwiegen der Adhäsionsfrakturen feststellen. Lediglich nach 24-Stunden-Lagerung der Schmelz- und Wasserlagerung der Dentinmasse kam es vereinzelt zur stärkeren Schwächung der Materialfestigkeit gegenüber dem Adhäsivverbund und somit zu kohäsiven Brüchen.

#### 4.2.13 Shofu Veracia

Masze	24h	H2O	TC	Masze	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	100% (Zahn)	Dentin	100%	100% (Zyl)	100% (Zahn)
Schmelz	100% (Zyl)	100%	90%	Dentin	100%	100% (Zyl)	80%
Schmelz	100% (Zyl)	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	95%	100%	95%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	80%	100%	100%	Dentin	80%	100%	100% (Zahn)
Schmelz	90%	100% (Zahn)	90%	Dentin	100%	100% (Zyl)	100%
Schmelz	50%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100% (Zahn)	100% (Zahn)	100%	Dentin	80%	50%	100%

Tab.33: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zyl: Zylinder nicht vollständig abgebrochen, Zahn: Teil des Zahns mit heraus gebrochen)

Ein zu den anderen Materialien verschiedenes Verhalten zeigte die Veracia-Serie aus dem Hause Shofu. Der Adhäsivverbund überstieg meist die Festigkeit der Materialien deutlich, so dass es bei diesen Prüfkörpern fast ausschließlich zu kohäsiven Brüchen kam. Ausgenommen davon war nur die Schmelzmasse nach der 24-Stunden Lagerung, bei der sich ein Gleichgewicht zwischen Adhäsions- und Kohäsionsversagen einstellte. Kam es bei den Kohäsionsbrüchen der meisten anderen Serien hauptsächlich zum Bruch zwischen den einzelnen Schichten des Verblendkomposit, war der mit Hilfe des Adhäsivs Cera Resin Bond hergestellte Haftverbund so stark, dass es deutlich öfter zum Herausbrechen eines Teils des Kunststoffzahns kam.

#### 4.2.14 Vita Physiodens

Masze	24h	H2O	TC	Masze	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	90%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	F	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%

Tab.34: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, F: Bild fehlt)

Das deutlichste Ergebnis der lichtmikroskopischen Auswertung konnte in dieser Serie gefunden werden. Bei allen Prüfkörpern führte die geringe Festigkeit des Adhäsivverbundes zum Loslösen des Verbundwerkstoffes von der Prothesenzahnoberfläche und somit zur Adhäsionsfraktur.

#### 4.2.15 Vita Vitapan

Masze	24h	H2O	TC	Masze	24h	H2O	TC
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100%	100%
Schmelz	95%	100%	100%	Dentin	90%	90%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	90%	100%	100%
Schmelz	90%	95%	100%	Dentin	100%	95%	100%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	95%	90%
Schmelz	90%	90%	100%	Dentin	100% (Zahn)	50%	100%
Schmelz	90%	90%	100%	Dentin	100%	100%	95%
Schmelz	100%	100%	100%	Dentin	100%	100% (Zahn)	100%

Tab.35: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin [%] (hell: Adhäsionsbruch, dunkel: Kohäsionsbruch, orange: Mixbruch, Zahn: Teil des Zahns mit heraus gebrochen)

Ein ähnliches Bild zeigte auch die zweite geprüfte Serie von Vita. Bei den meisten der Vitapan-Probekörper kam es durch die Druckscherbelastung zu größerer Schwächung des Haftverbundes und schließlich zum Adhäsionsbruch. Nur in der Dentinmasse kam es nach Durchlaufen der Wasserlagerung gleichermaßen zum Versagen der Material- und Haftverbundfestigkeit, woraus neben vier adhäsiven drei Kohäsions- sowie ein Mixbruch hervorgingen.

## 5 Diskussion

Vor dem klinischen Einsatz am Patienten sollten neue Materialien anhand möglichst naturgetreuer Simulationen getestet werden. In-vitro-Untersuchungen tragen in Zeiten rasanter Werkstoffentwicklung dazu bei, das zu erwartende In-vivo-Verhalten der Werkstoffe bereits frühzeitig im Labor einschätzen zu können [86]. Prothesenzähne werden heutzutage hauptsächlich auf ihr Verschleißverhalten [10, 30, 86] sowie den Verbund zu Prothesenbasismaterialien bzw. mechanische oder chemische Vorbehandlungsmethoden zu seiner Verbesserung untersucht [9, 12, 17, 61, 65, 77, 92, 102, 103]. Veröffentlichte Studien zur Haftfestigkeit zwischen lichthärtenden Kompositen und Acrylatzähnen finden sich hingegen nur sehr limitiert [60, 76].

### 5.1 Diskussion der Methode

#### 5.1.1 Zahnauswahl

In der vorliegenden Arbeit wurde die Auswahl der zu prüfenden Prothesenzähne möglichst auf Frontzahngarnituren beschränkt. Hier nahm man jedoch keine Rücksicht darauf, ob es sich um obere mittlere bzw. seitliche Schneidezähne oder obere Eckzähne handelte. Die Serie Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC wurde sogar mit Prämolaren getestet. Da bei der Herstellung der Prothesenzähne heutzutage auch oft schon funktionelle Aspekte, z. B. eine höhere Abriebfestigkeit im Seitenzahngebiet, berücksichtigt werden und die Zähne somit auch innerhalb einer Garnitur aus unterschiedlichen Massen aufgebaut sein können, sollten zum exakten Vergleich der Ergebnisse des Druckscherversuchs der gleiche Zahn jedes Herstellers, z. B. der obere mittlere Schneidezahn verwendet werden.

#### 5.1.2 Herstellung der Prüfkörper

##### 5.1.2.1 Einbetten der Zähne in Kunststoffblöckchen

Beim Einbetten der Prothesenzähne in die mit Palapress Vario gefüllten Silikonformen sollte darauf geachtet werden, dass die Oberfläche der Prothesenzähne mit dem Autopolymerisat abschließt, sodass eine plane Oberfläche entsteht. Nur dann ist es möglich, den von Schmitz und Schulmeyer [89] gestellten

Anspruch, den Abscherstempel möglichst konstant nahe der Grenze anzusetzen (siehe Abschnitt 2.3.3.2), zu erfüllen.

In dieser Versuchsreihe wurden die Zähne nach dem Einsetzen in die gefüllten Silikonformen beschwert, wodurch es teilweise zu einem unkontrollierten Einsinken der Zähne in die Palapress-Masse kam. Zudem war beim Einbetten zu berücksichtigen, in welcher Masse der Verblendkunststoff-Zylinder später befestigt werden sollte, da beim darauf folgenden Abschleifen der Zähne ein größerer Substanzabtrag nötig war, um die Dentinmasse zu erreichen (siehe Abb. 10). Durch diese Bedingungen ließ sich ein identisch planes Abschließen der Zahn- mit der Blöckchenoberfläche nicht bei allen Prüfkörpern realisieren. Vor allem bei den Schmelz-Probekörpern überragte das Niveau des Zahnes häufig das des Kunststoffblöckchens, was manchmal ein Einspannen in die Prüfvorrichtung der Zwickmaschine unmöglich und die Herstellung eines neuen Prüfkörpers erforderlich machte.

### **5.1.2.2 Abschleifen und Anrauen der Zähne**

Zur Simulation des Substanzverlusts durch Abbrechen von Teilen des Kunststoffzahnes bei Reparaturarbeiten bzw. Beschleifen mit Hartmetallfräsen, wie von den meisten Herstellern zur Individualisierung vorgegeben, wurden die Zähne nach dem Einbetten an der Poliermaschine Metaserv Motopol 8 beschliffen. Hierbei wurde darauf geachtet, dass das Abschleifen aus nur einer Richtung geschah und die Prüfkörper währenddessen nicht gedreht wurden, um Verwirbelungen auf der Kunststoffoberfläche der Zähne zu verhindern. Des Weiteren war zu beachten, den Substanzabtrag zum Erreichen der beiden Massen Schmelz und Dentin durch konstanten Druck und einheitliche Zeitintervalle gleich groß zu halten. Dies gestaltete sich aber schon auf Grund der uneinheitlich eingebetteten Zähne und durch nur manuelle Kontrolle des ausgeübten Drucks schwierig. Um die Dentinmasse zu erreichen ergab sich zudem häufig das Problem, dass auch das Kunststoffblöckchen teilweise beschliffen werden musste und dadurch möglicherweise Reste des Autopolymerisats auf der späteren Klebefläche zurückblieben.

Anschließend sollte die Oberfläche der Prothesenzähne durch Sandstrahlen aufgeraut werden. Dabei galt es darauf zu achten, jeden Zahn mit der gleichen Körnung zu bearbeiten um vergleichbare Festigkeitswerte zu erhalten. In einer

Studie aus 2010, in der die Verbundfestigkeit von Zirkoniumdioxidkeramik mit verschiedenen Befestigungskompositen getestet wurde [62], stellte sich die Oberflächenrauhigkeit der Prüfkörper als eine Ursache der Schwankung in den Ergebnissen dar. Eine zu hohe Rauheit führte zur Verhakung der Klebeflächen, was den Bruchzeitpunkt entweder verzögerte oder, falls es zum Brechen der Spitzen kam, beschleunigte und somit zu einer großen Streuung führte. Um eine einheitliche Rauheit zu erzielen wurde im Vorversuch eine Rauheitsmessung im Perthometer durchgeführt. Es wurde die Körnung des Schleifpapiers ermittelt, mit der eine dem Aufrauen mittels Hartmetallfräse entsprechend raue Oberfläche (Fräse: ca. 0,50-0,69  $\mu\text{m}$ , Schleifpapier Körnung 600: ca. 0,53-0,69  $\mu\text{m}$ ) erzielt werden konnte. Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass alle Prüfkörper mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  derselben Körnung bearbeitet wurden.

### 5.1.2.3 Konditionierung der Kunststoffzähne

Besonderes Augenmerk wurde auf das Beschichten der Prothesenzähne mit dem Verbundsystem gelegt, da das Interesse dieser Studie hauptsächlich dem Vergleich der Haftkraft des adhäsiven Verbundes der Systeme der einzelnen Hersteller bzw. des Einflusses der verschiedenen Lagerungsarten auf diesen Verbund galt. Da die modernen Kunststoffzähne stark vernetzte Polymethacrylate sind, werden spezielle Haftvermittler benötigt, um einen akzeptablen Verbund zum Verblendkunststoff zu gewinnen [51]. Die Schwierigkeit bei diesem Schritt lag zum einen darin, dass darauf geachtet werden sollte, das Adhäsivsystem stets in gleicher Schichtdicke auf die vorbereitete Oberfläche aufzutragen. Laut *Kerschbaum* [55, 62] liegt die optimale Schichtdicke der Klebstoffschicht bei 100-200  $\mu\text{m}$ . Mit größeren Schichtdicken gewinnen zunehmend die Eigenfestigkeit des Komposit sowie seine Polymerisationsschrumpfung an Bedeutung. Wird das Adhäsivsystem zu dünn aufgetragen, können die Spitzen der angerauten Zahnoberflächen Kerbspannungen im Kompositwerkstoff erzeugen [55, 62]. Beides hätte die Abnahme der Verbundfestigkeit zur Folge. Exakt gleich große Schichtdicken wurden durch Aufbringen etwa gleich großer Massen des höher viskosen Werkstoffs Composiv von Ivoclar Vivadent auf den Kunststoffverblendspatel, sowie der gleichen Anzahl an

Tropfen der anderen flüssigen Systeme auf den Pinsel versucht. Dies stellte sich jedoch als weitere Schwierigkeit dar.

Einige der Verbundwerkstoffe enthalten Methacrylate (siehe Tab. 31), wie z. B. Methylmethacrylat (MMA). Manche Autoren empfehlen eine Vorbehandlung der zu verbindenden Oberflächen mit MMA. MMA enthält niedermolekulare Methacrylate, die rasch und wirkungsvoll die Oberflächenschichten auch stark vernetzter Kunststoffe anlösen können. Bei diesem so genannten Anquellprozess dringen große Molekülmengen des niedermolekularen Methacrylats in die Oberflächenschichten des auspolymerisierten Kunststoffszahns, lassen sein Polymernetzwerk quellen und weiten es auf [51]. Nach Auftragen und Polymerisation des Haftvermittlers kommt es zum Durchdringen der Polymernetzwerke des schon polymerisierten Materials und des sich neu bildenden Netzwerks des Haftvermittlers, es entsteht ein interpenetrierendes Netzwerk [51]. Da sich ebenso Studien finden, die eine mögliche Wirksamkeit von MMA widerlegen [28, 60, 76, 107], sollte auch der Effekt auf die in unserer Studie verwendeten Materialien noch untersucht werden.

Des Weiteren kann MMA zur Reinigung und Entfettung der Zahnoberfläche dienen. Generell gilt: eine Klebeverbindung wird umso fester, je gründlicher vorher gereinigt wurde [11]. Mechanische Reinigung durch Abwischen, Abbürsten oder Abspülen dient dabei der Entfernung lose anhaftender Partikel, wie z. B. Schleifstaub. Daneben sollten aber auch Schmierfilme, Öle oder Fette mit Hilfe von Lösungsmitteln, wie auch Aceton, rückstandslos entfernt werden [52]. Die Wichtigkeit der Reinigung der Klebeflächen betonten auch *Thean et al.* [103] sowie *Vergani et al* [107]. Sie sahen die Reinigung mit Reinigungsmittel und destilliertem Wasser als ungenügend zur Entfernung von Verunreinigungen und somit als nicht ausreichend zur entsprechenden Vorbereitung der Oberfläche zur Aufnahme des Haftvermittlers an. Auch in der vorliegenden Studie wurden die Prüfkörper nach dem Sandstrahlen größtenteils ausschließlich mit heißem Wasserdampf gesäubert und anschließend mit Druckluft getrocknet.

#### **5.1.2.4 Aufbringen der Kompositzylinder**

Der Verbund zwischen auspolymerisiertem Haftvermittler und dem aufgeschichteten Verblendkunststoff wird rein chemisch hergestellt: in der auf der Oberfläche

verbleibenden Sauerstoffinhibitionsschicht befindet sich eine große Anzahl freier reaktionsfähiger Methacrylgruppen, die zusammen mit den Methacrylgruppen des Verblendkomposit polymerisieren [51]. Um die vollständige Durchhärtung der einzelnen Schichten des aufgebrachten Verblendkunststoffs zu garantieren, sollte bei der Beschichtung darauf geachtet werden, maximale Schichtdicken von 2 mm aufzubringen. Dies war sowohl Voraussetzung für die Haftung des Komposit an der konditionierten Kunststoffzahnoberfläche als auch für den Verbund der drei Schichten des Zylinders untereinander.

Da die Menge an Komposit je Schicht per Augenmaß bestimmt wurde, ist es möglich, dass einzelne Schichten die Grenze von 2 mm überschritten, woraus geringere Festigkeiten des adhäsiven Verbundes oder des Zylinders in sich mit daraus resultierenden Kohäsionsbrüchen folgen. Ergaben sich ungewöhnlich hohe Haftwerte innerhalb einer Serie, konnte des Öfteren bei der nachträglichen Analyse der Bruchflächen festgestellt werden, dass es durch starkes Stopfen des Komposit zur Viskositätserhöhung und dadurch leichtem Herausquellen aus der Metallform kam, wodurch die Haftfläche vergrößert und die Haftkraft möglicherweise verstärkt werden könnte (siehe Abb. 27 und Abb. 28).

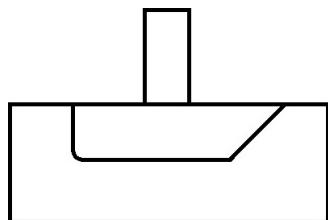


Abb.27: Zylinder nach „normalem“ Stopfen

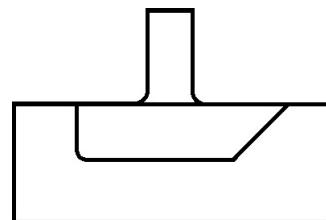


Abb.28: Herausquellen des Komposit nach Stopfen mit erhöhtem Druck

### 5.1.3 Künstliche Alterung

#### 5.1.3.1 24-Stunden Lagerung

Um den Kompositen die Möglichkeit zur Nachpolymerisation und damit vollständigen Aushärtung zu geben, wurde jeweils eine Gruppe der zu untersuchenden Prüfkörper 24 Stunden an der Luft gelagert. Nach diesen 24 Stunden, soll laut *Beldner und Marx* [8, 62] sowie *Kerschbaum* [55, 62] eine vollständige Polymerisation des Komposit gewährleistet sein.

### 5.1.3.1 Thermocycling

Durch Essen, Trinken und Atmen werden in der Mundhöhle Temperaturschwankungen verursacht [3]. Die in der Literatur angegebenen Werte differieren dabei von  $-8^{\circ}\text{C}$  bis  $0^{\circ}\text{C}$  und  $+67^{\circ}\text{C}$  bis maximal  $81^{\circ}\text{C}$  [78, 79, 101]. Dadurch werden an der Grenzfläche zwischen einer Restauration und Zahnoberfläche Temperaturen zwischen  $5^{\circ}\text{C}$  und  $55^{\circ}\text{C}$  erreicht [78, 81]. Dieser Temperaturbereich gilt als allgemein anerkannt und kann bei solchen In-vitro-Untersuchungen als Standard gesehen werden [78, 85].

Diese Temperaturschwankungen lösen innerhalb der Materialien Spannungen aus, die sich auf Grund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungen vor allem in den Grenzflächen beim Verbund aus verschiedenen Materialien negativ auswirken. Aus den entstehenden Mikrorissen können somit Spalten resultieren, die schließlich zum Totalverlust der Versorgung führen, ein Problem, das vor allem bei Metallkeramiken und adhäsiv verbundenen Materialien beobachtet wird [23, 78]. Die Simulation der in der Mundhöhle auftretenden Temperaturen findet in so genannten Kausimulatoren statt. Sie ermöglichen durch standardisierte Simulation thermomechanischer Belastungsparameter im Zeitrafferverfahren die Bewertung zahnmedizinischer Materialien und Konstruktionen innerhalb kurzer Zeit [6]. Die Prüfkörper werden unterschiedlich temperierten Wechselbädern ausgesetzt, wobei man beachten muss, dass sie ausreichend lange und vollständig mit Wasser bedeckt sind, um seine Temperatur annehmen zu können. Laut *Barclay* [4] ist dafür eine Zeitspanne von 30 Sekunden nötig. Die Prüfkörper in dieser Studie lagerten im Regensburger Kausimulator, der alle zwei Minuten zwischen Minimal- und Maximalwert wechselt und so eine ausreichend lange Haltezeit gewährleistet [78, 85, 90].

### 5.1.3.2 Wasserlagerung

Um gleiche Voraussetzungen für alle Prüfkörper sicherzustellen, sollten sie wenn möglich in demselben Wasserbad unter gleichen Bedingungen wasserlagern. Zur Simulation der Mundhöhlenbedingungen sollte im Wasserbad eine konstante, dem Speichel entsprechende Temperatur von  $37^{\circ}\text{C}$  aufrechterhalten werden. Außerdem sind regelmäßige Kontrollen des Wasserstandes nötig, da die Prüfkörper während des gesamten Lagerungszeitraums vollständig von Wasser bedeckt sein sollten. Die

Wasserlagerung der Proben kann die klinische Situation, in der sie dem Speichel ausgesetzt sind jedoch nicht vollständig nachahmen [22, 80]. Die im Speichel enthaltenen Proteine weisen eine hohe Affinität zu Anlagerung an die Prothesenoberfläche und Bildung des Pellikels auf [22, 80]. Die Untersuchung des Langzeitverhaltens der Prüfkörper nach Lagerung in künstlichem Speichel steht aus. Jedoch werden Prothesen, wenn der Patient sie nicht trägt, in Wasser gelagert, sodass auch diese Langzeitlagerung Berücksichtigung finden sollte [77].

#### 5.1.4 Druckscherversuch

Wie schon in Kapitel 2.3.3.2 beschrieben, gibt es verschiedene Vorrichtungen, die der Untersuchung der Festigkeit des Verbundes dienen. Da Adhäsivkonstruktionen im Mund hauptsächlich Zug- und Scherkräften ausgesetzt sind, sahen schon *Beldner und Marx* [8, 62] sowie *Marx und Haass* [62, 67] den Schertest als praxisnahste Belastung an. Zu berücksichtigen gilt jedoch, dass die Scherbelastung bei hoher Verbundfestigkeit nicht mehr auf die Grenzfläche übertragen werden kann, woraus ein Versagen im Kunststoff selbst resultiert. Laut *Marx und Haass* [67] und *Kerschbaum* [55] begünstigt der Scherversuch also eher ein kohäsives Versagen, der Zugtest eher adhäsives. Dieses Verhalten scheint auch anhand der vorliegenden Studie bestätigt werden zu können. So kam es beispielsweise bei den Prüfkörpern der Serie Shofu Veracia, die die höchsten Werte für die Scherhaftfestigkeit aufwiesen, fast ausschließlich zu Kohäsionsbrüchen.

Des Weiteren sollte eine ausreichend geringe Vorschubgeschwindigkeit des Abscherstempels den Aufbau eines stationären Kraftfeldes ermöglichen. Die in dieser Studie eingestellte Geschwindigkeit von 1 mm/Minute gilt dafür als ausreichend. Wie auch *Schmitz und Schulmeyer* [89], stellte *van Noort* [105] die Wichtigkeit des nahe an der Grenze ansetzenden Abscherstempels fest. So soll es mit zunehmendem Abstand zum Auftreten von Biegemomenten und somit zu einer inhomogenen Spannungsverteilung an der Grenzfläche kommen. Durch die für den in unserer Studie verwendete standardisierte Prüfvorrichtung ist der Abstand zwischen Abscherstempel und Prüfvorrichtung definiert (siehe Abb.12). Abweichungen kommen lediglich durch die in Handarbeit hergestellten Kompositzylinder zustande, Verzerrungen der Zylinder können variierende Kraftansatzpunkte verursachen und somit zu Streuungen der Ergebnisse führen.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Vergleich der Materialien

Alle Prothesenzähne wurden zur Aufnahme des Verblendkomposit mit einem auf den jeweiligen Zahn abgestimmten Adhäsivsystem vorbehandelt. Die Notwendigkeit Ihrer Anwendung wurde in vergleichbaren Studien bestätigt. So beispielsweise in einer Untersuchung von *Guzman et al.* [28] aus 1995, in der der Einfluss der Oberflächenbehandlung auf die Haftfestigkeit zwischen heiß- und lichthärtenden Kompositen getestet wurde. Fünf Prüfkörperserien wurden hierbei nach jeweiliger Vorbehandlung mit einem Adhäsiv beschichtet, vier weitere Serien unterzog man einer anderen oder keiner Oberflächenaktivierung. Deutlich höhere Werte wurden im Scherversuch in den Serien, in denen der Haftvermittler zum Einsatz kam, erzielt. Zu dem gleichen Ergebnis kamen *Marra et al.* [65] bei Haftfestigkeitsuntersuchungen zwischen Acrylat Prothesenzähnen und Prothesenbasismaterialien und bezogen sich dabei auf Feststellungen von *Cunningham* [17], dass der Haftvermittler die Benetzbarkeit der Zahnoberfläche verbessert und sie zusätzlich möglicherweise anlöst, was eine bessere Penetration des Basismaterials in den Zahn ermöglicht. Auch *Nirmalya et al.* [76], deren Studie über die Auswirkungen verschiedener Vorbehandlungsmethoden auf die Scherhaftfestigkeit zwischen Kompositen und Prothesenzähnen aus Acrylat am besten mit unseren Versuchen vergleichbar ist, konnten bei Verwendung des Adhäsivsystems höhere Haftwerte erzielen.

In der vorliegenden Studie wurden Haftwerte sowohl mit Komposit- als auch Acrylatprothesenzähnen ermittelt. Beim Vergleich der verschiedenen Materialien nach der 24-stündigen Lagerung liefern Acrylatzähne etwas höhere Haftwerte, ausgenommen die Serie Shofu Veracia, bei der es sich ebenfalls um Zähne aus Komposit handelt. Eine Erklärung findet sich möglicherweise in den von *Lagouvardos et al.* [60] gewonnenen Erkenntnissen. Sie erstellten Aufnahmen von den beiden Zahntypen im Rasterelektronenmikroskop und fanden gegenüber einer dichten homogenen Struktur des Acrylatzahns eine große Anzahl abgeschilfelter Polymere im Kompositzahn, wodurch einerseits die Kohäsion zwischen den Polymeren und der Matrix geringer ist, andererseits eignet sich die Oberfläche jedoch besser für eine

mechanische Verankerung und ermöglicht somit eine bessere Haftung des Kompositzylinders.

Die Serie Vita Physiodens Dentin fällt mit besonders niedrigen Werten für die Scherhaftfestigkeit auf. Die Erklärung hierfür könnte möglicherweise darin liegen, dass, wie bei der nachträglichen visuellen Analyse der Prüfkörper durch eine im Vergleich glatte Zahnoberfläche auffiel, der Schritt der Oberflächenaktivierung mittels Sandstrahlen unzureichend erfolgte. Laut *Janda* [52] ist die Vorbehandlung der Oberflächen zur Herstellung einer Klebeverbindung unabdingbar. Diese Vorbehandlung besteht zum einen in der Reinigung und zum anderen in der Aktivierung der Oberfläche mittels Sandstrahlen, Ätzen oder Beizen. Nur so kann der Klebstoff in die Oberflächenrauheiten eindringen und die gesamte Fläche benetzen [11]. Das durch den Sandstrahlprozess erzeugte Muster wirkt besser retentiv, dadurch ist eine bessere Penetration und mechanische Verankerung des Haftvermittlers gegeben [51]. Mehrere Studien, die sich mit der Verbundfestigkeit von Kunststoffprothesenzähnen zu Prothesenbasismaterialien beschäftigten, zeigten eine Verbesserung der Verbundfestigkeit durch die infolge des Anrauens der Zahnoberflächen frei werdende Oberflächenenergie [12, 65]. Diese Feststellung lässt sich, wie das Ergebnis dieser Serie zeigt, auch auf unsere Studie übertragen.

Auf der anderen Seite konnten außergewöhnlich hohe Haftwerte in der Serie Shofu Veracia für beide Massen und nach allen Lagerungsarten ermittelt werden. Die wahrscheinliche Erklärung hierfür liegt in der hohen Haftkraft des Zwei-Komponenten Adhäsivsystems Cera Resin Bond. Auch *Lagouvardos* und *Polyzois* [60] erzielten mit verschiedenen Haftvermittlern abweichende Haftkräfte. Als mögliche Ursache nannten sie das unterschiedliche Vermögen der Adhäsivsysteme in tiefere Schichten des Zahnes zu penetrieren, das vom Gehalt diverser hydrophiler Moleküle wie z. B. HEMA abhängt. Daneben können auch variierende Füllstoffgehalte verursachend sein.

### **5.2.2 Einfluss der Lagerung**

Will man das Langzeitverhalten einer Restauration beurteilen, muss man alle im Munde auftretenden Belastungsformen (Kauzyklen, Temperaturschwankungen,

Feuchtigkeitseinflüsse) berücksichtigen [24]. Die Festigkeit einer Klebung ist nicht konstant, sondern nimmt stetig ab und Klebstoffe werden durch chemische und physikalische Einflüsse geschwächt [11]. Daneben, wie schon *Hahnel et al.* [31] zeigen konnten, führt künstliche Alterung generell zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften. Auch in unserer Studie wurde die Scherhaftfestigkeit sowohl durch Wasserlagerung als auch durch die Zyklen thermischer Wechsellauf herabgesetzt.

Die im Vergleich geringsten Haftwerte lieferten die Prüfkörper, die die 120-tägige Lagerung in destilliertem Wasser durchlaufen hatten. In wässrigem Milieu nehmen Komposite permanent Wasser auf und die Wassermoleküle diffundieren durch den Kunststoff als permeables Medium [55, 62]. Dabei kommt es zur Hydrolyse des Komposit, die den Verbund schwächt und die Festigkeit beeinflusst [62, 82]. *Wegener* sah die Hydrolyse an der Grenzfläche zwischen Komposit und Keramik und innerhalb des Kunststoffs zwischen Matrix und Füllkörper als Hauptursache für den Abfall in einer Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen Komposit und Keramik an [62, 115]. Beim Großteil der veröffentlichten Studien zum Haftfestigkeitsverhalten zwischen Kompositkunststoffen und Prothesenzähnen lag der Fokus der Untersuchungen bislang eher auf dem Vergleich verschiedener Vorbehandlungsmethoden und Materialien als auf dem Langzeitverhalten des Verbundes [51, 60, 76, 107], sodass ein direkter Vergleich der Ergebnisse dieser Studie schwer möglich ist. *Papazoglou et al.* [80] unterzogen einen Teil ihrer Prüfkörperserien zur Untersuchung der Scherfestigkeit zwischen Kompositen bzw. selbsthärtenden Acrylatkunststoffen und Acrylatzähnen einer 30-tägigen Wasserlagerung, da diese Periode laut *Ristic und Carr* [84] für eine vollständige Sättigung durch das Wasser ausreichend ist. Im Gegensatz zu unserer Studie konnten sie keine signifikanten Unterschiede nach der Wasserlagerung feststellen, was möglicherweise an der unterschiedlichen Dauer der Lagerung liegt. *Nishigawa et al.* [77] testeten mittels eines eigens für heißhärtende Kunststoffe entwickelten Adhäsivsystems den Verbund zwischen Kunststoffzähnen und Basismaterialien nach einer 24-stündigen Lagerung im Vergleich zur 100-tägigen Wasserlagerung und konnten signifikant unterschiedliche Werte erzielen. Sie sahen die Ursache darin zum einen im Verschleiß des Kunststoffs selbst und zum anderen in der Auflösung des Kunststoffs durch den auf die Verbundfläche aufgetragenen Primer. Diese

Erkenntnisse lassen sich möglicherweise auch auf die Ergebnisse der vorliegenden Studie übertragen.

Auch die Zyklen der thermischen Wechsellast scheinen die Scherhaftfestigkeit zu schwächen. Laut *Wegener* [62, 115] hat das Thermocycling mehr Einfluss auf die Haftfestigkeit der meisten Befestigungskomposite und Konditionierungsmethoden als die Wasserlagerung allein. Dies konnte bei unseren Untersuchungen nicht bestätigt werden. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen *Marra et al.* [65] und *Barbosa et al.* [3]. Sie konnten zeigen, dass der Verbund zwischen Prothesenbasismaterialien und Prothesenzähnen durch die thermische Last geschwächt wird. Einerseits kam es im temperierten Wasserbad zur Diffusion von Wassermolekülen in die Grenzfläche zwischen Zahn und Basismaterial, was wahrscheinlich das Versagen des Verbundes und somit die Abnahme der Haftfestigkeit zur Folge hatte. Andererseits expandieren und schrumpfen die einzelnen Materialien durch ihre unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten verschieden stark, was Ermüdungserscheinungen fördert und schließlich zum Bruch führt. Dass nach dem Thermocycling bessere Haftwerte als nach Wasserlagerung erzielt werden konnten, lässt sich durch den Einfluss der Temperatur erklären. Einerseits erleichtert die periodische Lagerung im 55°C warmen Wasserbad, ähnlich dem Mechanismus bei heißhärtenden Prothesenkunststoffen, die Diffusion von Monomeren in die Prothesenzähne, wodurch die Haftfestigkeit verbessert wird [61]. Zum anderen ist es möglich, dass die erhöhte Temperatur die Nachpolymerisation begünstigt.

Während also die Festigkeitswerte nach 24 Stunden vor allem auf Rauheitsunterschiede und damit Unterschiede in der Benetzbarkeit zurückzuführen sind, gewinnen Hydrolyse- und Temperatureinflüsse mit der Lagerung zunehmend an Bedeutung, sodass für das Langzeitverhalten hauptsächlich die Beeinflussung des chemischen Verbunds relevant ist.

### **5.2.3 Vergleich der Massen**

Beim Vergleich der beiden Massen der Kunststoffzähne konnte in der vorliegenden Studie insgesamt nur ein signifikanter Unterschied nach Durchlaufen des

Thermocyclings ermittelt werden. Nach 24-Stunden- und Wasserlagerung schien der Einfluss der Schicht, in dem der Kompositzylinder zu liegen kam, eine untergeordnete Rolle zu spielen. Es ist jedoch möglich, dass in anderen Schichten des Kunststoffzahns durchaus andere Haftfestigkeiten ermittelt werden können, abhängig vom Vernetzungsgrad der Kunststoffmoleküle und der Schichtstruktur des Zahns [80]. Betrachtet man die einzelnen Serien konnte nur für die Vitapan-Prüfkörper tendenziell höhere Werte nach allen drei Lagerungen in der Dentinmasse festgestellt werden, sowie für Phonares II Prothesenzähne mit SR Adoro nach 24-Stunden- und Wasserlagerung. Bei den restlichen Serien gewann man nach 24 Stunden in sieben weitere bessere Haftfestigkeiten, nach Wasserlagerung und Thermocycling änderte sich das Ungleichgewicht zu Gunsten der Schmelzmasse mit höheren Werten in 12 (Wasserlagerung) bzw. 13 (Thermocycling) Reihen. Da also die meisten Prüfkörper ein ähnliches Verhalten zeigten, lässt sich keine eindeutige Abhängigkeit von der Zahnmasse, auch deren Material oder Füllstoffgehalt bzw. Füllstoffart ausmachen.

#### **5.2.4 Diskussion des Bruchverhaltens**

Treten innerhalb einer Serie hauptsächlich Adhäsionsbrüche auf, ist dies ein Zeichen für eine geringe Oberflächenhaftung während kohäsive Brüche hohe Haftkräfte signalisieren [7, 62]. Zu diesem Ergebnis kamen auch *Guzman et al.* [28] in ihren bereits erwähnten Untersuchungen. Sie konnten eine direkte Beziehung zwischen Kohäsionsbrüchen und Haftfestigkeit feststellen: mit zunehmender Haftkraft erhöhte sich auch die Anzahl an kohäsiven Frakturen. Diese Aussage lässt sich anhand der vorliegenden Studie nur anhand einzelner Messreihen bestätigen. Innerhalb der Serie Shofu Veracia, die mit Abstand die höchsten Werte für die Scherhaftfestigkeiten aufwies, herrschten in der Tat Kohäsionsbrüche vor. Wie die Tab. 36 und 37 zeigen, konnten an vereinzelten Prüfkörpern, bei denen im Vergleich höhere Haftwerte ermittelt wurden, eher Kohäsionsbrüche festgestellt werden. Betrachtet man die Serien aber insgesamt, kam es überwiegend zum Versagen des Haftverbundes und damit zu adhäsiven Brüchen. Die Festigkeit der Klebung war also geringer als die Eigenfestigkeit der Materialien [11]. Der Anteil an adhäsiven Frakturen innerhalb der Schmelzmasse nimmt durch die künstliche Alterung zu. Dies entspricht auch den gewonnenen Daten, die die Abnahme der Scherhaftfestigkeit

nach Wasserlagerung und Thermocycling bestätigen. Auch in der Dentinmasse lässt sich eine tendenzielle Abhängigkeit des Bruchverhaltens von der Lagerungsart feststellen. So erhöhte sich der Anteil an kohäsiven Frakturen nach Wasserlagerung und Thermocycling auf den ungefähr doppelten Wert gegenüber der 24-stündigen Lagerung, was laut der obigen Aussage auf erhöhte Haftkräfte nach künstlicher Alterung schließen ließe. Dies kann allerdings anhand der ermittelten Werte für die Scherhaftfestigkeit nicht bestätigt werden.

	Adhäsionsbruch	Kohäsions-/Mixbruch
24-Stunden-Lagerung	0,9-32,8 MPa	2,0-64,1 MPa
Wasserlagerung	0,3-16,3 MPa	0,9-46,6 MPa
Thermocycling	0,0-18,1 MPa	0,0-29,8 MPa

Tab.36: Scherhaftfestigkeiten in Abhängigkeit vom Bruchverhalten - Schmelz

	Adhäsionsbruch	Kohäsions-/Mixbruch
24-Stunden-Lagerung	0,5-24,8 MPa	1,5-26,7 MPa
Wasserlagerung	1,0-14,6 MPa	0,0-23,2 MPa
Thermocycling	0,0-16,3 MPa	0,0-29,6 MPa

Tab.37: Scherhaftfestigkeiten in Abhängigkeit vom Bruchverhalten - Dentin

Auch *Clancy et al.* [14] ermittelten in ihrer Studie zur Untersuchung von Haftfestigkeit und Bruchverhalten zwischen lichthärtenden Basiskunststoffen und Prothesenzähnen hauptsächlich ein adhäsives Versagen. Prüfkörper aus mit heißhärtendem Basismaterial verbundenen Zähnen frakturierten hingegen kohäsiv. Eine Abhängigkeit des Frakturverhaltens vom Material des Kunststoffzahnes stellten *Lagouvardos und Polyzois* [60] fest. Während die mit Kompositzähnen hergestellten Prüfkörper überwiegend Kohäsionsbrüche zeigten, brachen Kompositzylinder und Acrylatzahn eher adhäsiv, was auf geringere Haftkräfte schließen lässt und wiederum unseren Ergebnissen widerspricht.

Die zum Teil widersprüchlichen Aussagen der statistischen und mittels Lichtmikroskopie gewonnenen Daten deuten darauf hin, dass durch das Bruchverhalten keine zuverlässigen Rückschlüsse auf die Haftfestigkeiten gezogen werden sollten. Das Versagen der Klebeverbindung könnte womöglich durch eine ungenügende Vorbereitung oder Kontamination der zu verklebenden Flächen oder durch mangelnde Sorgfalt bei der Klebstoffauswahl verursacht worden sein [11].

### 5.3 Bewertung und Ausblick

Moderne Prothesenzähne sollten neben einem gut herzustellenden Verbund zum Prothesenbasismaterial leicht zu bearbeiten, durch Kompositmaterial ergänzbar und reparierbar sowie für ein optimales ästhetisches Erscheinungsbild individualisierbar sein [86].

Obwohl von Seiten der Industrie heute schon sehr viele Auswahlmöglichkeiten zur originalgetreuen Rekonstruktion des Gebisses bereitgestellt werden, lässt sich die individuelle Situation, vor allem in der Teilprothetik, oftmals noch nicht zur vollen Zufriedenheit des Prothesenträgers wiederherstellen. Durch die zunehmende Beliebtheit der Implantatprothetik, sind hergestellte Konstruktionen auch immer höheren Belastungen in der Mundhöhle ausgesetzt. Mit Hilfe lichthärtender Komposite können abgelöste oder gebrochene Prothesenzähne in der Praxis repariert und zeitaufwändige Prozeduren vermieden werden [76]. Zur Individualisierung oder Reparatur von Prothesenzähnen mittels Verblendkunststoffen ist es notwendig, dass eine gesicherte Haftverbindung zwischen den beiden Materialien hergestellt werden kann, die auch der Langzeitlagerung unter Mundhöhlenbedingungen standhalten kann.

Vergleichbare Studien unterstreichen die Wichtigkeit der Anwendung eines geeigneten Adhäsivsystems, mit dem beim Großteil der Untersuchungen ein zufrieden stellender Verbund hergestellt werden konnte. Ein direkter Vergleich dieser Ergebnisse mit den in unseren Untersuchungen ermittelten Daten ist allerdings schwer möglich, da sie meist in anderen Verfahren oder Versuchsanordnungen gewonnen wurden. Nur eine einheitliche Technik und ein standardisierter Versuchsaufbau ermöglichen den direkten Vergleich der Ergebnisse [3, 13]. Die zum Teil große Spannweite der Ergebnisse innerhalb unserer Messreihen sowie die geringe Anzahl an Veröffentlichungen zu diesem Thema, insbesondere dem Langzeitverhalten des Haftverbunds machen deutlich, dass die Verbundfestigkeit zwischen Prothesenzähnen und Kompositen vor dem klinischen Einsatz noch einiger Untersuchungsansätze bedürfen. Denn auch wenn die im Labor gewonnenen Erkenntnisse nicht ohne weiteres auf die komplexe Situation in der Mundhöhle übertragen werden können, ermöglichen sie zumindest eine orientierende Abschätzung. Auch wenn die Individualisierung von Kunststoffzähnen meist ausschließlich zur ästhetischen Zufriedenstellung der Patienten dient, ist sie mit

einem erhöhten Kosten- und Zeitaufwand verbunden, daher sollte ihre Funktionalität vor dem Einsatz im Munde gesichert sein. Laut *Jakob und Marx* [24] wird für die Beanspruchung im Munde eine Scherfestigkeit von 8-10 MPA als ausreichend angesehen. Die Unterschreitung dieses Werts von einem Großteil der geprüften Haftsysteme unterstreicht die Notwendigkeit der Verbesserung der Verbundfestigkeit, z. B. durch Schaffung von Retentionshilfen.

## 6 Zusammenfassung

Die vorliegende In-vitro-Studie diente der Untersuchung der Scherhaftfestigkeit zwischen Kunststoffprothesenzähnen und Verblendkompositen im Sinne der Individualisierung oder Reparatur. Der Vergleich der Materialien verschiedener Hersteller wurde mit Beobachtungen des Verbundes unter Langzeitbedingungen ergänzt.

Acrylat- bzw. Kompositprothesenzähne sechs verschiedener Hersteller wurden mittels einer Poliermaschine bis in die Schmelz- oder Dentinmasse reduziert und nach entsprechender Vorbehandlung der Oberflächen gemäß der Herstellerangaben zur Aufnahme eines ausgesuchten Adhäsivsystems konditioniert. Mit Hilfe des Haftvermittlers wurde der Verbund zu Verblendkunststoffen aus Komposit hergestellt, die in drei Schichten auf die vorbehandelten Zahnoberflächen polymerisiert wurden. Jeweils ein Teil der fertigen Prüfkörper wurde für 24 Stunden ohne weitere Behandlung an der Luft gelagert. Zur Simulation der künstlichen Alterung unterzog man die jeweiligen anderen Prüfkörperserien einer 120-tägigen Wasserlagerung bzw. einer thermischen Wechselbelastung. Zur Ermittlung der Scherhaftfestigkeit diente der Druckscherversuch. Für die anschließenden Analyse des Bruchverhaltens wurden von jedem Prüfkörper Aufnahmen angefertigt und ausgewertet. Die statistische Analyse erfolgte mithilfe One-way-ANOVA und dem post-hoc Bonferroni-Test auf einem Signifikanzniveau von 5%.

Nach 24-stündiger Lagerung konnten in der Schmelzmasse Scherhaftfestigkeiten zwischen 4,2 und 25,5 MPa erreicht werden. Signifikante Unterschiede stellten sich nur in der Serie Shofu Veracia ein, bei allen anderen Gruppen konnten keine Unterschiede ermittelt werden. In der Dentinmasse wurden Werte von 2,3 bis 21,4 MPa erreicht. Die Unterschiede waren wiederum signifikant beim Vergleich von Veracia mit allen anderen Serien sowie neben Vita Physiodens mit Heraeus Kulzer Mondial zwischen Vita Vitapan mit SR Phonares NHC von Ivoclar Vivadent. Beide Arten künstlicher Lagerung verringerten die Haftfestigkeit. Nach der 120-tägigen Wasserlagerung konnten durchschnittlich noch Werte zwischen 3,8 bis 20,1 MPa im Schmelz und 1,2 bis 16,5 MPa im Dentin gemessen werden. Die Zyklen der thermischen Wechsellast reduzierten die Werte auf 3,1 bis 22,6 MPa bzw. 1,7 bis 18,1 MPa. Beim Vergleich der beiden Zahnmassen, in denen der Haftverbund zu den Kompositzylindern jeweils hergestellt wurde, ließ sich keine Abhängigkeit ermitteln. Die mit Hilfe der lichtmikroskopischen Aufnahmen erstellte Auswertung des

Bruchverhaltens, lässt überwiegend auf ein Versagen des Adhäsivverbundes schließen. Die von einigen Autoren angegebene Abhängigkeit des Bruchverhaltens von der Oberflächenhaftung ließ sich in dieser Studie nur zum Teil bestätigen. Zusammenfassend und die Limitationen einer jeden In-vitro-Studie berücksichtigend lässt sich feststellen, dass sich mittels einiger Adhäsivsysteme ein zufrieden stellender Verbund zwischen Prothesenzähnen und Verblendkompositen herstellen lässt. Die große Streubreite der Ergebnisse dieser Studie zeigt aber auch, dass vor dem klinischen Einsatz des Verfahrens, gerade was den Bereich der Individualisierung des Prothesenzahns und damit eine rein ästhetische, mit Kostenaufwand verbundene Indikation betrifft, noch weitere Untersuchungen zum Haftverbund durchgeführt und das Herstellungsverfahren optimiert werden sollte. Zur Unterstützung des Haftverbundes erscheint eine gute Aufrauung und Oberflächenkonditionierung nötig. Hilfreich könnte die Anwendung von Retentionen sein.

## 7 Literaturverzeichnis

- [1] Ahlers MO, Platzer U. Scherfestigkeiten bei repariertem Kompositkunststoff unter verschiedenen Versuchsbedingungen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 50 (11) (1995), S.821-823
- [2] Bär G. Ausdrucksstarke Farben für individuelle Ansprüche. Zahntech Mag 14 (2010), S. 452-551
- [3] Barbosa DB, Barão VA, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. Gerodontology 25 (4) (2008), S.237-244
- [4] Barclay CW. Thermocycling: an unrealistic technique for simulating clinical conditions? J Dent Res 77 (1998), S. 901
- [5] Becker H. Synthese durch Polyreaktionen in Abiturtraining Chemie: Biomoleküle, Stoffwechsel, Organische Chemie des Alltags. Stark, Freising, 1998
- [6] Behr M. Der Regensburger Kausimulator – Neue Testapparaturen simulieren die Belastungen und Einflüsse der Mundhöhle auf dentale Werkstoffe. Abayfor-Zukunft im Brennpunkt 2003; 2: S. 77-78
- [7] Behr M, Rosentritt M, Bettermann K, Handel G. Influence of electron beam irradiation on the alloy-to-resin bond strength. Eur J Oral Sci 113 (5) (2005), S.429-435
- [8] Beldner W, Marx R. Silikatisieren als Oberflächenbehandlung von Metallen für den hydrolysebeständigen Verbund mit Kunststoff. Quintessenz 43 (1992), S. 103-115
- [9] Bernhart S. In-Vitro Bruchfestigkeitsuntersuchungen zum Verbund von Prothesenkunststoffzähnen und Prothesenbasismaterialien. Dissertation, Regensburg, 2007
- [10] Brandl S. In-vitro Verschleißfestigkeit von Kunststoff- Prothesenzähnen. Dissertation, Regensburg, 2005
- [11] Busch M. Kleben in der Zahntechnik. Quintessenz Zahntechnik 17(1991), S.1196-1212
- [12] Chung KH, Chung CY, Chan DC. Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. J Oral Rehabil 35(4) (2008), S.268-275
- [13] Clancy JMS, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured and autopolymerizing denture resins to denture teeth. J Prosthet Dent 61 (4) (1989), S. 457-462
- [14] Clancy JMS, Hawkins LF, Keller JC, Boyer DB. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. J Prosthet Dent 65 (2) (1991), S. 315-324

[15] Combe EC. Zahnärztliche Werkstoffe. Zusammensetzung, Verarbeitung, Anwendung. Deutsche Ausgabe von Klaus Dermann. Hanser, München-Wien, 1984

[16] Craig R, Powers J, Wataha J. Zahnärztliche Werkstoffe: Eigenschaften und Verarbeitung. Elsevier, München, 2006

[17] Cunningham JL. Shear bond strength of resin teeth to heat-cured and light-cured denture base resin. J Oral Rehabil. 27 (4) (2000), S.312-316

[18] Degudent. Dentsply In:joy- Technisches Datenblatt. Degudent GmbH, Hanau, D

[19] Degudent. Persönliche Information (Individualisierung von Kunststoffzähnen mittels Verblendkunststoff, Zusammensetzung und Klassifikation In:joy Verblendkunststoff).

[20] Degudent. Dentsply Xena- erfrischend natürlich. Produktbroschüre. Degudent GmbH, Hanau, D

[21] Degudent. Dentsply Zahnprogramm- Tonangebend in der Prothetik. Produktbroschüre. Degudent GmbH, Hanau, D

[22] Edgerton M, Tabak LA, Levine MJ. Saliva: a significant factor in removable prosthodontic treatment. J Prosthet Dent 57 (1987), S. 57-66

[23] Ehrenberg D, Weiner GL, Weiner S. Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. J Prosthet Dent 95 (3) (2006), S. 230-236

[24] Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Thieme, Stuttgart, 2005

[25] Fielitz, AR. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen der Verbundfestigkeit zwischen experimentellen Metall-Kunststoff-Verbundsystemen unter verschiedenen Lagerungsbedingungen. Dissertation, Berlin, 2009

[26] Foser HP. Konfektionierte Kunststoffzähne. Quintessenz Zahntechnik 17 (1991), S. 849-864

[27] Grunert I. Neue Konzepte in der Totalprothetik. Zahnärztliche Mitteilung 98 (2008), S. 60-64

[28] Guzman A, Moore B. Influence of surface treatment on bond strength between a heat-activated and a light-activated resin composite. Int J Prosthodont 2 (8) (1995), S.179-186

[29] Hagenbuch K, Foser HP. Künstliche Zähne- Eine Symbiose aus Material, Anatomie und Wissenschaft. Ivoclar-Vivadent-Report Nr. 11, 1997

[30] Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. J Prosthet Dent 101 (4) (2009), S. 269-278

[31] Hahnel S, Henrich A, Bürgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent* 35 (4) (2012), S.412-419

[32] Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2009

[33] Heraeus Kulzer. Heraeus-Pala: Prothesenzähne und Kunststoffe der Zukunft. Produktinformation. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D

[34] Heraeus Kulzer. Persönliche Information (Individualisierung von Kunststoffzähnen mittels Verblendkunststoff, Zusammensetzung PMMA-Zähne, InComp-Verfahren, Zusammensetzung Signum Verblendkunststoff).

[35] Heraeus Kulzer. Sicherheitsdatenblatt Signum Connector, überarbeitet am 6.12.2012, Druckdatum 21.01.2013. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D

[36] Heraeus Kulzer. Signum Gebrauchsinformation. Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D

[37] Heyd, van der B. Individuelle Charakterisierung von Konfektionsprothesenzähnen und Weichgewebszonen. *Quintessenz Zahntechnik* 29 (2003), S.1066-1078

[38] ISO 10477: ISO/DAM 10477. Dentistry-polymer-based crown and bridge materials. ISO, Genf, 1997

[39] ISO: ISO 10477 Draft Amendment. Dentistry-polymer-based crown and bridge materials. ISO, Genf, 1998

[40] Ivoclar Vivadent. Produktinformation SR Vivodent PE/ SR Vivodent DCL. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[41] Ivoclar Vivadent. Sicherheitsdatenblatt SR Composiv, Versionsnummer 5, überarbeitet am 10.04.2013. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

[42] Ivoclar Vivadent. Sicherheitsdatenblatt SR Connect, Versionsnummer 1, überarbeitet am 25.04.2012. Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

[43] Ivoclar Vivadent. SR Adoro, Ein Glanzstück der Ästhetik. Produktbroschüre, Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[44] Ivoclar Vivadent. SR Adoro. Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[45] Ivoclar Vivadent. SR Nexco, Das lichthärtende Labor Composite. Produktbroschüre. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[46] Ivoclar Vivadent. SR Nexco Paste. Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[47] Ivoclar Vivadent. SR Phonares, Meisterstücke der Moderne. Produktbroschüre. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[48] Ivoclar Vivadent. SR Phonares II. Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[49] Ivoclar Vivadent. SR Phonares II, Ausdrucksstark ästhetische Prothesenzähne. Produktbroschüre. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[50] Ivoclar Vivadent. Zahnformenkarte: Kunststoffzähne- SR Vivodent DCL, SR Vivodent PE, SR Postaris DCL, SR Orthotyp DCL, SR Ortholinguale DCL, SR Orthoplane DCL, SR Orthosit PE, SR Orthotyp PE, Röntgenopake Zähne- SR Vivo TAC/ SR Ortho TAC. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, D

[51] Janda R. In-vitro Untersuchung eines Verbundsystems zur Individualisierung von Kunststoffzähnen. Quintessenz Zahntechnik 21 (1995), S. 249-255

[52] Janda R. Kleben und Klebetechniken, Teil 1. Das Dental Labor 40 (1992), S. 409-415

[53] Janda R. Kleben und Klebetechniken, Teil 2. Das Dental Labor 40 (1992), S 615- 628

[54] Janssen J, Laatz W. Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. Springer, Berlin, 2007

[55] Kerschbaum T. Adhäsivprothetik – Brücken, Attachments, Schienen, Veneers. Urban & Schwarzb erg, München, 1995

[56] Koeck B. Totalprothesen: Praxis der Zahnheilkunde Band 7. Elsevier, München, 2005

[57] Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffe und Technologien. Thieme, Stuttgart, 1993

[58] Kummer M. In-vitro-Verschleissfestigkeit und mechanisch-physikalische Werkstoffparameter zahnärztlicher Füllungsmaterialien. Dissertation, Regensburg, 2012

[59] Kubisch V. Zur Messung der Abrasionsfestigkeit von Kunststoffzähnen- eine In-vitro-Methode und ihre Anwendung. Dissertation, Berlin 1991

[60] Lagouvardos PE, Polyzois GL. Shear bond strength between composite resin and denture teeth, effect of tooth type and surface treatments. Int J Prosthodont 16 (5) (2003), S. 499-504

[61] Lang R, Kolbeck C, Bergmann R, Handel G, Rosentritt M. Bond of acrylic teeth to different denture base resins after various surface-conditioning methods. Clin Oral Invest 16 (1) (2012), S.319-323

- [62] Langrieger S. In-vitro Verbundfestigkeit von Zirkoniumdioxidkeramik und verschiedenen Befestigungskompositen nach unterschiedlicher Oberflächenkonditionierung. Dissertation, Regensburg, 2010
- [63] Lehmann K, Hellwig E. Zahnärztliche Propädeutik. Elsevier, München, 2005
- [64] Lucke T. Zur Untersuchung der Abrasionsfestigkeit künstlicher Zähne und des Zahnschmelzes. Dissertation, Berlin, 1998
- [65] Marra J, de Souza RF, Barbosa DB, Pero AC, Compagnoni MA. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: effect of thermocycling. *J Prosthodont* 18 (5) (2009), S. 438-443
- [66] Marx H. Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 43 (1988), S. 1024-1027
- [67] Marx R, Haass C. Zug- oder Schertest- welcher Test ist für den Verbund Metall/Kunststoff aussagekräftiger? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 47 (1992), S.165-168
- [68] Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2008
- [69] Mathey Y. Werkstoffkundliche Untersuchungen an Kunststoff-Verblendmaterialien. *Das Dental Labor* 6 (1991), S. 801-802
- [70] Meiners H, Lehmann K. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Hanser, München, 1997
- [71] Merz Dental. Die Entwicklungsgeschichte des Integral. Produktinformation. Merz Dental GmbH, Lütjenburg, D
- [72] Merz Dental. Integral- Der Michaelangelo unter den Zähnen. Produktinformation. Merz Dental GmbH, Lütjenburg, D
- [73] Merz Dental. Persönliche Information (Individualisierung von Kunststoffzähnen mittels Verblendkunststoff).
- [74] Merz Dental. Polystar Selection- The Modern Art of Teeth. Produktinformation. Merz Dental GmbH, Lütjenburg, D
- [75] Micheelis W, Schiffner U. Vierte deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2006
- [76] Nirmalya C, Gutpa TK, Banerjee A. A Study on Effect of Surface Treatments on the Shear Bond Strength between Composite Resin and Acrylic Resin Denture Teeth. *J Indian Prosthodont Soc* 11 (1) (2011), S. 20-25
- [77] Nishigawa G, Maruo Y, Okamoto M, Oki K, Kinuta Y, Minagi S, Irie M, Suzuki K. Effect of adhesive primer developed exclusively for heat-curing resin on adhesive

strength between plastic artificial tooth and acrylic denture base resin. Dent Mater J 25(1) (2006), S.75-80.

[78] Paleczek S. Bruchfestigkeit provisorischer Brücken gelagert auf Implantaten bzw. Implantaten und Zähnen. Dissertation, Regensburg, 2010

[79] Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 67 (3) (1992), S. 325-327

[80] Papazoglou E, Vasilas AI. Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. J Prosthet Dent 82 (5) (1999), S. 573-8. S. 573-578

[81] Pfeiffer P, Marx R. Temperaturbelastungen von Adhäsivbrücken und ihre Auswirkung auf die Verbundfestigkeit der Klebeverbindung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 99 (7) (1989), S. 782-786

[82] Pospiech P. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke, (Habilitationsschrift). Quintessenz Verlags GmbH, Berlin, 1999

[83] Preis V. In-vitro Untersuchungen zum Zwei-Körper-Verschleiß von Gerüst- und Verblendkeramiken gegenüber Steatit und humanem Zahnschmelz. Dissertation, Regensburg, 2011

[84] Ristic B, Carr L. Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. J Prosthet Dent 58 (6) (1987), S.689-93.

[85] Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 22 (2) (2006), S. 176-182

[86] Rosentritt M, Handel G, Hahnel S. Verschleißuntersuchungen an Prothesenzähnen. Quintessenz Zahntechnik 36 (6) (2010), S.794-800

[87] Rzanny A. Moderne Verblendkomposite- ein werkstoffkundlicher Vergleich. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 62 (2007) S. 733-746

[88] Schinker A. Vergleich der Verbundfestigkeit unterschiedlicher Verblendkunststoffe auf verschiedenen Legierungen im 3-Punkt-Biegeversuch. Dissertation, Gießen, 2001

[89] Schmitz KH, Schulmeyer H. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. Das Dental Labor 23 (1975), S. 1416-1420

[90] Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. ZWR 114 (2004), S. 28-36

[91] Schneller T, Bauer R, Micheelis W. Psychologische Aspekte bei der zahnprothetischen Versorgung. Eine Untersuchung zum Complianceverhalten von Prothesenträgern. Deutscher Ärzte Verlag, Köln, 1992, S. 64-65, 78-79

- [92] Schott U. Vergleich von In-Vitro Prüfmethoden zur Untersuchung der Verbundfestigkeit zwischen Kunststoffzähnen und Prothesenbasismaterialien. Dissertation, Regensburg 2007
- [93] Schulze Icking B. Reparatur abgeplatzter Verblendungen durch intraorale Silikatisierung- eine In-vivo-Studie. Dissertation, Aachen, 2001
- [94] Seher J, Viohl J. In-vitro-Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 47 (1992), S. 634-636
- [95] Shofu. Ceramage- Keramische Ästhetik mit den Vorzügen innovativer Komposit-Technologie. Produktbroschüre. Shofu Dental GmbH, Ratingen, 2011
- [96] Shofu. Persönliche Information (Individualisierung von Kunststoffzähnen mittels Verblendkunststoff).
- [97] Shofu. Sicherheitsdatenblatt Cera Resin Bond I, Versionsnummer 1 vom 18.03.2004. Shofu Dental, Ratingen, D
- [98] Shofu. Sicherheitsdatenblatt Cera Resin Bond II, Versionsnummer I vom 18.03.2004. Shofu, Ratingen, D
- [99] Shofu. Veracia- Anterior&Posterior. Formenkarte. Shofu Dental GmbH, Ratingen, 2012
- [100] Shofu. Veracia- Symbiose aus Form, Ästhetik und Funktion. Produktbroschüre. Shofu Dental GmbH, Ratingen, 2011
- [101] Spierings TAM, Peters MC, Bosmann F, Plasschaert AJ. Verification of theoretical modelling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. J Dent Res 66 (8) (1987), S. 1336-1339
- [102] Suzuki S, Sakoh M, Shiba A. Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. J Biomed Mater Res. 24 (8) (1990), S.1091-1103.
- [103] Thean H, Chew CL, Goh KI. Shear bond strength of denture teeth to base: a comparative study. Quintessence International 27 (6) (1996), S. 425-428
- [104] Tiller HJ, Eichler D, Musil R. Prüftests für Kunststoff-Metall-Verbunde: Bedeutung und Probleme der Anwendung. Das Dental Labor 36 (1988), S. 1425-1431
- [105] van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent 17 (1989), S. 61-67
- [106] Vergani CE, Giampaolo ET, Cucci AL. Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. J Prosthetic Dent 77 (3) (1997), S. 328-331
- [107] Vergani CE, Cucci AL, Giampaolo ET, Pavarina AC. Effect of surface treatments on the bond strength between composite resin and acrylic resin denture teeth. Int J Prosthodont 13 (5) (2000), S. 383-386

- [108] Vita. Physiodens- In meisterhafter Perfektion. Produktbroschüre. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D, 2007
- [109] Vita. Sicherheitsdatenblatt VM LC Modelling Liquid, Versionsnummer 1, überarbeitet am 14.12.2012. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D
- [110] Vita. Vita Zähne- Individualisierung von Kunststoffzähnen mit VITA VM LC. Vita Zahnfabrik. Bad Säckingen, D
- [111] Vita. Vitapan- Die Stärken des Klassikers. Produktbroschüre. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D
- [112] Vita. VM LC. Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D
- [113] Watzke R. Plastikzahn ist nicht gleich Plastikzahn-Teil 1 Zahnarzt&Praxis 13 (2010), S. 420-428
- [114] Watzke R. Plastikzahn ist nicht gleich Plastikzahn-Teil 2 Zahnarzt&Praxis 13 (2010), S. 420-428
- [115] Wegener SM, Gerdts W, Kern M. Effects of different artificial aging conditions on ceramic composite bond strength. Int J Prosthodont 15 (2002), S. 267-272
- [116] Zahn T. Geroprophetik- Erfüllte Patientenwünsche führen zu mehr Lebensqualität. Zahnärztliche Mitteilungen 97 (2007), S.60-67

## 8 Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

### 8.1 Abbildungsverzeichnis

- Abb.1: „Konfektionierte“ Prothese
- Abb.2: Individualisierte Totalprothese
- Abb.3: Schichtkonzepte
- Abb.4: Methylmethacrylat
- Abb.5 Polymethylmethacrylat
- Abb.6: Schematischer Polymerisationsablauf
- Abb.7: Silan
- Abb.8: Schematischer Aufbau des Versuchs
- Abb.9: Fertiges Blöckchen
- Abb.10: Prüfkörper Skizze
- Abb.11: Regensburger Kausimulator
- Abb.12: Schema der Prüfeinrichtung
- Abb.13: Bruchfläche nach Adhäsionsbruch
- Abb.14: Bruchfläche nach Mixbruch
- Abb.15: Bruchfläche nach Kohäsionsbruch
- Abb.16: Scherhaftfestigkeiten 24h-Lagerung Schmelz [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.17: Scherhaftfestigkeiten 24h-Lagerung Dentin [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.18: Scherhaftfestigkeiten 120 Tage Wasserlagerung Schmelz [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.19: Scherhaftfestigkeiten 120 Tage Wasserlagerung Dentin [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.20: Scherhaftfestigkeiten Thermocycling Schmelz [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.21: Scherhaftfestigkeiten Thermocycling Dentin [MPa]  
(Mittelwerte+Standardabweichungen)
- Abb.22: Scherhaftfestigkeiten im Schmelz nach unterschiedlicher Lagerung [MPa]
- Abb.23: Scherhaftfestigkeiten im Dentin nach unterschiedlicher Lagerung [MPa]
- Abb.24: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach 24-Stunden-Lagerung [MPa]

Abb.25: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach 120 Tagen Wasserlagerung [MPa]

Abb.26: Scherhaftfestigkeiten im Massenvergleich nach Thermocycling [MPa]

Abb.27: Zylinder nach „normalem“ Stopfen

Abb.28: Herausquellen des Komposit nach Stopfen mit erhöhtem Druck

## 8.2 Tabellenverzeichnis

Tab.1: Eigenschaften von Keramikzähnen

Tab.2: Eigenschaften von Kunststoffzähnen

Tab.3: Zusammensetzung von PMMA- Kunststoffen

Tab.4: Klassifizierung der PMMA-Zähne

Tab.5: Zusammensetzung von Kompositen

Tab.6: Klassifizierung von Komposit-Zähnen

Tab.7: Vergleich Acrylat- Komposit

Tab.8: Verwendete Materialien

Tab.9: Verwendete Geräte

Tab.10: Sonstige verwendete Materialien

Tab.11: Verarbeitung nach Herstellerangaben

Tab.12: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach 24-Stunden-Lagerung im Schmelz

Tab.13: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach 24-Stunden-Lagerung im Dentin

Tab.14: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Wasserlagerung im Schmelz

Tab.15: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Wasserlagerung im Dentin

Tab.16: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Thermocycling im Schmelz

Tab.17: Signifikanzwerte für die verschiedenen Materialien nach Thermocycling im Dentin

Tab.18: Signifikanzwerte für die verschiedenen Lagerungsarten im Schmelz

Tab.19: Signifikanzwerte für die verschiedenen Lagerungsarten im Dentin

Tab.20: Signifikanzwerte für die Massen nach den verschiedenen Lagerungen

- Tab.21: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Dentsply Bioplus
- Tab.22: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Dentsply Genios
- Tab.23: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Dentsply Xena
- Tab.24: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Heraeus Kulzer Mondial
- Tab.25: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Heraeus Kulzer Premium
- Tab.26: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Ivoclar Vivadent SR Phonares II
- Tab.27: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Ivoclar Vivadent SR Phonares II Nexco
- Tab.28: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC
- Tab.29: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL
- Tab.30: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE
- Tab.31: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Merz Dental Integral
- Tab.32: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Merz Dental Polystar Selection
- Tab.33: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Shofu Veracia
- Tab.34: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Vita Physiodens
- Tab.35: Brucharten der einzelnen Prüfkörper der Serie nach unterschiedlicher Lagerung in Schmelz und Dentin: Vita Vitapan
- Tab.36: Scherhaftfestigkeiten in Abhängigkeit vom Bruchverhalten-Schmelz
- Tab.37: Scherhaftfestigkeiten in Abhängigkeit vom Bruchverhalten-Dentin
- Tab.38: Mittelwerte und Standardabweichungen (Std. Abw.)
- Tab.39: Übersicht der Bruchmuster

Tab.40: Herstellerangaben der verwendeten Materialien

## 9 Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
%	Prozent
µm	Mikrometer
A	Klebefläche
Abb.	Abbildung
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
Bis-GMA	Bisphenol A-Glycidylmethacrylat
bzw.	beziehungsweise
DCL	Double-cross-linked
d. h.	das heißt
et al.	und andere
evtl.	eventuell
F <sub>max</sub>	Maximalkraft
Gew.%	Gewichtsprozent
h	Stunden
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
H <sub>2</sub> O	Wasser
ISO	International Organization for Standardization
IPN	interpenetrierendes Polymernetzwerk
k. A.	keine Angaben
max.	maximal
Min.	Minute
mind.	mindestens
MMA	Methylmethacrylat
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
MRP	Microfiller reinforced polyacrylic
mW/cm <sup>2</sup>	Milliwatt je Quadratzentimeter
N	Newton
NHC	Nanohybridkomposit
nm	Nanometer
OMP-N	Organically modified polymer network
p	Signifikanzwert
PE	Pearl effect
PMMA	Polymethylmethacrylat
SiO <sub>2</sub>	Siliziumdioxid
Sek.	Sekunde
Std. Abw.	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
TC	Thermocycling
TEGDMA	Triethylen-glycol-dimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
z. B.	zum Beispiel
α	Signifikanzniveau

## 10 Tabellarischer Anhang

### 10.1 Mittelwerte und Standardabweichungen

Material	Masse		Scherhaft-festigkeit: 24h-Lagerung [MPa]	Scherhaft-festigkeit: 120 Tage Wasser-lagerung [MPa]	Scherhaft-festigkeit: Thermo-cycling [MPa]
Dentsply Bioplus	Schmelz	Mittelwert	6	3,8	4,8
		Std. Abw.	1,7	2,6	2,6
	Dentin	Mittelwert	8	1,2	1,7
		Std. Abw.	3,2	0,4	1,8
Dentsply Genios A	Schmelz	Mittelwert	9,8	5,7	4,3
		Std. Abw.	3,5	5,3	2,9
	Dentin	Mittelwert	5,7	3	3,2
		Std. Abw.	2,3	2,2	2,4
Dentsply Xena	Schmelz	Mittelwert	10,9	4,3	5,3
		Std. Abw.	5,3	2,5	2,8
	Dentin	Mittelwert	6,9	3,9	6,9
		Std. Abw.	3,5	2,2	5,5
Heraeus Kulzer Mondial	Schmelz	Mittelwert	6,9	7,2	10,7
		Std. Abw.	3,7	3,7	4,9
	Dentin	Mittelwert	10,3	7	5,7
		Std. Abw.	3,9	3,7	3,7
Heraeus Kulzer Premium	Schmelz	Mittelwert	6,3	10,5	7,3
		Std. Abw.	3,9	7,2	5,1
	Dentin	Mittelwert	6,5	5	3,4
		Std. Abw.	3,9	1,4	2,5
Ivoclar Vivadent SR Phonares II	Schmelz	Mittelwert	4,2	4,9	9,6

		Std. Abw.	1,2	3	3,7
Dentin	Schmelz	Mittelwert	5,4	7,5	5,8
		Std. Abw.	2,6	3,2	2,1
Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco)	Schmelz	Mittelwert	5,8	7,7	6,8
		Std. Abw.	3,9	3,7	3,2
	Dentin	Mittelwert	8,2	3,6	5,8
		Std. Abw.	3,1	3,7	2,1
Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC	Schmelz	Mittelwert	6,1	6,8	9,6
		Std. Abw.	1,3	4,5	3,7
	Dentin	Mittelwert	4,4	5,6	5,8
		Std. Abw.	2,2	2,7	2,1
Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL	Schmelz	Mittelwert	4,8	7,7	6,8
		Std. Abw.	3,1	3,5	3,2
	Dentin	Mittelwert	5,5	6,2	3,5
		Std. Abw.	1,7	2,4	1,5
Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE	Schmelz	Mittelwert	10,9	7,7	7,5
		Std. Abw.	7,2	4	4,3
	Dentin	Mittelwert	7,1	10,8	4,6
		Std. Abw.	3,4	2,9	2,3
Merz Dental Integral	Schmelz	Mittelwert	8,2	9,5	3,1
		Std. Abw.	3,7	4,4	1,6
	Dentin	Mittelwert	8,6	6,9	2,8
		Std. Abw.	2,8	2,4	2,2
Merz Dental Polystar Selection	Schmelz	Mittelwert	6,8	7,3	3,8
		Std. Abw.	3,2	3	2,3
	Dentin	Mittelwert	8,3	5,4	1,9
		Std. Abw.	3,6	1,9	0,4
Shofu Veracia	Schmelz	Mittelwert	25,5	20,1	22,6
		Std. Abw.	17,5	8,8	8,2
	Dentin	Mittelwert	21,4	16,5	18,1
		Std. Abw.	4,9	5,9	10,4
Vita Physiodens	Schmelz	Mittelwert	9,3	6,2	9,6

		Std. Abw.	6,4	1,7	5,9
Dentin	Mittelwert	2,3		4,1	3,7
		0,7		2,8	3,4
Vita Vitapan	Schmelz	Mittelwert	9,5	5,3	4
		Std. Abw.	5,5	3,7	2,5
	Dentin	Mittelwert	11,7	9,1	5,1
		Std. Abw.	7	7,6	4,5

Tab.38: Mittelwerte und Standardabweichungen (Std. Abw.)

## 10.2 Übersicht Bruchmuster

Tab. 39 zeigt die Anzahl an Adhäsions-, Kohäsions- bzw. Mixbrüchen innerhalb der einzelnen Serien. Das überwiegende Bruchmuster ist farblich markiert.

Material	Masse	Lagerung	Anzahl Adhäsionsbrüche	Anzahl Kohäsionsbrüche	Anzahl Mixbrüche
Dentsply Bioplus	Schmelz	24h	8	0	0
		H <sub>2</sub> O	1	7	0
		TC	5	3	0
	Dentin	24h	6	2	0
		H <sub>2</sub> O	2	6	0
		TC	3	5	0
Dentsply Genios A	Schmelz	24h	1	6	0
		H <sub>2</sub> O	5	3	0
		TC	3	5	0
	Dentin	24h	6	1	1
		H <sub>2</sub> O	4	4	0
		TC	2	6	0
Dentsply Xena	Schmelz	24h	2	6	0
		H <sub>2</sub> O	4	4	0
		TC	2	5	1
	Dentin	24h	8	0	0
		H <sub>2</sub> O	4	4	0
		TC	3	5	0
Heraeus Kulzer	Schmelz	24h	4	4	0
		H <sub>2</sub> O	6	2	0

Mondial		TC	3	5	0
		Dentin	24h	5	3
			H <sub>2</sub> O	3	5
			TC	1	7
Heraeus Kulzer Premium	Schmelz	24h		5	3
			H <sub>2</sub> O	3	5
			TC	8	0
	Dentin	24h		6	2
			H <sub>2</sub> O	7	1
			TC	3	3
Ivoclar Vivadent SR Phonares II	Schmelz	24h		7	1
			H <sub>2</sub> O	7	1
			TC	3	4
	Dentin	24h		7	1
			H <sub>2</sub> O	8	0
			TC	3	4
Ivoclar Vivadent SR Phonares II (Nexco)	Schmelz	24h		3	3
			H <sub>2</sub> O	7	0
			TC	8	0
	Dentin	24h		5	1
			H <sub>2</sub> O	4	4
			TC	8	0
Ivoclar Vivadent SR Phonares NHC	Schmelz	24h		8	0
			H <sub>2</sub> O	8	0
			TC	8	0
	Dentin	24h		6	2
			H <sub>2</sub> O	7	1
			TC	3	5
Ivoclar Vivadent SR Vivodent DCL	Schmelz	24h		8	0
			H <sub>2</sub> O	8	0
			TC	8	0
	Dentin	24h		7	1
			H <sub>2</sub> O	3	4
			TC	3	5
Ivoclar Vivadent SR Vivodent PE	Schmelz	24h		7	1
			H <sub>2</sub> O	8	0
			TC	7	1
	Dentin	24h		6	1
			H <sub>2</sub> O	4	4
			TC	7	1
Merz Dental Integral	Schmelz	24h		3	4
			H <sub>2</sub> O	8	0

		TC	8	0	0
Merz Dental Polystar Selection	Dentin	24h	8	0	0
		H <sub>2</sub> O	6	2	0
		TC	8	0	0
	Schmelz	24h	4	3	0
		H <sub>2</sub> O	8	0	0
		TC	8	0	0
	Dentin	24h	8	0	0
		H <sub>2</sub> O	5	3	0
Shofu Veracia		TC	8	0	0
	Schmelz	24h	4	3	1
		H <sub>2</sub> O	0	8	0
		TC	0	8	0
Vita Physiodens	Schmelz	24h	7	0	0
		H <sub>2</sub> O	8	0	0
		TC	8	0	0
	Dentin	24h	8	0	0
Vita Vitapan		H <sub>2</sub> O	8	0	0
		TC	8	0	0
	Schmelz	24h	7	1	0
		H <sub>2</sub> O	8	0	0
		TC	8	0	0
	Dentin	24h	5	3	0
		H <sub>2</sub> O	4	3	1
		TC	8	0	0

Tab.39: Übersicht der Bruchmuster

## 10.3 Herstellerangaben

Die folgende Tabelle zeigt die von den Herstellern bereit gestellten Angaben über die Zusammensetzung der verwendeten Materialien.

Produktnamen	Hersteller	Materialklasse	Technologie	Zusammensetzung
<b>Prothesenzähne</b>				
Bioplus	Dentsply	Acrylat-Prothesenzahn	IPN = interpenetrierendes Polymernetzwerk	k.A.
Genios	Dentsply	Acrylat-Prothesenzahn	IPN = interpenetrierendes Polymernetzwerk	k.A.
Xena	Dentsply	Acrylat-Prothesenzahn	IPN = interpenetrierendes Polymernetzwerk	k.A.
Mondial	Heraeus Kulzer	Acrylat-Prothesenzahn		k.A.
Premium	Heraeus Kulzer	Acrylat-Prothesenzahn		k.A.
SR Phonares II	Ivoclar Vivadent	Komposit-Prothesenzahn	NHC = Nanohybridkomposit	UDMA, Methacrylate, anorganisch gefülltes UDMA-Polymer SiO <sub>2</sub> , PMMA-Cluster
SR Phonares NHC	Ivoclar Vivadent	Komposit-Prothesenzahn	NHC = Nanohybridkomposit	UDMA, Methacrylate, anorganisch gefülltes UDMA-Polymer SiO <sub>2</sub> , PMMA-Cluster
SR Vivodent DCL	Ivoclar Vivadent	Acrylat-Prothesenzahn	DCL = Double-cross-linked	PMMA, Polymerfüller, etc.
SR Vivodent PE	Ivoclar Vivadent	Acrylat-Prothesenzahn		PMMA, MMA, Dimethacrylat, etc.
Integral	Merz Dental	Acrylat-Prothesenzahn	OMP-N = organically modified polymer network	k.A.
Polystar Selection	Merz Dental	Acrylat-Prothesenzahn	OMP-N = organically modified polymer network	k.A.
Veracia	Shofu	Komposit-Prothesenzahn		k.A.
Physiodens	Vita Zahnfabrik	Acrylat-Prothesenzahn	MRP = microfiller reinforced polyacrylic	k.A.
Vitapan	Vita Zahnfabrik	Acrylat-Prothesenzahn	MRP = microfiller reinforced polyacrylic	k.A.
<b>Haftvermittler</b>				
Signum Connector	Heraeus Kulzer	lachthärtender Haftvermittler		MMA, Diphenyl-trimethylbenzoyl-phosphinoxide
SR Compositiv	Ivoclar Vivadent	lachthärtender Haftvermittler		UDMA, Decamethyldimethacrylat, 2,6-Di-tert-butyl-p-kresol
SR Connect	Ivoclar Vivadent	lachthärtender Haftvermittler		UDMA, Diphenyl-trimethylbenzoyl-phosphinoxide
Cera Resin Bond	Shofu	lachthärtender Haftvermittler		Bond I Liquid: Ethanol, Silan, etc. Bond II Liquid: Aceton, 4-AET, UDMA, Photoinitiatoren, etc.
VM LC Modelling Liquid	Vita Zahnfabrik	Flüssigkeit für Verbblendkeramik		Triethylenglycoldimethacrylat, Methacrylsäureester, Campherchinon
<b>Verbblendkomposite</b>				
Injoy Schneide medium	Dentsply	lachthärtendes Verbblendkomposit		Di-Methacrylsäureester, SiO <sub>2</sub> , Präpolymerisate, anorganische Pigmente Rheologiemodifizierer, Campherchinon, Stabilisatoren
Signum Composite enamel	Heraeus Kulzer	lachthärtendes Verbblendkomposit		mehrfonktionelle Methacrylsäureester, SiO <sub>2</sub> , Splitterpräpolymerisate Fotoinitiatoren, Stabilisatoren, anorganische Pigmente
SR Adoro Schneide	Ivoclar Vivadent	licht-/hitzehärtendes Verbblendkomposit		UDMA+ aliphatische Dimethacrylate, Copolymer, SiO <sub>2</sub>
SR Nexo Paste Incisal	Ivoclar Vivadent	lachthärtendes Verbblendkomposit		UDMA+aliphatische Dimethacrylate, Copolymer, SiO <sub>2</sub> Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente
Ceramage Schneide	Shofu	lachthärtendes Verbblendkomposit		UDMA, Zirkoniumsilikatfüller, etc.
VM LC Enamel	Vita Zahnfabrik	lachthärtendes Verbblendkomposit		Triethylenglycoldimethacrylat, 2-Dimethylaminoethylmethacrylat Bisphenol-A-bis(hydroxipropylmethacrylat), etc.

Tab.40: Herstellerangaben der verwendeten Materialien [18, 19, 34, 35, 41, 42, 44, 46, 95, 97, 98, 109, 112]

## **11 Danksagung**

Vielen Dank an Herrn Prof. Dr. Handel für die Überlassung des Themas und die Bereitstellung der Einrichtungen zur Versuchsdurchführung sowie die gute prothetische Ausbildung während des Studiums.

Besonders bedanke ich mich bei Herrn PD Dr. Dipl.-Ing. Martin Rosentritt für die engagierte Betreuung meiner Doktorarbeit, die Hilfe bei den praktischen Versuchen sowie für die schnelle und sorgfältige Korrektur und die statistische Auswertung.

Ebenfalls für die Hilfe bei der praktischen Arbeit möchte ich Frau BTA Gudrun Karch sowie Frau MTA Gerlinde Held für die Erstellung der lichtmikroskopischen Aufnahmen danken.

Danke an meine Familie, insbesondere meine Großeltern sowie meinen Bruder Benjamin für die stetige Unterstützung während meines Studiums.