

Vergleich der Verbundfestigkeit unterschiedlicher Verblendkunststoffe auf verschiedenen Legierungen im Drei-Punkt-Biegeversuch

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Anette Silke Schinker

aus Mediasch

Gießen 2001

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

Leiter: Professor Dr. P. Ferger
des Universitätsklinikums Gießen

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. H.-J. Oehmke

Tag der Disputation: 7. November 2001

Mit Dankbarkeit meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	4
1. Einleitung	7
2. Literaturübersicht	8
2.1. Überblick über die Entwicklung der Haftverbundsysteme zwischen Kunststoffen und Dentallegierungen	8
2.2. Beschreibung einzelner Haftverbundsysteme.....	12
2.2.1 Silicoater-Verfahren der Firma Kulzer.....	12
2.2.2 OVS-System (Opaker-Verbund-System) der Firma De Trey	12
2.2.3 Metacolor-System der Firma Morita	13
2.2.4 Sebond MKV-System der Firma Schütz-Dental	13
2.2.5 Rocatec-System der Firma Espe.....	13
2.2.6 Silicoater MD- Verfahren der Firma Heraeus-Kulzer.....	14
2.2.7 SR-Isosit-Spectra-Link der Firma Ivoclar	14
2.2.8 Siloc-Verfahren bzw. Kevloc-Verfahren der Firma Heraeus-Kulzer.....	15
2.2.9 Vita Zeta HCL Bond-Verfahren der Firma Vita	16
2.2.10 Cojet-System der Firma Espe	16
2.3. Einflußnahme der Benetzbarkeit auf den Kunststoff-Metallverbund.....	17
2.4. Unterschiede im Haftverbund Metall-Kunststoff und Metall-Keramik.....	19
2.5. Verblendkunststoffe/Composite	21
2.5.1 Zusammensetzung	21
2.5.2 Wichtige Anforderungen an einen Verblendkunststoff.....	23
2.6. Dentallegierungen	24
2.6.1 Allgemeine Anforderungen an Dentallegierungen.....	24
2.6.2 Aufbau der Legierungen.....	24
2.6.3 Korrosionsverhalten von Dentallegierungen im Mund	25

2.6.4	Aufteilung der Dentallegierung (nach Meiners).....	26
2.7.	Verfahren zur Prüfung des Haftverbundes Metall-Kunststoff.....	29
2.7.1	Zugprüfung	29
2.7.2	Scherprüfung	30
2.7.3	Biegeprüfung	31
2.7.4	Druckprüfung.....	32
3.	Ziel der Arbeit.....	34
4.	Material und Methode.....	35
4.1.	Studienübersicht.....	35
4.2.	Materialien	35
4.2.1	Geprüfte Legierungen.....	35
4.2.2	Geprüfte Verblendkunststoffe	37
4.3.	Versuchsdurchführung.....	39
4.3.1	Herstellung der Metallprüfkörper	39
4.3.2	Vorgehensweise beim Dentacolor-Siloc-Verfahren	40
4.3.3	Vorgehensweise beim Sinfony-Rocatec-Verfahren	42
4.3.4	Vorgehensweise beim Sinfony-Cojet-Reparatursystem.....	42
4.3.5	Versuchsserie 1	43
4.3.6	Versuchsserie 2.....	45
4.3.7	Versuchsserie 3.....	45
4.4.	Statistische Auswertung der Meßergebnisse	45
5.	Ergebnisse.....	49
5.1.	Ergebnisse der Versuchsserie 1	49
5.2.	Ergebnisse der Versuchsserie 2	51
5.3.	Ergebnisse der Versuchsserie 3.....	52
5.4.	Übersicht der Ergebnisse nach Material-Verbundsystem.....	53

5.5.	Übersicht der Ergebnisse nach Metallegierung	54
6.	Diskussion.....	58
6.1.	Diskussion der Haftverbundsysteme.....	58
6.1.1	Cojet-System	58
6.1.2	Rocatec-System	60
6.1.3	Siloc-System.....	62
6.2.	Diskussion der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Lagerung.....	63
6.3.	Diskussion der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Legierung.....	64
7.	Zusammenfassung	66
8.	Literatur	67
9.	Abbildungsverzeichnis	83
10.	Tabellenverzeichnis	85
11.	Danksagung.....	86
12.	Lebenslauf	87

1. Einleitung

Der Verbund zwischen Kunststoff und zahnärztlichen Metallegierungen hat eine große Bedeutung, da mit Kunststoff verblendeter Zahnersatz nach wie vor häufige klinische Anwendung findet.

Mit der Einführung des Silicoater-Verfahrens von *Musil* und *Tiller* 1984 [73] und der Firma Heraeus-Kulzer wurde erstmals ein chemischer Verbund zwischen Kunststoff und Metall möglich. Bis dahin war die Haftung zwischen den beiden Werkstoffen nur durch mechanische Verankerung wie Retentionsperlen oder Netzstrukturen als Bestandteile des bereits gegossenen Metallgerüsts und durch mikromechanische Retentionen in Form von Sandstrahlen oder Ätzen der Legierungsoberfläche möglich [63]. Diese rein mechanische Haftung führte oft zur unerwünschten Randspaltbildung zwischen Kunststoff und Metall mit begleitenden negativen Effekten wie ästhetischen Einbußen des Kunststoffes und Abplatzen der Kunststoffverblendung bei mechanischer Belastung.

Seitdem wurden eine Vielzahl von neuen Produkten auf den Markt gebracht, die eine Verbesserung der Haftfähigkeit zwischen Metall und Kunststoff versprechen. Die klinischen Erfahrungen zeigen, daß trotz der modernen Konditionierungsverfahren, wie Rocatec von Espe (tribochemisches Verfahren), Siloc von Heraeus-Kulzer (flammenpyrolytische Konditionierung, eine Fortentwicklung des Silicoater-Verfahrens) und verschiedenen chemischen Verfahren, z.B. Elcebond, der Bedarf nach immer besseren Systemen bzw. Produkten besteht.

Dies ist gerechtfertigt, da ein kunststoffverblendeter Zahnersatz neben den Eigenschaften wie Toxizität und Biokompatibilität vor allem der mechanischen Belastbarkeit durch die Kaukräfte standhalten muß. Diese können nach *Eichner* [19] beim ungestörten Kauvorgang durchschnittlich 3,5 kp und nach *Coca* und *Schwickerath* [103] im Frontzahnbereich bis 180 N betragen.

Neben den hauptsächlich im zahntechnischen Labor angewandten Verfahren, wo der Zahnersatz hergestellt wird, besteht auch zunehmend ein Bedarf an schnellen direkt in der Zahnarztpraxis evtl. sogar in-vivo einsetzbaren Reparatursystemen. Ein solches ist das Cojet-System (Espe), welches in der vorliegenden Untersuchung zusammen mit anderen bekannten Verfahren bezüglich der Verbundfestigkeit zwischen Metall und Kunststoff analysiert wurde.

2. Literaturübersicht

Dem heutigen Bestreben zur Verbesserung des Haftverbundes Metall-Kunststoff geht ein langer Entwicklungsprozeß voraus.

Während mit der Einführung der Kunststoffe die ersten wissenschaftlichen Untersuchungen sich hauptsächlich mit den Gründen eines "Für und Wider den Kunststoff" beschäftigten, wird die Tauglichkeit der Kunststoffe nach der Einführung des microgefüllten Composites heute nicht mehr bezweifelt.

Das Ziel heutiger wissenschaftlicher Untersuchungen ist hauptsächlich der Verbund der Kunststoffe zu anderen Werkstoffen im besonderen zu Metallen.

Trotz deutlicher Fortschritte scheint ein wirklich dauerhafter Verbund noch nicht gefunden zu sein. Die Problematik des Verbundes Metall-Kunststoff ist noch nicht zufriedenstellend gelöst. Dies schafft die Voraussetzung um eine Vielzahl von immer neuen Produkten zu entwickeln, die einen noch besseren sogar retentionslosen Verbund versprechen, was wiederum zu weiteren Untersuchungen eines "Für und Wider" führten.

Im folgenden wird ein kurzer Überblick über den Entwicklungsprozess der Haftverbundssysteme Metall-Kunststoff gegeben.

2.1. Überblick über die Entwicklung der Haftverbundssysteme zwischen Kunststoffen und Dentallegierungen

1940 wurde von Heraeus-Kulzer der erste zahnfarbene Kunststoff - Palapont - auf den Markt gebracht.

Jesensky [44] entwickelte 1941 die erste Facettenkrone aus Palapont in Form einer stufenlosen Gußkrone mit Perforationen und einem vestibulär aufgelöteten Rahmen. Der Kunststoff lag dem Zahn direkt auf. Es bestand kein direkter Verbund zum Metall.

Bei der von *Mathé* [64] 1953 entwickelten Facettengußkrone wurde der Verbund Metall-Kunststoff dadurch realisiert, daß der Kunststoff im Metallgerüst eingeschlossen war.

In den ersten wissenschaftlichen Untersuchungen der 40er und 50er Jahre wurde besonders die Gewebeverträglichkeit und Abrasionsfestigkeit der Kunststoffe in Frage gestellt [14, 18, 28]. Diskutiert wurde auch die mangelnde Farbbeständigkeit und Ermüdungserscheinungen und in Folge dessen Splitterungen und Rißbildungen im Kunststoff [115, 88, 53]. Aber auch die Spaltbildung im Grenzbereich Kunststoff zu Metall wurde als ein Hauptproblem erkannt [110].

1961 führte *Singer* [108] eine Facettenkrone ein, welche zu der Uhrglasfassung des Kunststoffes zusätzliche Retentionsdrähte aufwies. Ab diesem Zeitpunkt begann die Suche nach der optimalen Retentionsform.

Einige Autoren halten mechanische Retentionen auch heute noch für unverzichtbar [45].

Die Retentionen wurden meist schon auf dem Metallgerüst in Form von Perlen, Splintern, an-gußfähigen Drähten usw. modelliert (Abb. 1).

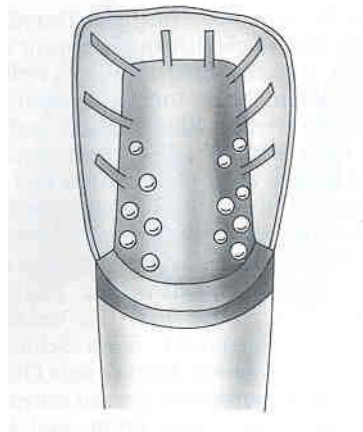


Abbildung 1: Mechanische Retentionen (Retentionsperlen und -drähte) bei einer Kunststoffverblendkrone

Von allen mechanischen Verankerungsformen erzielten die Retentionsperlen die höchsten Haftfestigkeitswerte [91, 90]. Auch diese Form des Verbundes führte nicht zu einer befriedigenden Lösung.

Durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe Metall und Kunststoff kam es besonders im Grenzbereich zu Spannungen, was zur Randspaltbildung führte.

Weitere, den Haftverbund negativ beeinflussende Effekte stellten die Polymerisations-schrumpfung, thermische Kontraktion und Quellung der Kunststoffe dar. Randspalte führten durch Einlagerung von Farbstoffen und Anreicherung von Bakterien zu ästhetischen und hygienischen Einbußen [63, 9]. All diese Faktoren bewirkten eine Ablösung des Kunststoffes vom Metall [23].

Die damals für den Haftverbund zwingend notwendigen mechanischen Retentionen, führten oft besonders im marginalen Bereich, zu ästhetisch schlechten Ergebnissen durch unzureichende Farbgebung und verdickte Zahnform.

Schwickerath schlägt 1975 folgende Maßnahmen zur Verbesserung des Kunststoff-Metall-Verbundes vor [101]:

- Vergrößerung der Oberfläche durch Schaffung von Rauhtiefen und zusätzlichen Retentionen
- Säuberung der Metalloberfläche
- Nutzung von Haftvermittlern
- Annäherung der Ausdehnungskoeffizienten von Kunststoff und Metall
- Bessere Benetzbarkeit der Metalloberfläche hinsichtlich der Kunststoffanlagerung
- Aufhebung der Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes
- Fernhalten von Feuchtigkeit

Die erheblichen Probleme im Verbund Metall-Kunststoff bewiesen, daß die rein mechanische Haftung nicht ausreichend war. Es gab in der Folgezeit immer wieder Versuche zur Oberflächenkonditionierung der Metalle. Die Schaffung von Mikroretentionen durch Sandstrahlen wurde eingeführt.

Neuser [75] führte schließlich 1975 erstmals Versuche zur Silanisierung von Metalloberflächen mit Gamma-Methacryloxy-propyl-trimethoxysilan durch. Nach Wasserlagerung im Langzeitversuch verschlechterten sich die anfänglich guten Werte aber um bis zu 90%.

Es wurden auch Lacke als Haftvermittler eingesetzt. Dies sind Lösungen aus Amin-, Alkyl-, oder Resolharzen. Jedoch kam es auch hier nach Wasserlagerung zu Haftfestigkeitseinbußen [99, 98].

Eine Verbesserung des unzureichenden Haftverbundes bahnte sich durch das 1984 von *Musil* und *Tiller* [73] und der Firma Kulzer eingeführte Silicoater-Verfahren an, wodurch erstmals eine chemische Haftung zwischen Metall und Kunststoffverblendung möglich wurde.

Mikrogefüllte meist lichthärtende Kunststoffe, welche von den Komposit-Füllungsmaterialien abgeleitet wurden, trugen durch ihre geringere Polymerisationsschrumpfung, geringere Quellung und niedrigeren Ausdehnungskoeffizienten zur Verbesserung der Haftfähigkeit bei.

In der Folgezeit wurden eine Vielzahl von neuen Produkten bzw. Systemen auf den Markt gebracht, von denen einige wichtige in der folgenden Tabelle aufgeführt sind:

Jahr	Verfahren	Verbund	Firma
1984	Silicoater	Silikatisierung-Silanisierung	Heraeus-Kulzer
1984	OVS	Zinnoxid	DeTrey-Dentsply
1985	Sebond MKV	Organische Verbundschicht	Schütz
1987	Metacolor	Organische Verbundschicht	Morita
1989	Silicoater MD	Silikatisierung-Silanisierung	Heraeus-Kulzer
1989	Rocatec	Silikatisierung-Silanisierung	Espe
1989	Spectra Link	Organische Verbundschicht	Ivoclar
1995	Zeta HLC Bond	Organische Verbundschicht	Vita
1995	Kevloc/Siloc	Organische Verbundschicht	Heraeus-Kulzer

Tabelle 1: Metall-Kunststoff-Verbundverfahren

2.2. Beschreibung einzelner Haftverbundsysteme

2.2.1 *Silicoater-Verfahren der Firma Kulzer*

Auf der durch Korundstrahlen konditionierten Metalloberfläche erfolgt die flammenpyrolytische Abscheidung einer sehr dünnen SiO_x-C-Schicht von 0,05 bis 1,0 µm. Ein Silanhaftvermittler, welcher aufgespritzt wird, stellt eine chemische Verbindung zwischen den Endgruppen des PMMA (Polymethacrylsäuremethylester) des Kunststoffes und der SiO_x-Schicht her. Opaker und Kunststoff werden entsprechend den Herstellerangaben aufgetragen [9].



Abbildung 2: Silicoater der Firma Kulzer

2.2.2 *OVS-System (Opaker-Verbund-System) der Firma De Trey*

Bei diesem Verfahren wird die mit Korund bestrahlte Metalloberfläche galvanisch verzinkt. Es entsteht jedoch kein chemischer Verbund zwischen der Zinnschicht und dem Metallgerüst, sondern die Haftung entsteht durch adhäsive Bindungskräfte. Diese Zinnschicht wird dann in einer Peroxidlösung oxidiert. Die Zinnoxidschicht geht mit dem OVS-Opaker eine chemische Bindung ein [9].

2.2.3 *Metacolor-System der Firma Morita*

Der chemische Verbund zwischen Metall und Kunststoff erfolgt bei diesem System über eine 4-Meta-Verbindung. Es handelt sich um das Reaktionsprodukt aus Polymethylmethacrylat und Trimellitsäureanhydrid. Die Anhydrid-Gruppe soll eine Ionenbindung zur Metalloberfläche eingehen können [43].

2.2.4 *Sebond MKV-System der Firma Schütz-Dental*

Das Sebond MKV-Adhäsiv besteht aus einem Gemisch von Perfluoralkylmethacrylaten mit Carboxylgruppen-haltigen Comonomeren und einem Chlor-sulfonylierten Polyethylen. Die Carboxylgruppen bewirken die Adhäsion zwischen Kunststoff und Metall. Im feuchten Milieu kommt es jedoch zu einer Dehäsionswirkung an der Grenzfläche Metall/Kunststoff. Das Gemisch von Perfluoralkylmethacrylaten soll dem Sebond-Verfahren einen unpolaren d.h. wasserabweisenden Charakter verleihen [45].

2.2.5 *Rocatec-System der Firma Espe*

Rocatec ist ein tribochemisches Verfahren zur Silikatisierung von Oberflächen. Tribochemie bedeutet Aufbau von chemischen Bindungen durch Einsetzen mechanischer Energie. Die Metalloberfläche wird mit Aluminiumoxid-Strahlsand aufgeraut, wodurch eine mikroretentive Haftung des Kunststoffes erzielt wird. Dann erfolgt die tribochemische Beschichtung der vorgestrahnten Oberfläche mit kiesel säuremodifiziertem Korund. Dadurch entsteht eine silikatisierte Oberfläche. Die beschichtete Oberfläche wird mit einem speziellen Silanhaftvermittler konditioniert, um den Verbund zum Kunststoff herzustellen [22].



Abbildung 3: Rocatector Delta mit Beschichtungsmaterial der Firma Espe

2.2.6 *Silicoater MD- Verfahren der Firma Heraeus-Kulzer*

Das Silicoater MD–Verfahren ist eine praxisorientierte Weiterentwicklung des Silicoater-Verfahrens. Durch das Auftragen des Haftvermittlers Sililink wird eine elastische SiOx-Schicht erzeugt. Im Silicoater Gerät wird eine Metalloxid Silicatschicht eingebrannt. Es bildet sich zwischen Metalloxidschicht und Legierung eine dünne Interfusionschicht. Das Haftsilan Siliseal bewirkt dann die chemische Verbindung zwischen SiOx-Schicht und Opaker [55].

2.2.7 *SR-Isosit-Spectra-Link der Firma Ivoclar*

Die Metalloberfläche wird durch Sandstrahlen vorbehandelt. Das SR-Isosit-Spectra-Link ist im Adhäsionsverhalten auf eine durch Sandstrahlen vorbehandelte Metalloberfläche abgestimmt und besteht aus einem Monomergemisch auf Methacrylsäurebasis und Lichtaktivatoren. Es entsteht eine stark hydrophobe Wirkung durch eine Addition von polyfluoridierten Alkylmethacrylaten, wodurch die Hydrolyseanfälligkeit des Verbundsystems wesentlich verringert wird [57, 41].

2.2.8 Siloc-Verfahren bzw. Kevloc-Verfahren der Firma Heraeus-Kulzer

Auch dieses Verfahren basiert auf dem Prinzip der flammenpyrolytischen Konditionierung als eine Weiterentwicklung des Silicoater-Verfahrens. Die Aktivierung der Verbundschicht erfolgt im Siloc Gerät durch indirekte Strahlungswärme. Als Haftvermittler und Silan dient das Siloc Pre und Siloc Bond, welches in 2 Schichten aufgetragen wird und dann einer Wärmebehandlung (190°C) unterzogen wird. Siloc Pre besteht aus einem Polymeranteil und einer Mischung aus monomeren Dimethylacrylaten. Siloc Bond besteht aus Einbrenn-Urethanharz auf Hexamethylendiisocyanatbasis und einem Gemisch von monomeren Diacrylaten. Die chemische Bindung beider Schichten und auch die Verbindung zum Kunststoff erfolgt durch Polymerisation von Dimethylacrylaten der Grenzschicht. Der Verbund zum Metall entsteht durch die Reaktion von nucleophilen Nitrilgruppen der Primer Schicht mit positiven Metallionen der Dentallegierung [32].



Abbildung 4: Siloc Gerät von Kulzer

2.2.9 Vita Zeta HCL Bond-Verfahren der Firma Vita

Dieses System besitzt einen Zweikomponenten-Verbundopaker, bestehend aus einer Polymatrix und einem Füllstoff-Pigment-Pulver. Diese beiden Komponenten werden gemischt und auf das Metall aufgetragen. Der chemische Verbund wird durch Wärmebehandlung (160-180°C) erreicht, indem sich die Carboxylgruppen der Polymatrix sowohl mit den positiven Metallionen als auch mit den Füllstoff-Pigment-Partikeln des Opakers verbinden [70].

2.2.10 Cojet-System der Firma Espe

Das Cojet System wurde 1997 auf den deutschen Markt gebracht. Es dient zur intraoralen Reparatur bzw. zur intraoralen Silikatisierung von Metallrestaurationen und stellt eine Modifizierung des Rocatec-Verfahrens dar.

Produktkomponenten sind: -Cojet-Sand; -Espe Sil als Silanhaftvermittler; -Visio-Bond als Haftvermittler zum Reparaturcomposite; und -Sinfony Opaquer zur Abdeckung der Metallfläche (Abb. 5)



Abbildung 5: Materialkomponenten des Cojet-Systems

Cojet-Sand	Espe-Sil	Visio-Bond
Silikoater Sand (Partikelgröße 30µm)	Silan	Bisacrylat
	Ethanol	Amin-diol-methacrylat Campherchinon Stabilisatoren

Tabelle 2: Zusammensetzung von Cojet-Sand, Espe Sil, Visio-Bond

Pulver	Flüssigkeit
Titanoxid	Methylmethacrylat
Calciumfluorid	Bifunktionelles Acrylat
Kieselsäure	Kupferchelat
Organisches Peroxid	Aminhydrochlorid
Malonylsulfamid	Phosphinoxid
Pigmente	Copolymere

Tabelle 3: Zusammensetzung von Sinfony Opaquer

Indikationen des Cojet-Systems [23]:

- Zur Vorbehandlung von Metallrestorationen vor der Zementierung
- Zur Vorbehandlung von Keramik- oder Compositorestorationen vor der adhäsiven Befestigung
- Als Vorbehandlung zur Reparatur von defekten Restaurationen aus Metall, Keramik und Composite

2.3. Einflußnahme der Benetzbarkeit auf den Kunststoff-Metallverbund

Sowohl für den Metall-Keramikverbund als auch für den Kunststoff-Metallverbund spielt die Benetzbarkeit der Legierungsfläche eine entscheidende Rolle. Bei verbesserter Benetzung der Metalloberfläche verstärkt sich der Kontakt zum Haftvermittler und somit die Haftung

zwischen den beiden Materialien. Entscheidend ist der Randwinkel (γ) zwischen einem Tropfen des Haftvermittlers und der Metalloberfläche (Abb. 6). Je kleiner der Randwinkel um so besser ist die Benetzung.

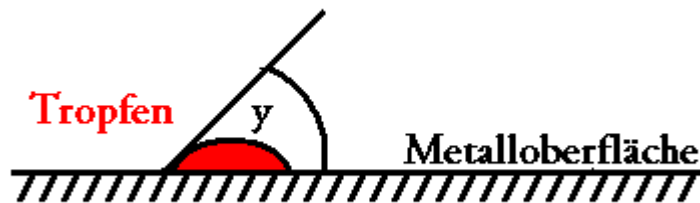


Abbildung 6: Randwinkel (γ) zwischen der Metalloberfläche und einem Tropfen

Eine Verbesserung erfolgt durch das Sandstrahlen der Legierungsoberfläche, z. B. mit Aluminium-Oxid. Durch das Sandstrahlen wird die Oberfläche des Metalls gereinigt und aufgeraut. Durch das Aufrauen wird die Oberfläche vergrößert. Erfolgt beispielsweise ein Bestrahlen mit $50\ \mu\text{m}$ großen Sandpartikeln so wird die Oberfläche um das 1,2 bis 1,8 fache vergrößert, und die Rauhtiefe beträgt durchschnittlich $2\text{-}4\ \mu\text{m}$ [112].

Die Rauhtiefe wirkt dem Schrumpfungsprozeß des Kunststoffes entgegen. Die sandgestrahlte Oberfläche setzt den bei dem Schrumpfungsprozeß entstehenden Scherkräften einen Widerstand entgegen, wodurch die Scherbelastung zwischen Kunststoff und Metall reduziert wird. Die Schrumpfungsspannung wird auf eine stärkere bzw. dickere Schicht verteilt [72].

Die erhöhte Rauhtiefe der Metalloberfläche bewirkt einen größeren Randwinkel. Dieser erhöht sich mit zunehmender Partikelgröße.

Das Sandstrahlen führt aber auch dazu, daß durch die Energie des Abstrahlkorns Aluminium-Oxid in die oberste Legierungsschicht (etwa $1\text{-}2\ \mu\text{m}$) eingelagert wird, wodurch die Oberflächenenergie erhöht wird. Diese hohe Energie führt zu einem kleinen Randwinkel und somit zu einer verbesserten Benetzbarkeit.

2.4. Unterschiede im Haftverbund Metall-Kunststoff und Metall-Keramik

Nach der Erfindung des Porzellans 1708, gab es 1728 von Fauchard den ersten Versuch Metall und Keramik zu verbinden [87]. Eine effektive Methode gelang erst in den 60er Jahren des 20. Jahrhunderts von Weinstein [21], wodurch die Kunststoffverblendung verdrängt wurde.

Die Verbundfestigkeit Metall-Keramik ist im Vergleich zum Verbund Kunststoff-Metall auch heute noch deutlich höher.

Der Indikationsbereich der Kunststoffverblendung wurde dadurch deutlich eingeschränkt. So sollte sich der Kunststoff nach *Marxkors* [62] auf ein reines Verblendmaterial beschränken und nicht im Bereich der Okklusion und Artikulation eingesetzt werden. Ein wichtiger Indikationsbereich für die Kunststoffverblendung ist nach wie vor die Teleskopverblendung an herausnehmbarem Zahnersatz.

Der bessere Verbund der Keramik zum Metall ist vor allem in den unterschiedlichen Bindungsarten zu finden.

Ein entscheidender Unterschied zwischen beiden Verblendverfahren besteht in dem thermischen Aufbrennverfahren der Keramik, während dessen es zur chemischen Reaktion zwischen der keramischen Masse und der Legierung kommt [63], und eine Haftoxidschicht auf der Legierungsoberfläche entsteht.

Diese Haftoxidschicht entsteht während des Oxidationsglühens des Metallgerüsts, indem unedle Metalle der Legierung wie zum Beispiel In, Sn, Fr, Cr, Mn, Be an die Metalloberfläche diffundieren und hier oxidieren. Diese Oxide können während des Brennvorganges in die Keramik diffundieren und aufgenommen werden [20]. Das Wesen der chemischen Bindung beruht auf zwei Mechanismen: - Bindung Metall - Metalloxid

- Bindung Metalloxid - Keramik

Die Haftoxidschicht muß ausreichend stark sein, wobei aber zu beachten ist, daß eine zu dicke Haftoxidschicht sich negativ auf den Verbund Keramik-Metall auswirkt.

Sowohl vor der Verblendung mit Kunststoff als auch vor der Keramikverblendung sollte eine Bearbeitung der Metalloberfläche durch Sandstrahlen erfolgen, um eine Oberflächenvergrößerung und mikromechanische Retentionen zu erreichen.

Ein weiterer Faktor welcher den Keramik- und Kunststoffverbund beeinflusst, ist die Benetzbarkeit der Legierungsoberfläche durch die Keramikschnmelze bzw. den Haftvermittler beim Kunststoffverbund. Der Randwinkel sollte möglichst klein sein, um eine bessere Benetzung zu erreichen. Van der Waals Kräfte als intermolekulare bzw. interatomare Kräfte sind für die Benetzung verantwortlich. Die verbesserte Benetzung wird durch die mechanische Aufrauung erreicht, z. B. durch Sandstrahlen wie auf Seite 19 beschrieben.

Wichtig für den Haftverbund Keramik-Metall sind die Wärmeausdehnungskoeffizienten und die daraus resultierenden unterschiedlichen Spannungen im Bereich Metall-Keramik. Der Ausdehnungskoeffizient der Metall-Legierung sollte geringfügig größer sein, um Zugspannungen der Keramik beim Abkühlen nach dem Brennvorgang zu vermeiden.

Beim Kunststoff-Metallverbund spielt dies keine Rolle da kein thermischer Vorgang stattfindet. Im Kunststoff-Metall-Verbund entstehen die Spannungen durch die Polymerisations-schrumpfung während des Polymerisationsvorganges. Diese sollte möglichst niedrig sein, um ein Abplatzen der Verblendschicht zu vermeiden.

Die Verbundfestigkeit der Metallkeramik hängt ab von:

- Materialeigenschaften des Metalles und der Keramik
- Oberflächenbehandlung der Legierung
- Qualität der metallkeramischen Bindung

Die Verbundfestigkeit des Kunststoffes hängt ab von:

- Kunststoffart und Verarbeitung
- Retentionen (Makro- Mikroretentionen)
- Hydrophobie des Kunststoffes
- Thermoplastischem Dimensionsverhalten des Kunststoffes
- Qualität der Zwischenschicht (Opaker, Silan usw.)
- Randspaltbildung des Verblendsystems

Nach *Musil* und *Tiller* [73] sind folgende Voraussetzungen für einen dauerhaften Verbund zwischen Kunststoff und Metall wichtig:

- Durch eine aufgerauhte Metalloberfläche wird die Spannungsumverteilung begünstigt und die tangential wirkende Spannung reduziert.

- Eine Umverteilung der Spannung und deren Verminderung im Bereich der Grenzfläche wird auch durch die Wahl des Kunststoffes und des Opakers beeinflusst.
- Eine gute Benetzung der Metalloberfläche mit der Kunststoffkomponente bildet die Voraussetzung für einen guten Verbund.
- Die Benetzbarkeit wird durch eine gereinigte und aktivierte Oberfläche noch erhöht und dadurch kann die adhäsive Wirkung zwischen Kunststoff und Metall in einem spannungsarmen System die Bindung verstärkt werden.
- Da Spannungen im Grenzbereich Kunststoff-Metall nicht zu vermeiden sind, ist ihre Größe durch Art der Kunststoffpolymerisation und Materialkombination beeinflussbar.

2.5. Verblendkunststoffe/Composite

Da die Haftung maßgeblich von der Art des verwendeten Kunststoffes abhängt, soll die Zusammensetzung der heute hauptsächlich gebräuchlichen Composite genannt werden. Sowohl in der Zahnerhaltung als Füllungswerkstoff als auch in der Zahnersatzkunde sind sie nicht mehr wegzudenken.

2.5.1 *Zusammensetzung*

Die meisten Verblendkunststoffe, die heute auf dem Markt angeboten werden, sind lighthärtende Feinstpartikel-Composite.

Unter dem Begriff compositum (lat.) versteht man zusammengesetzte Werkstoffe bestehend aus einer organischen Kunststoffmatrix mit eingelagerten anorganischen Füllstoffen [24].

Die organische Kunststoffmatrix besteht aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffen, Pigmenten und anderen Additiven wie Lichtschutzmittel, Weichmacher usw. Die Monomere bestehen fast ausschließlich aus multifunktionellen Methacrylaten mit vereinfachter Grundformel MA-R-MA. MA steht für Methacrylsäureester-Reste und R steht für ein organisches Zwischenglied, welches aromatische Ringe, Polyäther, Urethanpräpolymere oder aliphatische Ketten sein kann [38].

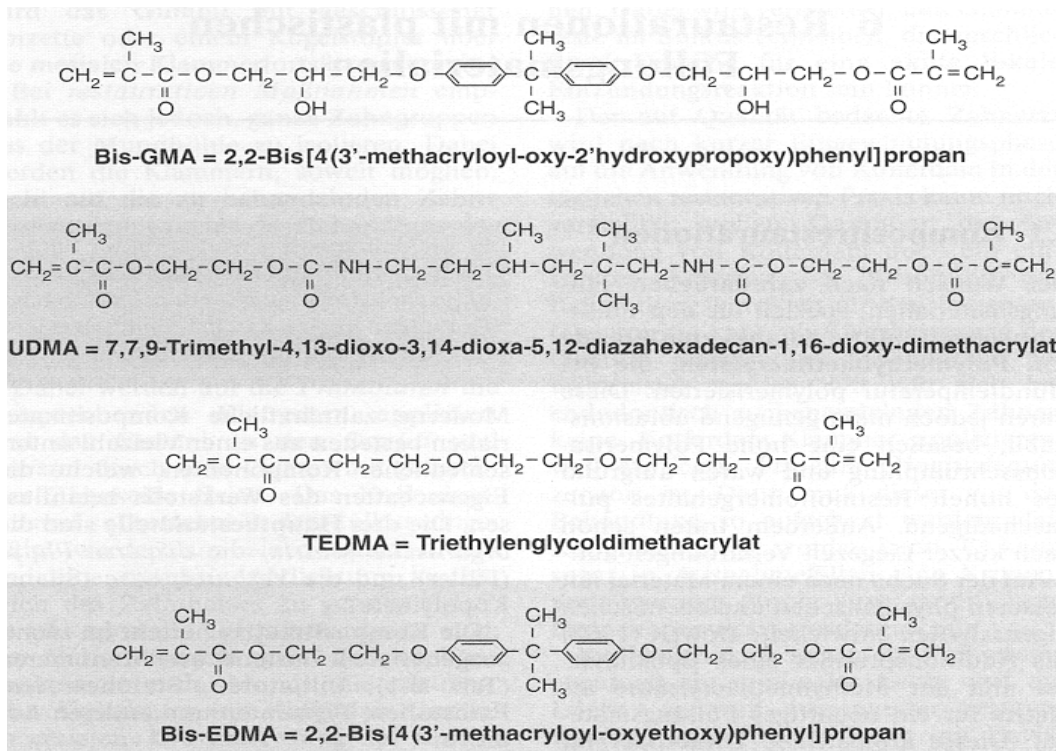


Abbildung 7: Beispiele für Monomere in Compositen

Die Initiatoren sind reaktionsfreudige Matrixbestandteile, welche durch chemische oder physikalische Aktivierung zur Aushärtung des Kunststoffes führen. Sie zerfallen bei Aktivierung in Radikale, welche dann mit den Monomeren reagieren. Die Monomere verknüpfen sich zu Polymerketten [21].

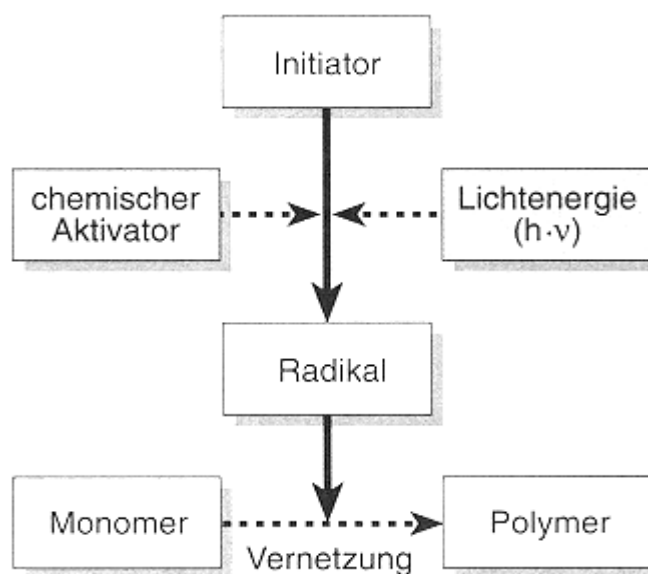


Abbildung 8: Polymerisation

Stabilisatoren verhindern die vorzeitige Polymerisation, indem sie sich mit vorzeitig entstehenden Radikalen verbinden. Sie sind also für die Lagerfähigkeit verantwortlich .

Pigmente sind für die Farbgebung verantwortlich. Es werden oft Eisenoxide verwendet.

Als anorganischer Füllstoff dient meist Quarz, Keramik oder Siliziumoxid. Die ultra feinen Füllstoffpartikel sind zwischen 0,007 und 0,04 µm groß [38]. Der Anteil an anorganischen Füllstoffen beträgt meist mehr als 50 Volumenprozent [9].

2.5.2 Wichtige Anforderungen an einen Verblendkunststoff

- gute physikalische und mechanische Eigenschaften
- hoher Polymerisationsgrad
- geringe Polymerisationsschrumpfung
- relative Farbbeständigkeit
- geringe toxische Wirkung
- Geruchs -und Geschmacksneutralität

	Kunststoff	Composit		
	ungefüllt	konventionell	mikrogefüllt	Hybrid
Elastizitätsmodul [MPa]	2340	8000-16000	3200-5400	13790-24000
Druckfestigkeit [MPa]	55-72	250-300	255-330	300-380
Zugfestigkeit [MPa]	26-35	40-60	25-40	45-70
Biegefestigkeit [MPa]	58-62	110-135	60-80	120-150
Wasseraufnahme [%]	0,5-2,0	0,2-0,8	1,2-2	0,2-0,6
Thermischer Expansions-Koeffizient [$10^{-5} / ^\circ\text{C}$]	80-92	25-35	45-70	22-35
Fülleranteil [Gew. %]	-	70-80	35-50	60-86

Tabelle 4: Physikalische Eigenschaften verschiedener Composite im Vergleich (nach Geurtsen 1989) [38,31]

2.6. Dentallegierungen

Die Abhängigkeit des Verbundes von der Art der Metallegierung wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Bei einigen Verbund-Systemen wurde keine eindeutige Abhängigkeit festgestellt [57, 119], während bei anderen Verbundsystemen deutliche Unterschiede festgestellt wurden [27, 119]. Um eine mögliche Abhängigkeit des Haftverbundes von der verwendeten Dentallegierung zu untersuchen, soll im folgenden ein kurzer Überblick über Aufbau und Einteilung der Dentallegierungen erfolgen.

Dentallegierungen sind der Grundbaustein fast jeder Zahnersatzversorgung und bilden demzufolge auch das Gerüst für kunststoffverblendeten Zahnersatz. Man unterscheidet zwischen Edelmetallen (z. B. Au, Ag, Pt) und Unedelmetallen (z. B. S, Cd, Zn). Reine Metalle sind für den Zahnersatz ungeeignet, da sie zu weich sind. Durch Beimengung anderer Metalle zu Edelmetallen entstehen Edelmetall-Legierungen. Diese bestehen dann aus Gold, Silber, Platinmetallen, Kupfer (Halbedelmetalle) und geringen Zusätzen wie beispielsweise Nickel, Zink, Zinn usw. Edelmetall-Legierungen sind im Gegensatz zu manchen Nichtedelmetall-Legierungen aufgrund der geringen Sauerstoffaffinität im feuchten Milieu beständig [6, 21].

2.6.1 *Allgemeine Anforderungen an Dentallegierungen*

- mundbeständig
- ungiftig
- dem Verwendungszweck entsprechend hart, fest, zäh, dehnbar oder federnd
- gewebsneutral

2.6.2 *Aufbau der Legierungen*

Legierungen sind Gemische von Metallen. Je nach Anzahl der Komponenten unterscheidet man binäre, ternäre, quartenäre Legierungen. Legierungen bestehen aus Mischkristallen. Man unterscheidet heterogene Legierungen bestehend aus Mischkristallen einer Kristallart mit völliger Entmischung der Legierungsbestandteile im festen Zustand und vollständiger Löslichkeit im flüssigem Zustand und inhomogene Legierungen bestehend aus verschiedenen Kristallarten. Hierbei besteht zum Teil eine völlige Entmischung der Legierungsbestandteile in festem

Zustand. Diese inhomogenen Legierungen sind nicht mundbeständig bzw. korrosionsfest und spielen daher in der Stomatologie keine Rolle [10].

2.6.3 Korrosionsverhalten von Dentallegierungen im Mund

Korrosion ist die Zerstörung von Metallen durch chemische und elektrochemische Reaktionen. Es entstehen Grenzflächenreaktionen (Böhm). Ursache hierfür ist das Bestreben der Metalle (außer Edelmetallen) aus dem metallischen in den Verbindungszustand von Oxiden oder Sulfiden überzugehen. Besonders Silber-Palladium-Legierungen aber auch Kontaktflächen von Amalgam zu Goldlegierungen sind anfällig für Korrosion. Als Folge kommt es zur Auflockerung des Gefüges, wodurch die mechanische Festigkeit herabgesetzt wird. Es kommt zu Ribbildungen. Als elektrochemische Korrosion wird die Korrosion in wässriger Lösung bezeichnet. Im Mund ist der schwach saure Speichel als Elektrolyt für die Korrosion verantwortlich. Der Speichel enthält Ionen und ist somit leitend. Elektrode kann jedes Metall sein. Metalle haben das Bestreben im Elektrolyten (Speichel) in den Ionenzustand überzugehen bzw. sich aufzulösen. Dies ist bei jedem Metall unterschiedlich stark ausgeprägt. Entsprechend kann man die Metalle einem Korrosionspotential zuordnen [95].

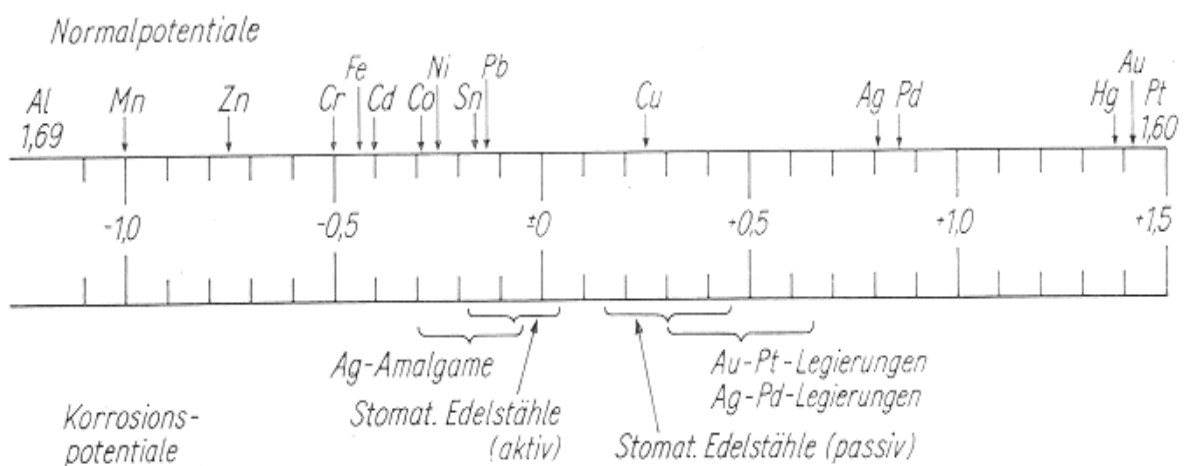


Abbildung 9: Korrosionspotential von Metallen und Dentallegierungen (nach Stegemann)

Wasserstoff ist die Bezugsgröße und wird dem Potential 0 zugeordnet. Links vom Wasserstoff stehende Metalle mit negativem Potential sind unedel und leicht lösbar; rechts stehende sind edel und weniger lösbar.

Das Korrosionsverhalten einer Legierung beeinflusst auf Dauer den Gesundheitszustand des Patienten. Die gelösten Metalle können zu entzündlichen und allergischen Reaktionen führen. Sie können im Darmkanal resorbiert werden und so weitere Gesundheitsschäden hervorrufen [6]. Sekundär kann es an korrodierten Flächen zu Verfärbungen und verstärkter bakteriellen Besiedlung kommen.

Durch die verstärkte Löslichkeit der Legierung wird natürlich auch die Haltbarkeit eines Werkstücks verkürzt. Im Verbund Metall-Kunststoff kommt es im Grenzbereich zwischen Kunststoff und Metall zur sogenannten Spaltkorrosion. In deren Folge treten Verfärbungen auf, und auf Dauer löst sich der Kunststoff vom Metall.

2.6.4 Aufteilung der Dentallegierung (nach Meiners)

Man unterscheidet zwischen einfachen und aufbrennfähigen Legierungen. Aufbrennfähige Legierungen müssen einen hohen Schmelzintervall aufweisen, damit es nicht zum Schmelzen der Legierung beim Aufbrennen der Keramik kommt. Je näher die Brenntemperatur der Keramikmasse am Schmelzpunkt der Legierung liegt, umso mehr nimmt die Festigkeit der Legierung in der Brennhitze ab. Aufbrennfähige Legierungen müssen des Weiteren oxidierbar sein, da es über die Oxidschicht zu chemischen Brückenbildung zwischen Keramikmasse und Legierung kommt. Für die Kunststoffverblendung sind keine aufbrennfähigen Legierungen erforderlich.

Eine weitere Unterteilung erfolgt in Edelmetall- und Nichtedelmetall-Legierungen:

Edelmetall-Legierungen:

- hochgoldhaltigen Legierungen mit einem Gewichtsanteil von mehr als 95 % an Gold und Platin, einem Silberanteil und geringen Mengen von unedlen Metallen (z.B. Zink, Zinn, Indium) für die Oxidierbarkeit bei aufbrennfähigen Legierungen.

- goldreduzierte Legierungen mit einem Edelmetallanteil von 75-95 Gew. % wobei der Gold-

anteil mindestens 50 Gew. % betragen sollte.

- goldreduzierte silberfreie Legierungen besitzen im Austausch zum Silber ca 40 Gew. % Palladium. Goldreduzierte Legierungen haben einen höheren E-Modul als hochgoldhaltige Legierungen.
- goldarme Legierungen mit einem Goldanteil von 30-40 Gew. %.
- Palladiumbasis-Legierungen mit 50-60 Gew. % Palladium und dem Restgehalt Silber
- silberfreie Palladium-Legierungen mit 70-80 Gew. % Palladium und Kupfer oder Gallium Beimengungen.
- Silber-Palladium-Legierungen mit 50-70 Gew. % Silber und 25 Gew. % Palladium. Diese Legierungen sind in der Stomatologie nicht mehr einzusetzen, da Silber nicht direkt zu den Edelmetallen gezählt wird. Die Atomprozentzahl des edlen Anteils (Gold und Platinmetalle) sollte bei 50 liegen. Dies liegt bei der Silber-Palladium-Legierung nicht vor.

Nichtedelmetall-Legierungen

- Nickelbasislegierungen mit 70-80 Gew.% Nickel und Chromanteilen. Diese Legierungen werden aufgrund des hohen Allergisierungspotentials nicht mehr häufig angewandt.
- Kobalt-Basis-Legierungen mit 60 Gew.% Kobalt und 30 Gew. % Chrom sowie geringen Molybdän-Anteilen.

Nicht-Edelmetall-Legierungen haben einen höheren E-Modul , eine geringere Wärmeleitfähigkeit und geringeres Gewicht als Edelmetall-Legierungen. Sie sind jedoch durch die größere Härte schwerer zu bearbeiten und weisen hohe Dehngrenzen auf.

Legierungstyp	Einfache Legierungen*	Aufbrennfähige Legierungen*	
Hochgoldhaltig	Au (>70)+Pt: ≥ 75 , Ag (<15), R ₁ (DIN 13906)	Au (>75)+Pt (~10)+Pd (<10): ≥ 95 , Ag <3, R ₁	
Edelmetall-Legierungen	Goldreduz. Goldreduz. – silberfrei	Au (≥ 50)+(Pt) Pd: 60–75, Ag (>20), R ₁ (≤ 20) /	Au (~50)+(Pt) Pd(20–30): 75–95, Ag(10–20), R ₁ Au (~50)+(Pt) Pd(~40): 75–95, R ₁
	Goldarm	Au (30–40)+ (Pt) Pd: <60, Ag (<40), R ₁	/
	Palladium-Leg. Palladium-Leg. – silberfrei	/	Pd (50–60), Ag (30–40), R ₁ Pd (70–80), Au (0–3), Cu (5–13), R ₁
	Silber-Palladium-Leg.	Ag (50–70), Pd (25), Au (0–10), R ₁	/
	Weitere mögliche Legierungsbestandteile (=R ₁): Cu, Fe, Ga, In, Ir, (Ni), Si, Sn, Ti, Zn		
NEM-Leg.	Kobalt-Basis-Leg. Nickel-Basis-Leg.	Co (~65), Cr (25–30), Mo (~5), (Ni), R ₂ (DIN 13912) /	Co (~60), Cr (~30), Mo (~5), R ₂ Ni (70–80), Cr (12–20), (Mo), (Be<2), R ₂
	Weitere mögliche Legierungsbestandteile (=R ₂): Al, Co, Cu, Fe, Ga, Mn, Mo, P, Ru, Si, Sn, Ta, Ti, W		
* Alle Angaben in Gewicht-Prozent (w/o)			

Tabelle 5: Dentallegierungen im Überblick nach *Meiners* [63]

Die Tauglichkeit der hochgold und goldreduzierten Legierungen wird heute nicht mehr bezweifelt. Die Tauglichkeit der Palladiumbasis-Legierung jedoch wurde lange Zeit diskutiert. Im Vergleich zu Hochgoldlegierungen wurde die Korrosionsanfälligkeit bemängelt [5,102]. Von einigen Autoren wurden auch Nachteile im Haftverbund beschrieben. Die Abplatzraten des Kunststoffes vom Metall gegenüber hochgoldhaltigen Legierungen waren tendentiell höher [51,79].

In dieser Untersuchung wird der Haftverbund der Kunststoff-Palladiumbasis- mit der Kunststoff-Goldlegierungen verglichen, wobei drei Edelmetalllegierungen unterschiedlicher Zusammensetzung und Härte Verwendung fanden.

2.7. Verfahren zur Prüfung des Haftverbundes Metall-Kunststoff

Durch die Einführung der chemischen Haftverbundsysteme ist eine zweckmäßige und aussagefähige Prüfung der Verbundfestigkeit von Metall und Verblendkunststoff unerlässlich.

Haft-Verbund-Prüfungen können bei geometrischen Prüfkörpern oder an realen bzw. stilisierten Verblendkronen durchgeführt werden [60].

Im wesentlichen unterscheidet man:

- Zugprüfung
- Scherprüfung
- Biegeprüfung
- Druckprüfung

2.7.1 Zugprüfung

Die Zugprüfungen an geometrischen Prüfkörpern wird heute in der Regel an genau definierten Prüfkörpern in einer Universalprüfmaschine (z. B. Zwick oder Instron) durchgeführt.

Das einfachste Verfahren wurde 1950 von *Hattemer* und *Kübel* [37] zur Prüfung der Haftintensität zwischen Zement und Metall, Kunststoff usw. entwickelt. Hier und auch in weiteren Zugverfahren trat häufig das Phänomen der Spreizung, des Schälereffektes und der Einfluß der Steifigkeit des Kunststoffes auf. *Dann* [11] suchte eine Lösung des Problems, indem er den Kraftangriff nicht mehr am Kunststoff, sondern am Metallrand des Prüfkörpers erfolgen ließ. Der Kraftangriff war flächiger.

Beim Zugversuch erfolgt eine axiale Zugbelastung durch den Vorschub der Transverse bis zum Bruch im Verbundbereich [60]. Dabei wird die Spannung in N/mm^2 gemessen.

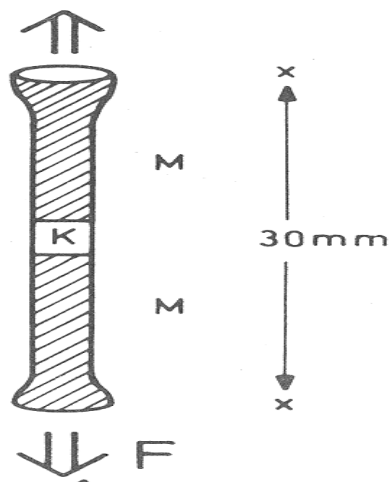


Abbildung 10: Zugversuch nach *Hohmann* [40,48]

Zugprüfungen an realen oder stilisierten Verblendkronen sind problematisch, da Kraftangriff und Wirkung nicht eindeutig zu beurteilen sind. So wurde aus dem Zugversuch nach *Roßbach* (1969) eher ein Zugscherversuch [60, 91].

2.7.2 Scherprüfung

Diese erfolgt an geometrischen Prüfkörpern. Bei diesem Prüfprinzip soll der Kunststoff in Richtung der Verbindungsfuge Metall/Kunststoff verschoben bzw. abgeschert werden. Dies geschieht entweder durch Zug oder Druck auf den Kunststoffanteil [60].

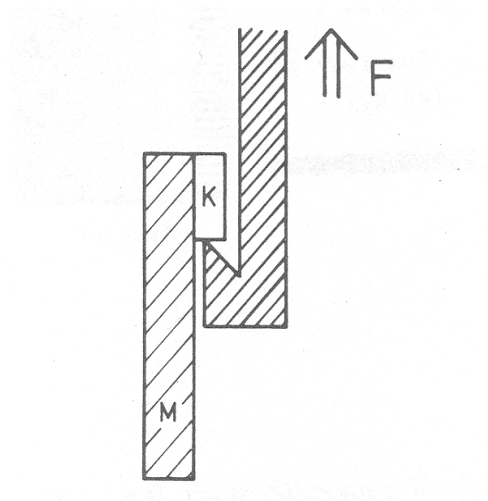


Abbildung 11: Abscherversuch nach *Schütz* [96,48]

Gemeinsames Problem bei allen Scherversuchsvorrichtungen ist nach Marx [60] die außerhalb der Verbundfuge angreifende Kraft, wodurch Drehmomente entstehen. Um diese möglichst zu vermeiden, sollte sich nach *Schmitz* und *Schulmeyer* (1976) [94] der Abscherstempel möglichst konstant nahe der Kunststoff-Metallgrenze befinden.

2.7.3 Biegeprüfung

Auch diese Prüfmethode erfolgt an geometrischen Prüfkörpern. Die wohl bekannteste Biegeprüfung ist die Dreipunkt- Biege- Prüfung nach *Schwickerath* [105] zur Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik (in die DIN 13927 für metallkeramische Systeme aufgenommen). *Geis-Gersdorfer* et al. [30], *Schwarz* et al. [97], sowie *Keil* et al. [48] führten diesen Versuch auch für den Kunststoff-Metall-Verbund durch.

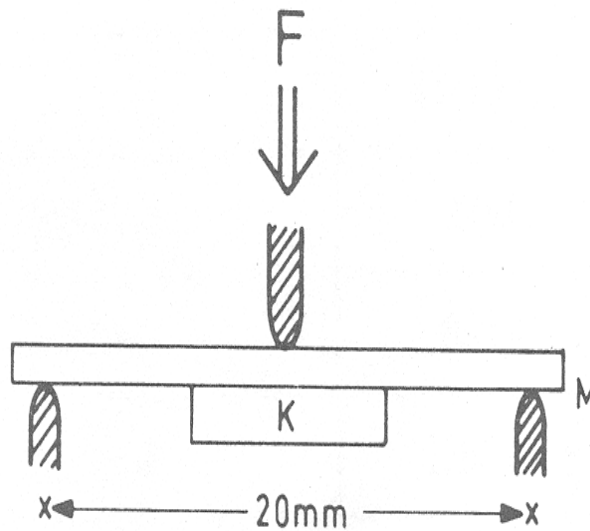


Abbildung 12: Drei-Punkt-Biegeprüfung nach *Schwickerath* [105]

Der Schwachpunkt bei dieser Prüfmethode liegt nach *Marx* [60] in der großen Abhängigkeit von der Biegefestigkeit (Elastizitätsmodul und Härte) der Verblendkunststoffe. Dadurch sollte sich die Anwendung dieses Versuchs auf den Vergleich verschiedener Verbundverfahren mit gleichem oder ähnlichem Verblendmaterial beschränken.

Die Vorteile dieses Verfahrens sind die einfache und materialsparende Herstellung der Prüfkörper und die einfache Prüfungsdurchführung.

2.7.4 Druckprüfung

Hierbei soll durch Druck auf die Inzisalkante der Verblendkrone die Festigkeit der Verblendung getestet werden. Diese Prüfung wurde von *Voß* [114] und *Schwickerath* [100] an realen bzw. stilisierten Verblendkronen durchgeführt. Die Ergebnisse werden von Druckrichtung und Angriffspunkt der Kraft stark beeinflusst. Weiterhin ist hier aufgrund der nur bedingt einheitlichen Kronen mit einer großen Streuung der Meßwerte zu rechnen [60].

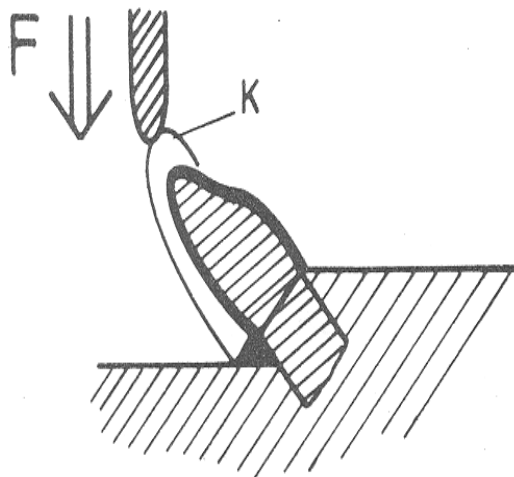


Abbildung 13: Druckprüfung nach *Voss* [114]

Durch die Vielzahl von Prüfmethoden wird deutlich, daß ein Vergleich der Meßwerte kaum möglich ist.

Um innerhalb eines Prüfverfahrens aussagekräftige Meßwerte zu erhalten, sollten:

- die Prüfkörper so gestaltet sein, daß eine möglichst genaue quantitative Beurteilung der Verbundfestigkeit möglich wird,
- die Prüfkörper möglichst einfach gestaltet sein, um bei umfangreichen Testserien eine reproduzierbare Genauigkeit zu erreichen,
- die Prüfergebnisse innerhalb einer Toleranz von ca. 10% liegen.

Bei den meisten Prüfmethoden ergeben sich folgende Probleme:

- nicht mehr tolerierbare Streuung der Prüfergebnisse
- Ungenauigkeiten durch Herstellungsschwierigkeiten bei komplizierten Prüfkörpergeometrien
- Anstelle der Haftfestigkeit des Verbundes wird eher die Zug- bzw. Biegefestigkeit des Verbundmaterials ermittelt
- Nebeneinflüsse, welche die Haftergebnisse verfälschen [12]

3. Ziel der Arbeit

Ziel der Untersuchung ist, die Verbundfestigkeit der bekannten Kunststoffe Sinfony und Dentacolor in Kombination mit den beiden Konditionierungsverfahren Rocatec (Espe) und Siloc (Heraeus-Kulzer) sowie des neuen Cojet-Reparatursystems (Espe) in einer in vitro Studie zu überprüfen und die Ergebnisse miteinander zu vergleichen.

Es sollen drei verschiedene Dentallegierungen angewendet werden.

Die Durchführung erfolgt anhand des klinisch relevanten 3-Punkt-Biegeversuchs eine Stunde nach Polymerisation, nach 3-tägiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C und nach 2-monatiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C .

Die Studie wird an einheitlichen Prüfkörpern ohne zu Hilfenahme von mechanischen Retentionen durchgeführt, da diese entsprechend den Herstellerangaben bei den Verbundsystemen nicht mehr obligatorisch sind.

4. Material und Methode

4.1. Studienübersicht

Es wurden Metallprüfkörper aus drei verschiedenen Dentallegierungen hergestellt und in einer in-vitro-Untersuchung die Verbundfestigkeit zwischen

1. dem Kunststoff Sinfony (Espe) in Kombination mit dem Konditionierungsverfahren von Rocatec (Espe)
2. dem Kunststoff Sinfony (Espe) in Kombination mit dem neuen Cojet-Reparatursystem und
3. dem Kunststoff Dentacolor (Heraeus-Kulzer) im Siloc-Verfahren (Heraeus-Kulzer)

- A. eine Stunde nach Polymerisation,
 - B. nach 3-tägiger Naßlagerung und
 - C. nach 2-monatiger Naßlagerung
- im Drei-Punkt-Biegeversuch überprüft.

Dabei wurden die zum Abplatzen der Verblendschicht von den Metallprüfkörpern führenden Kräfte mittels der Universalprüfmaschine (Zwick 14549) gemessen.

4.2. Materialien

4.2.1 *Geprüfte Legierungen*

Um statistisch relevante Ergebnisse zu erhalten, wurden von jeder Serie und Versuchsreihe 10 Prüfkörper hergestellt.

Um eine Abhängigkeit im Verhalten des Verbundes Metall-Kunststoff zu untersuchen, wurden 3 verschiedene Dentallegierungen verwendet, die im zahnmedizinischen Bereich häufig angewendet werden. In der folgenden Tabelle sind diese Legierungen aufgelistet.

<i>Legierungstyp</i>		
Hochgoldhaltig	Maingold SG	Heraeus-Kulzer
Goldreduziert	Hera GG	Heraeus-Kulzer
Palladiumbasis	Albabond E	Heraeus-Kulzer

Tabelle 6: Geprüfte Legierungen

Im folgenden sind die physikalischen Eigenschaften der Legierungen aufgeführt:

1. Maingold SG [39]:

Zusammensetzung in Gew. %:	- Gold	: 71,0 %
	- Silber	: 12,3 %
	- Kupfer	: 12,2 %
	- Platin	: 2,0 %
	- Palladium	: 1,9 %
	- Zink	: 0,5 %
Schmelzintervall	:	900 - 930 °C
Härte	:	250 HV 5
Bruchdehnung	:	20 %
Dichte	:	15,4 g/cm ³
E-Modul	:	99.000 N/mm ²
0,2% Dehngrenze	:	670 N/mm ²

2. Hera GG [39]

Zusammensetzung in Gew. %:	- Gold	: 59,3 %
	- Silber	: 22,9 %
	- Kupfer	: 13,0 %
	- Palladium	: 3,7 %
	- Platin	: 0,6 %
	- Zink	: 0,4 %
Schmelzintervall	:	870 - 920 °C
Härte	:	265 HV 5
Bruchdehnung	:	6 %

Dichte	:	14,1 g/cm ³
E-Modul	:	101.000 N/mm ²
0,2 % Dehngrenze	:	780 N/mm ²

3. Alabond E [39]:

Zusammensetzung in Gew. %:	- Palladium	: 78,0 %
	- Kupfer	: 10,8 %
	- Gallium	: 7,5 %
	- Gold	: 1,6 %
	- Indium	: 1,3 %
	- Ruthenium	: 0,4 %
	- Zink	: 0,2 %
	- Zinn	: 0,2 %
Schmelzintervall	:	1100 – 1220 °C
Härte	:	295 HV 5
Bruchdehnung	:	27 %
Dichte	:	11,4 g/cm ³
E-Modul	:	130.000 N/mm ²
0,2 % Dehngrenze	:	680 N/mm ²
WAK 25 – 600 °C	:	13,7 µm/mK

4.2.2 Geprüfte Verblendkunststoffe

Die Verblendung erfolgte mit den beiden lichthärtenden Kunststoffen Dentacolor und Sinfony in Kombination mit den in der folgenden Tabelle aufgeführten Konditionierungsverfahren.

<i>Kennzeichnung</i>	<i>Verblendmaterialien</i>	<i>Konditionierungsverfahren</i>
D-S	Dentacolor (Heraeus-Kulzer)	Siloc (Heraeus-Kulzer)
S-R	Sinfony (Espe)	Rocatec (Espe)
S-C	Sinfony (Espe)	Cojet-Reparatursystem

Tabelle 7: Untersuchte Verblendmaterialien und Konditionierungsverfahren

1. Dentacolor

Dentacolor ist ein lichthärtendes K+B Composite auf Microfill-Basis der Firma Heraeus-Kulzer, welches in der Kronen und Brückentechnik sowohl bei festsitzendem als auch herausnehmbarem Zahnersatz eingesetzt wird.

Es ist ein Einkomponentenmaterial in Form einer plastischen Masse. Sie besteht zu 51,0 Gew.% aus pyrogenem Siliziumoxid als anorganischem Füllstoff mit einer mittleren Teilchengröße von 0,04 µm.

Im folgenden sind die physikalischen Eigenschaften von Dentacolor aufgelistet [54]:

Druckfestigkeit	:	392 MPa
Biegefestigkeit (nach DIN 13922)	:	68 N/mm ²
Vickers Härte (HV 0,3)	:	370 N/mm ²
- nach 24 Stunden in Wasser bei 37°C	:	52614 psi
Wasseraufnahme	:	0,7 Gew %
Gesamtfüllstoffgehalt	:	72,0 Gew %
Anorganischer Füllstoffanteil	:	51,0 Gew %

2. Sinfony

Sinfony ist ebenfalls ein lichthärtendes Einkomponenten-Feinstpartikel-Composit der Firma Espe zur Vollverblendung von festsitzendem und herausnehmbarem Zahnersatz.

Es besteht zu ungefähr 50 Gew.% aus anorganischen Füllstoffen und besitzt eher eine zähflüssige Konsistenz mit thixotropem Charakter.

Der Makrofülleranteil beträgt 40 Gew % Strontium-Aluminium-Borsilikatglas mit mittlerer Partikelgröße von 0,5-0,7 µm. Der Mikrofülleranteil beträgt 5 Gew % pyrogener Kieselsäure. Weiterhin enthalten sind Zusätze von 5 Gew % Glasionomer.

Physikalische Eigenschaften von Sinfony [24]:

Druckfestigkeit (nach Powers)	:	400 MPa
Biegefestigkeit	:	105 N/mm ²

E-Modul (nach DIN 10477)	:	3,1 GPa
Wasseraufnahme	:	20 mg/mm ³
- nach 7 Tagen	:	15µg/mm ³
Löslichkeit	:	0,5µg/mm ³
Gesamtfüllstoffgehalt	:	75 Gew %

4.3. Versuchsdurchführung

4.3.1 Herstellung der Metallprüfkörper

Die Herstellung der Metall-Prüfplättchen erfolgte nach folgendem Schema:

Aus rückstandslos verbrennbaren 1mm dicken Kunststoffplatten wurden mit Hilfe eines scharfen Schneidegerätes Kunststoffplättchen mit den Abmessungen 40 x 5 x 1 mm³ geschnitten.

Bis zu vier solcher Kunststoff-Plättchen wurden mit Gußdrähten aus rückstandslos verbrennbarem Wachs an den trichterförmigen Muffelsockel angewachst und mit einem Oberflächenentspannungsmittel besprüht.

Die Muffeln der Größen 3 bis 12 wurden mit einem feuchten Fließpapier ausgelegt und auf den Muffelsockel gesetzt.

Darin wurden die angewachsenen Plättchen mit gipsfreier, phosphatgebundener Einbettmasse eingebettet.

Nach Austreiben und Vorwärmen erfolgte der Gießvorgang in einer Tiegelschleuder (TS 3, Fa. Degussa) bei legierungstypischen Temperaturen.

Vor dem Ausbetten wurden die Muffeln langsam auf Raumtemperatur abgekühlt.

Nach Abtrennung der Gußkanäle wurden die Metall-Plättchen von Gußperlen und Fahnen befreit und grob ausgearbeitet.

Für jede Metall-Verfahrens-Kombination und Prüfbedingung wurden je 10 Prüfkörper benötigt. Da die Anzahl der Metallplättchen und somit auch die benötigte Metallmenge sehr hoch und kostenintensiv ist, wurden die Metallplättchen mehrmals verblendet.

Die Metallplättchen wurden mit einer 20 x 5 x 2 mm³ dicken, mittig auf dem Metallplättchen platzierten Kunststoffschicht verblendet. In der folgenden Abbildung ist ein fertig verblendetes Metallplättchen dargestellt.



Abbildung 14: Kunststoffverblendetes Metallplättchen

Die Vorgehensweise bei der Verblendung der Metallplättchen ist im folgenden erklärt:

4.3.2 *Vorgehensweise beim Dentacolor-Siloc-Verfahren*

- Abstrahlen der zu verblendenden Oberfläche des Metallplättchens mit Strahlsand (Aluminiumoxid) einer Partikelgröße von 110-250 µm und einem Druck von mindestens 3 bar.
- Reinigung der abgestrahlten Metalloberfläche mit wasser- und ölfreier Druckluft aus einem Abstand von 3-5 cm.
- Auftragen von Siloc Pre als Konditionierer für die Legierungsoberfläche mit einem Pinsel ohne Pfützenbildung.
- Antrocknen für etwa 2 min.

- Positionieren der Metallplättchen auf dem Siloc tray Platzierung im vorgeheizten Siloc Gerät (folgende Abb).



Abbildung 15: Positioniertes Tray mit Metallplättchen im Siloc Gerät

- Starten des Aktivierungsprogrammes. Entnahme des Trays nach Beendigung des Programmes während des dabei ertönenden Signaltons.
- Abkühlung auf Raumtemperatur für etwa 4 min.
- Auftragen des Siloc bond als Haftvermittler mit einem Pinsel und Lufttrocknen für 5 min. Während des gesamten Prozesses durfte keine Kontamination der behandelten Fläche erfolgen.
- Auftragen des Dentacolor Opakers. Dazu wurde das Pulver : Flüssigkeitsverhältnis von 1 : 1 etwa 30 Sekunden gemischt und mit einem Pinsel dünn aufgetragen.
- Aushärten für 90 Sekunden im UniXS. Gerät.
- Erneutes Auftragen einer weiteren Schicht Opaker und Ausgehärten im Lichtgerät.
- Aufbringen der Dentacolor Dentin Masse. Die Schichtstärke des Kunststoffes sollte 2 mm betragen (Abb. 14). Durchhärten für 180 sec im UniXS Lichtgerät.

4.3.3 *Vorgehensweise beim Sinfony-Rocatec-Verfahren*

- Säubern und Entfetten der zu beschichtenden Plättchenoberfläche. Bestrahlen mit 110 µm Aluminiumoxid-Strahlsand (Rocatec Pre Sand) im Rocatector Delta (Abb. 3).
- Beschichtung mit Rocatec Plus Sand, einem Kieselsäure-Korund ebenfalls im Rocatector Delta. Beenden des Beschichtungsvorganges bei Ertönung des Signaltons.
- Konditionierung der bestrahlten Oberfläche durch das Aufpinseln von Espe Sil. Antrocknen der leicht flüssigen Lösung für etwa 5 Minuten bei Raumtemperatur.
- Auftragen des Sinfony Opakers. Hierzu wurden Pulver und Flüssigkeit im Verhältnis 1 : 1 etwa 45 Sekunden durchgemischt.
- Auftragen mit einem Pinsel und Aushärtung des Opakers für 2 x 5 Sekunden im Alfa Lichtgerät von Espe.
- Erneutes Auftragen einer zweiten Opaker-Schicht und Aushärtung.
- Aufschichten der Kunststoffmasse und Vorhärtung mit dem Alfa-Lichtgerät von Espe.
- Endpolymerisation im Visio Beta Gerät der Firma Espe für 15 Minuten unter Vacuum.

4.3.4 *Vorgehensweise beim Sinfony-Cojet-Reparatursystem*

Das Cojet- System ist zur intraoralen Reparatur von Verblendungen gedacht. Es wurde in dieser Untersuchung jedoch als Konditionierungsverfahren im Vergleich zu den oben beschriebenen Verfahren angewendet.

- Aufstrahlen des Cojet-Sandes mit einem handelsüblichen Strahlgerät, hier dem Microetcher II der Firma Danville Engineering mit einem Druck von 2-3 bar-auf die Metalloberfläche. Die Strahlungsdauer sollte etwa 15 Sekunden betragen.
- Gleichmäßiges Beschichten der silikatisierten Oberfläche mit Espe Sil.
- 5 Minuten bei Raumtemperatur trocknen lassen.



Abbildung 16: Cojet Reparatursystem mit dem Microetcher II

- Auftragen einer Sinfony-Opaker-Schicht und Lichthärten im Alfa Gerät von Espe.
- Im Anschluß Beschichtung mit Visio-Bond auf den Opaker.
- Härtung für 10 Sekunden.
- Auftrag des Sinfony Composites und Endhärtung im Visio Beta Gerät

Entsprechend den folgenden drei Prüfbedingungen:

- 1h nach Polymerisation
- nach 3-tägiger Naßlagerung
- nach 2-monatiger Naßlagerung

erfolgte die Versuchsdurchführung in drei Versuchsserien.

4.3.5 Versuchsserie 1

Von jeder Metallegierung aus Tabelle 6 wurden mit jeder Material-Verfahrens-Kombination der Tabelle 7 je 10 verblendete Metallplättchen hergestellt, d.h. je:

- 10 Maingold SG-Plättchen mit D-S,
- 10 Hera GG-Plättchen mit D-S,
- 10 Alabond E-Plättchen mit D-S,
- 10 Maingold SG-Plättchen mit S-R,
- 10 Hera GG-Plättchen mit S-R,
- 10 Alabond E-Plättchen mit S-R,
- 10 Maingold SG-Plättchen mit S-C,
- 10 Hera GG-Plättchen mit S-C,
- 10 Alabond-E Plättchen mit S-C.

Die Verbundfestigkeit wurde mit Hilfe des Drei-Punkt-Biegeversuchs nach DIN/ISO 9693 in Anlehnung an die Vorschläge von *Geis-Gersdorfer* [29] gemäß folgender Abbildung geprüft.

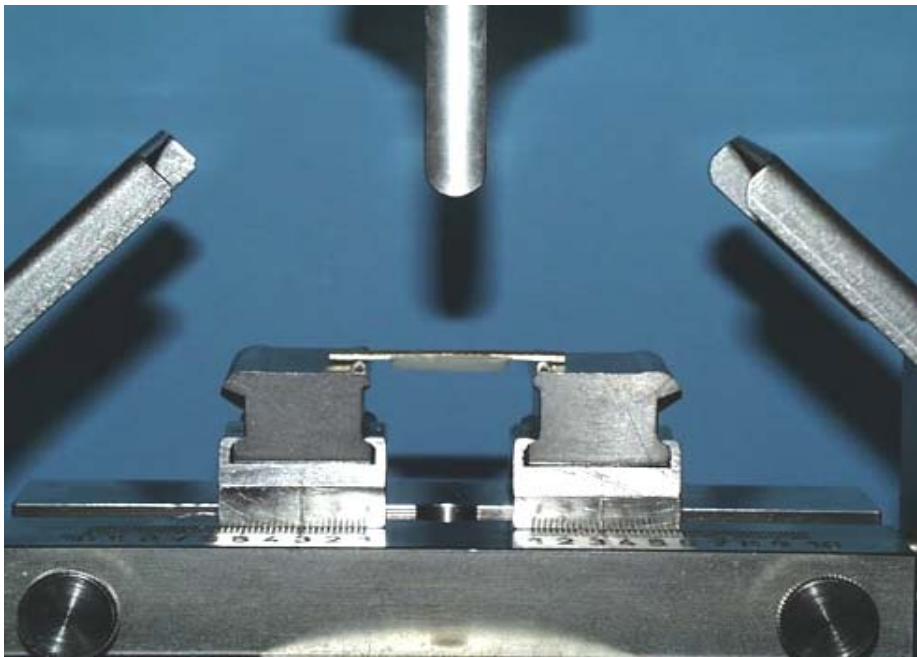


Abbildung 17: Haftfestigkeitsprüfung durch 3-Punkt-Biegeversuch mit der Universalprüfmaschine

Die verblendeten Plättchen wurden dazu eine Stunde nach Polymerisation in der Universalprüfmaschine (Zwick 14549) mit zunehmender Kraft (Vorschubgeschwindigkeit der Transverse 10 mm/min) belastet, bis die Kunststoffverblendung abplatzte. Dieser Vorgang wurde in einem Diagramm aufgezeichnet.

4.3.6 Versuchsserie 2

Es wurden wieder alle Metallegierungen der Tabelle 6 mit den Materialverfahrenskombinationen aus Tabelle 7 kombiniert. Die Anzahl der verblendeten Metallplättchen entspricht also derjenigen aus der Versuchsserie 1. Die Messungen erfolgten nach 3-tägiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C.

4.3.7 Versuchsserie 3

Auch hier wurden die gleichen Materialkombinationen wie in Versuchsserie 1 und 2 verwendet. Die Messungen erfolgten nach 2-monatiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C.

Der E-Modul der Kunststoffe wurde an Verblendkunststoffplättchen gemessen und mit der Dickenabnahme der Metallplättchen verrechnet. Dies war notwendig, da die mehrmalige Verwendung der Metallplättchen zu einem geringfügigen Verlust in der Höhe führte.

4.4. Statistische Auswertung der Meßergebnisse

Versuchsserie 1-3

Die Bruchkraft und Bruchspannung wurde mit Hilfe der Universalprüfmaschine (Zwick 4549) nach folgender Formel ermittelt:

$$F_{BF} = \frac{3}{2} * \frac{F}{b} \frac{l_v}{h^2} \quad \text{in } N/mm^2$$

F_{BF} : Biegefestigkeit in N/mm^2

F : Kraft in N

l_v : Abstand zwischen den Auflagepunkten in mm

b : Breite des Prüfkörpers in mm

h : Dicke des Prüfkörpers in mm

Die einzelnen Werte wurden nach deren Überprüfung in einer Excel Tabelle erfaßt, welche direkt in das Statistikprogramm *SPSS Win 9.0* [109] übertragen wurden, mit dem die Auswertung erfolgte.

Zunächst wurden die Mittelwerte der Prüfreiheiten bestimmt, indem die gemessenen Werte summiert und dann durch die Anzahl der Meßwerte dividiert wurden.

Die Mittelwerte haben jedoch nur dann eine Aussagekraft, wenn die Werte weitgehend normal verteilt sind. Bei einer Normalverteilung der Werte bzw. symmetrischen Verteilung gruppieren sich die meisten Werte um den Mittelwert, während die Häufigkeiten nach beiden Seiten hin gleichmäßig abfallen [8].

Ein optisches Maß zur Überprüfung der Normalverteilung der Werte ist die Normalverteilungskurve, auch Gaußsche Glockenkurve genannt.

Im folgenden ist beispielhaft eine Verteilungskurve dargestellt. Hier liegt keine normale, sondern eine schiefe (eher links gipflig orientierte) Verteilung vor.

Die Schiefe bezeichnet die Abweichung einer Häufigkeitsverteilung von einer symmetrischen Verteilung.

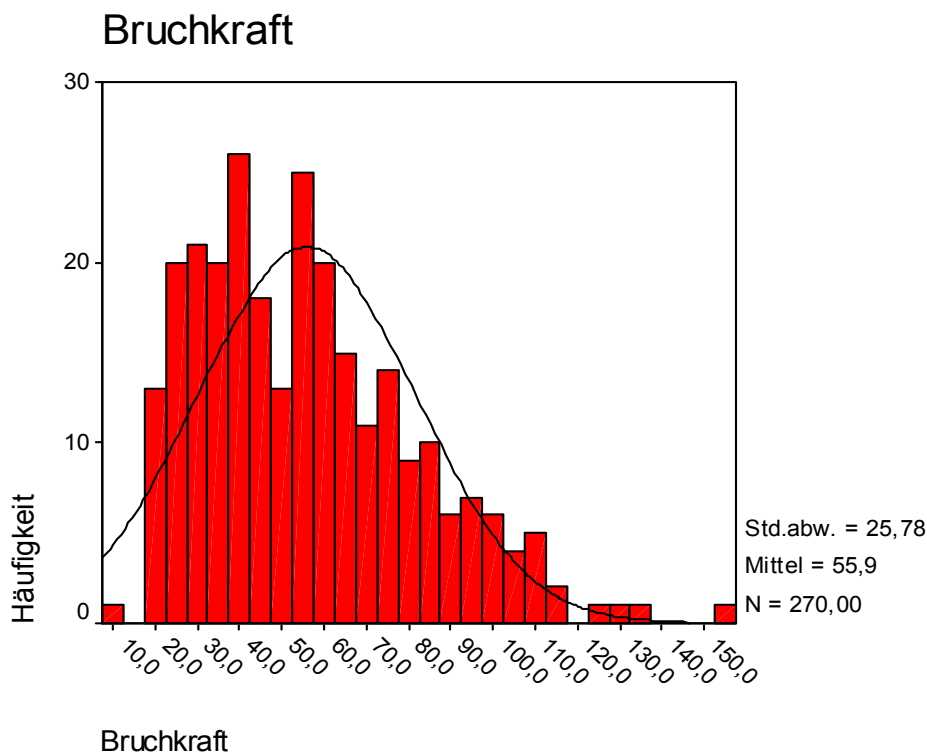


Abbildung 18: Verteilungskurve aller im Versuch ermittelten Meßwerte

Das Maß für den Durchschnitt einer schiefen Verteilung ist der Median. Er ist der Punkt auf einer Meßwertskala unterhalb und oberhalb dessen jeweils die Hälfte der Meßwerte liegen.

Die Werte für die Bruchkraft aller Kombinationen und Lagerungsformen waren nicht normal verteilt, wodurch eine nichtparametrische statistische Auswertung mit Hilfe des H-Tests nach Kruskal und Wallis erfolgte.

Dieser Test wird durchgeführt, wenn mehr als zwei unabhängige Stichproben vorliegen.

Die Nullhypothese des Tests besagt, daß alle Medianwerte gleich sind; daraus folgt, daß die Grundgesamtheit gleich ist.

Die Gesamtzahl der Werte ist:

$$n = \sum_{i=1}^K n_i$$

Jeder Wert wird durch seinen Rang ersetzt und die Ränge werden addiert.

$$R_1 + R_2 + \dots + R_K = \sum_{i=1}^K R_i - 1/2n(n+1)$$

$$\frac{R_1^2}{n_1} + \frac{R_2^2}{n_2} + \dots + \frac{R_K^2}{n_K} = \sum_{i=1}^K \frac{R_i^2}{n} = \sum \frac{R^2}{n}$$

Die Testgröße H berechnet sich durch:

$$H = \frac{1^2}{n(n+1)} \sum_{i=1}^K \frac{R_i^2}{n_i} - 3(n+1)$$

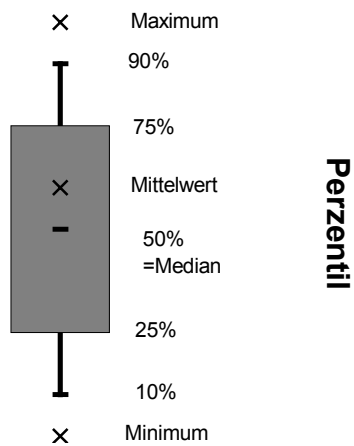
Die Signifikanzprüfung erfolgt anhand der Testgröße H.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit p (Signifikanzniveau) wird zum Bestätigen oder Verwerfen einer Nullhypothese angeführt.

Irrtumswahrscheinlichkeit	Bedeutung	Symbolisierung
$p > 0,05$	nicht signifikant	n. s.
$p \leq 0,05$	signifikant	*
$p \leq 0,01$	sehr signifikant	**
$p \leq 0,001$	höchst signifikant	***

Tabelle 8: Definition der Irrtumswahrscheinlichkeit p

Die Darstellung der Werte erfolgte mit Hilfe von Boxplots. Im folgenden ist ein solcher Boxplot graphisch beschrieben.



Trotz der begrenzten Aussagekraft der Mittelwerte, werden diese zur besseren Übersicht mit den Medianen in einer gesonderten Tabelle im Ergebnisteil aufgeführt.

5. Ergebnisse

Die Ergebnisse aller 3 Versuchsserien sind in den Abbildungen 19, 20 und 21 in Form von Boxplots dargestellt. In jedem Boxplot sind der Median, der Interquartilsbereich sowie Ausreißer dargestellt. Der Interquartilsbereich ist ein Maß für die Streuung der Daten.

Die Box stellt den Interquartilsbereich mit 50% der Werte dar. Die quer über die Box gelegte Linie gibt die Lage des Medians wieder. Die von der Box abgehenden Linien führen jeweils bis zum höchsten und niedrigsten Wert ohne Ausreißer zu berücksichtigen. Ausreißer sind außerhalb dieser Linien dargestellt.

Mittelwerte und Mediane sind in Tabelle 9 noch einmal dargestellt.

5.1. Ergebnisse der Versuchsserie 1

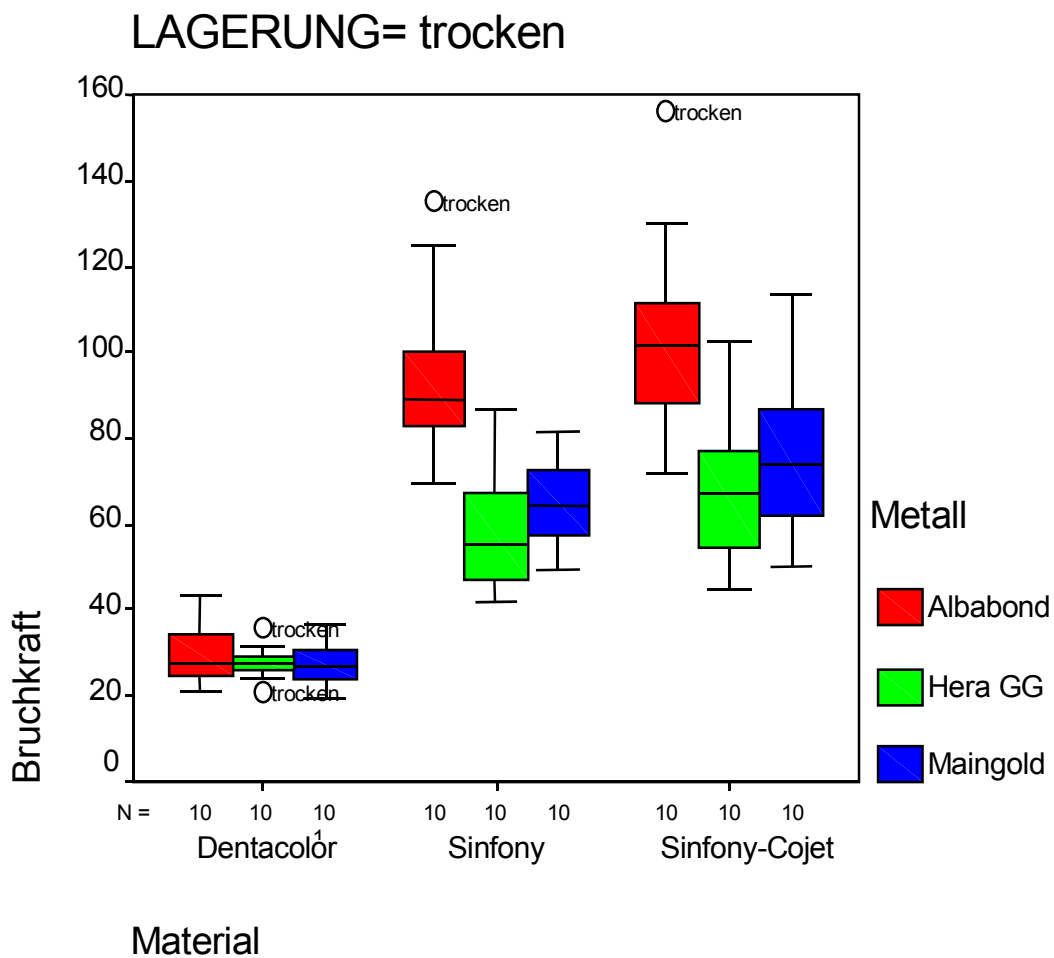


Abbildung 19: Darstellung der Ergebnisse 1 Stunde nach Polymerisation (trocken). Y-Achse = Bruchkraft in N, X-Achse = Material; Legende = Metallegierung

In der Abbildung ist zu erkennen, daß die Bruchkräfte im Trockenversuch beim Sinfony (Rocatec) und Sinfony-Cojet System deutlich höher sind als beim Dentacolor (Siloc) System. Jedoch zeigen die Werte beim Dentacolor (Siloc) die geringste Streuung.

Weiterhin sieht man in der obigen Abbildung tendenziell eine Metallabhängigkeit bei den Verfahren Sinfony Rocatec und Sinfony Cojet (Reparatursystem), im Gegensatz zum Verfahren Dentacolor Siloc, wo keine deutlichen Unterschiede der Werte bezüglich der 3 Metalle bestehen.

Vor allem mit dem Metall Alabond scheinen die Werte im Vergleich zu den Goldlegierungen Hera GG und Maingold SG bei Sinfony (Rocatec) und Sinfony-Cojet höher zu sein, während die Werte der beiden Goldlegierungen sich tendenziell auch etwas unterscheiden. Es ist ein leichter Anstieg der Bruchkräfte vom Metall Hera GG zu Maingold SG zu vermuten.

Ausreißerwerte weisen Dentacolor (Siloc) mit dem Metall Hera GG, Sinfony (Rocatec) mit dem Metall Alabond E und Sinfony-Cojet mit Alabond E auf.

5.2. Ergebnisse der Versuchsserie 2

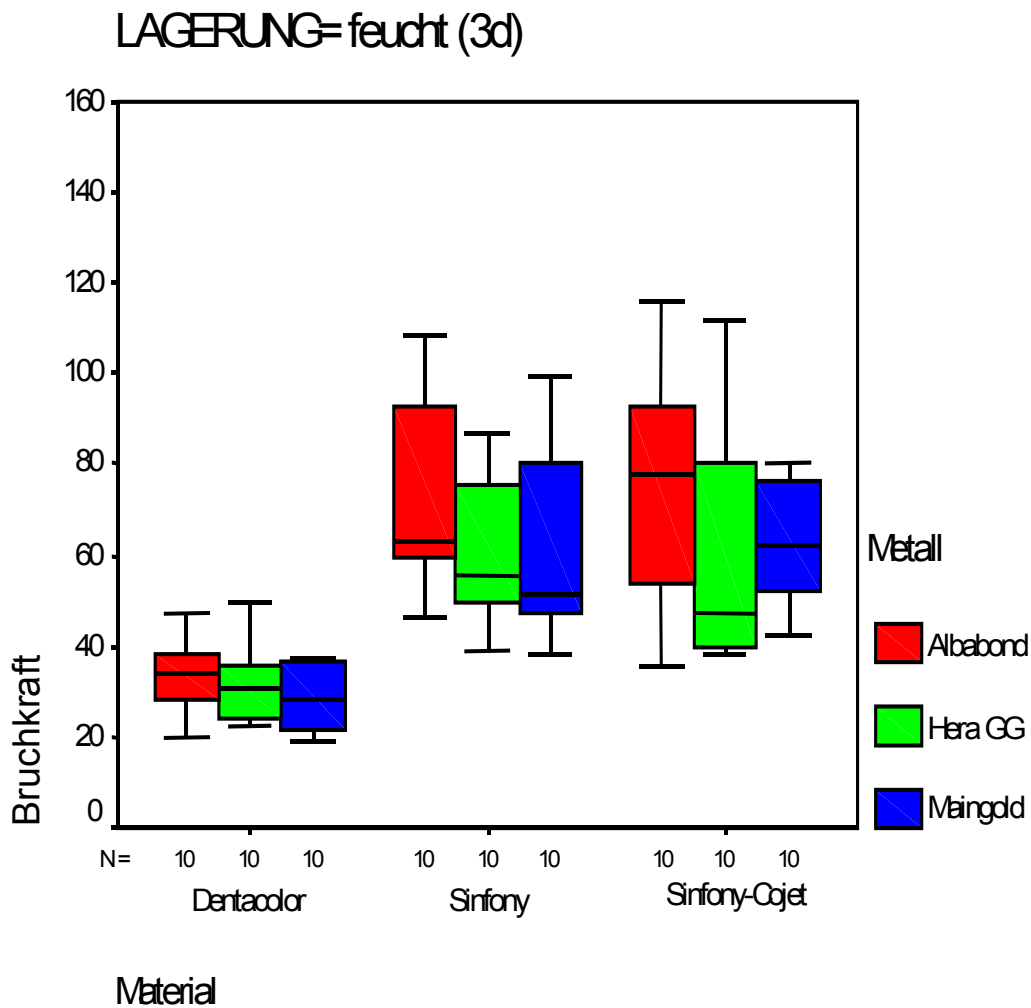


Abbildung 20: Darstellung der Ergebnisse nach 3-tägiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C. Y-Achse = Bruchkraft in N, X-Achse = Material; Legende = Metallegierung

Starke Ausreißerwerte sind nach 3-tägiger Wasserlagerung zwar nicht zu erkennen; eine große Streuung der Werte liegt jedoch auch hier vor.

Der Unterschied zwischen den niedrigen Werten von Dentacolor (Siloc) und den beiden anderen Systemen wird auch hier deutlich. In dieser Abbildung jedoch sind die Unterschiede der Bruchkräfte bezüglich der 3 Metalle nicht mehr so deutlich zu sehen.

Die tendenzielle Zunahme der Haftwerte von Hera GG zu Maingold SG aus der Abb. 19 beim Sinfony-Cojet wird in dieser Darstellung nicht bestätigt.

5.3. Ergebnisse der Versuchsserie 3

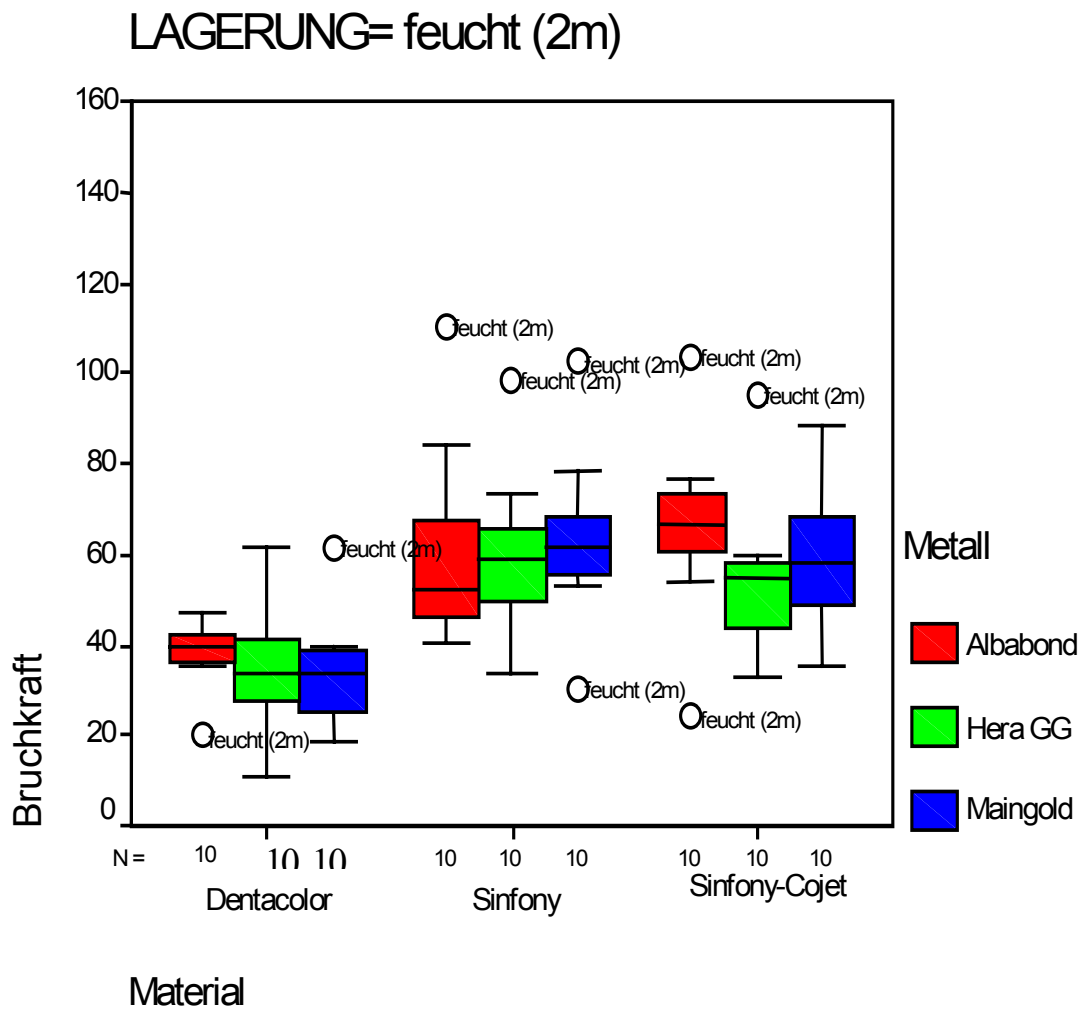


Abbildung 21: Darstellung der Ergebnisse nach 2-monatiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C. Y-Achse = Bruchkraft in N; X-Achse = Material; Legende = Metallegierung

Nach 3-monatiger Wasserlagerung finden sich die meisten minimalen und maximalen Ausreißerwerte.

Die Streubreite ist bei jedem System unterschiedlich groß.

Insgesamt liegen die Bruchkraftwerte im Vergleich zu den anderen Versuchsbedingungen deutlich niedriger, außer bei Dentacolor (Siloc), wo eine Konstanz bei allen 3 Versuchsbedingungen vorliegt. Eine deutliche tendenzielle Ab- bzw. Zunahme der Werte bezüglich der Metalle ist bei keinem der 3 Systeme zu erkennen.

5.4. Übersicht der Ergebnisse nach Material-Verbundsystem

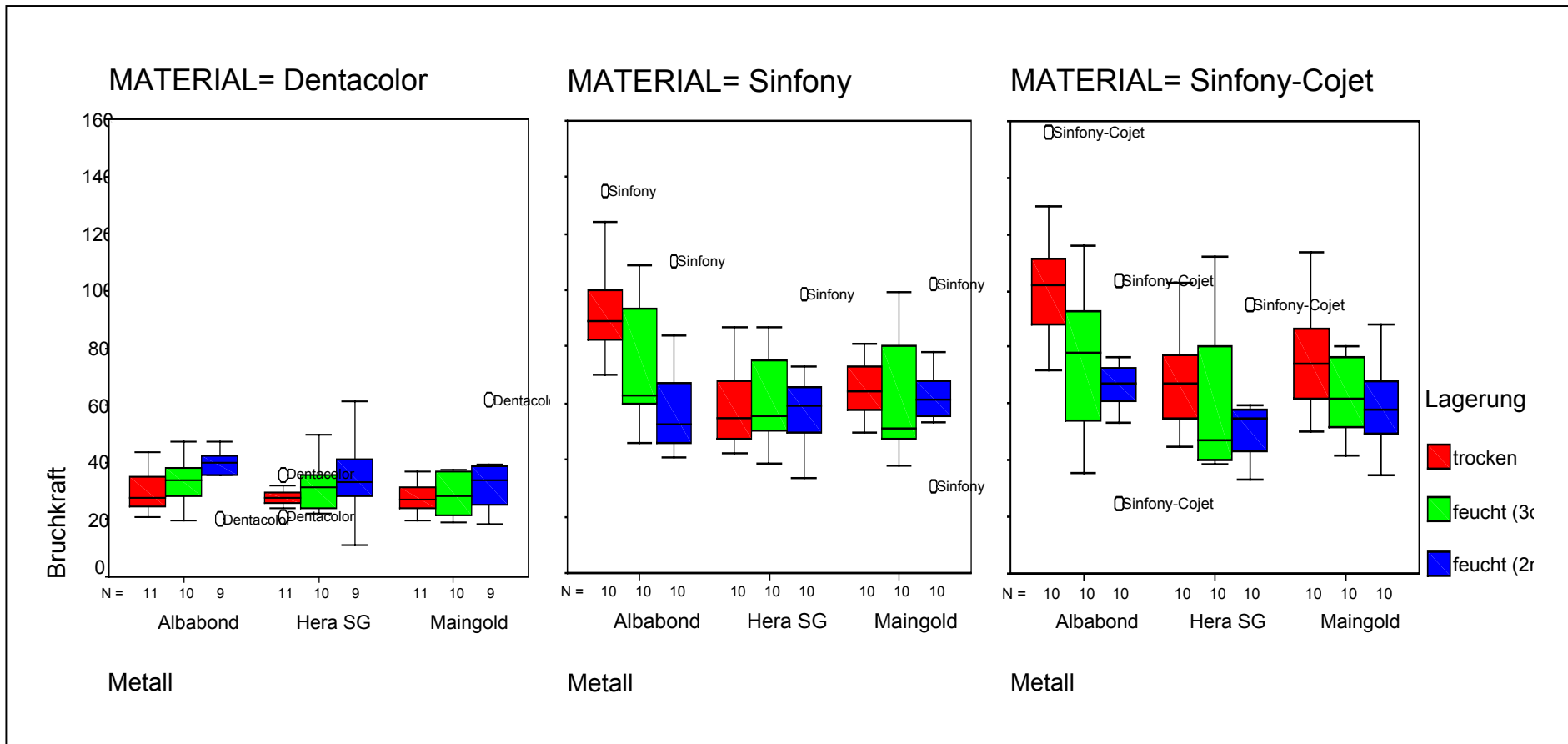


Abbildung 22: Versuchsserien nach Material-Verbundsystem geordnet. Y-Achse=Bruchkraft in N ; X-Achse=Metall; Legende=Lagerung (trocken entspricht 1h nach Polymerisation; feucht 3d entspricht 3-tägiger Naßlagerung; feucht 2m entspricht 2-monatiger Naßlagerung)

5.5. Übersicht der Ergebnisse nach Metallegierung

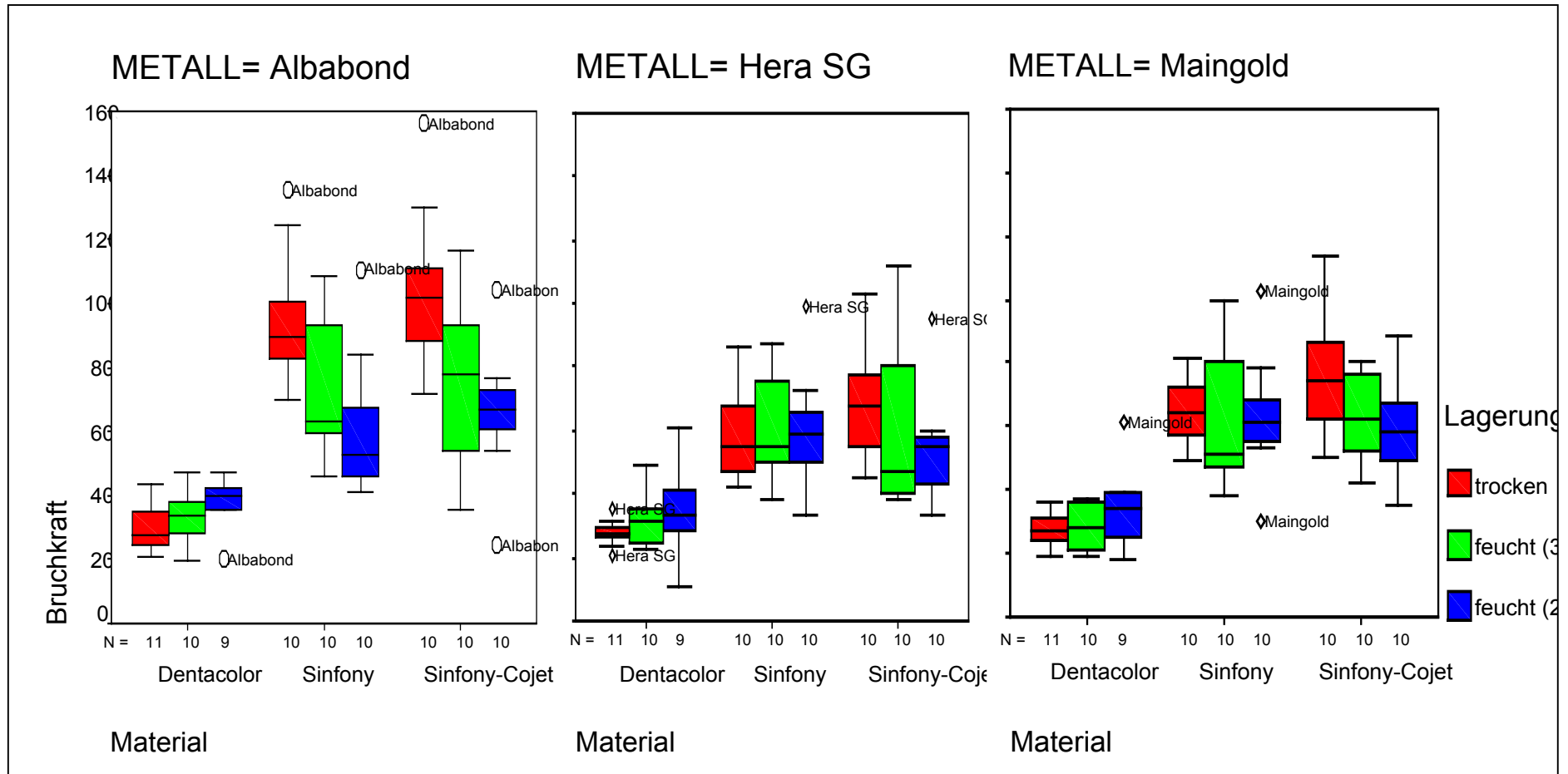


Abbildung 23: Versuchsserie nach Metallegierung aufgeteilt. Y-Achse = Bruchkraft in N; X-Achse Material: Kunststoff-Verbundsystem; Legende = Lagerung (-trocken; -feucht 3d; - feucht 2m)

Albabond E							
	trocken		3 Tage feucht		2 Monate feucht		
	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	
Dentacolor-Siloc	28,91	26,85	33,6	33,70	37,93	39,76	n.s.
Sinfony-Rocatec	95,69	89,20	74,1	63	60,73	48,81	**
Sinfony-Cojet	105,12	101,80	73,72	77	66,27	69,18	**
	***		***		***		
Hera GG							
	trocken		3 Tage feucht		2 Monate feucht		
	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	
Dentacolor-Siloc	27,73	27,15	32,09	31	34,38	33,34	n.s.
Sinfony-Rocatec	60,08	55,6	60,64	55,35	59,54	56,10	n.s.
Sinfony-Cojet	69,74	67,55	59,61	46,9	54,51	54,52	n.s.
	***		***		**		
Maingold							
	trocken		3 Tage feucht		2 Monate feucht		
	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	Mittelwert	Median	
Dentacolor-Siloc	26,93	26,95	28,52	27,95	33,81	33,79	n.s.
Sinfony-Rocatec	64,48	64,5	60,62	51,35	63,85	62,73	n.s.
Sinfony-Cojet	75,8	74,35	62,78	62,15	59,73	59,35	n.s.
	***		***		**		

Tabelle 9: Ergebnisse der 3-Punkt-Biegeprüfung

- alle gemessenen Werte in N Signifikanz: Kruskal-Wallis H Test

- Mittelwerte und Mediane n.s. = $p > 0,05$ (nicht signifikant) ** = $p < 0,01$ = 99% Sicherheit

* = $p < 0,05$ = 95% Sicherheit *** = $p < 0,001$

Die Mediane für die Bruchkraft (Tab. 9) lagen bei Dentacolor (Siloc) im Bereich von 26-27 N bei der Versuchserie trocken-1 Stunde nach Polymerisation und bei der Versuchserie 2 Monate Feuchtlagerung bei 34-39 N. Dies bedeutet, daß es mit zunehmender Lagerung eher zu einem leichten Anstieg der Bruchkraft kam. Statistisch ergaben sich jedoch keine signifikanten Unterschiede bei dem Dentacolor-Silloc-Verfahren bezüglich der Lagerung bei allen 3 Metallegierungen ($p > 0,05$).

Die Werte für Sinfony und Sinfony-Cojet lagen insgesamt deutlich höher im Vergleich zum Dentacolor. Hier stachen besonders die Kombinationen Albabond-Sinfony (Rocatec) mit einem Mittelwert von 95 N und Albabond-Sinfony-Cojet mit 105 N bzw. mit den Medianen 89 N und 101 N hervor. Die Werte für die Metalle Hera GG und Maingold SG lagen im Vergleich dazu etwas niedriger, mit Medianen von 55 N bei Sinfony (Rocatec) mit Hera GG, 67 N bei Sinfony-Cojet mit Hera GG und 64 N bei Sinfony mit Maingold, sowie 74 N bei Sinfony-Cojet mit Maingold.

Beim Material Sinfony (Rocatec) war mit zunehmender Lagerung nur in Kombination mit Albabond eine tendenzielle Abnahme zu erkennen, während die Mittelwerte bei Hera GG und Maingold SG etwa auf gleichem Wertenniveau blieben. Statistisch signifikante Unterschiede ergaben sich bei dem Sinfony-Rocatec-System bezüglich der Lagerung nur beim Metall Albabond ($p < 0,01$), nicht jedoch bei Hera GG und Maingold SG ($p > 0,05$).

Bei dem Reparatursystem Sinfony-Cojet war mit zunehmender Lagerung bei allen drei Legierungen tendenziell eine Abnahme der Bruchkraft zu erkennen. Die Mediane lagen hier nach 2-monatiger Lagerung nur noch bei 54-69 N. Signifikante Unterschiede ergaben sich bei dem Sinfony-Cojet bezüglich der Lagerung jedoch nur bei dem Metall Albabond E ($p < 0,01$).

Statistisch hoch signifikante Unterschiede ergaben sich zwischen den Material-Verfahrens-Kombinationen ($p < 0,001$) ohne Berücksichtigung der speziellen Lagerung.

Hoch signifikant waren auch die Unterschiede der Metalle ($p < 0,001$) ohne Berücksichtigung der Lagerung.

Bei Dentacolor-Silloc-Verfahren ergaben sich zwischen den Metallen (ohne Berücksichtigung der Lagerung) keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) jedoch bei den Verfahren Sinfony-Rocatec und Sinfony-Cojet ($p < 0,01$).

Die Material-Verfahrenskombination Sinfony-Cojet zeigte zwar insgesamt die besten Mittelwerte bzw. Mediane (Tab. 9), wies aber auch die größten Standardabweichungen auf. Dentacolor (Siloc) hatte zwar die niedrigsten Werte, die Standardabweichung war aber auch geringer. In den Boxplots wird auch deutlich, daß die Streuung der Werte beim Dentacolor-Siloc-Verfahren am geringsten war.

6. Diskussion

6.1. Diskussion der Haftverbundsysteme

6.1.1 Cojet-System

Diese Arbeit hatte das Ziel, die Verbundfestigkeit von zwei bekannten Konditionierungsverfahren und einem neuen intraoralen Reparatursystem zu untersuchen und die Ergebnisse miteinander zu vergleichen.

Bei diesem Vergleich der 3 Konditionierungssysteme erzielte das Cojet-Reparatursystem die höchsten Bruchkraftwerte mit einem Spitzenwert von 105 N im Trockenversuch.

Da es sich bei dem Cojet-Reparatursystem laut Herstellerangaben (Espe) lediglich um eine Übertragung des Rocatec-Systems auf die intraorale Anwendung handelt [23], war es um so erstaunlicher, daß sich die Haftwerte der beiden Systeme unterschieden.

Die Ursache könnte in dem unterschiedlich großen Strahlsand der beiden Systeme liegen.

Im Rocatec-System wurde nämlich mit Kieselsäure modifizierter Korund (Aluminiumoxid) der Korngröße 110 µm verwendet, während bei dem Cojet-Reparatursystem ein silikatisierter Sand mit einer Partikelgröße von 30 µm mit einem intraoralen Sandstrahlgerät aufgetragen wurde. Als intraorales Sandstrahlgerät fand hier der Microetcher II der Firma Danville Engineering Anwendung.

In einer Untersuchung von *Edelhoff* und Mitarbeitern [17] wurde der Einfluß einer Vorbehandlung durch Sandstrahlen mit 110 µm Strahlsand (gem. Rocatec-System) im Vergleich zum 30 µm Strahlsand (gem. Cojet-System) getestet.

Das Cojet-Reparatursystem ist nicht nur zur intraoralen Reparatur von Kunststoffverblendungen, sondern auch für die intraorale Reparatur von Keramikverblendungen an meist festsitzendem Zahnersatz vorgesehen. Dies ist von größerer Bedeutung, weil durch die Anwendung des Reparatursystems eine vollständige Erneuerung des gesamten Zahnersatzes in den meisten Fällen entfallen kann. Dies wäre auf Dauer für den Patienten auch viel zu kostspielig [120], da die Häufigkeit der abgeplatzten Keramik-Verblendung nach 7-jähriger Beobachtungsstudie nach *Strub* und Mitarbeitern [111] 2,7% beträgt. Die Defektrate liegt in weiteren, zum Teil auch neueren Nachuntersuchungen bei einer Tragedauer von bis zu 48- Monaten je nach Legierung sogar bis 8,8% [1, 2, 13, 52, 51, 69, 80, 93, 117]. Als Gründe für das Abplatzen der Keramik nennt *Brönnimann* und Mitarbeiter [7] technische Fehler im Metall-

Keramik-Verbund; inadäquate Gerüstgestaltung; marginale Spannungen; zu dicke bzw. zu dünne Verblendungen; okklusale Einwirkungen wie Bruxismus, Überbelastung, Vorkontakte, inkorrekte Lötstellen und äußere mechanische Einflüsse. Dies trifft auch weitgehend auf den kunststoffverblendeten Zahnersatz zu.

Diese Gründe verdeutlichen die Notwendigkeit eines effektiven intraoralen Reparatursystems schon aus wirtschaftlicher Sicht.

Die Notwendigkeit einer intraoralen Oberflächenbearbeitung der Verblendkonstruktion zur Steigerung der Verbundfestigkeit wurde bereits von *Marx* und Mitarbeiter [61] festgestellt, die allein schon durch die Bearbeitung der Verblendkonstruktion in situ mittels Korundstein und Diamanten eine effektive Steigerung der Haftfestigkeit erreichten.

Erst durch die Verwendung eines Handsandstrahlgerätes kann die Silikatisierung zur intraoralen Oberflächenkonditionierung genutzt werden [4, 56, 83]

Edelhoff et al. [16] stellten in Verwendung des Rocatec-Plus-Strahlsandes mit der Partikelgröße von 110 µm in Kombination mit einem Handsandstrahlgerät eine wirtschaftlich, effektive und einfach zu handhabende Methode zur intraoralen Reparatur fest.

Nach *Niedermeier* und Mitarbeiter [76] ist der Rocatec Plus-Strahlsand aufgrund der 110 µm großen Sandpartikel jedoch zu aggressiv. Er nennt das Cojet-System mit seinem 30 µm Strahlsand die vorteilhaftere Methode. Die Vorteile bestehen in der geringeren Aggressivität gegenüber Zahnersatz, Gewebe und Kofferdamm-Gummi sowie geringerem Verschleiß der Düse am Handsandstrahlgerät.

Niedermeier und Mitarbeiter stellten zwar insgesamt beim Cojet-System im Vergleich zum Rocatec-Plus-System niedrigere Werte, jedoch keine signifikanten Unterschiede fest. Im Ergebnisteil dieser Untersuchung wurde deutlich, daß die Haftwerte des Cojet-Systems diejenigen des Rocatec-Systems eher übertreffen, jedoch statistisch auch hier keine signifikanten Unterschiede bestanden.

Die klinische Tauglichkeit des intraoralen Silikatisierungssystems hat sich in Kombination mit einem chemischen Verbundsystem nach *Edelhoff* et al. [16] und *Niedermeier* et al. [76] als mittelfristige dauerhafte Verblendreparatur bestätigt. Auch im Schertest nach *Proano* und Mitarbeiter [84] wurden mit dem Cojet-Reparatursystems gute Haftwerte erzielt. Bereits erfolgte klinische Nachuntersuchungen bestätigen dieses System als Alternative zur Komplettrenewerung des beschädigten Zahnersatzes [78].

Trotz der insgesamt guten Haftwerte des Reparatursystems sollte auf die in dieser Untersuchung festgestellten Schwachpunkte hingewiesen werden.

Klinisch bedenklich erscheint die Abnahme der Haftfestigkeit mit zunehmender Wasserlagerung sowohl beim Rocatec als auch beim Cojet-System. Die Abnahme der Verbundfestigkeit im Biegeversuch beim Cojet-System von 101 N im Trockenversuch auf 69 N nach 2-monatiger Wasserlagerung betrug fast 40%. Eine ähnliche Beobachtung machten auch *Edelhoff* et al. [17] nach einer 360-tägigen Langzeitlagerung in Wasser. Die Bruchspannungen nahmen im Zugversuch nach 360 Tagen Wasserlagerung beim 30 µm Silikatsand von ca. 45 MPa auf ca. 12 MPa ab. Diese Tendenz traf für den 110 µm Silikatsand nicht zu; die Abnahme war hier geringer. Auch im Biegeversuch war die Abnahme mit Feuchtlagerung beim Rocatec-System (110 µm Strahlsand) niedriger.

Eine Verbesserung des Cojet-Reparatursystems nach Feuchtlagerung erscheint dringend notwendig, da Zahnersatz beim Tragen dauerhaft einem Feuchtmilieu ausgesetzt ist. Etwas kritisch zu betrachten ist die Staubbelastung mit SiO₂ und Al₂O₃-Partikeln, welche beim Einsatz der Systeme entsteht. Feinstaubmessungen der Arbeitsplatzkonzentration von lungengängigen Siliziumdioxid- und Aluminiumoxid-Partikeln wiesen jedoch keine Überschreitung der geltenden Grenzwerte auf [76, 116].

Auf eine korrekte Strahlintensität und -dauer sollte geachtet werden, da es durch eine verlängerte Strahlzeit zu einem Substanzverlust kommt, welcher bei Hochgoldlegierungen durch deren geringere Härte höher ist. Durch einen verlängerten Strahlprozess kommt es nach *Pröbster* et al. [85] zu einer Verformung der dünn auslaufenden Ränder eines Zahnersatzes mit negativem Einfluß auf die Paßgenauigkeit.

Ein weiteres Problem sehen *Edelhoff* et al. [16] und *Nürnbergger* [77] in der möglichen bakteriellen Besiedlung des Handstrahl-Gerätes durch den zeitweise auftretenden Unterdruck. Es sollte ein sterilisationsfähiges Gerät verwendet werden.

Eine sorgfältig vorbereitetes Arbeitsfeld mit entsprechenden Schutzmaßnahmen wie Schutzbrille, Mundschutz und guten Absauganlage sollten bei der intraoralen Anwendung selbstverständlich sein, um das Risiko der Einatmung von kleinen lungengängigen Staubpartikeln zu minimieren.

6.1.2 Rocatec-System

Die klinische Tauglichkeit und eine Steigerung der Haftfestigkeit wurde sowohl für den Kunststoff-Metall als auch für den Kunststoff-Keramikverbund durch das extraoral angewendete Rocatec-Verbundsystem bereits festgestellt [15, 25, 82, 107, 106]. Auch im Keramik-Metall-Verbund wurde das Rocatec-System bereits getestet. Im Vergleich von 3 verschiede-

nen Oberflächenkonditionierungen im Dreipunkt-Biegeversuch erzielte Rocatec die höchste Verbundfestigkeit [86]. In der vorliegenden Untersuchung sind auch gute Haftwerte für das Rocatec-System erzielt worden. Der maximal erreichte Bruchkraftwert lag im Trockendurchgang bei 95 N.

Die hohen Haftwerte des Rocatec Systems bestätigen sich in einer 3-jährigen klinischen Studie nach *Meyer* [68]. Von 120 intraoralen Verblendungen wiesen 13 kleine Defekte auf; 2 Verblendungen waren vollständig gebrochen. Die Defekte waren als Absprengungen am zervikalen Kronenrand zu finden, welche evtl. durch Zugspannungen ausgelöst werden.

Das Rocatec-System wurde auch bezüglich seiner Tauglichkeit für den Kunststoff-Keramik-Verbund im Vergleich zum Silicoater-Verfahren überprüft [49]. Für das Rocatec-System ergaben sich höhere Werte. Nach 150-tägigem Thermocycling gab es keine Haftminderung im Gegensatz zum Silicoater-Verfahren, wo es nach 150 Tagen fast zum vollständigen Haftverlust kam.

Auch die Anwendung des Rocatec-Systems in der adhäsiven Klebetechnik führte in einer Untersuchung von *Kern et. al.* [50] nicht zum Haftverlust nach Wasserlagerung..

In der vorliegenden Untersuchung wurde dies nicht bestätigt. Es kam legierungsabhängig zu Hafteinbußen. Den größten Haftverlust ergab sich beim Metall Albabond E.

Restaurationen wie Inlays, Keramikfacetten und Vollkeramikronen sind aufgrund mangelnder primärer Retentionen auf die adhäsive Klebetechnik angewiesen, um eine ausreichende Haftung im Keramik-Komposit-Schmelzverbund zu erreichen [15] und um die Belastbarkeit der Restauration zu erhöhen [58, 92]. Silikatisierung nach dem Rocatec-System führte im Drei-Punkt-Biegeversuch zu einer deutlichen Verbesserung des Verbundes im Vergleich zum Anätzvorgang [15]. Eine Begründung liegt in der größeren Rauhtiefe beim Silikatisieren.

Das Rocatec System wird auch im Bereich Metall-Prothesenkunststoff-Verbund verwendet. Es ist nach einer Untersuchung von *Wichmann* [118] jedoch für diesen Verbund nicht geeignet, da es zur Spaltbildung von 2-15 µm kommt. Das Sebond MKV-System erwies sich in der Untersuchung als eingeschränkt tauglich.

Im Gegensatz dazu kam es in einer Untersuchung nach *May et al.* [66] mit Anwendung des Rocatec-Systems zu einer signifikanten Steigerung des Verbundes von Titan und Polymethylmethacrylaten im Scherversuch.

6.1.3 Siloc-System

Da es sich bei dem Siloc-Verfahren auch um ein relativ neues System handelt, gibt es noch nicht viele wissenschaftlich fundierten Untersuchungen bezüglich der Tauglichkeit. Deshalb ist ein Vergleich der Ergebnisse des Siloc-Systems dieser Untersuchung nur mit den Vorgänger-Systemen Silicoater und Silicoater MD möglich. Die letzteren beiden Verfahren sind in der Literatur bekannt und finden auch heute noch in vielen zahntechnischen Labors Anwendung. In einer Untersuchung verschiedener Kunststoff-Metall-Verbundsysteme durch *Janda* (1992) [43], werden das Silicoater-, Silicoater MD- und Rocatec-System als die innovativsten Verbundsysteme angesehen.

In einer vergleichenden Untersuchung des Haftverbundes von Silicoater- und Silicoater MD-Verfahren als einem Vorgänger des Silicoater-Verfahrens nach *Tiller et al.* [113], lagen die Scherfestigkeitswerte im Bereich von 20 MPa im Scherversuch. Ähnliche Werte wurden auch von *Haas und Mitarbeiter* [35] im Scherversuch festgestellt. Die klinische Mindestanforderung der Haftwerte orientiert sich an der inneren Schmelzfestigkeit und beträgt 10 N/mm² [81]. Die Werte im Biegeversuch liegen in der Regel geringfügig über den Werten des Scherversuchs.

In einer 2-jährigen klinischen Studie nach *Musil und Mitarbeiter* [71] erzielte das Silicoater MD-Verfahren eine Defektrate von nur 0,5 %, während beim Silicoater-Verfahren noch 2,8 % der Verblendungen defekt waren.

Mit dem Siloc-Verfahren als Nachfolger des Silicoater MD Verfahrens wurde zwar mit Werten im Bereich von 30-40 N eine weitere Verbesserung erreicht. Sie liegen insgesamt jedoch noch deutlich unter den Werten des Rocatec-Systems.

Die für das Siloc-System ermittelten Mittelwerte liegen etwa in vergleichbarer Größenordnung mit jenen des Silicoaterverfahrens im Biegeversuch nach *Kappert* [46]. Die Werte waren aber im Vergleich zum Sinfony-Rocatec-System deutlich niedriger. Der maximale Bruchkraft-Mittelwert betrug beim Sinfony-Rocatec-System 95 N, während beim Dentacolor-Siloc-System nur 37 N erreicht wurden. Das Reparatursystem Sinfony-Cojet erreichte jedoch einen Spitzenwert von 105 N.

Die niedrigsten Bruchkraftwerte von 26 N wurden bei der Kombination Siloc-System Dentacolor-Maingold-trocken ermittelt. Sie liegen aber immer noch über den in der Literatur allgemein geforderten Mindesthaftfestigkeiten für mundbeständige Kunststoff-Metallverbindungen [89].

6.2. Diskussion der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Lagerung

Das Dentacolor-Siloc-System zeigte zwar insgesamt niedrigere Mittelwerte als die anderen Systeme, es war jedoch mit zunehmender Lagerung eine Steigerung der Bruchkraft zu erkennen. Das heißt unabhängig vom Metallegierungstyp kam es zu einer Steigerung der Verbundfestigkeit. Statistisch bestand jedoch kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$).

Dies läßt vermuten, daß die Quellung des Kunststoffes eher einen positiven Einfluß auf den Verbund hat, wobei das Gegenteil wahrscheinlicher wäre. Der Kunststoff ist nach *Ludwig* (1989) [57] in der Lage bis zu 2% seines Volumens an Wasser unter leichter Formveränderung aufzunehmen. Die Dipolmomente des Wassermoleküls können zusätzlich eine Haftminderung bewirken.

Eine Zunahme der Verbundfestigkeit mit zunehmender Wasserlagerung wurde auch von *Jakob* und *Marx* (1988) [42], *Musil* und *Tiller* (1989) [74] für das Silicoater System festgestellt, während *Meiners* und Mitarbeiter (1990) [67], *Keil* [47] und *Fiedler* et al. [26] eher eine Abnahme der Verbundfestigkeit feststellten.

Handel et al. [36] fand im Druckversuch nach 120-tägiger Speichellagerung eine Steigerung der Verbundfestigkeit bei der Kombination Dentacolor-Opaker, jedoch einen Verlust der Druckscherfestigkeit bei der Kombination Dentacolor-Silicoatersystem.

In einer Untersuchung nach *Marinello* et al. [59] kam es nach 33-tägiger Wasserlagerung zu keinem Haftverlust.

Beim Sinfony-Rocatec-System war ein Abfall der Haftfestigkeit mit zunehmender Lagerung nur bei Albabond E (siehe Boxplots Abb. 21) zu erkennen (sign $p < 0,01$). Es ergaben sich jedoch bezüglich der Lagerung insgesamt beim Sinfony-Rocatec System keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$). *Guggenberger* (1989) [34] fand insgesamt beim Rocatec-Verfahren im Wasserlagerungszeitversuch keinen signifikanten Abfall der Haftfestigkeit bei hochgoldhaltigen-, goldreduzierten und Palladiumbasislegierungen. Im Gegensatz dazu fanden *Fiedler* und *Sauer* (1988) [27] eine Abnahme der Haftwerte bei PdCu-, CoCr- und AgAu- Legierungen nach 6-monatiger künstlicher Speichellagerung.

Das Reparatursystem Cojet in Kombination mit dem Kunststoff Sinfony zeigte eine tendenzielle Abnahme der Bruchkraft mit zunehmender Lagerung bei allen 3 Metallegierungen. Statistisch signifikante Unterschiede ergaben sich jedoch nur bei dem Metall Albabond E ($p < 0,01$).

Zwischen den Mittelwerten der 3-tägigen und 2-monatigen Wasserlagerung gab es Unterschiede. Beim Siloc-System war eine weitere Zunahme zu beobachten, bei den anderen Verfahren eher eine weitere Abnahme. Nach *Kappert et al.* (1989) [46] und *Bath* (1985) [3] kommt es nach 10-14-tägiger Wasserlagerung zu einem Sättigungswert für die Quellung der dentalen Kunststoffe. Deswegen wäre eine entsprechende Lagerung ausreichend. Dies wurde in der vorliegenden Arbeit nicht untersucht, da ein Abplatzen nicht nach 10 bzw. 14 Tagen erfolgte. Es war jedoch eine Abnahme der Werte beim Rocatec- und Cojet System und eine Zunahme beim Siloc-System nach 2-monatiger Lagerung zu beobachten. Es ist zu diskutieren ob die Ab- bzw. Zunahme der Werte allein durch den hydrolytischen Einfluß des Wassers, welcher noch nach monatiger Lagerung vorhanden ist, entsteht, oder doch noch eine weitere Quellung des Kunststoffes auch über eine 14-tägige Wasserlagerung hinaus stattfindet.

6.3. Diskussion der Ergebnisse in Abhängigkeit von der Legierung

In Abb. 23 wird deutlich, daß es zu einer tendenziellen Abnahme der Bruchkraft mit zunehmendem Edelmetallgehalt der Legierung kam. Die Eigenschaften der Legierungen, hervorgerufen durch den unterschiedlichen Elastizitätsmodul, scheinen also den Haftverbund maßgeblich zu beeinflussen. Nichtedelmetall-Legierungen haben einen höheren E-Modul und weisen höhere Haftverbundwerte auf. Die Palladiumbasislegierung Alabond E weist die besseren Haftwerte auf. Der Biege widerstand sinkt mit zunehmendem Edelmetallgehalt, was wiederum die Bruchfestigkeit beeinträchtigt. Dem gegenüber fanden *Wirtz et al.* (1992) [119] und *Ludwig* (1989) [57] keine eindeutige Legierungsabhängigkeit der Verbundfestigkeiten.

Laut einer Untersuchung von *Färber et al.* [25] kommt es nach wiederholtem Abstrahlen und Silikatisieren zu einer Abnahme der Verbundfestigkeit. Dies wurde an der Dentallegierung Alabond E untersucht. Die Vorteile der tribochemischen Silikatisierung kommen nach *Färber et al.* erst bei einer metallurgisch intakten Legierungsoberfläche zum tragen. Hier könnte ein kausaler Zusammenhang zu den in dieser Untersuchung beim Alabond E besseren Ergebnissen liegen. Durch die größere Härte dieser Legierung scheint beim silikatisieren eine geringere Rauhtiefe und damit für den hier untersuchten Verbund bessere Rauhtiefe erzielt worden zu sein, wodurch im Gegensatz zu den Goldlegierungen eine "intaktere" Oberfläche

besteht. Diese Behauptung steht allerdings im Gegensatz zu der verbreiteten Theorie, je höher die Rauhtiefe, um so besser der Verbund.

Das Versagen des Verbundes im Versuch erfolgte, entsprechend metallkeramischen Systemen, am seitlichen Ende der Verblendung, wie auch von *Schwarz et al.* (1992) [97] beschrieben. Dieser Spannungszustand, welcher zum Abplatzen der Kunststoffverblendung führt, entsteht durch Überlagerung von Zug- und Scherspannungen.

Nach *Geis-Gerstorfer et al.* [30] und *Keil* [47] liegt der Schwachpunkt der Verbindung beim Biegeversuch im Verbund Opaker-Verblendkunststoff und nicht im Verbund Kunststoff-Metall. In der vorliegenden Untersuchung trifft dies nur bedingt zu, da es in beiden Verbundbereichen zu Brüchen kam.

Die Problematik der großen Streuung der Ergebnisse, war hier vor allem bei Sinfony-Rocatec und Sinfony Cojet zu finden. Dies wurde auch von *Grütter und Matter* (1987) [33], *Wirtz et al.* [119] und *Mathey et al.* [65] bereits als zentrales Problem der Haftfestigkeitsprüfung von Kunststoff-Metall-Verbunden erkannt. Die Standardabweichungen können bis zu 30 % betragen.

Die Fehlerquote ist bei allen angewendeten Konditionierungsverfahren relativ hoch. Dies hängt mit den vielen verfahrensbedingten Verarbeitungsschritten zusammen.

7. Zusammenfassung

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Verbundfestigkeit des intraoralen Reparatursystems Cojet in Kombination mit dem Kunststoff Sinfony im Vergleich zu den beiden bekannten Konditionierungsverfahren Siloc und Rocatec mit systemspezifischen Kunststoffen (Dentacolor und Sinfony) im 3-Punkt-Biegeversuch an drei Dentallegierungen eine Stunde nach Polymerisation, sowie nach 3-tägiger und 2-monatiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23 °C. untersucht und die Ergebnisse miteinander verglichen.

Der Haftverbund zwischen Kunststoff und Metall wurde durch die Einführung des Siloc-Verfahrens (1995) - einer Fortentwicklung des 1984 eingeführten Silicoater-Verfahrens und des Rocatec-Verfahrens 1989 deutlich verbessert.

Das intraorale Reparatursystem Cojet wurde im Herbst 1997 eingeführt und beruht auf dem Prinzip des Rocatec-Verfahrens.

Das Reparatursystem führte in der Untersuchung zu den höchsten Bruchkraftwerten. Die Unterschiede zwischen Cojet-Reparatursystem und Rocatec-Verfahren waren jedoch gering.

Es wurden tendenzielle Unterschiede zwischen den Lagerungsformen festgestellt. Mit zunehmender Feucht-Lagerung nahm die Biegefestigkeit beim Rocatec-Verfahren und Cojet Reparatursystem ab, während sie beim Siloc-System konstant blieb.

Eine Abhängigkeit des Verbundes vom Legierungstyp wurde festgestellt. Bei der Palladiumbasis-Legierung ergaben sich die höchsten Verbundfestigkeiten.

Bei Gesamtbetrachtung der Ergebnisse dieser Untersuchung kann gesagt werden, daß das Reparatursystem bezüglich der Verbundfestigkeit durchaus mit herkömmlichen Verblendsystemen verglichen werden kann.

8. Literatur

1. Augthan, M.:
Biokompatibilität von Palladium- und Palladium- Kupferlegierungen
Habitations-Schrift Aachen (1993)
2. Aagthun, M.; Spiekermann, H.:
In-vitro- und In-vivo- Untersuchungen zum Korrosionsverhalten einer Palladiumle-
gierung
Dtsch Zahnärztl Z 49, 632-635 (1994)
3. Bath, P.:
Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Quellung von ausgewählten
Komposit- Füllungsmaterialien
Med Diss Freiburg (1985)
4. Bertolotti, R. L.; De Luca, S. S.; De Luca, S.:
Intraoral metal adhesion utilized for occlusal rehabilitation
Quintessence Int 25, 525-529 (1994)
5. Böning, K.:
Korrosionsprüfung an Palladium-Legierungen mit Hilfe der anodischen
potentiodynamischen Polarisation
Dtsch Zahnärztl Z 44, 860- 862 (1989)
6. Breustedt, A.; Lenz, E.:
Stomatologische Werkstoffkunde
Johann Ambrosius Barth, Leipzig (1978)
7. Brönnimann, R.; Fritze, T.; Schärer, P.:
Porzellanreparaturen
Schweiz Monatsschr Zahnmed 101, 763-769 (1991)

8. Bühl, A.; Zöfel, P.:
SPSS Version 9 Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows
6. Aufl. Addison Wesley, München (2000)
9. Caesar, H. A.:
Die Ausbildung zum Zahntechniker Band 4
1. Aufl. Neuer Merkur, München (1989).
10. Combe, E. C.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde, Zusammensetzung- Verarbeitung- Anwendung
Carl Hanser, München Wien (1984)
11. Dann, K.:
Zugfestigkeitsuntersuchungen des Verbundes Kunststoff-Metall an Prüfkörpern mit
unterschiedlichen Retentionen
Med Diss Mainz (1986).
12. Drewniok, J.:
Vergleichende Untersuchung zum retentionslosen Metall-Kunststoffverbund der
Haftvermittlersysteme Sebond-MKV und Silicoater
Med Diss Berlin (1993)
13. Dreyer, M.; Walter, M.; Eichner, K.:
Klinische Nachuntersuchung zahnärztlich-prothetischer Rekonstruktionen aus Palla-
diumlegierungen
Zahnärztl Welt 102, 26-28 (1993)
14. Drum, W.:
Porzellan und Kunststoff
Zahnärztl Rdsch 50, 311-316 (1941)

15. Edelhoff, D.; Marx, R.:
Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung
Dtsch Zahnärztl Z 50, 112-117 (1995)
16. Edelhoff, D.; Marx, R.; Yildirim, M.; Spiekermann, H.:
Klinische Einsatzmöglichkeiten der intraoralen Silikatisierung
Dtsch Zahnärztl Z 54, 745-752 (1999)
17. Edelhoff, D.; Marx, R.; Spiekermann, H.:
Reparatur abgeplatzter Verblendungen durch intraorale Silikatisierung – eine In-vitro-Untersuchung
Dtsch Zahnärztl Z 53, 115-119 (1998)
18. Egli, A. R.:
Das Verhalten der Mundschleimhaut gegenüber Porzellan und Palapont bei Dauerberührung
Schweiz Mschr Zahnheilk 56, 844 –868 (1946)
19. Eichner, K.:
Messung der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch Zahnärztl Z 18, 915-924 (1963)
20. Eichner, K.:
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Band 1 und Band 2
4. Aufl. Hüthig, Heidelberg (1987)
21. Eichner, K.; Kappert, H. F.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung
Band 1: Grundlagen und Verarbeitung
Hüthig, Heidelberg (1996)

22. Espe:
Produktdossier Rocatec System
Clinical Research 6 (1997)
23. Espe Dental-Medizin:
Produktdossier Cojet-System 4
24. Espe:
Kundeninformation Sinfony
Produktdossier Sinfony
25. Färber, H.; Jorewitz, A.; Marx, R.; Tinschert, J.:
Mechanische Vorgeschichte von Legierungsoberflächen und Verbundfestigkeit nach Silikatisieren
Dtsch Zahnärztl Z 50, 892-896 (1995)
26. Fiedler, A.:
Kunststoffverblendung nach dem Silicoater-Verfahren Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen
Med Diss Berlin (1988)
27. Fiedler, A.; Sauer, G.:
Experimentelle und klinische Untersuchungen zum Silicoater-Verfahren
Dtsch Zahnärztl Z 43, 1045-1047 (1988)
28. Geier, W.:
Porzellan oder Kunststoff?
Dtsch Zahnärztl Z 1, 188-193 (1946)
29. Geis-Gersdorfer, J.:
Untersuchungen des Verbundes silanisierter Kunststoffverblendungen
In : Hoffmann, M. (hrsg), Silicoater- Symposium, Hüthig, Heidelberg (1990)

30. Geis-Gerstorfer, J.; Frank, G.:
Besserer Verbund durch Silanisieren-Ein Fortschritt in der dentalen Technologie
Dental Labor 34, 1543-1546 (1986)
31. Geurtsen, W.:
Klinik der Kompositfüllung
Hanser, München (1989)
32. Göbel, R.; Welker, D.:
Metall-Kunststoff-Verbundverfahren in der Zahnmedizin
Dental Labor 44, 2045-2052 (1996)
33. Grütter, S.; Matter, C. H.:
Klebertechnik: Eine In-vitro Studie über den Einfluss von Gussvariablen auf die
Haftung zwischen Kunststoff und geätzter Metalloberfläche
Med Diss Bern (1987)
34. Guggenberger, R.:
Das Rocatec-System-Haftung durch tribochemische Beschichtung
Dtsch Zahnärztl Z 44, 874-876 (1989)
35. Haas, I.; Rammelsberg, P.; Pospiech, P.; Gernet, W.; Heumann, C.; Toutenburg, H.:
Erhöhung der Scherfestigkeit von Kunststoff-Metall-Verbund bei tribochemisch
silikatisierten Oberflächen
Dtsch Zahnärztl Z 49, 725-728 (1994)
36. Handel, G.; Uhlmann, R.:
Untersuchungen von Kunststoffverblendkronen in Abhängigkeit von der Lagerung
Dtsch Zahnärztl Z 44, 877-878 (1989)
37. Hattemer, A.; Kübel, K.:
Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche Werkstoffe
Dtsch Zahnärztl Z 5, 1031-1033 (1950)

38. Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.:
Einführung in die Zahnerhaltung
Urban und Schwarzenberg, München (1995)
39. Heraeus Kulzer:
Zusammensetzung, technische Daten und Verarbeitungshinweise der Metalle Albalbond E, Maingold SG und Hera GG
Beipackinformation
40. Hohmann, W.:
Persönliche Mitteilung (1985)
41. Ivoklar:
Spectra Link-Verarbeitungsanleitung
42. Jacob, E.; Marx, R.:
Silicoater-Verfahren für die Klebebrücke
Dtsch Zahnärztl Z 43, 461-466 (1989)
43. Janda, R.:
Kleben und Klebetechniken
Dental Labor 40, 615-628 (1992)
44. Jesensky, I.:
Facettenkrone aus Palapont
Zahnärztl Rundsch 50, 1063-1065 (1941)
45. Kappert, H. F.:
Der Einfluß zweier Haftvermittler-Systeme auf den Kunststoff-Metall-Verbund
Zahnärztl Welt 98, 129-130 (1989)

46. Kappert, H. F.; Schreck, U.; Prünke, H.; Barucha, A.; Erpeling, E.; Banholzer, M.:
Prüfung von Metall-Kunststoff-Verblendsystemen durch Scher-, Biege- und Axialen
Zugversuch
Dtsch Zahnärztl Z 44, 879-881 (1989)
47. Keil, H.:
Vergleichende Untersuchung zum Nichtedelmetall-Kunststoffverbund mit neuen
Haftvermittlern
Med Diss Berlin (1991)
48. Keil, H.; Siebert, G.; Drewniok, J.:
Vergleichende Untersuchungen zwischen dem Nichtedelmetall-Kunststoffverbund
auf der Basis neuer Haftvermittler und dem Nichtedelmetall-Keramikverbund
Zahnärztl Welt 99, 26-31 (1990)
49. Kern, M.; Thomson, Van P.:
Bonding to glass infiltrated alumina ceramic: Adhesive methods and their durability.
J Prosthet Dent 73, 240-249 (1995)
50. Kern, M.; Neikes, J.; Strub, R.:
Festigkeit mechano-chemischer Verbundsysteme in der Adhäsivprothetik
Dtsch Zahnärztl Z 45, 502-505 (1990)
51. Kerschbaum, T.; Voß, R.:
Guß- und metallkeramische Verblendkrone im Vergleich – Ergebnisse einer
Nachuntersuchung bei Teilprothesenträgern
Dtsch Zahnärztl Z 32, 200-206 (1977)
52. Kerschbaum, T.; Gaa, M.:
Longitudinale Analyse von festsitzendem Zahnersatz privat versicherter Patienten
Dtsch Zahnärztl Z 42, 345-351 (1987)

53. Kraft, E.:
Über die Ursache der sogenannten Spannungsrisse an Kunststoffprothesen und
Kunststoffzähnen
Dtsch Zahnärztl Z 10, 1189-1196 (1955)
54. Kulzer:
Dentacolor Lichthärtendes K+B Composite auf Microfill-Basis
Produktinformation
55. Kulzer:
Silicoater MD
Verfahrens- und Bedienungsanleitung
56. Lacy, A. M.:
Clinical techniques for intraoral repair of fractured porcelain when metal is exposed
Quintessence Int 20, 595-598 (1989)
57. Ludwig, K.:
Das Ivoklar-SR-Isosit-Spectra-Verbundsystem-Eine vergleichende Untersuchung
Dental Labor 37, 757-861 (1989)
58. Malament, K. A.; Grossmann, D. G.:
Bonded vs non bonded dicor crowns: Four years report
J Dent Res 71, 321 (Abstract No. 53) (1992)
59. Marinello, C. P.; Lüthy, H.; Krüger, K.:
Mittels Hybridkomposit geklebte, verschieden konditionierte metallische Probekörper
im Zugversuch
Dtsch Zahnärztl Z 44, 748-750 (1989)
60. Marx, H.:
Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes
Dtsch Zahnärztl Z 43, 1024-1027 (1988)

61. Marx, R.; Stoß, Th.; Hermann, M.:
Keramikreparatur - Haftan Reparaturkunststoffe ausreichend?
Dtsch Zahnärztl Z 46, 194-196 (1991)
62. Marxkors, R.:
Lehrbuch der Zahnärztlichen Prothetik
2.Aufl. Hanser, München (1993)
63. Marxkors, R.; Meiners, H.:
Taschenbuch der Zahnärztlichen Werkstoffkunde
3. Aufl. Hanser, München (1988)
64. Mathé, G.:
Kunststoffe bei Kronen und Brücken
Urban und Schwarzenberg, München Berlin (1954)
65. Mathey, Y.; Dubied, P.; Geering, A. H.:
Vergleich der Haftfestigkeiten von ungealterten und gealterten Metall-Kunststoff-
Verblendsystemen
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 401-407 (1990)
66. May, K. B.; Fox, J.; Razzoog, M. E.; Lang, B. R.:
Silane to enhance the bond between polymethyl methacrylate and titanium
J Prosthet Dent 73, 428-431 (1995)
67. Meiners, R.; Hermann, R.; Spitzbart, S.:
Zur Verbundfestigkeit des Rocatec-Systems
Dental Labor 37, 185-188 (1990)
68. Mayer, K.:
Drei Jahre klinische Erfahrung mit dem Rocatec-Verbundsystem
Dental Labor 42, 1787-1790 (1994)

69. Moffa, J. P.; Jenkins, W. A.; Ellison, J. A.; Hamilton, J. C.:
A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prostodontics: A five year study
J Prosthet Dent 52, 491-500 (1984)
70. Müller, W.-D.; Unger, A.; Schöpf, C.:
Vita Zeta HCL Bond für sicheren Metall-Kunststoff-Verbund
Dental Labor 43, 963-967 (1995)
71. Musil, R.; Miek, A.; Beer, M.; Ritschel, U.:
Das Silicoater-MD-Verfahren in zweijähriger klinischer Bewährung
Dental Labor 38, 1215-1221 (1990)
72. Musil, R.; Tiller, H.-J.:
Der Kunststoff- Metall-Verbund
Hüthig, Heidelberg (1989)
73. Musil, R.; Tiller, H.-J.:
Die molekulare Kopplung der Kunststoff-Verblendung an die Legierungsoberfläche
Dental Labor 32, 1155-1161 (1984)
74. Musil, R.; Tiller, H.-J.:
Persönliche Mitteilung (1989)
75. Neuser, M.:
Steigerung der Haftintensität von Kunststoffen aus Methacrylsäuremethylester an Metallen durch Silane
Med Diss Köln (1975)
76. Niedermeier, W.; Flores, P. P.; Özcan, M.; Mayer, B.; Nergiz, I.; Pfeiffer, P.:
Enorale Reparaturen mit tribochemischem Verbund
Zahnärztl Mitt 88, 954-957 (1998)

77. Nürnberger, C.; Beuth, J.; Schierholz, J. M.; Niedermeier, W.:
Bacterial contamination of sandblasting handpieces
J Dent Res 78, 335 (Abstract No. 1835) (1999)
78. Özcan, M.; Proano, P.; Schulz, A.; Niedermeier, W.:
Clinical outcomes on fractured ceramic fused-to-metal restorations repaired with an
intraoral silica coating method
J Dent Res 78, 302 (Abstract No. 1573) (1999)
79. Pape, F.:
Nachuntersuchungen über das klinische Verhalten der NEM- Dentallegierungen
Wiron 77 und Wiron 88 unter besonderer Berücksichtigung der Korrosion-eine
Pilotstudie
Med Diss Köln (1990)
80. Pape, F.-W.; Voß, R.:
Klinisches Verhalten von NEM-Dentallegierungen nach mehrjähriger Inkorpora-
tionszeit
Dtsch Zahnärztl Z 46, 119-123 (1991)
81. Pfeiffer, P.:
Chemischer Verbund von Klebern und Palladium-Legierungen
Zahnärztl Welt 100, 292-298 (1991)
82. Pfeiffer P.:
Haftung von Kunststoff an Legierungen abhängig von der Korngröße bei tribo-
chemischer Beschichtung
Dtsch Zahnärztl Z 48, 692-695 (1993)
83. Pfeiffer, P.; Proano, P.; Nergiz, I.; Niedermeier, W.:
Intraoral repair of fractured porcelain veneered crowns and bridges
J Dent Res 75, 24 (Abstract No. 53) (1996)

84. Proano, P.; Pfeiffer, P.; Nergiz, I.; Niedermeier, W.:
Shear bond strength of repair resin using an intraoral tribochemical coating on ceramometal, ceramic, and resin surfaces
J Adhesion Sci Technol 12, 1121-1135 (1998)
85. Pröbster, L.; Kourtis, S.:
Zur Oberflächenmorphologie von mit dem Rocatec-System behandelten Legierungen
Dtsch Zahnärztl Z 46, 135-139 (1991)
86. Rammelsberg, P.; Aschl, I.; Pospiech, P.:
Verbundfestigkeit niedrigschmelzender Keramiken zu Titan unter Berücksichtigung der Oberflächenkonditionierung
Dtsch Zahnärztl Z 53, 200-203 (1998)
87. Reuling, N.; Siebert, G. K.:
Keramische Werkstoffe-Entwicklungsstand und Bedeutung
Dental Labor 37, 67-71 (1989)
88. Reumuth, E.:
Die Kunststoffverblendkrone
Dtsch Zahnärztl Z 5, 310-315 (1950)
89. Rimpler, M.; Holland-Moritz, R.; Giebel, G.; Depping, M.:
Klebungen in der Mundhöhle
Dtsch Zahnärztl Z 37, 321-324 (1982)
90. Rossbach, A.:
Vergleichende Untersuchung über die Haftung von Kunststoffverblendkronen mit verschiedenen Retentionselementen
Med Diss Würzburg (1972)

91. Rossbach, A.:
Vergleichende Untersuchungen zur Kunststoffretention an Verblendkronen
Dtsch Zahnärztl Z 24, 861-863 (1969)
92. Schäffer, H.; Dumfahrt, H.; Gausch, K.:
Oberflächenstruktur und Substanzverlust beim Ätzen keramischer Materialien – eine
rasterelektronenmikroskopische und profilographische Untersuchung
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99, 530-543 (1989)
93. Schmidt, V.:
Verweilzeit-Analyse von metallkeramischen Verblendungen
Dtsch Zahnärztl Z 45, 329-331 (1990)
94. Schmitz, K. H.; Schulmeyer, H.:
Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme
Dental Labor 23, 1416-1420 (1975)
95. Schoenbeck, F.:
Zahnärztliche Werkstoffkunde
Johann Ambrosius Barth, Leipzig, (1942)
96. Schütz, H.; Wagenknecht, J.:
Persönliche Mitteilung, (1985)
97. Schwarz, S.; Lenz, J.; Meiners, H.:
Zur Anwendung des Dreipunkt-Biegetests beim Metall/ Kunststoff-Verbund
Dtsch Zahnärztl. Z 47, 299-302 (1992)
98. Schwickerath, H.:
Deckstoffe und Haftvermittler
Quintess Zahntechnik 4, 53-57 (1975)

99. Schwickerath, H.:
Die Haftung der Deckstoffe
Dtsch Zahnärztl Z 18, 77-81 (1963)
100. Schwickerath, H.:
Untersuchungen der Verblendkunststoffe und deren Haftung
Dtsch Zahnärztl Z 24, 858-860 (1969)
101. Schwickerath, H.:
Über die Haftung von Verblendkunststoffen
Quintess Zahntechnik 2, 53-58 (1975)
102. Schwickerath, H.:
Zur Prüfung der Löslichkeit von Dentallegierungen
Dtsch Zahnärztl Z 45, 489-492 (1990)
103. Schwickerath, H.; Coca, I.:
Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich
Dtsch Zahnärztl Z 42, 338-341(1987)
104. Schwickerath, H.:
Zur Verbundfestigkeit von Metallkeramik
Dtsch Zahnärztl Z 35, 910-912 (1980)
105. Schwickerath, H.; Mokbel, M. A.:
Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 38, 949-952 (1983)
106. Sindel, J.; Gehrlicher, S.; Petschelt, A.:
Haftung von Komposit an VKM-Keramik bei freiliegendem Metallgerüst
Dtsch Zahnärztl Z 52, 193-195 (1997)

107. Sindel, J.; Gehrlicher, S.; Petschelt, A.:
Untersuchungen zur Haftung von Komposit an VMK-Keramik
Dtsch Zahnärztl Z 51, 713-717 (1996)
108. Singer, F.:
Die amerikanische Standardmethode der Verblendkronen und ihre klinisch-
ästhetische Bedeutung
Zahnmedizin im Bild 2, 73-74 (1961)
109. Spss Inc.:
Spss/Win 9.0, Chicago (1999)
110. Strack, R.:
Für und Wider den Kunststoff
Dtsch Zahnärztl Z 2, 133-144 (1947)
111. Strub, J. R.; Stiffler, S.; Schärer, P.:
Causes of failure following oral rehabilitation: Biological versus technical factors
Quintessence Int 19, 215-222 (1988)
112. Tiller, H.-J.; Göbel, R.; Musil, R.; Lockowandt, P.:
Der Sandstrahlprozeß und seine Einwirkung auf den Oberflächenzustand von Den-
tallegierungen I und II
Quintessenz10, 1927-1933 (1985)
Quintessenz 11, 2151-2158 (1985)
113. Tiller, H.-J.; Göbel, R.; Magnus, B.; Musil, R.; Bimberg R.:
Werkstoffkundliche Grundlagen zum Silicoater-MD-Verfahren
Dental Labor 38, 78-82 (1990)
114. Voss, R.:
Die Festigkeit metallkeramischer Kronen
Dtsch. Zahnärztl Z 24, 726-731 (1969)

115. Voss, R.:
Untersuchungen über die Verblendkrone und ihre mechanische Widerstandsfähigkeit
Zahnärztl Rdsch 66, 265-268 (1957)
116. Wainwright, M.:
Aerosol monitoring
Med Diss Aachen (1997)
117. Weber, H.:
Klinische Nachuntersuchung an zwei dentalen Nickel-Chrom-Legierungen für die
Metallkeramik
Dtsch Zahnärztl Z 38, 1026-1028 (1983)
118. Wichmann, M.:
Spaltbildung bei Modellgußprothesen. Abhilfe durch Haftvermittler Systeme
Dental Labor 40, 1907-1909 (1992)
119. Wirtz, J.; Müller, W.; Schmidli, F.:
Neue Verfahren für den Kunststoff-Metall-Verbund - Eine vergleichende In-Vitro-
Studie
Schweiz Monatsschr Zahnmed 102, 13-19 (1992)
120. Wolfart, S.; Kern, M.:
Die intraorale Reparatur von Verblendkronen und -brücken
Quintessenz 51, 683-691 (2000)

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Mechanische Retentionen (Retentionsperlen und -drähte) bei einer Kunststoffverblendkrone	9
Abbildung 2: Silicoater der Firma Kulzer	12
Abbildung 3: Rocatector Delta mit Beschichtungsmaterial der Firma Espe	14
Abbildung 4: Siloc Gerät von Kulzer	15
Abbildung 5: Materialkomponenten des Cojet-Systems	16
Abbildung 6: Randwinkel (γ) zwischen der Metalloberfläche und einem Tropfen	18
Abbildung 7: Beispiele für Monomere in Compositen	22
Abbildung 8: Polymerisation	22
Abbildung 9: Korrosionspotential von Metallen und Dentallegierungen (nach Stegemann) ..	25
Abbildung 10: Zugversuch nach <i>Hohmann</i> [40,48]	30
Abbildung 11: Abscherversuch nach <i>Schütz</i> [96,48]	30
Abbildung 12: Drei-Punkt-Biegeprüfung nach <i>Schwickerath</i> [105]	31
Abbildung 13: Druckprüfung nach <i>Voss</i> [114]	32
Abbildung 14: Kunststoffverblendetes Metallplättchen	40
Abbildung 15: Positioniertes Tray mit Metallplättchen im Siloc Gerät	41
Abbildung 16: Cojet Reparatursystem mit dem Microetcher II	43
Abbildung 17: Haftfestigkeitsprüfung durch 3-Punkt-Biegeversuch mit der Universalprüfmaschine	44
Abbildung 18: Verteilungskurve aller im Versuch ermittelten Meßwerte	46
Abbildung 19: Darstellung der Ergebnisse 1 Stunde nach Polymerisation (trocken). Y-Achse = Bruchkraft in N, X-Achse = Material; Legende = Metallegierung	49
Abbildung 20: Darstellung der Ergebnisse nach 3-tägiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C. Y-Achse = Bruchkraft in N, X-Achse = Material; Legende = Metallegierung	51
Abbildung 21: Darstellung der Ergebnisse nach 2-monatiger Lagerung in destilliertem Wasser bei 23°C. Y-Achse = Bruchkraft in N; X-Achse = Material; Legende = Metallegierung	52
Abbildung 22: Versuchsserien nach Material-Verbundsystem geordnet. Y-Achse = Bruchkraft in N ; X-Achse=Metall; Legende=Lagerung (trocken entspricht 1h	

nach Polymerisation; **feucht 3d** entspricht 3-tägiger Naßlagerung; **feucht 2m** entspricht 2-monatiger Naßlagerung)..... 53

Abbildung 23: Versuchsserie nach Metallegierung aufgeteilt. Y-Achse = Bruchkraft in N;
X-Achse Material: Kunststoff-Verbundsystem; Legende = Lagerung
(-**trocken**; **feucht 3d**; - **feucht 2m**) 54

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Metall-Kunststoff-Verbundverfahren	11
Tabelle 2: Zusammensetzung von Cojet-Sand, Espe Sil, Visio-Bond	17
Tabelle 3: Zusammensetzung von Sinfony Opaquer	17
Tabelle 4: Physikalische Eigenschaften verschiedener Composite im Vergleich (nach Geurtsen 1989) [29,23]	23
Tabelle 5: Dentallegierungen im Überblick nach Meiners [49].....	28
Tabelle 6: Geprüfte Legierungen	36
Tabelle 7: Untersuchte Verblendmaterialien und Konditionierungsverfahren	37
Tabelle 8: Signifikanz	48
Tabelle 9: Ergebnisse der 3-Punkt-Biegeprüfung	55

11. Danksagung

Herrn Prof. Dr. B. Wöstmann danke ich für die Überlassung des Themas der vorliegenden Dissertation.

Mein Dank geht weiter an Herrn Andreas Klein der Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt für die statistische Einweisung.

Danken möchte ich auch Herrn Thomas Völkner für die Einweisung in das Programm Word (Microsoft Office 97).

Ein besonderer Dank gebührt schließlich meinen Eltern, meiner Schwester und meiner Oma, die mich - nicht nur bei dieser Arbeit - allzeit nach Kräften unterstützt haben.

12. Lebenslauf

Persönliche Angaben

Name	Anette Silke Schinker
Vater	Andreas Schinker
Mutter	Ingeborg Schinker (geb. Schiller)
Geburtsdatum	02. November 1972
Geburtsort	Mediasch (Siebenbürgen)
Familienstand	ledig

Schulbildung

1979 – 1983	Besuch der Grundschule in Halvelagen
1983 – 1985	Besuch des Gymnasiums in Elisabethstadt
1985 – 1992	Besuch des Rudolf-Koch-Gymnasiums in Offenbach am Main
26. 05. 1992	Allgemeine Hochschulreife (Abitur)

Studium

1992 – 1993	Studium Englisch/Französisch (Magister) für ein Semester an der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main
1993 - 1999	Studium der Zahnheilkunde an der Justus-Liebig-Universität-Gießen
18. 01. 1999	Staatsexamen
20. 01. 1999	Erteilung der Approbation als Zahnärztin

Berufstätigkeit

Seit 01. 05. 1999	Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin in freier Praxis
Seit 01. 10. 2001	Tätigkeit als niedergelassene Zahnärztin in einer Gemeinschaftspraxis