

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

**Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
Direktorin: Frau Prof. Dr. Ursula Platzer**

In vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von verschiedenen Geflechtbändern zur parodontalen Schienung

Dissertation

**Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
Der Medizinischen Fakultät der Universität Hamburg**

vorgelegt von:

**Andrea Meyer
aus Hamburg**

Hamburg 2011

Angenommen von der Medizinischen Fakultät am: *28.2.2012*

Veröffentlicht mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/ die Vorsitzende: *Prof. Dr. P. Schmiede*

Prüfungsausschuss, 2 Gutachter/in: *Prof. Dr. J. Kergler*

Prüfungsausschuss, 3 Gutachter/in: *PD Dr. H. Suderhof*

Meiner Familie gewidmet

„Machst Du Mama?“

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	Schienung im Rahmen der Parodontalbehandlung	3
2.1.1	Schienungsarten in der Historie	3
2.1.2	Schienungen in der heutigen parodontalen Behandlung	5
2.1.3	Indikation für eine permanente Schienung	6
2.1.4	Parodontale Situation der Zähne	8
2.2	Theorie zur Schienung	10
2.2.1	Einteilung der Schienungsarten	11
2.2.2	Anwendungsbereiche von faserverstärkten Kunststoffbändern	12
2.3	Materialien zur Schienung	13
2.3.1	Arten der Bänder	14
2.3.2	Arten der Haftmaterialien	22
2.3.3	Einflüsse auf die Materialbeständigkeit der Schienung	27
2.4	Erfahrungen und Stabilität von Schienungen	29
2.4.1	In-vitro Untersuchungen von Schienungen	29
2.4.2	Festsitzender Zahnersatz	33
2.4.3	Retainer in der Kieferorthopädie	34
3	FRAGESTELLUNG	36
4	MATERIAL UND METHODE	37
4.1	Versuchsdesign	37
4.2	Prüfkörperherstellung	41
4.3	Verarbeitung der Splintsysteme	44
4.3.1	Erster Versuchsteil	47
4.3.2	Zweiter Versuchsteil	58
4.4	Versuchsdurchführung	64
4.5	Statistische Auswertung	67
5	Ergebnisse	68
5.1	Periotest-Werte	68
5.1.1	Periotest-Werte des ersten Versuchsteils	68
5.1.2	Periotest-Werte des zweiten Versuchsteils	72
5.2	Bruchfestigkeitswerte des ersten Versuchsteils	77
5.3	Bruchfestigkeitswerte des zweiten Versuchsteils	86
5.4	Mikroskopische Untersuchung	91
5.5	Bestimmung der Bruchmodi	99
6	DISKUSSION	109
7	SCHLUSSFOLGERUNG	119
8	ZUSAMMENFASSUNG	120
9	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	122
10	LITERATURVERZEICHNIS	124
11	DANKSAGUNG	143
12	LEBENS LAUF	144
13	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	145

1 EINLEITUNG

Im Rahmen der Vorbehandlung zur instrumentellen Parodontaltherapie werden unter anderem stark gelockerte, aber erhaltungswürdige Zähne geschient. Eine solche Schienung, auch „Splinting“ genannt, dient einem möglichst ungestörten Heilungsprozess des Parodonts, ohne Störung durch die Bewegung der Zähne beim Essen und funktioneller Belastung (**ROCHETTE 1973, HEINZ 1996**). Die Schienung gelockerter Zähne dient hierbei hauptsächlich der Stabilisierung. Mobile Zähne und festere Zähne werden hierbei zu einer Einheit zusammengefasst. Dadurch werden die einwirkenden Kräfte auf einen größeren Bereich verteilt. Diese Schienungen können, als semipermanente oder permanente Schienung, bis zur parodontalen Ausheilung bzw. auf Dauer intraoral verbleiben. Dies kann eine Standzeit von 1-2 Jahren oder länger bedeuten (**LEMMERMAN 1976, MILLER 1985, REDAELLI & LOIDL 2003**).

Weitere Einsatzbereiche für Schienungen finden sich in der Traumatologie und der Kieferorthopädie. Durch ein Trauma geschädigte Zähne werden mit Hilfe der Schienung ruhig gestellt, bis eine Ausheilung erfolgt ist. Danach kann die kurzfristige oder temporäre Schienung entfernt werden (**KEHOE 1986, JACKOWSKI & DIRSCH 2007**). In der Kieferorthopädie dient sie zur Stabilisierung der Zahnstellung nach einer Umstellung der Zähne, bis die Zähne die Tendenz in ihre ursprüngliche Position zurückzukehren, aufgegeben haben. Neben herausnehmbaren Retainern, wird in der UK-Front häufig ein Splint eingesetzt. Dies bietet dem Patienten neben einen verbesserten Tragekomfort eine gute ästhetische Lösung, die auch permanent verbleiben kann (**ZACHRISSON 1977, BÜCKING 2001, SEGNER 1998, BÜCKING 2004**).

In der Parodontologie findet beispielsweise die permanente Schienung Verwendung (**KEHOE 1986, HEINZ 1994, RADA 1999, BASSIOUNY & DEEM 2003**), wenn Frontzähne durch abscherende Kaukräfte stark belastet werden. Sowohl ein geringes Restattachement als auch die Auslenkbarkeit bei der Kaufunktion führen zu einer starken Lockerung mit der die Zähne nicht dauerhaft erhalten werden können.

Weiterhin wird die Schienung mehrerer gelockerter Zähne von dem Ersatz eines verlorenen Zahnes durch ein Splinting des Brückengliedes unterschieden. Mitunter kann die natürliche Krone des verlorenen Zahnes an den benachbarten Zähnen fixiert werden (**IBSEN 1973, CHAUHAN 2004**). Gerade im Rahmen der Therapie einer schweren Parodontitis können die endgültige Beurteilung der Erhalt- und

Belastbarkeit der Zähne und die prothetische Planung erst nach mindestens sechsmonatiger Abheilung nach Abschluss der parodontologischen Behandlungsmaßnahmen erfolgen. Oft sind auch die benachbarten Zähne zu dem verlorenen oder dem gelockerten Zahn nicht für eine prothetische Rekonstruktion geeignet, so dass eine definitive prothetische Planung den Verlust weiterer Zähne nach sich ziehen würde. Viele Patienten bevorzugen, zumindest bis zum Abschluss der Parodontalbehandlung und zur endgültigen Bewertbarkeit der prothetischen Belastbarkeit eine Zwischenlösung, die eine herausnehmbare Interimsprothese vermeidet und ihnen den Komfort einer festsitzenden und in der Front ästhetischeren Versorgung ermöglicht. Ein permanenter Splint stellt zum Ersatz eines einzelnen Zahnes eine adäquate Alternative dar, die chairside unverzüglich anzufertigen und relativ kostengünstig ist.

Die bisherigen Möglichkeiten des Splinting begrenzten sich auf den sog. A-Splint, Drahtschienen und Geflechtschienenungen (**SELLMANN** 2003). Der A-Splint weist eine mangelhafte Standzeit auf, dadurch ist er für eine permanente Schienung untauglich. Bei den Draht- bzw. Nylongeflechtschienen ist eine erschwerte Adaption, sowie eine meist unbequeme Schienenausdehnung von Nachteil, d.h. den Patienten störten die herausstehenden Kanten des Splints. Obwohl die Rigidität der Schiene die Eigenbeweglichkeit der Zähne unterband, war stattdessen ihre Hygienefähigkeit schlecht. Seit den 90iger Jahren stehen Schienenungen mit Geflechtbändern aus Polyethylen oder Glasfaser zur Verfügung (**BORER** 1991, **TRUSCHKOWSKI** 1995). Ihre Vorteile sind eine leichte Verarbeitung, eine gute Ästhetik, eine gute Hygienefähigkeit durch den Patienten, eine gewisse Flexibilität des Materials, sowie der relativ niedrige Kostenfaktor. Die Geflechtbänder lassen sich leicht adhäsiv befestigen. Dabei behalten sie eine gewisse Elastizität, so dass sie eine gewisse Eigenbeweglichkeit der Zähne zulassen, ohne zu brechen (**SELLMANN** 2003).

Bislang wurde die Effizienz der verschiedenen angebotenen Schienungsmaterialien und Befestigungskomposite noch nicht miteinander verglichen. Daher ist das Ziel dieser Untersuchung, die Stabilität verschiedener Splint-Systeme und der fließfähigen Kunststoffe, mit denen sie befestigt werden, in einer In vitro-Versuchsanordnung zu vergleichen.

2 LITERATURÜBERSICHT

2.1 Schienung im Rahmen der Parodontalbehandlung

2.1.1 Schienungsarten in der Historie

Die Behandlung destruktiver Erkrankungen des Zahnhalteapparates zur Erhaltung und Verbesserung der Kaukraft, sowie aus ästhetischen Gründen zählt sowohl in der Historie der Zahnmedizin als auch in der heutigen modernen Zahnmedizin zu einem der wichtigen Behandlungsgebiete. Hierbei war auch in der Vergangenheit die Schiene eine angewandte Behandlungsmethode. Bei Untersuchungen an Mumien aus dem Alten Ägypten wurden Schienungen an Zähnen mittels Ligaturen aus Fasern oder Metall gefunden, z.B. in einem Grabmal bei Gizeh an einer 1914 gefundenen Mumie dessen Alter auf ca. 2500 vor Christus geschätzt wurde (**CROSS** 1954, **LECA** 1971). Der Einfluss der Ägypter zeigte sich auch bei den Phöniziern: Bei Ausgrabungen in der Nähe von Sidon wurde u. a. ein Schädel gefunden, dessen Unterkieferzähne durch Knochenabbau stark gelockert waren und mit einer Goldligatur geschient waren. Der Fund wurde auf 500 vor Christus datiert (**RING** 1985). Ebenfalls wurden in Grabkammern der Etrusker mit Goldligaturen geschiente Zähne gefunden. Trotz der üblichen Verbrennung ihrer Toten waren in den Gräbern Kieferfragmente erhalten (**CASOTTI** 1947, **CROSS** 1954). *Albucasis*, ein spanischer Gelehrter des 10. und 11. Jahrhunderts nach Christus, benutzte zur Stabilisierung gelockerter Zähne Gold- oder Silberdrähte sowie Seidenbänder (**HOFFMANN-AXTHELM** 1973). Bis in die jüngere Zeit wurden gelockerte Zähne durch Metalldrähte oder gegossene Metallschienen stabilisiert (**FOUCHARD** 1746). In der Nähe von Avignon wurde 1964 ein auf Mitte des 17ten Jahrhundert datierter Schädel eines Erwachsenen gefunden, dessen Zähne 32, 31 sowie 41 mit einer Goldligatur geschient waren (**RING** 1985). 1871 dokumentierte der Londoner Zahnarzt *Hammond* eine Drahtschiene zur Stabilisierung von Zähnen (**HOFFMANN-AXTHELM** 1973). Drahtligaturen kamen auch 100 Jahre später noch zum Einsatz, z.B. vor Lappenoperationen oder zur Schienung luxierter Zähne (**WANNENMACHER** 1963, **GOLDMAN** et al. 1966, **GLICKMAN** 1969) oder als Drahtbogenkunststoffschienen (**ROTTKE & SCHIMIZU** 1966). Die Schuchardt-Schiene wird z.B. in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie zur Fixierung der Okklusion bei Kieferbrüchen noch heute

verwendet (**HÖLZLE & KESTING** 2007). Herausnehmbare gegossene Metallschienen wie z.B. die Elbrecht-Schiene und ihre Modifikationen, kamen zu Beginn des letzten Jahrhunderts zum Einsatz (**ELBRECHT** 1939, **HARNISCH** 1967). Mit der Weiteren Entwicklung der prothetischen Versorgung erfolgte eine Schienung primär oder sekundär mit Hilfe von festsitzendem oder herausnehmbarem Zahnersatz (**MUTSCHELKNAUSS & SIMON** 2000).

Als erstes plastisches Füllungsmaterial wurde Amalgam zur Schienung benutzt. Aufgrund der mangelhaften Ästhetik kam es meist bei der Schienung von Seitenzähnen zum Einsatz, wozu Füllungsstraßen präpariert wurden. Um die mangelnde Flexibilität des Amalgams zu verbessern, wurden später kombinierte Amalgam-Kunststoffsplints verarbeitet (**LLOYD & BEAR** 1959, **LIATUKAS** 1967, **LIATUKAS** 1973). Gegossene Metallschienen wie nach *Witkowski* oder die *Mamlock-Schiene*, die z.B. mit Schrauben, Pins oder Stiften, fest eingesetzt wurden, waren weitere Entwicklungen (**STAEHLE** 1980). Die gegossene Metallschiene nach *Rochette* wurde mittels Säureätzttechnik geklebt (**ROCHETTE** 1973). Mit der Entwicklung der adhäsiven Kunststoffverarbeitung durch *Buonocore* kam es zu einer Erweiterung der Möglichkeiten in der Füllungstherapie. Hierdurch wurde die heutige adhäsive Splinttechnik erst ermöglicht (**BUONOCORE** 1955). Waren anfangs noch Drahteinlagen zur Verstärkung des Kunststoffes notwendig (**KOTHE & TAATZ** 1964, **HERRMANN** 1966, **KESSLER** 1970), wurde mit der Einführung von faserverstärktem Kunststoff eine erneute Erweiterung des Verarbeitungsspektrums ermöglicht. Jedoch wurden erst in den 1960er Jahren Artikel über die Anwendungsmöglichkeiten von faserverstärkten Kunststoffen in der Zahnmedizin veröffentlicht (**GRÄTSCH** 1965a, **GRÄTSCH** 1965b). Um die Stabilität reiner Kunststoffschienen zu verbessern, wurden die Zähne mit verknoteten Ligaturen aus Polyester verstärkt. Hierfür mussten zirkulär Rillen in den Zahn gefräst werden (**GRAU & LUTZ** 1982). Glasfasern oder Karbonfasern wurden auch als Zusatz in PMMA genutzt (**SCHREIBER** 1971, **SMITH & BURSTONE** 1984). Später folgte die Anwendung bei Retainern, parodontalen Schienungen sowie bei der Gerüstherstellung festsitzender prothetischer Restaurationen (**MULLARKY** 1985, **BRADEN** et al. 1988).

2.1.2 Schienungen in der heutigen parodontalen Behandlung

Erfolgsfaktoren für die Parodontalbehandlung sind eine effiziente Plaquekontrolle, die Ausheilung der Entzündung und das Stoppen des Knochenabbaus (**LINDHE & NYMAN 1975, LISTGARDEN 1976, ROSLING et al. 1976, LISTGARDEN 1987**). Bei Probanden mit einer moderaten Parodontitis nahm die Zahnbeweglichkeit nach zwölf Wochen bis zu 65% nach Hygieneeinweisung und supra- und subgingivaler Reinigung ab. Die Belastung der Zähne erfolgte bei den Nachuntersuchungen mit 50 p (**PERSSON 1980**).

In Folge eines ausgeprägten parodontalen Knochenabbaus erhöht sich die Beweglichkeit der Zähne. Dies führt neben der Weiteren Überbelastung des Zahnhalteapparates auf Grund der verminderten Widerstandsfähigkeit auch zu einem eingeschränkten Kaukomfort. Die Verbesserung der Kausituation durch eine Festigung der Zähne ist daher häufig der Wunsch des Patienten (**FLEMMING 1993, NYMAN & LANG 1994**). Um dies zu erreichen, wird neben prothetischen Behandlungsmethoden auch der Splint eingesetzt. Definitionsgemäß ist eine Schiene ein „Hilfsmittel zur Stabilisierung beweglicher Zähne“ (**GLOSSARY OF PERIODONTIC TERMS 2001**). Bei der Stabilisierung wird sowohl die primäre Schienung als auch die sekundäre Schienung unterschieden: Durch festsitzende Schienen, z.B. Kronen, Brücke oder Splint, werden die Zähne primär geschient. Eine sekundäre Schienung erfolgt über herausnehmbare Schienen oder Prothesen, wie z.B. Teleskopprothesen oder herausnehmbare Modellgußschienen (**Mutschelknaus & Simon 2000**).

Die herausnehmbare Schiene, z. B. die Elbrecht-Schiene zählte lange Zeit zum Standard. Während einer 5-jährigen Beobachtungsphase von 46 Elbrecht-Schienen war nach anfänglicher Zahnbeweglichkeitszunahme eine Stabilisierung zu beobachten. Nach 4 Jahren waren noch 14 Schienen eingegliedert. Die Nachteile waren hier erhöhte Plaquebildung durch Nahrungsmittelanhaftung, mechanische Irritationen der Zähne und Gingiva, mangelhafte Ästhetik sowie keine Abbremsung des vertikalen Druckes auf den Zahn (**SPONHOLZ & WILKEN 1966**).

Schon in den 1970er Jahren wurden parodontal geschädigte Zähne mit Hilfe metallverstärkter Kunststoffe geschient (**ROCHETTE 1973**). Später wurden Faser-Kunststoff-Schienen empfohlen (**FRISKOPP & BLOMLÖF 1984**).

Unter Berücksichtigung des Ausmaßes der Zahnlockerung sollten kleinere Zahngruppen zusammengefasst und parodontal stabile Pfeiler einbezogen werden. Durch

die Vergrößerung der Kronen-Pfeiler-Relation kommt es zu einer Sicherung des geschädigten Zahnes in allen Ebenen des Raumes. Die horizontalen Kräfte werden auf mehrere Zähne verteilt und eine Torsion der Zähne vermindert (**LINDHE & NYMAN 1977**). Durch die Schiene wird die verlorengegangene Schutzfunktion der parodontalen Druckrezeptoren kompensiert (**MÜHLBRADT et al. 1976, SPRANGER 1980**). Eine starre Schienung ist jedoch bei dem Zusammenfassen von festen mit lockeren Zähnen nicht zu erwarten, so dass eine gewisse Bewegung weiterhin möglich bleibt (**TUNKEL et al. 2001**).

Einen positiven Effekt durch eine Schienung auf den Verlauf einer parodontalen Erkrankung wurde von verschiedenen Autoren dokumentiert (**NYMAN & LANG 1994, RADA 1999, SEWÖN et al. 2000, STRASSLER 2009**). Auch auf die Schienung mit Pontic als kostengünstiger, dauerhafter Lückenschluss wurde hingewiesen (**HEINZ 2000**).

In der Parodontologie werden primäre Schienen bevorzugt, da sie direkt wirksam sind, um gelockerte Zähne zu stabilisieren (**FREILICH & GOLDBERG 1997**). Aber auch eine sekundäre Schienung z.B. durch Teleskopprothesen kann langfristig gelockerte Zähne stabilisieren (**MUTSCHELKNAUSS & SIMON 2000**).

2.1.3 Indikation für eine permanente Schienung

In der Kieferorthopädie ist eine permanente Retention der Zähne nach einer kieferorthopädischen Behandlung inzwischen ein probates und häufig angewandtes Mittel. Je nach Prognose verbleiben die Retainer über Jahre in situ (**BÜCKING 2001, BÜCKING 2004**). Neben einer ausreichenden Stabilisierung der Zähne sollte die physiologische Zahnbeweglichkeit erhalten bleiben (**ZACHRISSON 1999**).

Liegt ein parodontal geschädigtes Restgebiss vor, kann unter Funktion und bei mangelhafter Abstützung eine Zahnlockerung noch verstärkt werden. Um diese zu verringern, ist eine Schienung sinnvoll (**NYMAN & LINDHE 1979**).

Die Schienung von Zähnen während einer chirurgischen Parodontalbehandlung wird unterschiedlich diskutiert. Eine Untersuchung an 10 Patienten nach einem parodontal-chirurgischen Eingriff zeigte über einen Zeitraum von 24 Wochen keinen nennenswerten Unterschied zwischen dem Verlauf der Lockerungsgrade von verblockten und unverblochten Zähnen (**GALLER et al. 1979**). Dagegen wies bei einer anderen Untersuchung an 33 Patienten die Gruppe mit einer Schienung vor OP eine

deutlich verbesserte Heilung auf, als die post OP geschienten, bzw. die ohne Splint operierten (**SCHULZ** et al. 2000).

Im Falle eines parodontal insuffizienten Zahnbestandes, in dem eine aufwendige prothetische Restauration nicht indiziert ist, kann ein permanenter Splint den Zahnverlust verzögern helfen (**HEINZ** 1994). Eine prothetische Versorgung erfordert neben dem Kostenaufwand eine aggressive Planung, hingegen wird in der Parodontologie der Erhalt der geschlossenen Zahnreihe bevorzugt (**SELLMANN** 2003). Herausnehmbare prothetische Schienungen wie die Modellgußprothesen können zu dem im knochenreduzierten Gebiss zum jigging führen und die Zähne weiter schädigen (**RATEITSCHAK** 1982, **TUNKEL** et al. 2001). In der Vergangenheit wurde im parodontal reduzierten Gebiss meist eine Teleskoparbeit, verblockte Kronen oder Brücken als permanente Schienung inkorporiert (**LANG** et al. 1983). Langzeitergebnisse mit inkorporierten Konuskronenprothesen zeigten u.a. eine Überlebensrate von 78,9% nach 73 bis 92 Monaten und nach 6 bis 7,5 Jahren eine Überlebensrate von 78,3% (**BERGMANN** et al. 1997).

Eine Untersuchung an 40 Patienten belegte, dass der Kaukomfort gelockerter Zähne durch eine Schiene erhöht werden kann. Nach einer durchschnittlichen Tragzeit von vier Jahren waren 96% der Probanden mit ihrer Schiene zufrieden. Mit der Kauleistung und dem Kaukomfort zeigten sich 99% zufrieden (**GRAU & LUTZ** 1982). Ein Nachteil kann die notwendige Präparation sein (**BORER** 1991), wobei diese für einen adhäsiven Splints nur minimal ist. Ein adhäsiver Splint kann mit guter Hygienefähigkeit gestaltet und leicht repariert werden (**FRISKOPP** et al. 1979).

In einer retrospektiven Studie wurden Erfahrungen mit einem lingual befestigten Splint hinsichtlich der Alltagstauglichkeit in drei verschiedenen Praxen gesammelt. Innerhalb von 8 Jahren wurden 70 Schienen gesetzt und verblieben durchschnittlich 4 Jahre intraoral. 75% verblieben als definitive Verblockung bestehen. 15% der Schienen wiesen nach einiger Zeit Brüche auf und 10% wurden durch prothetische Arbeiten ersetzt (**BORER** 1991). Aufgrund der geringeren Kaubelastung ist im Frontzahnbereich ein ursprünglich nur als semipermanent vorgesehener Splint auch permanent einsetzbar (**SIMON** 2000). Zahnwanderungen in Folge einer Parodontal-erkrankung können nach der Parodontalbehandlung durch eine kieferorthopädische Behandlung rückgängig gemacht und anschließend durch ein Splinting bzw. Retainers fixiert werden (**MOSKOWITZ & KANER** 2004).

2.1.4 Parodontale Situation der Zähne

Gründe für eine erhöhte Mobilität der Zähne sind unter anderem Verletzungen des Knochens oder der Zahnhartgewebe, eine marginale Parodontitis, endodontische Erkrankungen des Zahnes, oder ein okklusales Trauma. Zähne sind im Knochen mit vertikaler und horizontaler physiologischer Beweglichkeit aufgehängt und fangen Kaukräfte auf. Diese minimale Beweglichkeit wurde durch *Mühlemann* mittels einer standardisierten Messmethode untersucht. Als Initiale Zahnbeweglichkeit definierte er eine Auslenkung zwischen 50 bis 100 µm durch eine Kraft bis zu 1 N. Eine sekundäre Zahnbeweglichkeit definierte er als Auslenkung zwischen 40 bis 120 µm bei einer einwirkenden Kraft von bis zu 5 N (**MÜHLEMANN 1954, MÜHLEMANN 1960**).

Die Zahnbeweglichkeit wird klinisch in vier Grade eingeteilt: Grad 0 definiert die physiologische Zahnbeweglichkeit, Grad I die spürbar horizontale Mobilität, Grad II die sichtbare horizontale Mobilität und Grad III eine hohe horizontale Mobilität mit vertikaler Mobilität (**FLEMMING 1993**).

Eine weitere Einteilung erfolgte durch *Lindhe & Nyman*. Hierbei ist Grad 0 ebenfalls als physiologische Mobilität definiert, Grad I als Beweglichkeit der Zahnkrone von 0,2 bis 1 mm in horizontaler Richtung, Grad II als Beweglichkeit von mehr als 1 mm in horizontaler Richtung und Grad III als zusätzliche vertikale Beweglichkeit (**LINDHE & NYMAN 1977**).

Mit Hilfe des Periotest-Gerätes (Medizintechnik Gulden) kann der Dämpfungsgrad der Zähne dargestellt werden und repräsentiert den Gesundheitszustand des Parodonts. Die Einteilung entspricht der nach *Flemming* vorgenommenen Gradeinteilung. Im physiologischen Bereich liegen Werte von -8 bis +9. Die pathologischen Werte sind in Grad I von 10 bis 19, in Grad II von 20 bis 29 und in Grad III von 30 bis 50 gegliedert (**SCHULTE 1986**).

Ein parodontal gesunder Zahnhalteapparat reagiert auf stetigen Druck über die physiologische Belastung hinaus mit Umbauvorgängen. In der Druckzone wird eine erhöhte Vaskularisierung, Gefäßthrombose sowie eine Umorganisation von Zellen und Faserbündeln beobachtet (**WAERHAUG & HANSEN 1966**). Danach folgt der Knochenabbau durch Osteoklasten. An der Zugzone kommt es zur Knochenapposition bedingt durch die Zugkräfte der Desmodontfasern, die auf den Knochen wirken. Nach einer anfänglichen Lockerung durch die Vergrößerung des Desmo-

dentalspaltes kommt es durch die Knochenapposition zur Wiederherstellung eines physiologischen Spaltes (**WAERHAUG & HANSEN**1966, **KARING** et al. 1982).

Einige Autoren meinen, dass ein parodontal erkrankter Zahn einer okklusalen Belastung auf Dauer schlechter widerstehen könne. *Glickman* stellte fest, dass an Zähnen mit einer entzündlichen Parodontalerkrankung bei okklusaler Überbelastung vertikale Knocheneinbrüche entstehen (**GLICKMAN** 1965, **GLICKMAN** 1967, **GLICKMAN & SMULOW** 1969). Diese Ansicht wurde durch verschiedene Untersuchungen gestützt (**MACAPANPAN & WEIMANN** 1954, **POSSELT & EMSLIE** 1959, **GLICKMAN & SMULOW** 1968).

Dem gegenüber kamen Untersuchungen von *Lovdahl* sowie *Stahl* zu dem Schluss, dass ein Zusammenhang zwischen einer Parodontalerkrankung und einer okklusalen Überbelastung nicht angenommen werden könne (**LOVDAHL** et al. 1959, **STAHL** 1968). *Waerhaug* war ebenfalls der Ansicht, dass vertikale Knochendefekte nur durch Einfluss von Plaque entstehen. Im Umfeld der Plaque von ca. 1,5 bis 2 mm kommt es zum Knochenabbau, wodurch Knochentaschen entstehen (**WAERHAUG** 1979a).

Ein Zusammenhang zwischen der Dicke und Form des Knochens und der Tendenz zur Ausbildung von Knochendefekten wurde durch *Manson* festgestellt. Eine Überbelastung ist seiner Ansicht nach nicht die Ursache für einen vertikalen Knochenabbau (**MANSON** 1976). Anhand von Experimenten an Hunden wurde der Zusammenhang zwischen einer Parodontalerkrankung und einer okklusalen Überbelastung verifiziert: Dabei verursachte eine starke okklusale Kraft im Zusammenspiel mit der Plaque einen größeren Attachmentverlust. *Nyman* benutzte Extraktionszangen, um die Zähne der Hunde während der Versuche zu bewegen. Bei den Versuchen von *Lindhe* wurden unter anderem Kräfte von bis zu 4,9 N (500 Pond) angewandt, um die Zähne auszulenken (**LINDHE & SVANBERG** 1974, **NYMAN** et al. **1978**, **ERICSON & LINDHE** **1982**). Der dabei beobachtete verstärkte Knochenabbau wurde durch die verminderte Widerstandskraft des Zahnattachements erklärt. In den Bereichen, die sowohl durch Plaque, als auch durch starke okklusale Kraft belastet waren, bildete sich mehr dentogingivales Epithel in apikaler Richtung (**BIANCU** et al. 1995).

Im Fall von leichteren okklusalen Kaukräften und marginaler Parodontitis war kein verstärkter Knochenabbau nachweisbar. Bei Versuchen an Affen, bzw. Hunden wurden Kräfte aufgebaut, die einer normalen Okklusion entsprachen. Den Tieren

wurden Kronen bzw. Splints zur Störung der Okklusion eingesetzt (**COMAR** et al. 1969, **SVANBERG** 1974, **MEITNER** 1975). Als Ergebnis wurde festgestellt, dass ein leichtes okklusales Trauma im Zusammenhang mit einer marginalen Parodontitis einen erweiterten Desmodontalspalt zur Folge hatte, aber keinen vertikalen Knocheneinbruch (**WAERHAUG** 1979b, **ERICSON & LINDHE** 1982). Im Gegensatz hierzu stellte *Budtz-Joergensen* bei einem Experiment am Macaca Affen sowohl erweiterte Demodontalspalten als auch Knocheneinbrüche fest. Mittels einseitig befestigter Aufbissschienen wurden sowohl eine traumatisierte Okklusion als auch Bruxismus simuliert. Auf den Testseiten zeigten sich Zahnlockerungen, marginale und interradikuläre Knochenverluste, tiefe Knochentaschen und teilweise Abszessbildung (**BUDTZ-JOERGENSEN** 1980). Zusätzlich kann eine Entzündung des Parodonts auf Grund einer Plaque eine erhöhte Zahnbeweglichkeit verursachen und progredient fortschreiten (**POLSON** et al. 1979, **POLSON** 1980, **KHOO & WATTS** 1988). Im Zusammenhang mit einer Parodontalbehandlung ist eine Schienung nicht generell notwendig (**RAMFJORD** 1984), sondern nur wenn die Zähne ein reduziertes Parodont aufweisen und infolge dessen schlechter Kaukräften widerstehen können (**NYMAN** et al. 1975, **NYMAN & LINDHE** 1976, **NYMAN & ERICSSON** 1982). Aufgrund dieser verminderten Kompensationsfähigkeit käme es zu einer Überbelastung, einem sogenannten sekundären okklusalen Trauma, was wiederum einen weiteren Knochenabbau begünstigen kann.

2.2 Theorie zur Schienung

Der Gedanke, ein Material mit Hilfe eines Faserbündels zu verstärken, ist nicht neu. Die Natur bedient sich dieser Methode in der Tier und Pflanzenwelt auf vielfältige Weise. So weist die Knochensubstanz z.B. einen derartigen Aufbau auf. Sie besteht aus mineralischen Hydroxylapatit und kollagenen Fibrillen (**ISAAC** 1998). Der älteste Konstruktionsbaustoff des Menschen, das Holz, ist ein Faserverbundwerkstoff. Zellulosefasern sind in einer Matrix aus Lignin eingebettet (**SCHÜRMAN** 2007). Die Trennung von Lignin und Zellulose gelang erstmals 1842 dem Franzosen *A. Payen* (**KOSLOWSKI** 2008). Der Mensch verwendet dieses Verstärkungssystem ebenfalls seit Jahrtausenden. Strohverstärkte Lehmziegel sind in vielen Kulturen zu finden (**DOMNIGHAUS** 1998). Vor ca. 3500 Jahren wurde in Ägypten das Ziehen von Glasfäden entwickelt (**SCHÜRMAN** 2007). In Europa verfasste *Robert Hooke* 1665

eine Abhandlung in seinem Buch „Micrographia or some physiological descriptions of minute bodies“ über die Vorteile aus einer künstlichen leimartigen Masse dünne Seide zu ziehen (**KOSLOWSKI** 2008). Doch erst 1853 wurde das erste Patent zur Herstellung von künstlichen Faser *Swan* in England erteilt. 1907 begann *Baekland* mit der Produktion von Phenol/ Formaldehydharzen. Das nach ihm benannte Bakelit verstärkte er durch Zugabe von Fasern aus Holz oder Asbest (**DOMINIGHAUS** 1998). Die Herstellung von Fasern aus synthetischen Polymeren begann Mitte der dreißiger Jahre des 19ten Jahrhunderts: *Wallace Carothers* u.a. entwickelten die Polyamid-faser Nylon 66 (**ROGOVIN** 1982). Faserverbundwerkstoffe finden heute eine weite Verbreitung: Beispielweise werden komplette Karosserien und Flugzeugrümpfe aus glasfaserverstärkten Verbundwerkstoffen hergestellt. Die Rotorblätter der modernen Windmühlen sind karbonverstärkt (**FREILICH** et al. 2001). Die Einsatzbereiche reichen von der Luft- und Raumfahrt, dem Fahrzeugbau, vom Boots- und Schiffbau, dem Maschinenbau, dem Apparate- und Rohrleitungsbau, der Elektrotechnik, dem Bauwesen, bis hin zum Sportgerätebau (**SCHÜRMAN** 2007).

2.2.1 Einteilung der Schienungsarten

Schienenungen können grob in herausnehmbare bzw. sekundäre Schienen oder festsitzende bzw. primäre Schienen unterschieden werden. Die Dauer der Schienung kann in temporär, semipermanent oder permanent eingeteilt werden.

Bei der Ruhigstellung von traumatisch verletzten Zähnen ist eine temporäre Schienung heute Standard. Diese hat meist eine Standzeit von zwei bis drei Wochen (**VON ARX** 2005, **JACKOWSKI & DIRSCH** 2007). Mit herausnehmbaren Schienen ist eine sinnvolle Stabilisierung der traumatisierten Zähne nicht zu erreichen und zudem können sie nicht chairside hergestellt werden. Daher werden in der Trauma-behandlung festsitzende Schienen bevorzugt (**JACKOWSKI & DIRSCH** 2007).

Eine Stabilisierung nach einer kieferorthopädischen Behandlung kann mit herausnehmbaren oder festsitzenden Apparaturen erfolgen. Von Nachteil ist häufig die mangelnde Ästhetik sowie Fixationsmöglichkeit der herausnehmbaren Platten. Die Tragedauer wird meist mit einigen Stunden täglich auf einige Monate beschränkt und die Retentionsphase anschließend ausgeschlichen. Festsitzende Retainer können über einen längeren Zeitraum getragen werden und vermeiden ein Rezidiv (**KNAK** 2004).

Um eine Stabilisierung parodontal geschädigter Zähne vorzunehmen, stehen verschiedene Systeme zur Verfügung: Die Art der Schienung kann sowohl fest-sitzend als auch herausnehmbar sein. Die Dauer der Schienung reicht von temporär während der Behandlung bis zu dauerhaft. Hoffnungslose Zähne sollten immer vorher entfernt werden (**CROSS** 1954, **SIMON** 2000). Die semipermanente Schienung dient zur Fixierung der gelockerten Zähne, bis eine endgültige Prognose über den Zahnerhalt und die endgültige Versorgung gestellt werden kann (**PLAGMANN**1998). Eine der ersten Langzeitbeobachtungen einer permanenten Schienung erfolgte an 20 Patienten. Die an Parodontitis marginalis profunda erkrankten Zähne konnten so teilweise über einen Zeitraum von bis zu 7 Jahren stabilisiert werden (**HERRMANN** 1966).

2.2.2 Anwendungsbereiche von faserverstärkten Kunststoffbändern

Die ersten Faserkunststoffe in der Zahnmedizin wurden in der Prothetik eingesetzt. Sie dienten anfangs zur Verstärkung von Prothesen (**DEBOER** et al. 1984, **GRAVE** et al. 1985, **CLARKE** et al. 1992, **VALLITTU & LASSILA** 1992, **VALLITTU** et al. 1994b, **BRADEN** et al. 1988).

Erst in den neunziger Jahren des letzten Jahrhunderts setzte sich der faserverstärkte Kunststoff als dauerhafte Alternative bei der Herstellung von Kronen und Brücken weiter durch. Hierbei wurden von den Herstellern mit Matrixkunststoff vorgetränkte Faserbündel benutzt, wobei auch das Silanisierungsverfahren verbessert wurde. Mit Hilfe des Tiefziehverfahrens bei der Herstellung der Gerüste wurde eine Verbesserung der Stabilität erzielt (**KÖRBER & KÖRBER** 1996a, **KÖRBER & KÖRBER** 1996b, **KÖRBER** et al. 1996, **HORNbrook** 1997, **KÖRBER** et al.1996, **ISAAC** 1998). Von diesen Brücken und Kronen wurde eine maximale Kaukraft von 300-500N gefordert (**KÖRBER** et al.1983). Untersuchungen an adhäsiv befestigten dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus den Materialien Sculpture/FibreKor, belleGlasHP/Connect und Vectris/Targis, sowie Inlaybrücken und viergliedrige Seitenzahnbrücken aus Vectris/Targis erfüllten die Anforderungen (**LOOSE** et al. 1998a, **BEHR** 1999, **KOLBECK** et al. 2002). Langfristig reicht im Seitenzahnbereich aufgrund der einwirkenden Kaukräfte eine Schienung nicht aus, sondern nur eine prothetische Versorgung. Im Frontzahnbereich kann eine anfangs als semi-

permanente Schienung angedachte Versorgung zur permanenten Versorgung genutzt werden (**SIMON** 2000).

In neuerer Zeit werden zudem Wurzelstifte aus faserverstärktem Kunststoff in der Zahnmedizin eingesetzt. Zum Einsatz kommen meist industriell vorgefertigte Stifte z.B. Dentin Post (Komet, Gebr. Brassler, Lemgo), individuell gefertigte Stifte können aus vorimprägniertem Fasermaterial z.B. everStick (Stick Tech Ltd. Turku, Finnland) chaiside hergestellt werden (**SCHMAGE** et al 2009a, **SCHMAGE** et al 2009b).

2.3 Materialien zur Schienung

Prinzipiell besteht eine primär feste, geklebte Schiene aus einer Matrix und einem Verstärkungsmaterial. Zum Einsatz kamen zunächst Metallnetze (**ROSENBERG** 1980, **OKAZAKI** 1983, **GLOERFELD** et al. 1985, **TUNKEL** et al. 2001). Draht-Komposite-Schienen waren eine weitere Variante (**KLASSMAN & ZUCKER** 1976, **GALLER** et al. 1979, **GREENFIELD & NATHANSON** 1980). In neuerer Zeit werden die Faser-Komposite-Schienen bevorzugt. Diese unterscheiden sich in ihrem Material, z.B. Glasfaser oder Polyethylenfaser, in ihrer Konditionierung, sowie ihrer Breite (**BORER** 1991, **MILLER** et al. 1995, **STRASSLER** et al. 1995, **TRUSHKOWSKY** 1995, **STRASSLER & SERIO** 1997, **STRASSLER** et al 1999, **VALLITTU** 1999b, **SWEÓN** et al. 2000, **TUNKEL** et al. 2001, **PAPAZOGLU** 2004). Auch individuell angepasste einzelne Glasfaserbündel wurden beschrieben (**LEVENSON** 1986, **BÜCKING** 2001). Kevlarfasern (**DUBREZ** 1994) und reine Kompositeschienen kamen dagegen seltener zum Einsatz (**LANGE** et al. 1974, **COLLIE** et al. 1980).

Die Kunststoffmatrix dient dazu, die Fasern geometrisch anzuordnen und zu fixieren. Hierbei sollte ein Abknicken der Fasern verhindert und die Fasern vor dem Umgebungsmedium geschützt werden. Einwirkende Kräfte werden durch die Matrix auf die Fasern geleitet (**SCHEMME** et al. 1997). Um diese Kraftübertragung zu gewährleisten, ist eine möglichst optimale Haftung zwischen Faser und Matrix Voraussetzung. Mittels Silanisierung kann die Haftung zwischen der anorganischen Faser und der organischen Matrix intensiviert werden, wenn das Fasermaterial konditionierbar ist (**VALLITTU** 1993, **RAMOS** et al. 1996, **VALLITTU** 1997).

Fasern werden in sogenannte Lang- (>10 mm) und Kurzfasern (0,1 bis 1 mm) unterteilt, wobei die mechanischen Eigenschaften der Langfaser zum Splinting

geeignet sind, während Kurzfasern beispielsweise Kompositen beigefügt werden (BEHR 1999).

2.3.1 Arten der Bänder

Die Fasermaterialien können folgendermaßen eingeteilt werden: Naturfasern, organische Fasern, anorganische Fasern und Metallfasern.

Naturfasern sind z.B. Haare, Wolle, Seide, Baumwolle, Flachs, Sisal, Hanf, Jute und Bananenfaser. Synthetische organische Fasern sind z.B. Polyethylen, Polypropylen, Polyamid, Polyester, Polyacrylnitril, Aramid (Kevlar®, Twaron®) und Kohlenstoff.

Anorganische Fasern werden z.B. aus Glas, Basalt, Quarz, SiC, Al₂O₃, Bor oder Asbest hergestellt. Metallfasern bestehen z.B. aus Stahl, Aluminium, Kupfer, Nickel, Beryllium oder Wolfram (SCHÜRMAN 2007).

Im Dentalbereich sind aufgrund der Eigenschaften nicht alle Faserarten indiziert. Nutzbar sind biokompatible synthetische Fasern, die mundbeständig und intraoral verarbeitbar sind. Verwendet werden hauptsächlich Glasfasern, Polyethylenfasern, Kohlenstofffasern, Graphitfasern und Aramidfasern.

Glasfaser

Die Glasfaser ist eine anorganische Faser. Ihre hohe Festigkeit beruht auf der starken kovalenten Bindung zwischen Silizium und Sauerstoff. Wird das Glas nach dem Schmelzen und Formen schnell genug abgekühlt, kann sich keine kristalline Struktur ausbilden. Die Atome bilden zwar ein dreidimensionales Netzwerk, aber mit amorpher Struktur und ohne Orientierung. Dadurch besitzt die Faser isotrope Eigenschaften (HOFMANN 1986). Die Schmelze zur Herstellung besteht hauptsächlich aus Oxiden von Aluminium, Bor und Silizium. Die Formung der Fasern geschieht durch verschiedene Verfahren, wie z.B. Stabzieh-, Düsenzieh- und Düsenblasverfahren. Das Glas wird bis zu einem Durchmesser von 5-25 µm ausgezogen. Es wird hierdurch biegsamer und verliert seine Sprödigkeit. Unterhalb der Düse erhalten die Fasern einen sehr feinen Überzug aus einer sogenannten Schlichte. Die Schlichte schützt die scheuerempfindliche Faser und verbessert, je nach Schlichtetyp, die Haftung der Matrix an der Faser (BEYER 1963, SCHÜRMAN 2007).

2007). Je nach Zusammensetzung des verwendeten Glases lassen sich unterschiedliche Festigkeitswerte und Elastizitätsmodule erzielen. Die gebräuchlichste ist die E-Glasfaser. Sie wurde 1938 entwickelt und bildet den Standard. Sie wird aus Aluminiumborosilikatglas hergestellt (EHRENSTEIN & KLEINHOLZ 1981, SCHÜRMAN 2007). Eine höhere Festigkeit, eine geringere Temperaturempfindlichkeit und sehr gute mechanische Eigenschaften weisen die S-Glasfasern, welche 1968 entwickelt wurden, sowie die R-Glasfasern auf. Bei der Verwendung der Glasfaser in einem sauren Medium sollten sie chemikalienresistent sein. Hierfür ist das C-Glas entwickelt worden (SCHÜRMAN 2007) (Tabelle 1).

Bestandteile (Angaben in Gewichts-%)	Polyvalentes Glas Typ E	Hochfestes Glas		Säurebeständiges Glas Typ C
		Typ S	Typ R	
SiO ₂	53-54	62-65	60	60-65
Al ₂ O ₃	14-15,5	20-25	25	2-6
CaO	total 20-24	-	6	14
MgO		10-15	9	1-3
B ₂ O ₃	6,5-9	0-1,2	-	2-7
F	0-0,7	-	-	-
Na ₂ O	-	0-1,1	-	8-10
ZrO ₂	-	-	-	-
K ₂ O	-	-	-	-
Fe ₂ O ₃	-	-	-	~ 0
TiO ₂	-	-	-	-
ZnO	-	-	-	-
CaF ₂	-	-	-	-

Tabelle 1: Prozentuale chemische Zusammensetzung von verschiedenen Glasfasern (Flemming et al. 1995)

Neben einem niedrigen Herstellungspreis bietet die Glasfaser weitere Vorteile (Tabelle 2):

- eine sehr hohe Längs-Zug- sowie eine hohe Längs-Druckfestigkeit
- eine niedrige Fasersteifheit
- eine daraus resultierende gute Adaptierbarkeit

- eine gute elektrische und thermische Isolationsfähigkeit
- eine hohe chemische und mikrobiologische Widerstandsfähigkeit z.B. gegenüber Pilzen und Bakterien
- eine Degradationsbeständigkeit sowie Einfärbbarkeit
- Transluzenz (**FREILICH** et al. 2001)
- kein Vergilben bei UV- und IR-Lichteinfluss (**KOSLOWSKI** 2008)

Der Brechungsindex des Glases ähnelt dem eines transparenten Matrixharzes, wodurch eine gute visuelle Kontrolle auf Lufteinschlüsse möglich ist. Von Nachteil sind das niedrige Elastizitätsmodul, eine geringe Abrasionsfestigkeit und die geringe Adhäsionseigenschaft zu polymerem Kunststoff. Die geringe Adhäsionseigenschaft wird durch Feuchtigkeit noch verschlechtert. Wird die Glasfaser mit einer niedrigsteifen Matrix vermischt, so bietet der niedrige Elastizitätsmodul im Zusammenhang mit einer hohen Bruchdehnung wiederum einen Vorteil. Das Material weist eine große linear-elastische Verformbarkeit auf und ist somit ein ausgezeichnete Federwerkstoff (**AGARWAL & BROUTMAN** 1990, **SCHÜRMAN** 2007).

Kennwert	Einheit	Glasfaser		
		Typ E	Typ C	Typ R / Typ S
Zugfestigkeit	GPa	3,5	31	4,7
E-Modul	GPa	73	71	88
Bruchdehnung	%	-4,5	3,5	5,0
Spez. Zugfestigkeit	GPa x cm ³ /kg	1,38	13	1,8
Spez. E-Modul	GPa x cm ³ /kg	28,8	29	34
Faserdurchmesser	µm	3 – 13	-	10
Dichte	g/cm ³	2,55	2,45	2,49
Therm. Ausdehnungskoeffizient	10 ⁻⁶ K	5-6	7,2	4
Schmelzpunkt	°C	840	-	1000

Tabelle 2: Typische Eigenschaften von verschiedenen Glasfasern (Flemming et al. 1995)

Bei der Verarbeitung von Glasfasern ohne eine Matrixummantelung kann es zu gesundheitlichen Gefährdungen kommen. Gegen Irritationen von Haut, Augen, Nase und Atemwege sind Schutzmaßnahmen notwendig. Eine karzinogene Gefahr durch

den Feinstaub von zahnärztlichen Materialien besteht nicht, da keine kritischen Faserdurchmesser auftreten (**KONZEN & BENDER 1992, GIORDANO 2000**). Fasern von einem Durchmesser unter $1,5 \mu\text{m}$ und einer Länge $>8 \mu\text{m}$ haben ein karzinogenes Potential, da sie in den tiefen Lungenregionen hängen bleiben (**LEE et al. 1981, STANTON et al. 1981**).

Produktbeispiele für Glasfaser-Splintmaterialien sind: Splint-it[®] und FibreKor[®] (Jeneric[®]/Pentron[®], Wallingford, CT, USA), Super-Splint Deluxe (Hager Werken, Duisburg), everStick[®] Perio (Stick Tech LTD, Turku, Finnland).

Polyethylenfaser

Die Polyethylenfaser wurde von *E.W. Fawcett* 1936 zum Patent (Brit. P. 471590) angemeldet (**KOSLOWSKI 2008**) und seit 1937 produziert. Allied Chemical Corporation stellte 1985 ihre Polyethylenfaser vor. Es handelt sich um eine Faser mit einem extrem hohen Molekulargewicht, welche unter der Bezeichnung: ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) veröffentlicht wurde. Die molekulare Ausrichtung erfolgt durch einen speziellen Spinn- und Reckprozess. Die Faser weist verschiedene positive Eigenschaften auf. Das Elastizitätsmodul und die Festigkeit liegen zwischen dem der E-Glasfaser und der Aramidfaser. Aufgrund ihres hohen Orientierungsgrades ist der thermische Ausdehnungskoeffizient in Faserrichtung extrem negativ. Die Abrasionsfestigkeit liegt über der einer Aramidfaser. Obwohl sie eine höhere Zähigkeit als Aramid aufweist, ist ihr Gewicht in Relation dazu niedrig. Dies ermöglicht die Herstellung von leichten, aber sehr festen Seilen, die auch auf dem Wasser schwimmen können (**AGARWAL & BROUTMAN 1990, SCHÜRMAN 2007**), aber im Durchschnitt 15-mal stabiler als Stahl sind (**LOY 2001**). Die Faser nimmt unter Feuchtigkeit weniger als 1% Wasser auf. Weitere Vorteile sind ihre Bioverträglichkeit, da die Faser inert ist, sowie farblos und transluzent. Aufgrund ihres Lichtbrechungsindexes ist die Faser innerhalb der Matrix fast unsichtbar, oder nimmt die Farbe der sie umgebenden Matrix an (**RUDO & KABHARI 1999**). Die Widerstandskraft gegen Säuren und Basen ist gut. Von Nachteil ist, dass die Druckfestigkeit parallel zur Faserrichtung extrem niedrig ist, weshalb sie nur auf Zug belastbar ist. Zudem ist die Festigkeit quer zur Faserrichtung im Vergleich zur Glasfaser, der Karbonfaser und zur Aramidfaser extrem niedrig. Des Weiteren kann

die Faser durch Querkraft leicht in Längsrichtung gespalten werden. Ein Abbau der Faser kann durch UV-Licht erfolgen (**SCHÜRMAN** 2007).

Beispiele für Polyethylenfasern in der Zahnmedizin sind: Biosplint® (Aceton, Germany, Mettmann), Ribbond® (Ribbond, Seattle, WA, USA), Perfect Splint (Hager Werken, Duisburg) und Connect™ (Kerr, Orange, CA, USA).

Karbonfaser

Zur Herstellung von Karbonfasern wurden anfangs zwei Verfahren untersucht: Das chemische Abscheiden von Kohlenstoff auf Trägerdrähten und der Abbau vorgeformter organischer Fasern. Das zweite Verfahren setzte sich durch (**SCHÜRMAN** 2007). Die Herstellung erfolgt durch eine Stabilisierung mittels einer kontrollierten Oxidation, Karbonisierung und Graphitierung von kohlenstoffreichen Stoffen, die sich in Faserform befinden. Als Ausgangsstoff wird meist Polyacrylnitril verwendet (**MENGES** et al. 2002). Unterschieden wird die Karbonfaser von der Graphitfaser durch ihren Karbongehalt: Karbonfasern enthalten 80 bis 95% und Graphitfasern über 95% Karbon (**KAW** 1997). Eine Oberflächenbehandlung der Fasern mit einem Durchmesser von 5-7 µm erfolgt nach der Herstellung. Von Vorteil sind ihre extrem hohe Festigkeit und das sehr hohe Elastizitätsmodul. Karbonfasern haben eine sehr gute Ermüdungsfestigkeit, derzeit die höchste spezifische Steifigkeit und sind mit vielen synthetischen Polymeren sehr gut verträglich. Für die medizinische Anwendung sind besonders ihre Biokompatibilität zu menschlichem Gewebe und Knochen, sowie die Durchlässigkeit von Röntgenstrahlen von Interesse (**EKSTRAND** et al. 1987, **VIGUIE** et al. 1994, **SCHÜRMAN** 2007). Von Nachteil ist die Sprödigkeit der Faser, wodurch sie bruchgefährdet ist (**UZUN** et al. 1999). Die Sprödigkeit erschwert die Adaption an engere Radien (**SCHÜRMAN** 2007). Des Weiteren ist die dunkle Farbe des Materials unästhetisch (**MANLEY** et al. 1979, **UZUN** et al. 1999), weshalb die Karbonfaser selten Anwendung in der Zahnmedizin findet. In den 1990er Jahren wurden Wurzelstifte aus Karbon entwickelt (**ISIDOR** et al. 1996). Als Beispiel ist hier der Composipost® und der C-Post™ von Bisco (Schaumburg, IL, USA) zu nennen (**GOLDBERG** et al. 1994).

Aramidfaser

Die Aramidfaser ist ein aromatisches Polyamid, welches von *DuPont* 1957 zum Patent (Belg. O.565266/8) angemeldet und ab 1962 produziert wurde. Die Produktion wurde unter dem Namen *Twaron*[®] durch die Firma Erika in den Niederlande 1986 aufgenommen. Sie wird bei der Herstellung als flüssig-kristalline Lösung versponnen und anschließend bei hoher Temperatur gereckt. Aramidfasern werden nach dem Trockenspinnverfahren (m-Aramide) oder dem Nassspinnverfahren (p-Aramide) hergestellt. Um eine bessere Haftung der Matrix zu gewährleisten, wird im Anschluss eine Schutzschicht aufgebracht (**SCHÜRMAN** 2007, **KOSLOWSKI** 2008). Die Herstellung ist sehr technik sensitiv (**DOMINIGHAUS** 1998, **SCHÜRMAN** 2007). Die Feuchtigkeitsaufnahme von m-Aramid beträgt 5%, hingegen nimmt die p-Aramidfaser mit 7% mehr Wasser auf. Die Faser weist eine gute Chemikalienresistenz, eine hohe Temperaturbeständigkeit bis ca. 370 °C sowie eine hohe Festigkeit, E-Modul ca. 59-127 kN/mm², Zugfestigkeit ca. 2800-2900 N/mm², auf (**KOSLOWSKI** 2008). In der Zahnmedizin wird u.a. die Kevlarfaser als *FibreFlex*[™] von BioComp Industries (Eindhoven, Niederlande) angewandt.

Faserhalbzeug

Die Fasern werden in verschiedenen Lieferformen angeboten. Die am häufigsten benutzten Verarbeitungsformen sind ein Garn oder Roving, die Matte, das Gewebe und das Geflecht. Diese werden im Folgenden näher dargestellt:

Eines der einfachsten Faserhalbzeuge ist ein Garn oder Roving. Dies ist ein Filamentstrang, der aus mehreren Tausend Einzelfasern besteht. Diese teilweise leicht verdrehten Einzelfasern verlaufen parallel zueinander (**MENGES** et al. 2002). Eine leichte Verdrehung der Filamente verbessert die Festigkeit. Wird jedoch zu stark verdreht, verschlechtert dies jedoch das Verhalten des Garns. Bei großer Zugbelastung kann sich die Faser wieder zurückdrehen und die Folge ist eine Verschlechterung der Steifigkeit und Festigkeit (**SCHÜRMAN** 2007). Rovings verhalten sich streng anisotrop. Die höchsten Festigkeitswerte weisen sie in Richtung ihrer Längsachse auf. Daher sollte die größte Beanspruchung parallel in Richtung ihrer Filamente verlaufen (**VALLITTU** 2002). Erfolgt die Belastung senkrecht

zum Filamentverlauf, ist die Festigkeit abhängig vom Verbund zwischen Matrix und Faser (**MENGES** et al. 2002).

Für flächige Bauteile werden wegen der einfachen Handhabung und der raschen Verarbeitung flächige textile Halbzeuge bevorzugt. Diese werden u.a. als Gewebe, Matten, Geflechte oder Multiaxialgelege angeboten.

Matten und Vliese werden aus einzelnen Filamentsträngen hergestellt, die auf eine Länge von 25-50 mm geschnitten wurden. Die Fasern liegen flächig nebeneinander, sind aber unregelmäßig verteilt. Die Fasern werden miteinander mit Hilfe eines Bindemittels verklebt. Aufgrund der unregelmäßigen Verteilung haben die Matten in der Ebene isotrope Eigenschaften. Diese Matten werden meist aus Glasfasern oder Karbonfasern kostengünstig hergestellt (**MENGES** et al. 2002, **SCHÜRMAN**N 2007). Aufgrund ihrer lockeren Filamentdichte lassen sie sich leicht mit Matrix durchtränken, nehmen jedoch viel Matrixharz auf. Hierdurch ist die Steifigkeit und Festigkeit niedriger im Vergleich zum Gewebe. Zudem sind Matten senkrecht zu ihrer Achse weniger belastbar als in Quer- und Längsrichtung (**BEYER** 1963, **SCHÜRMAN**N 2007).

Gewebe stellen textile Flächengebilde dar, bei denen sich zwei Faserbündel im rechten Winkel kreuzen. Die Fäden in Laufrichtung werden als Kette und die Fäden in Querrichtung als Schuss bezeichnet, die an der Faserverkreuzung von Kette und Schuss verbunden sind (**WILSON** 2000). Die Gewebekonstruktionen aus Kette und Schuss können unterschiedliche Fasermengen und -arten enthalten und sind an unterschiedliche Lastverhältnisse anpassbar (**SCHÜRMAN**N 2007). Gewebelängsränder heißen Webkanten, bei ihnen wird der Schussfaden am Rand nicht abgeschnitten, sondern läuft in umgekehrter Richtung zurück (**FONTAINE** 1979). Gewebe sind in verschiedenen Konstruktionen und Flächengewichten am Markt zu finden: Die gebräuchlichsten Bindungen sind die Leinwandbindung (plain), die Körperbindung (twill), die Atlasbindung (satin) und das kettstarke Gewebe (unidirectional weave) (**VALLITTU** 1998, **SCHÜRMAN**N 2007). Die Leinwandbindung ist schiebefest und verzieht sich nicht so leicht, weshalb sie sich nur schwer über gewölbte Teile drapieren lässt. Um diesen Nachteil der Leinwandbindung zu umgehen, werden die Körperbindung oder die Atlasbindung bevorzugt. Sie sind weniger verschiebefest und lassen sich dafür gut drapieren. Bei kettstarken Geweben sind ca. 90% der Fasern unidirektional ausgerichtet und werden durch nur wenige Schussfäden fixiert. Idealerweise kommen sie der gestreckten, unidirektionalen Faserausrichtung sehr nahe (**SCHÜRMAN**N 2007).

Geflechte zeichnen sich durch eine regelmäßige Fadendichte aus: Ihre Faserbündel überkreuzen sich zu den Webkanten in schräger Richtung (braiding), sind schiebenachgiebig, können sich im Durchmesser verjüngen oder verdicken und dadurch die Faserorientierung verändern (**SCHÜRMAN**N 2007). Wenn die einwirkende Richtung der Kraftvektoren schwierig zu bestimmen ist, sind Gewebe vorteilhafter (**FREILICH** et al. 2001).

Bei den Multiaxialgeweben werden unidirektionale Schichten wellenfrei miteinander durch gewebte Maschen verbunden, was die Festigkeit und Drapierbarkeit erhöht. (**SCHÜRMAN**N 2007).

Einfluss der Faser in der Matrix

Fertig imprägnierte Faser-Matrix-Halbzeuge tragen erheblich zur Steigerung der Produktqualität bei. Im Vergleich zu per Hand getränkten Faser-Halbzeugen werden die Fasern wesentlich gleichmäßiger durchtränkt. Dadurch wird der Luftblasenanteil minimiert und eine reproduzierbare Faserverteilung sowie Matrix-Faser-Verhältnis erreicht (**SCHÜRMAN**N 2007).

Die mechanischen Eigenschaften faserverstärkte Kunststoffe werden durch die Komposition des Fasermaterials beeinflusst (**UZUN** et al. 1999). Die Filamente weisen richtungsabhängige mechanische Eigenschaften auf, eine sogenannte Anisotropie (**SCHEMME** et al. 1997, **SCHÜRMAN**N 2007). Eine optimale Wirkung der Faser erfolgt nur, wenn der Kraftvektor in Richtung des Faserverlaufes liegt (**VALLITTU** et al. 1994a). Bei der punktuellen Belastung eines Werkstückes senkrecht zu seiner Achse kommt es zu einer Drucklast auf der Seite der Kraftapplikation und zu einer Zuglast auf der gegenüberliegenden Seite (**EL-EBRASHI** et al. 1970). Die Schichten von Faser und Matrix verformen sich in Abhängigkeit vom Volumenanteil und dem Elastizitätsmodul. Da die Fasern quer zur Belastung verlaufen, können sie keine Abstützung vornehmen und schwächen den Werkstoff. Diese Schwächung ist meist größer als die Matrixfestigkeit (**PUCK** 1965, **MENGES** 1990). Fasern haben die höchsten Festigkeitswerte bei Zugbelastung, wobei alle Schichten gleichzeitig verformt werden. Deshalb sollten die Fasern bei einem faserverstärkten Komposite auf der Zugseite positioniert werden. Mit Hilfe des Drei-Punkt-Biegetestes kann dies physikalisch belegt werden (**ELLAKWA** et al. 2001). Mit Hilfe des Faserbündel-Zug-Versuches kann eine Aussage über die Faser-Matrix-Haftung, sowie der

Durchtränkungsqualität der Fasern mit der jeweiligen Matrix getroffen werden (**KREY** 1988).

Die Kraft verteilt sich auf Matrix und Fasern entsprechend ihres Volumenanteils und des Elastizitätsmoduls. Die Belastbarkeit und das Elastizitätsmodul hängen vom Faservolumen ab: Je höher der Faseranteil, desto besser ist die Verstärkung (**PUCK** 1965, **MENGES** 1990). Herstellungsbedingt ist das Verhältnis von Fasern zu Matrix jedoch begrenzt. Um eine vollständige Benetzung der Fasern mit Kunststoff zu erzielen, ist der Anteil des Faservolumens auf ca. 50% begrenzt (**FREILICH** et al. 2001). Bei der Untersuchung von unidirektionalen Polyethylenfasern mit einem Volumengewichtsanteil von 30 bis 40% bestätigte sich, dass mit steigendem Faseranteil die Festigkeitswerte der faserverstärkten Kunststoffe zunehmen (**LADIZESKY** et al. 1990, **GOLDBERG** et al. 1994). Bei einem speziell modifizierten Düsenziehverfahren für dentale Fasern ist ein Anteil von 45 Vol.-% zu realisieren. Dieses gesteigerte Faservolumen erreichte ebenfalls erhöhte Festigkeitswerte (**GOLDBERG & BURSTONE** 1992). Die Ausrichtung der Fasern in der Matrix trägt ebenfalls zum Verhalten bei (**LASSILA & VALLITTU** 2004, **LASSILA** et al 2007). Der Einfluss der Matrix auf die Festigkeitswerte der faserverstärkten Kunststoffe wird in der Literatur unterschiedlich bewertet. Untersuchungen an vier unterschiedlichen Prothesenkunststoffen zeigten eine Verbesserung der Festigkeit durch die Faser. Die vier unterschiedlichen Kunststoffe hatten keinen nennenswerten Einfluss auf die Festigkeit (**LADIZESKY** et al. 1990). Die mechanischen Eigenschaften wurden bei anderen Untersuchungen durch den getesteten Kunststoff jedoch beeinflusst (**DIXON & BREEDING** 1992, **GOLDBERG** et al. 1994). Bei Untersuchungen an Polyethylen- und Glasfasern wurde die Tauglichkeit der Kunststoffe als Matrixmaterial untersucht. Hierbei war die Effektivität der faserverstärkenden Wirkung ebenfalls von der Matrix abhängig (**SAMADZADEH** et al. 1997).

2.3.2 Arten der Haftmaterialien

Per Definitionen sind Kunststoffe hochmolekulare Verbindungen, welche durch chemische Umwandlung bzw. durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden. Hierbei werden Monomere zu Makromolekülen zusammengesetzt. Je nach Reaktionsart der Monomere unterscheiden sich die Verknüpfungs-

arten der Polymere. Bei dentalen Kunststoffen sind es die Reaktionsarten Polymerisation, Polykondensation und Polyaddition (**EICHNER & KAPPERT 2000**).

Als Polymere werden alle Arten von Kunststoffen bezeichnet. Reine Polymere weisen als Eigenschaften eine geringe elektrische Leitfähigkeit (**HELLERICH et al. 1992**), geringe Wärmeleitfähigkeit (**MENGES 1990**), ein spezifisch leichtes Gewicht je nach Werkstoff (**FRANCK 1996**) sowie eine begrenzte thermische Stabilität aufgrund einer irreversiblen Aufspaltung der Elektronenpaarbindungen (**FISCHER et al. 1985**) auf. In den Anfängen wurden ungefüllte kalthärtende Kunststoffe wie Methylmethacrylat (MMA) sowie bei Mundtemperatur aushärtender Polymethylmethacrylat (PMMA) in der Zahnheilkunde eingesetzt. Das exotherme Temperaturverhalten bei intraoraler Aushärtung (**PFÄFFENBERGER et al. 1953**), die starke Schrumpfung bei der Polymerisation (**BOWEN 1963**), die mangelnde Abriebfestigkeit (**HELLWIG 2003**) und die mangelhafte Biokompatibilität aufgrund des hohen Restmonomergehaltes (**GEURTSSEN 1987**) waren für die Anwendung von PMMA intraoral von Nachteil. Erst durch die Entwicklung des Komposites änderte sich dies (**BOWEN 1963**). Die in der Zahnheilkunde verwendeten Komposite bestehen hauptsächlich aus einer Monomermatrix (organische Matrix wie z.B. Bis-GMA, bifunktionelle Methacrylate), Füllstoffen (disperse Phase), einer Verbundphase (Silane, Kopolymere) sowie Initiatoren (Katalysatoren). Zusätzliche Bestandteile sind Inhibitoren, Koinitiatoren (Akzeleratoren), Pigmente, Photostabilisatoren und Weichmacher (**EICHNER & KAPPERT 2000**).

Die organischen Bestandteile bestehen aus Monomeren. Diese sind multifunktionelle, meist bifunktionelle Methacrylate mit einem organischen Zwischenglied, z.B. aus aromatischen Ringen, Polyether, Urethanpräpolymeren oder aliphatischen Ketten (**BATH 1985**). Der organische Rest ist für die mechanischen Eigenschaften wie die Wasseraufnahme, den Polymerisationsgrad, die Viskosität oder der Schrumpfung verantwortlich (**HELLWIG et al. 1999, EICHNER & KAPPERT 2000**).

Die Reste des Methacrylatesäureesters besitzen eine hohe Reaktivität, gute Farbstabilität, gute physikalische Eigenschaften und sind toxikologisch unbedenklicher als reine Methacrylate (**MENGES 1990, SCHULZ et al. 2000**). Die ungesättigten, multifunktionellen Monomerbausteine werden durch eine Polymerisationsreaktion zu Polymerketten verknüpft. Durch Ausbildung von Querverbindungen entsteht ein Netzwerk, welches die Verfestigung des Kunststoffes bewirkt. Ein hoher Umsetzungsgrad bei der Polymerisation verbessert die mechanischen,

physikalischen und physiologischen Eigenschaften der Kompositmatrix. Hochmolekulare Polymere wie z.B. Bis-GMA verflüchtigen sich bei der Polymerisationserwärmung weniger. Daher ist er für die Herstellung von viskosem Kunststoff mit langer Lagerstabilität gut geeignet (**EICHNER & KAPPERT 2000**). Die Viskosität des Kunststoffes steigt durch den Anteil anorganischer Füllkörper an. Daher wird er mit fließfähigeren Monomeren verdünnt, um die Applikationsfähigkeit zu verbessern. Als Verdünnungsmittel kommen Comonomere wie z.B. Ethylenglycoldimethacrylat (EGDMA) und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) zur Anwendung. Hierbei kommt es zur Steigerung der Molekülbeweglichkeit, was zur Erhöhung des Gesamtumsatzes führt. Die Vorteile sind u.a. die Zunahme der chemischen Resistenz sowie die Polymerfestigkeit. Ein Nachteil ist die höhere Polymerisationsschrumpfung (**SCHULZ et al. 2000, ANSETH et al. 1996**) (Tabelle 3).

Monomer	Volumenkontraktion (%)
Methylmethacrylat	ca. 25
Ethylenglycoldimethacrylat	ca. 16
Triethylenglycoldimethacrylat	ca. 13
Bis-GMA	ca. 5
Füllungskomposite	ca. 2,6-4,8

Tabelle 3: Polymerisationsschrumpfung (Kappert & Eichner 2008)

Bei modernen Hybridkompositen wird deshalb Bis-GMA teilweise bzw. ganz durch das bifunktionale Molekül Urethandimethacrylat (UDMA) ersetzt (**BRADEN & NICOLSON 1997**). Die Polymerketten weisen eine erhöhte Flexibilität und Festigkeit auf und absorbieren Wasser besser aus dem sie umgebenden Milieu. Dies bewirkt eine Expansion zwischen 0,002 bis 0,06% (**PEUTZFELDT 1997**), die der Spannungsbildung und der daraus resultierenden Randspaltbildung entgegen wirkt. Die in der Zahnheilkunde verwandten Kunststoffe enthalten sogenannte anorganische Füllstoffe. Das sind z.B. Gläser, Glaskeramik, Quarze und Silikate sowie beigemengte Metalloxide (**POWELL 1992**). Nach DIN 13922 von 1979 hat ein Komposite einen Füllstoffgehalt von über 50 Vol.-%. Die Komposite werden entsprechend ihrer Füllergröße unterschieden: Makrofüllerkomposite, homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite, Hybridkomposite und Nanofüllerkomposite. Des Weiteren gibt es matrixmodifizierte Komposite wie Kompomere und Ormocere, sowie schrumpf-

reduzierte Komposite, sogenannte Silorane (**LUTZ & PHILLIPS 1983, ERNST & WILLERSHAUSEN 2003**).

Makrofüller bestehen aus gemahlenem Glas, Quarz, Glaskeramik oder Silikaten. Ihre Korngröße ist $>1 \mu\text{m}$ bis $100 \mu\text{m}$ und die Form ist splitterförmig (**HELLWIG et al. 1999, SCHULZ 2003**). Durch Makrofüller wird die Abriebfestigkeit erhöht und die Abbindeschumpfung verringert (**COWPERTHWAITTE et al. 1981, RÜCKHARDT & BECKHAUS 1980**). Ihre Oberfläche ist jedoch mangelhaft und hat eine geringe Verschleißfestigkeit, da durch die schlechte Polierbarkeit die Plaqueretention erhöht ist (**DENNISON & CRAIG 1972, CHAN et al. 1980, BERASTEGUI et al. 1992**).

Mikrofüller bestehen aus amorphem Siliziumdioxid. Die kugelförmigen Füllkörper sind kleiner als $1 \mu\text{m}$ und die mittlere Korngröße liegt zwischen $0,007-0,04 \mu\text{m}$ (**EICHNER & KAPPERT 2000**). Dies ermöglichte eine höhere Dichte der Füllkörper in der Matrix. Die Oberflächenqualität und Polierbarkeit wurden gesteigert und das Verschleißverhalten und die Druckfestigkeit ebenfalls verbessert, wodurch die Konsistenz zäh und klebrig wurde. Die Folgen waren eine Verschlechterung der Verarbeitung, eine größere Abbindeschumpfung, eine geringere Härte und eine niedrigere Elastizität (**CALAIS 1988, OTTL 1989**).

Um die positiven Eigenschaften von beiden Füllstoffgrößen zu vereinen, wurde der Hybridkunststoff entwickelt. Er besteht aus einem Gemisch von ca. 10 bis 15% Mikrofüllern und von ca. 85 bis 90% Makrofüllern. Die durchschnittliche Partikelgröße liegt bei ca. $1 \mu\text{m}$. Der erhöhte Füllergehalt hat eine verbesserte physikalische Festigkeit, geringere Wasseraufnahme sowie eine reduzierte Polymerisationschumpfung zur Folge. Durch zermahlene Vorpolymerisate werden die Eigenschaften verbessert, wobei vorpolymerisierte Mikrofüllerkomposite auf Makrofüllergröße zermahlen werden (**GERMAIN et al. 1985, EICHNER & KAPPERT 2000**).

Die physikalisch-chemischen Eigenschaften von Mikrofüllerkompositen und Hybridkompositen unterscheiden sich folgendermaßen (**HICKEL 1997**) (Tabelle 4):

	Hybridkomposit	Mikrofüllerkomposit
Zugfestigkeit (MPa)	35-60	35-45
Biegefestigkeit (MPa)	100-145	40-90
Druckfestigkeit (MPa)	280-480	350-500
Vickershärte (Kg/mm ²)	70-130	50-60
E-Modul (GPa)	10-25	3-7
Schmelzhaftung (MPa)	20-28	18-25
Dentinhaftung (MPa)	12-25	12-25

Tabelle 4: Physikalisch-chemische Eigenschaften (Hickel 1997)

Nanofüllerkomposite enthalten Füller in der durchschnittlichen Größe von 0,005 bis 0,01 µm. Um eine Aneinanderlagerung der Partikel zu Aggregaten während der Herstellung zu verhindern, werden die Primärpartikel oberflächenbeschichtet. Kompakte Füller sind deutlich belastbarer als Fülleraggregate. Zudem ist auf Grund der Füllergröße ein hoher Fülleranteil möglich. Diese Komposite sind gut polierbar und weniger abrasiv am Antagonisten als kompakte Glasfüllkörper. Trotz eines hohen Volumenanteils der Nanofüller, ist die Viskosität des Komposites nicht nachhaltig verändert (**KUNZELMANN 2008**).

Schwachstelle aller Kompositmaterialien bildet die Verbindung zwischen der organischen Matrix und dem anorganischen Füller. Matrix und Füllstoff müssen chemisch miteinander verbunden sein. Da die anorganischen Füllstoffe eine hydrophile Oberfläche besitzen, ist eine gute Vernetzung mit der hydrophoben organischen Polymermatrix erschwert und wird durch eine Silanisierung hergestellt. Nach der IUPAC-Nomenklatur sind Silane eine Stoffgruppe chemischer Verbindungen, die aus einem Siliziumgrundgerüst und Wasserstoff bestehen (**KUNZELMANN 2008**), indem die Oberfläche der Füllerpartikel behandelt wird. Dies geschieht mit einem Haftvermittler, meist mit trifunktionellem Organsilan z.B. 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPS), das durch seine organischen und anorganischen Molekülanteile einen Zwittercharakter besitzt. Durch Veresterung erfolgt eine Bindung an den anorganischen Füllstoffen. Die Bindung an den organischen Matrixkunststoff geschieht über eine kovalente Bindung an die ungesättigten Methacrylatgruppen, einer sogenannten kovalenten C-C-Bindung (**LUTZ & PHILLIPS 1983, SCHULZ 2003**). Dieser Verbund erhöht die

Abrasionsfestigkeit, Zugfestigkeit und verbessert die Beständigkeit gegenüber einer Hydrolyse (**BEATTY** et al. 1998).

Durch Initiatoren wird die Polymerisation gestartet, wobei in der Zahnmedizin die Heißhärtung, die Selbsthärtung oder Autopolymerisation und die Lichthärtung oder Photopolymerisation angewandt wird. Eine Heißhärtung ist intraoral nicht möglich. Bei der Autopolymerisation werden zwei Komponenten miteinander vermischt. Die Verarbeitungszeit ist durch die Polymerisationszeit limitiert, außerdem können Luftblasen eingemischt werden, was zu Poren im Kunststoff führen kann. Die Folgen wären eine verringerte Abrasionsfestigkeit, eine geringere Konversionsrate, Verfärbungen und bei Belastung eine Sollbruchstelle. Zudem ist der Polymerisationsgrad geringer als bei der Lichthärtung (**HELLWIG** et al. 1999).

Die lichthärtenden Komposite gehören inzwischen zum Standard, nachdem sie in den 70iger Jahren praxisreif entwickelt wurden (**BUONOCORE** 1970). Die Vorteile sind eine einfache Verarbeitung, die daraus resultierende Verarbeitungssicherheit und die guten mechanischen Materialeigenschaften. Durch die Sauerstoffinhibitionschicht ist die Inkrementtechnik möglich. Eine adäquate Farbgebung und beim Splint die Formgebung werden hierdurch erleichtert (**VAIDYANATHAN & VAIDYANATHAN** 1992, **HELLWIG** et al. 1999).

Durch eine Veränderung der Füllkörpervolumenanteile kann die Viskosität des nicht auspolymerisierten Komposites beeinflusst werden. Niedrigere Füllkörperanteile haben sogenannte Flow-Komposite, deren Viskosität niedriger ist als bei stopfbaren Kompositen. Je höher die Viskosität eines Materials ist, desto schlechter wird die Benetzung der Zahnhartsubstanz (**KUNZELMANN** 2008). Von Nachteil ist, dass die Polymerisationsschrumpfung bei fließfähigeren Kompositen mit der Verminderung des Füllstoffgehaltes größer wird (**SOLTÉSZ** 1998, **LABELLA** et al. 1999). In der klinischen Anwendung sind das gute Fließvermögen, die gute Adaptierbarkeit sowie der Einsatz als „Stress breaker“ aufgrund des niedrigen Elastizitätsmoduls von Vorteil (**FRANKENBERGER** et al. 1999).

2.3.3 Einflüsse auf die Materialbeständigkeit der Schienung

Kunststoffe und Fasern unterliegen vor, während und nach der Verarbeitung den verschiedensten Einflüssen. Diese Faktoren haben einen nicht unerheblichen Anteil auf die Haltbarkeit der Konstruktion. Hierzu zählen u.a. Materialfehler, Temperatur,

Feuchtigkeit, individuelle Materialermüdung, Dimension der Schienung, Herstellungsfehler, individuelle Haftung zwischen Matrix und Faser sowie Belastungsart.

Die Festigkeit eines Materials hängt unter anderem von Materialdefekten ab. Dies sind z.B. Einkerbungen, Blasen und Risse (**MECHOLSKY** 1995, **RAMSTEINER** et al 1998). Im Material verlaufen sogenannte Stress-Trajektorlinien. Liegen Materialdefekte vor, kommt es anhand des veränderten Verlaufes dieser Linien zu einer lokalen Konzentration der Belastung. Im Falle eines Defektes an der Oberfläche treten Kerbspitzen als Folge der Linienverschiebung auf. In den Bereichen der Belastungskonzentration ist die Bruchgefahr erhöht (**RUDO & KARBHARI** 1999). Mit Anstieg der Belastung auf das Werkstück wird diese in Verformungsenergie umgesetzt, die im Material gespeichert wird und eine Rissbildung bewirkt. Bei weiterer Belastung vergrößert sich der Riss (**GRELLMANN & SEIDLER** 1998a).

Die Rissöffnungsarten werden in drei Modi unterschieden:

- Bei Modus 1 wirkt die Kraft am Rissrand und zieht die Ränder auseinander, die sogenannte einfache Rissöffnung. Dieses Rissverhalten zeigen faserverstärkte Kunststoffe unter Zugspannung.
- Bei Modus 2 verschieben sich die Rissflächen transversal, eine sogenannte Längsscherung.
- Bei Modus 3 kommt es zum Vers Schub vertikal in einer Ebene zueinander, sogenannte Querschering (**SCHWALBE** 1980, **GRELLMANN & SEIDLER** 1998b).

Ein Fortschreiten einer Ermüdungsfraktur kann durch korrekt ausgerichtete Fasern verhindert werden, die sich wie Rissstopper verhalten (**VALLITTU** 2002). Bei Dauerbelastung wiesen Fasern eine höhere Beständigkeit auf als der Kunststoff (**AGARWAL & BROUTMAN** 1990).

Die Mundtemperatur unterliegt aufgrund der Nahrungsaufnahme einem Wechsel. Dies führt zu einer unterschiedlichen Ausdehnung der Stoffe im Mund. Das Volumen eines Materials ist von seinem spezifischen Wärmeausdehnungskoeffizienten abhängig, wobei der von Kunststoff größer als der einer Faser ist (**AGARWAL & BROUTMAN** 1990). Mit steigender Wärme und Feuchtigkeit kann sich die Festigkeit reduzieren. Bei der Lagerung von karbonfaserverstärkten Kunststoffen war eine Minimierung der Festigkeitswerte bei 37 °C erst nach 1000 Stunden Wasserlagerung festzustellen. Stieg die Temperatur auf 95 °C an, waren schon nach einer Stunde

Lagerung die Festigkeitswerte minimiert (**MEYER** et al. 1994). Die Wasseraufnahme der Fasern war im Gegensatz zum Kunststoff sehr gering (**AGARWAL & BROUTMAN** 1990). Untersuchungen mit Testkörpern im wässrigen Milieu zeigten keinen signifikanten Unterschied in den Festigkeitswerten zwischen einer trockenen und einer feuchten Lagerung (**GOLDBERG** et al. 1994, **VALLITTU** 2000).

Als Einflussparameter auf die Bruchzähigkeit und das Ermüdungsrissausbreitungsverhalten von Faserverbundwerkstoffen wirken: die Haftung zwischen Matrix und Faser, der Faservolumengehalt, die Faserlängenverteilung, die Faserorientierung zum ursprünglichen Riss sowie die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Komponenten (**KREY** 1988).

Grundsätzlich gibt es fünf mögliche Ursachen für das Versagen einer faserverstärkten Versorgung: Die Belastung überfordert die Eigenfestigkeit der Matrix, der Faser oder die des Verblendkomposites. Der Verbund zwischen Matrix und Faser oder der Verbund zwischen Fasergerüst und Verblendmaterial versagen (**BEHR** et al. 2000).

2.4 Erfahrungen und Stabilität von Schienungen

2.4.1 In-vitro Untersuchungen von Schienungen

Die mechanischen Eigenschaften eines Materials wie z.B. Druck-, Zug-, Scher- oder Torsionsfestigkeit können durch verschiedene Prüfverfahren charakterisiert werden (**FINGER** 1997). Die klinische Bewährung lässt sich anhand der mechanischen Eigenschaften nur eingeschränkt vorhersagen, da die Standardprüfverfahren den Belastungszustand im klinischen Alltag nur partiell darstellen. Meist werden nur einzelne Belastungszustände geprüft, während im Mund mehrachsige Stresssituationen vorherrschen. Somit sind die mechanischen Eigenschaften nur als relatives Maß für die Eignung unter bestimmten Beanspruchungen zu sehen (**KUNZELMANN** 2008). Außerdem lassen Ergebnisse einzelner Materialien nicht automatisch auf die Ergebnisse von Verbundmaterialien schließen. Die Verbundstärken der Materialien beeinflussen sich nicht nur zueinander, sondern auch hinsichtlich ihrer Schichtstärke (**BEHR** 1999). Generell unterscheidet sich in vivo das mechanische Verhalten von faserverstärktem und nicht faserverstärktem Kunststoff (**LASTUMÄKI** et al. 2003). Vergleichende Untersuchungen der Bruch-

festigkeit mittels des Drei-Punkt-Biegeversuchs von Verstärkungsfasern zeigten bessere Werte für die geflochtenen oder zwei-direktional gewebten Glasfasern, wie z.B. Glass Span (Glass Span Inc, PA,USA) mit ~209,4 MPa oder FibreKor (Jeneric/Pentron, CT,USA) mit 196,9 MPa als bei anderen Fasern, wie aus Polyethylen (Ribbond, Ribbond Inc, WA, USA) mit 134,4 MPa oder Polyamidfasern wie Kevlar-49 (Fibre Flex, BioComp, CA, USA) mit 178,1 MPa. Eine Ausnahme war die diskontinuierliche und bi-direktionale E-Glasfaser Vectris Frame (Ivoclar/Vivadent, Lichtenstein), die die schlechtesten Werte mit 90,2 MPa zeigte (**BAE et al. 2004**). Zu ähnlichen Aussagen bei der Bewertung des Bruchfestigkeitsunterschiedes zwischen Polyethylen- und Glasfasern kamen auch *Alander et al.* (2004).

Hingegen fanden Studien mit PMMA, PEMA und Bis-GMA Kunststoffen von *Dyer* im Vergleich von Polyethylen- und Glasfaser andere Ergebnisse. Die Bruchfestigkeit von PMMA- und PEMA- Kunststoffen mit Glasfaser (Fibrestick, Stick Tech Ltd., Turku, Finnland) war besser als mit Polyethylenfasern. Die Verbindung von Polyethylenfasern (Construct, Kerr Corp.) mit Bis-Acryl Kunststoff wies die besten Werte auf (**DYER 2002**). In Untersuchungen der Biegefestigkeit von *Hamza et al.* überzeugten die Polyethylenfasern (Construct, Kerr Corp.) sowohl mit PEMA als auch mit Bis-Acryl Kunststoff (**HAMZA et al. 2004**).

Ein guter Verbund zwischen Matrix und Faseroberfläche ist ein Qualitätskriterium um die hohe Bruchfestigkeit zu erzielen (**SOLNIT 1991, KALLIO et al. 2001**). Die Ursachen niedriger Ergebnisse, z.B. aufgrund einer mangelhaften Tränkung der Matrix oder von Lufteinschlüssen zu differenzieren, erscheint schwierig (**KANIE et al. 2002**). Industriell vorgetränkte Faser-Matrix Verbundsysteme verbessern die Materialqualität, trotzdem können keine völlig fehlerfreien Testblöcke hergestellt werden. Diese Fehler beeinflussen die Biegefestigkeit. Daher halten einige Wissenschaftler die Untersuchung der Bruchfestigkeit für sinnvoller (**HIGG et al. 2001**).

Die Forderung nach einer Mindestbruchlast von 500 N bei einem 3-Punkt-Biegeversuch (**KÖRBER et al.1983**), erfüllten Seitenzahnbrücken aus verschiedenen Glasfasern (**LOOSE et al. 1998b, KOLBECK et al.1999**).

Nur wenige Untersuchungen befassten sich mit dem Einfluss unterschiedlicher Kunststoffe auf das mechanische Verhalten der Fasern:

Im Vergleich zwischen Zwei-Komponenten und lichthärtenden Kunststoffen fiel kein signifikanter Unterschied bei der Belastbarkeit von mit verschiedenen Fasern verstärktem lichthärtenden Kunststoff auf, während der selbsthärtende Kunststoff

eine breitere Variabilität zeigte (**BAE** et al. 2004). Nach der Fraktur des Prüfblockes wurden rasterelektronenmikroskopisch mit Polyethylen- (Ribbond), S-Glas- (FibreKor) und Polyamid-Fasern (Fibreflex) keine Frakturen gefunden. Hingegen waren bis zu 100 % der E-Glas-Fasern (Vectris Frame, Glass Span) mit lichthärtenden Komposite als Matrix gebrochen, während mit einem selbsthärtenden Kunststoff eine niedrigere Bruchrate der Fasern festgestellt wurde. Bei Polyethylen-Fasern (Ribbond) stellten Abrisse zwischen der Matrix und der Faser die Schwachstelle dar (**BAE** et al. 2004). Übereinstimmend war in früheren Studien die Verbindung zwischen Polyethylen-Fasern und Matrix bereits als Schwachpunkt aufgefallen (**GUTHERIDGE** 1992, **LADIZESKY** 1993, **WILLIAMS** et al. 1994, **VALLITTU** 1996).

Andere Autoren untersuchten das mechanische Verhalten von faserverstärkten Kompositen mittels Ultraschallwellen durch die Acoustic Emission Analyse (AE Technik). Die Materialien zeigten einen Frakturbeginn bereits bei niedrigeren Werten (z.B. Ribbond 107 MPa, everStick 579 MPa) und versagten bei höheren Werten (z.B. Ribbond 132 MPa, everStick 764 MPa). Der Frakturbeginn lag bei ca. 19-32% unterhalb des endgültigen Bruches (**BARRE & BENZEGGAGH** 1994, **DYER** 2002, **ALANDER** et al. 2004). Es schien eine Korrelation zwischen einer niedrigen Amplitude und dem Brechen der Matrix, sowie bei einer hohen Amplitude und dem Brechen der Faser zu bestehen (**NARISAVA & OBA** 1984, **KIM & LEE** 1997, **GIORDANO** et al. 1998).

In den mit Polymer vorimprägnierten Glasfasern waren Lufteinschlüsse nachweisbar, wohingegen mit Resin vorimprägnierte Glasfasern keine aufwiesen (**GOLDBERG & BURSTONE** 1992, **METTINEN** et al. 1999). Die Lufteinschlüsse hatten vermutlich einen geringen Einfluss auf das Bruchverhalten. Manuell imprägnierte Faserbänder wie z.B. Ribbond oder Connect besaßen ebenfalls Einschlüsse, die allerdings Variationen bei den AE-Signalen hervorriefen. Dies könnte die Identifikation von Brüchen in der Matrix, bzw. den Fasern verfälschen (**ALANDER** et al. 2004).

Bei verschiedenen Glasfaserbändern kam es zu einer Verschlechterung der Biegefestigkeit nach experimenteller Wasserlagerung (**VALLITTU** et al. 1998, **VALLITTU** 1999a, **BEHR** et al. 2000, **CHAI** et al. 2005). So vermuteten *Chai et al.* (2005), dass die guten Ergebnisse der Biegefestigkeit von Targis/Vectris im Vergleich zu denen von Stick (Stick Tech LTD, Turku, Finnland) und FibreKor (Jeneric/Pentron, Wallingford, CT, USA) aufgrund der geringeren Wasser-einlagerung zustande kamen. Dies Ergebnis war insofern überraschend, da das

Material Targis/Vectris im Vergleich zu den anderen getesteten Materialien FibreKor und Stick den geringsten Faseranteil hatte (**CHAI** et al. 2005). Eine Erklärung für das unterschiedliche mechanische Verhalten wäre die Art des verarbeiteten Glases, da die Matrixzusammensetzung je nach Glasfaserart variiert. Die Matrix eines S-Glases (chemisch resistent) absorbiert mehr Wasser als die eines E-Glases (polyvalentes). Hierdurch könnte es zu einer Flexibilitätsveränderung kommen und dieser Effekt durch den geringeren Faseranteil verstärkt werden (**FLEMMING** et al. 1995, **VALLITTU** et al. 1998, **CHAI** et al. 2004, **CHAI** et al. 2005, **VAN HEUMEN** et al. 2008).

Die Abhängigkeit der Bruchfestigkeit vom Faseranteil im Kunststoff bestätigen weitere Studien:

Wurden Proben mit dem Drei-Punkt-Bruchtest untersucht, zeigte sich eine Korrelation zwischen höheren Werten mit Zunahme des Faseranteils (**VALLITTU** 1994a, **KEYF & UZUN** 2001, **ABDULMAJEED** et al. 2011). Hierbei schien die Architektur des eingesetzten Bandes, gewebt oder unidirektional, einen erheblichen Einfluss auf das mechanische Verhalten der Proben zu haben (**VAN HEUMEN** et al. 2008).

Mit Hilfe der Photoelastischen Stressanalyse kann die Belastung im umliegenden Gewebe bzw. im Trägermaterial bei einer Auslenkung der Zähne untersucht werden. Dies lässt einen Rückschluss auf die Rigidität einer Schienung zu. Je nach Belastungsvektor erfolgte eine stärkere Belastung zervikal oder apikal im Parodont. Im Vergleich von Titan-Traumasplint, kieferorthopädischem Draht und Polyethylen-Splint zeigte der Drahtsplint die höchste Rigidität vor Auslenkung (**CENGIZ** et al. 2006). Bei Abscherversuchen von Draht- und Faserband-Retainern schnitten die drahtverstärkten Retainer besser ab als die Faserbänder. Hierbei wurden Angelus Fibrex Ribbon (E-Glas), DentaPreg Splint (S2-Glas), ever Stick Ortho (E-Glas), Ribbond (UHMW Polyethylene) und Quad Cat Wire (Edelstahl) miteinander verglichen. Die Faserbänder ergeben Mittelwerte zwischen 6,1 bis 8,4 MPa, die sich nicht signifikant voneinander unterschieden. Die Werte der Draht-Retainer lagen im Mittel mit 10,6 bis 14,0 MPa verglichen zu den FRC-Werten signifikant höher (**FOEK** et al. 2009).

Ein In vitro-Vergleich der Klebung von kieferorthopädischen Drähten mit unterschiedlichen Durchmessern erfolgte mittels Cyanoacrylatester und Komposite. Bei der vertikalen und horizontalen Belastung der Drähte waren die geringsten Abrisse bei den größten Durchmessern (0,016 und 0,018 inch) festzustellen (**MANFRIN** et al. 2009).

2.4.2 Festsitzender Zahnersatz

Die ersten Adhäsivbrücken, sogenannte Marylandbrücken, waren metallkeramische Brücken mit palatinalen oder lingualen Halbschalen und ersetzten einzelne fehlende Zähne meist im Frontzahnggebiet. Sie wurden mittels der Säure-Ätztechnik mit dem Schmelz der Pfeilerzähnen verklebt (**MARXKORS & MEINERS** 2001). Um eine bessere Haftung zwischen Metall und Zahnoberfläche zu erzielen, wurde die Metalloberfläche vorbehandelt, z.B. silanisiert (**GUGGENBERGER** 1989). Trotz der Oberflächenbehandlung des Metalls kam es oft zu Ablösungen der Brücken, wobei die Schwachstelle meist zwischen dem Metall und dem Kleber lag (**PRÖBSTER** et al. 1997). Ein weiterer Faktor war die mangelhafte Flexibilität des Metalls, so dass es durch die Eigenbeweglichkeit der Zähne zu Scherbelastungen zwischen Metalloberfläche und Klebung kam (**IBRAHIM** et al. 1997, **ZIADA** et al. 1998).

In der Prothetik wurden verstärkte Kunststoffe zunächst für provisorische Versorgungen genutzt, die mit Dentaldrähten oder Bändern verstärkt wurden (**HAZELTON & BRUDVIK** 1995). Später wurden sowohl unbehandelte als auch vorimprägnierter Fasersysteme angewendet. Im labortechnischen Bereich konnten die mechanischen und chemischen Eigenschaften durch den Einsatz von hoher Lichtintensität, von Vakuum und Druckverfahren, hohen Temperaturen bei der Polymerisation, sowie der Nachvergütung optimal gestaltet werden (**FREILICH** et al. 1999). Dies verbesserte die Abriebfestigkeit, die Flexibilität und erhöhte die Druck- und Bruchstabilität (**SAMADZADEH** et al. 1997, **SUZUKI** et al. 1997). Die Auswahl der Faserbestandteile und ihre Anordnung beeinflussten ebenfalls die mechanischen Eigenschaften (**NORDSTROM** et al. 2000, **ELLAKWA** et al. 2001).

Kontraindikationen für die Verwendung von adhäsiven faserverstärkten Brücken sind Spannbreiten von zwei oder mehr Pontics, Patienten mit Habits, durch Parodontitis gelockerte Zähne und herausnehmbare Prothesen (**FREILICH** et al. 2001). Klinische Untersuchungen an Inlaybrücken aus Targis/Vectris zeigten eine zuverlässige Standzeit über ein Jahr (**GÖRING** et al. 2000). Vorimprägnierte Glasfasernetze oder Bänder z.B. Stick Net (Stick Tech LTD, Turku, Finnland) werden für dieselbe Indikation angeboten. Erste Ergebnisse zum Ersatz von zwei Zähnen mit einer faserverstärkten Kunststoffbrücke waren nach 12 Monaten Tragdauer ohne Ablösung, Verfärbung oder Abnutzung vielversprechend (**VALLITTU** 1999b). Einen Schwachpunkt stellte die benutzte Matrix dar: Mit Polykarbonat zeigten sich bei 50%

der Patienten nach 12 Monaten Ablösungen von der Glasfasern, die mit Beschädigungen zwischen Komposite und Schmelzoberfläche einhergingen (**ALTIERI** et al. 1994). Als Brückengliedmaterial können sowohl vorgefertigte oder individuelle hergestellte Kunststoffzähne als auch extrahierte und eingekürzte Zähne benutzt werden (**BERGENDAL** et al. 1995, **FREILICH** et a. 1998). Faserverstärkte Kunststoffbrücken können im Labor oder auch chairside angefertigt werden. Die Pontics werden dann direkt intraoral an den Pfeilerzähnen befestigt. Die Standzeit von chairside hergestellten Versorgungen wurde kürzer bewertet und die Qualität laborgefertigte Kunststoffbrücken höher (**FREILICH** et al. 2001). Bei einer In vivo-Untersuchung laborgefertigter Brückenkonstruktionen mit ein bis drei zu ersetzenden Zähnen zeigte sich eine mittlere Überlebensrate von 55 Monaten. Ausfälle waren bedingt durch Fraktur der Brücke bzw. durch Ablösung vom Schmelz (**VALLITTU** 2004). Mit Erhöhung des Faseranteils in der Brückenkonstruktion verbesserte sich die Bruchfestigkeit (**DYER** et al. 2005). In der Implantologie werden faserverstärkte Kunststoffe für Suprastrukturen angewendet (**BEHR** et al. 2001).

2.4.3 Retainer in der Kieferorthopädie

Nach einer kieferorthopädischen Behandlung ist besonders die Retention der Frontzähne notwendig, um Zahnwanderungen zu vermeiden (**KAHL-NIEKE** 1994). Hierfür stehen verschiedene Apparaturen zur Verfügung wie z.B. Positioner, Retentionsplatten, Hawley-Retainer oder geklebte Retainer. Meist erfolgt eine Stabilisierung der Zähne mittels eines 3–3 Retainers (**DIEDRICH** 2002). Der geklebte Retainer ist in Verbindung mit einer korrekten Behandlungsplanung und einer präzisen Feineinstellung als essentielle Voraussetzung für ein stabiles Behandlungsergebnis anzusehen (**ZACHRISSON** 1997). Im Vergleich von verschiedenen Retentionsgeräten schnitten geklebte Retainer mit verseilten Drähten, welche an allen Zähnen befestigt waren, am besten ab. Die Plaque- und Zahnsteinbildung sowie die Fähigkeit, die Zähne in der gewünschten Position zu halten, waren die Bewertungskriterien dieser klinischen Studie (**ÅRTUN** et al. 1997). Die beste Festigkeit eines Draht-Retainers ist mit einer Klebung an jeden einzelnen Zahn zu erreichen. Die Klebung des Drahtes mit sechs Litzen ist somit einer Klebung mit geringerer Haftfläche wie z.B. nur an den Eckzähnen vorzuziehen (**BEARN** et al. 1997). Untersuchungen über die Verlustrate von geklebten Retainern kamen zu

unterschiedlichen Ergebnissen: *Årtun et al.* beobachtete eine Verlustrate bei 3-3-Retainern von 27,3% innerhalb eines 3-Jahres Zeitraumes (**ÅRTUN** et al. 1997). Verlustraten eines fünffach-verseilten Retainers zeigten einen Unterschied je nach Versorgung des OK oder des UK. Bei einer durchschnittlichen Beobachtungsdauer versagten im OK 7,8%, hingegen im UK nur 5,9% (**DAHL & ZACHRISSON** 1991). Andere Ergebnisse zeigten eine Verweildauer von durchschnittlich 1,78 Jahren, bevor es zur Fraktur eines Drahtes oder der Klebung kam (**SEGNER & HEINRICI** 2000). Bei dem Vergleich von drahtverstärkten gegen faserverstärkten Lingualretainer zeigten sich unterschiedliche Überlebensraten: Nach einer Beobachtung über 24 Monate betrug die mittlere Standzeit der Drahtretainer 23,4 Monate und die der faserverstärkten Retainer nur 10,5 Monate. Hauptursache hierfür war das Versagen des Faser-Matrix-Verbundes. Erklärt wurde dies mit der erhöhten Zahnbeweglichkeit nach kieferorthopädischer Behandlung, was die Schienung stärker belastet, und daher zur frühzeitigen Fraktur des Retainers führt (**ROSE** et al. 2002). Vergleiche mittels eines 3-Punkt-Biegetestes kamen zu dem Ergebnis, dass das Faserband mit dem Durchmesser 1,2 mm am besten hielt. Das 0,6 mm-Faserband und der 0,017 x 0,025 inch-Draht unterschieden sich nicht wesentlich. Die Weiteren drei Drähte schnitten deutlich schlechter ab (**CACCIAFESTA** et al. 2008).

In letzter Zeit werden zunehmend adhäsiv befestigte, faserverstärkte Retainer zur Langzeitretention angewandt (**BURSTONE & KUHLBERG** 2000, **BURSTONE** 2002). So wurde die Aramidfaser schon 1985 als Verstärkungsmaterial in der Kieferorthopädie empfohlen (**MULLARKY** 1985). Ein Vorteil des faserverstärkten Retainer gegenüber einem adhäsiv befestigten Drahtretainers ist die Nickelfreiheit. Dies ermöglicht eine Versorgung der Allergiepazienten (**ROCHETTE** 1973). Problematisch könnte das Abweichen vom idealisierten Verhalten des glasfaserverstärkten Kunststoffes werden. Aufgrund der Viskoelastizität des Harzes kann es bei starker Verbiegung des Materials dazu kommen, dass der Retainer sich nicht mehr vollständig in seine Ausgangsposition zurückstellt (**BEHR** 1999). In der Erwachsenenbehandlung wird der faserverstärkte Retainer aus ästhetischen Gründen bevorzugt (**CACCIAFESTA** et al. 2005).

3 FRAGESTELLUNG

In der folgenden Arbeit sollten verschiedene intraorale Splint-Systeme zur Schienung von parodontal geschädigten Zähnen und die zu ihrer Klebung verwendeten Komposite in vitro verglichen werden.

Im ersten Teil der Arbeit wurden sieben verschiedene Splint-Systeme jeweils mit ihrem systemeigenen Flow-Komposit, sowie einem gängigen universellen Flow-Komposit, untersucht.

Im zweiten Teil der Arbeit wurden die im ersten Versuchsabschnitt ermittelten beiden besten Splint-Bänder mit fünf unterschiedlichen Flow-Kunststoffen verarbeitet. Auf diese Weise sollten die Fragen, welches der getesteten Splint-Bänder und welcher Flow-Komposit am besten zum Splinting geeignet ist, beantwortet werden.

Es wurden die beiden folgenden Hypothesen aufgestellt:

1. Zwischen den Abscherfestigkeiten von verschiedenen Splintmaterialien bestehen keine Unterschiede.
2. Zwischen den verschiedenen Flow-Kompositen zur Klebung der Splint-Bänder bestehen keine Unterschiede.

4 MATERIAL UND METHODE

4.1 Versuchsdesign

Der Versuchsablauf wurde in zwei Abschnitte unterteilt. Im ersten Abschnitt wurden 10 unterschiedliche Splint-Systeme miteinander verglichen, und im zweiten 6 unterschiedliche Flow-Komposite mit den beiden besten Splint-Systemen.

Im ersten Versuchsteils (Tabelle 5, Abbildung 1) wurden die verschiedenen Splint-Systeme mit den zum jeweiligen Splintsystem gehörenden Flow-Kunststoff sowie mit einem einheitlichen, praxisüblichen Flow-Komposit, Tetric Evo Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) verarbeitet. Für das Meyer-Haake Stahlband und das Ribbond-Band wurde kein spezielles Komposit empfohlen, weshalb sie nur mit Tetric Evo Flow verarbeitet wurden. Die 18 Versuchsgruppen zu je 5 Prüfkörpern im Versuchsteil 1 sind in Tabelle 5 aufgelistet.

Bänder	Kunststoffe					
	Biosplint Flow	Construct Resin	Cyano Veneer	Flow-It	Stick Flow	Tetric Evo Flow
Biosplint	5 Proben	-	-	-	-	5 Proben
Connect	-	5 Proben	-	-	-	5 Proben
Construct	-	5 Proben	-	-	-	5 Proben
Meyer-Haake Stahl	-	-	-	-	-	5 Proben
Perfect Splint Stahl	-	-	5 Proben	-	-	5 Proben
Perfect Splint Nylon	-	-	5 Proben			5 Proben
Perio Stick	-	-	-	-	5 Proben	5 Proben
Ribbond	-	-	-	-	-	5 Proben
Splint-It	-	-	-	5 Proben	-	5 Proben
Super Splint Deluxe	-	-	5 Proben	-	-	5 Proben

Tabelle 5: Übersicht der Versuchsgruppen des ersten Versuchsteils

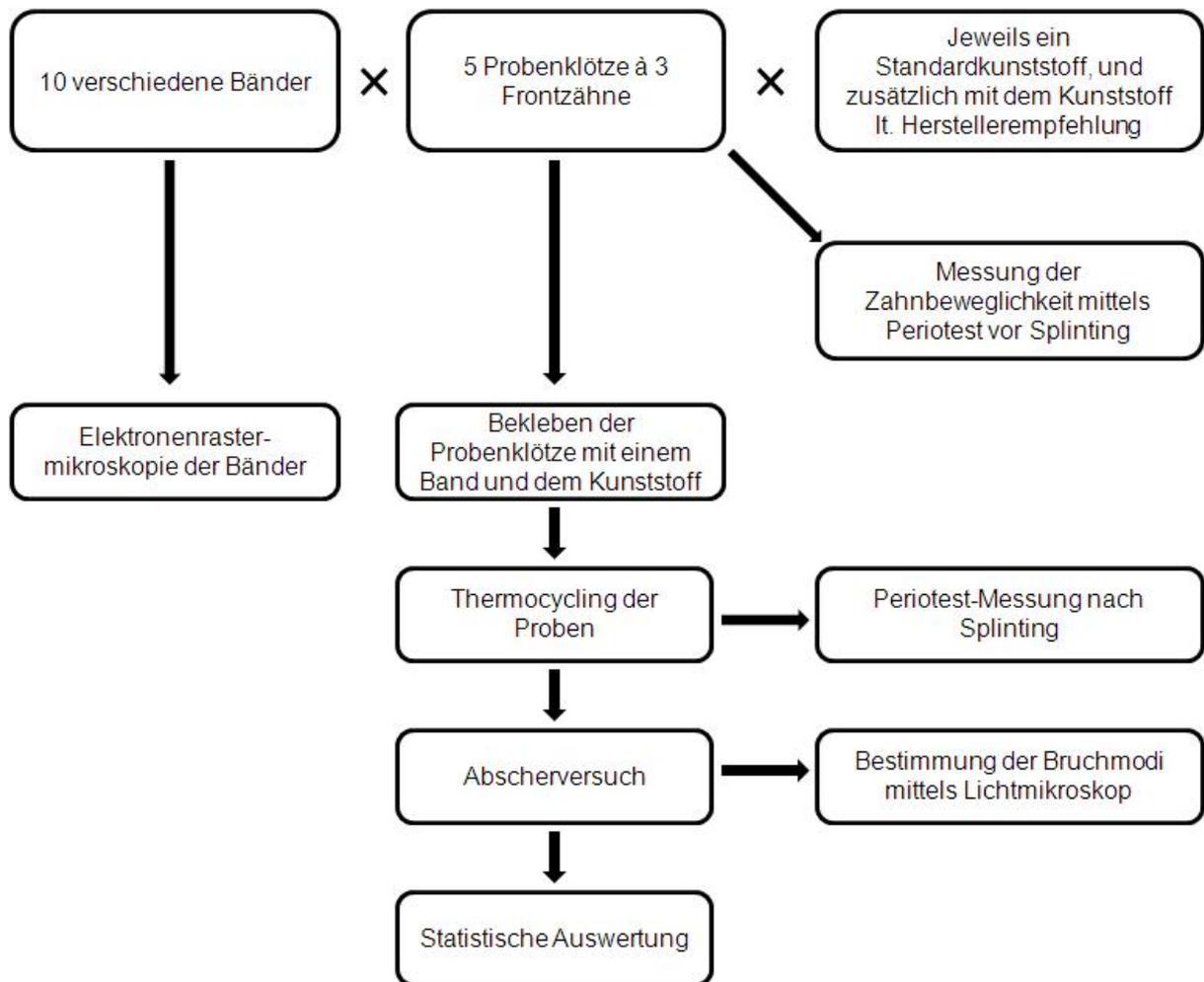


Abbildung 1: Versuchsdesign des ersten Veruchsteils

Um den Einfluss der unterschiedlichen Flow-Kunststoffe bei demselben Band zu prüfen, wurden im zweiten Versuchsteil die beiden besten Bänder, die im ersten Teil des Versuches ermittelt worden waren, mit fünf Flow-Kompositen verarbeitet und verglichen. Abbildung 2 und Tabelle 6 stellen den Versuchsablauf und die 12 Versuchsgruppen im zweiten Teil der Untersuchung dar, die zu je 5 Prüfgruppen weitere 60 Prüfkörper ergaben.

Bänder	Kunststoffe					
	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Tetric Evo Flow	Venus Flow	X-Flow
Construct	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben
Ribbond	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben	5 Proben

Tabelle 6: Übersicht der Versuchsgruppen des zweiten Versuchsteils

Insgesamt wurden 13 verschiedene Kunststoffe und zehn verschiedene Bänder verarbeitet.

Von den Bandmaterialien wurden zunächst REM-Aufnahmen angefertigt. Die Prüfkörper wurden mit je drei UK-Frontzähnen hergestellt, von denen der mittlere Zahn gelockert gelagert war und die beiden seitlichen Zähne physiologische Zahnbeweglichkeit aufwiesen. Dies wurde mittels Periotest-Gerät (Medizintechnik Gulden, Bensheim) überprüft. Die verschiedenen Splint-Bänder wurden mit den vorgesehenen Kompositen entsprechend des Protokolls verarbeitet.

Danach wurden die Prüfkörper thermisch gealtert (5 °C - 55 °C, 5000 Zyklen je 30 sec) und anschließend die Zahnbeweglichkeit erneut gemessen. Dann wurden die Prüfkörper dem Schertest unterzogen und die Bruchfestigkeiten gemessen, woraufhin die Bruchmodi lichtmikroskopisch bestimmt wurden. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet.

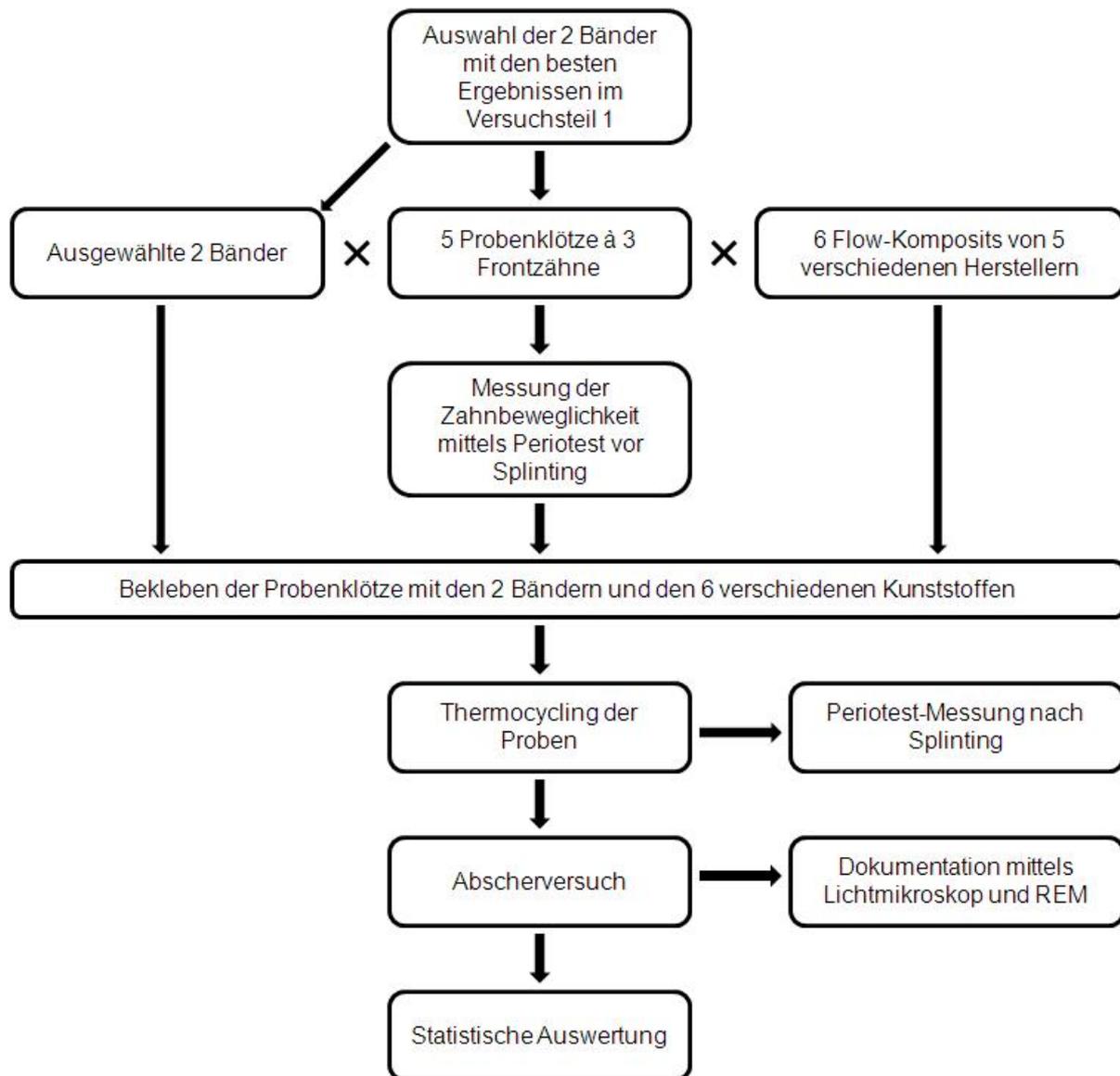


Abbildung 2: Versuchsdesign des zweiten Versuchsteils

REM-Untersuchung

Um sogenannte Aufladungseffekte zu vermeiden, wurden die Materialproben der Bänder unbehandelt im Sputtergerät (SEM coating system, Firma Bio-Rad, Woolford Herfordshire, Großbritannien) ca. 60 sec mit einer ca. 5 µm dicken Goldschicht bedampft. Anschließend erfolgte die Begutachtung der Proben im Elektronenrastermikroskop (DSM 940, Zeiss, Oberkochen) und die Erstellung der Bilder (Ilford FP4 plus, Schwarz-Weiss-Film, ISO 125, Firma Ilford Photo, Knutsford, England).

Der mikroskopische Aufbau der einzelnen Bänder wurde exemplarisch in den Vergrößerungen 20-, 100- und 500-fach dokumentiert.

4.2 Prüfkörperherstellung

Zunächst wurden extrahierte humane UK-Frontzähne ähnlicher Kronengröße gesammelt und in 0,9%iger NaCl-Lösung gelagert. Diese sollten zum einen eine intakte linguale Fläche und zum anderen eine intakte Zahnwurzel aufweisen. Zudem war eine mindestens 5 mm hohe Schmelzfläche von inzisal bis cervical notwendig. Eine Normierung der Zähne konnte aufgrund der Individualität des einzelnen Zahnes nicht erfolgen.

Die Zähne wurden zunächst gereinigt, indem anhaftender Zahnstein entfernt und mit Hilfe eines Kelches (Pro-Cup, Hawe Neos, Bioggio, Schweiz) und einer fluoridfreien Reinigungspaste (Cleanpolish, Hawe Neos, Bioggio, Schweiz) anhaftende Pigmente poliert wurden.

Jeder Prüfkörper bestand aus drei Zähnen. Die Wurzeln beider lateraler Zähne wurden mit 0,25 mm dickem Plattenwachs (Dentaurum, Ipsringen) ummantelt. Dadurch sollte ein definierter physiologischer PA-Spalt imitiert werden. Der mittlere Zahn wurde in einem kleinen Wachsblock gefasst, um ihn als parodontal-geschädigten Zahn mittig platzieren zu können (Abbildung 3).

Die vorbereiteten Zähne wurden nebeneinander an den Kronen fixiert, so dass die Zahnwurzeln in Kunststoff (Palapress farblos, Heraeus Kulzer, Hanau) eingebettet werden konnten. Nach Erstellen eines Vorwalles aus Gips wurde das Wachs abgebrüht und danach die entstandenen Hohlräume in dem Kunststoffblock mit Silikon (Adisil blau, Siladent, Goslar) gefüllt und die Zähne in ihre Position reponiert (Abbildung 4 und 5).

Die fertigen Prüfkörper wurden bis zur weiteren Verwendung in 0,9%iger NaCl-Lösung gelagert.

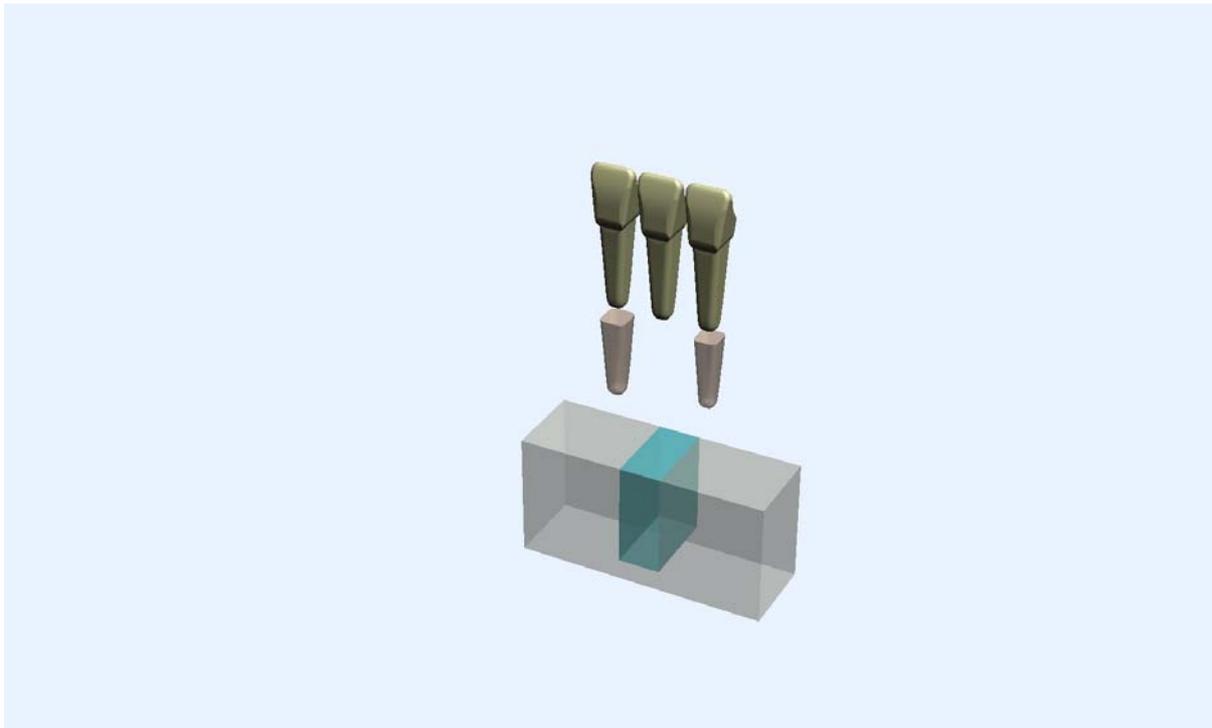


Abbildung 3: Explosionszeichnung des Prüfkörpers, dargestellt sind die Zähne, der PA-Spalt und der Probenkörper

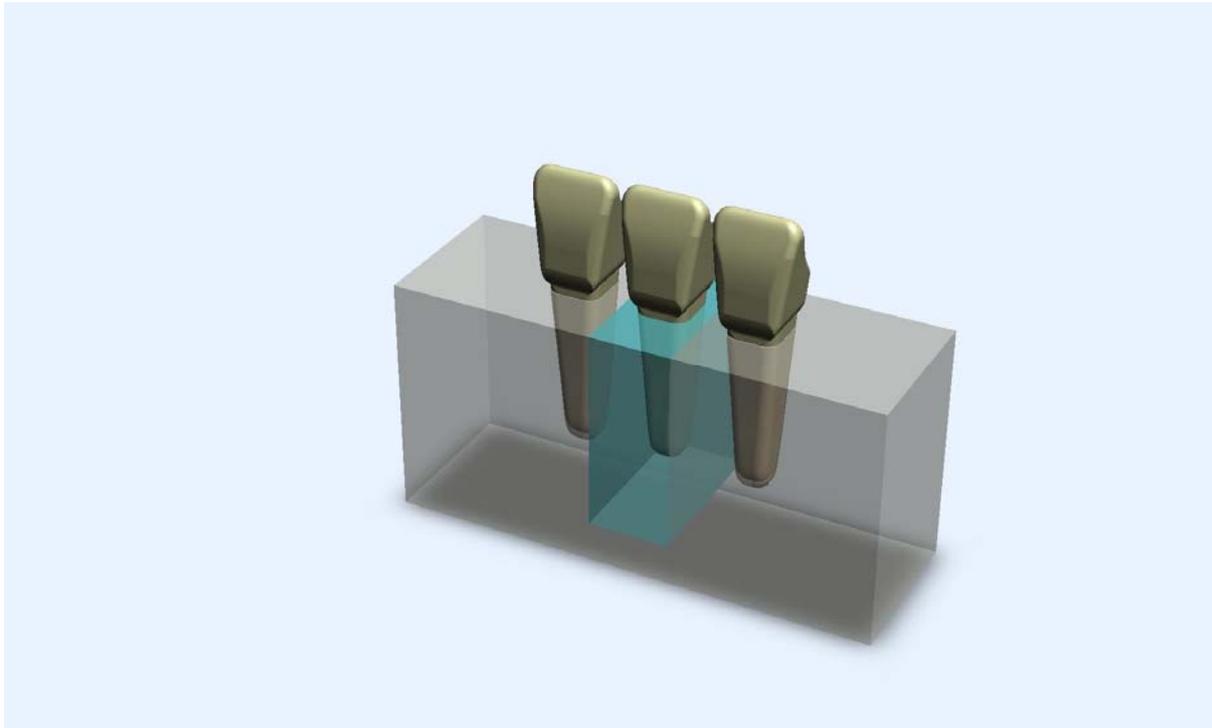


Abbildung 4: Prüfkörper

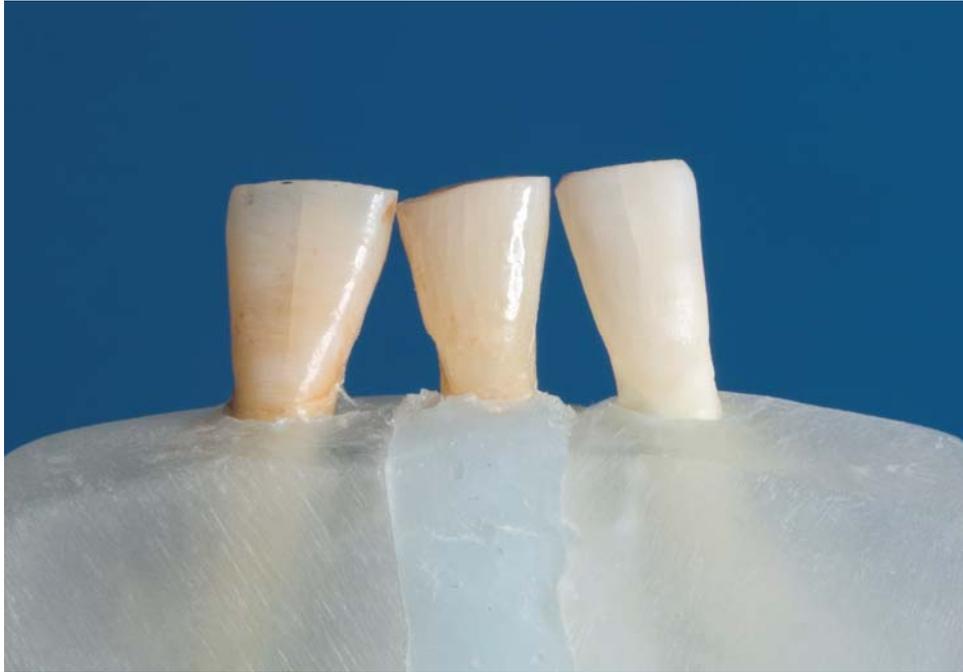


Abbildung 5: Prüfkörper

Die Beweglichkeit der lateralen Zähne sollte physiologisch sein und die des mittleren Zahnes einer parodontalen Schädigung entsprechen.

Um die physiologische bzw. die parodontal geschädigte erhöhte Zahnbeweglichkeit metrisch zu bestimmen, wurden die Proben mit Hilfe eines Perimeters (Medizintechnik Gulden, Bensheim) vermessen (Abbildung 6, Tabelle 7). Da die Situation eine Patientenbehandlung imitieren sollte, wurde die Probe auf einer planen Fläche per Hand fixiert, die Messsonde mittig der labialen Zahnfläche angesetzt und im rechten Winkel auf die Zahnachse belastet. Die Messung wurde dreimal pro Zahn durchgeführt, um die Korrektheit zu prüfen. Eine Kalibrierung der Messsonde erfolgte vor jeder Messung. Dies geschah mit dem von der Firma Gulden vorgesehenen Messblock. Als Richtwerte für die lateralen Zähne wurden Grad I bzw. maximal Grad II des Perimeters genommen. Der mittlere Zahn war so locker, dass die Messung erst nach der Schienung erfolgen konnte.

Die Messungen erfolgten an beiden lateralen Zähnen vor dem Splinting und an allen drei Zähnen nach dem Splinting und Thermocycling. Die Messwerte wurden dokumentiert.



Abbildung 6: Periometer

Der Skalenbereich erstreckte sich von –08 bis +50. Die Zuordnungen der klinischen Lockerungsgrade zum Periotest-Wert sind Tabelle 7 zu entnehmen.

Klinischer Lockerungsgrad	Grad 0	Grad 1	Grad 2	Grad 3
Periotestwerte	-08 bis +09	+10 bis +19	+20 bis +29	+30 bis +50

Tabelle 7: Zuordnung Periotestwerte zu klinischen Lockerungsgraden

4.3 Verarbeitung der Splintsysteme

Alle Splintmaterialien wurden, sofern der Hersteller dies angeboten hatte, in einer einheitlichen Breite von 3 mm gewählt (Tabelle 10). Perio Stick und Splint-It wurden als unidirektionale Faserbündel angeboten, welche individuell ausgedehnt werden können. Bei der Adaption auf die Zahnkronen wurde auf eine Ausdehnung von 3 mm geachtet. Bei einer Bandbreite von 3 mm und Überdeckung der Kanten von je 1 mm wurden die Zahnkronen 5 mm breit in inzisal-cervicaler Ausdehnung mit Komposit beklebt. Die Bänder wurden individuell auf die erforderliche Länge gekürzt, indem für jeden Prüfkörperblock einzeln die Länge zwischen beiden Außenkanten der äußeren Zähne mit einem adaptierten Zinnstreifen ausgemessen und auf das Band übertragen wurde (Abbildung 7). Um diese definierte Ausdehnung zu gewährleisten,

wurde mit Hilfe einer aufgelegten Wachsschablone auf dem Zahn der Bereich für das Konditionieren festgelegt. Der Komposite wurde so verarbeitet, dass die Interdentalräume frei blieben, aber die Kontaktpunkte verklebt wurden und die Gestaltung einer intraoralen Anwendung entsprach (Abbildung 8 bis 10). Sowohl im ersten als auch im zweiten Versuchsabschnitt wurden die Bänder vollständig mit Kunststoff abgedeckt. Dies erfolgte mittels Inkrementtechnik. Die Polymerisation wurde mit dem Polymerisationsgerät Elipar Classic von 3M/Espe mit einer Leistung von 800 mW/cm^2 vorgenommen. Die Konditionierung sowie die Verarbeitung der Bänder und Komposite erfolgte nach den jeweiligen Herstellerangaben und wurde immer von derselben Person vorgenommen.

Zum Splinting mussten die Lingualflächen aller drei Zahnkronen eines Prüfkörpers leicht angeschliffen werden, wobei möglichst wenig Schmelz abgetragen wurde, um die Schmelzschicht zu erhalten. Die linguale Schmelzoberfläche wurde bei allen Zähnen vor der Konditionierung mit einem feinen Diamanten (Eiform, gelber Ring, $25 \mu\text{m}$: Größe: 016 und 021, Hersteller: Komet/Gebr. Brassler, Lemgo) 5 mm breit angeraut. Danach wurden die Zähne mit Wasserspray gereinigt und die Oberfläche nach Trocknung kontrolliert.

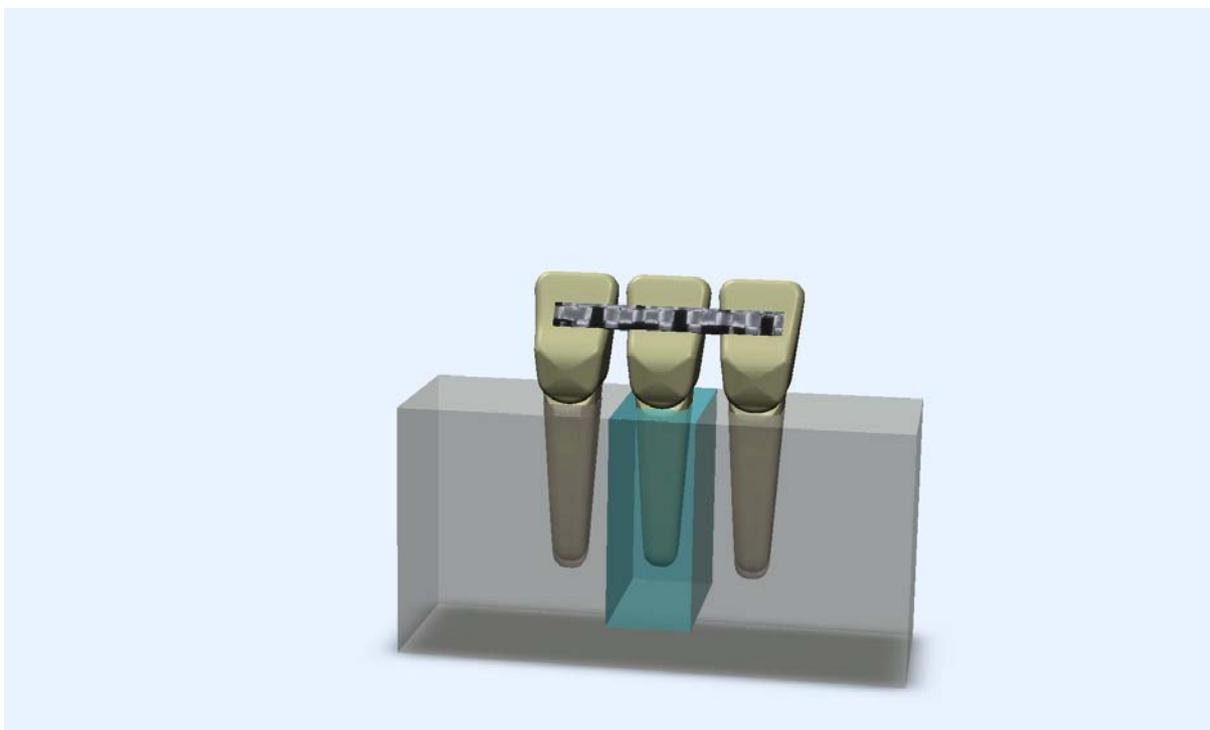


Abbildung 7: Position des Bandes nach dem Bonden fixiert

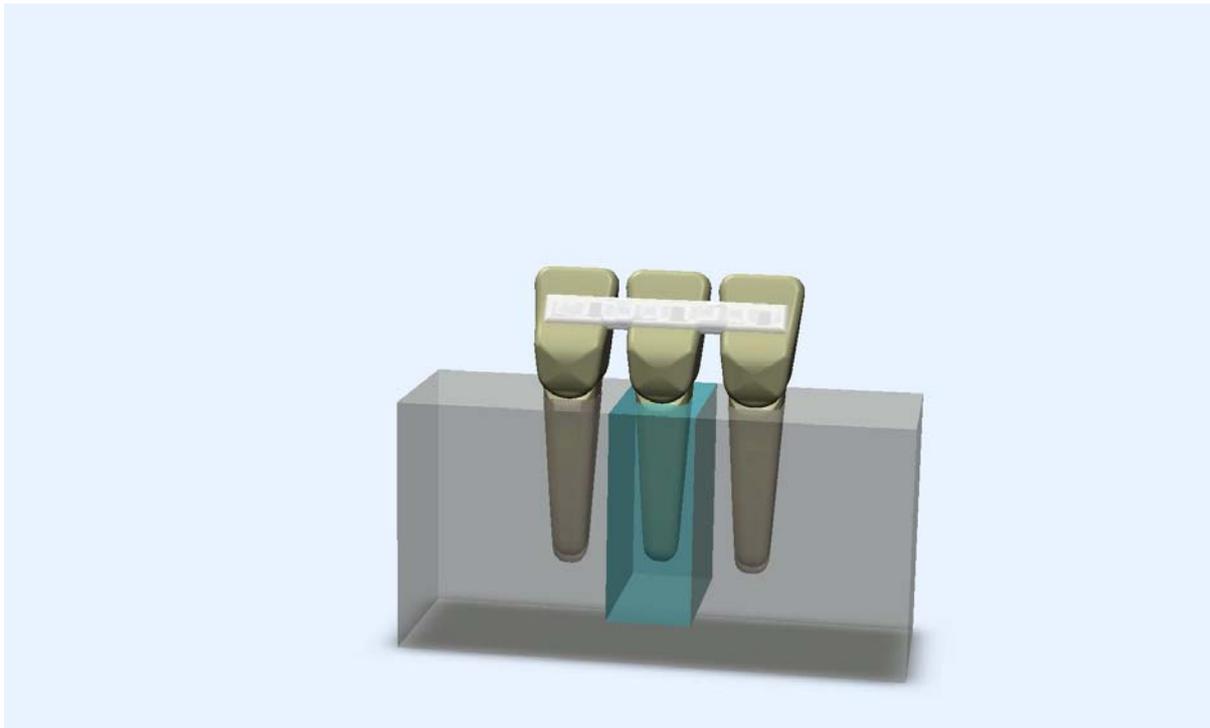


Abbildung 8: Band mit Kunststoff überdeckt

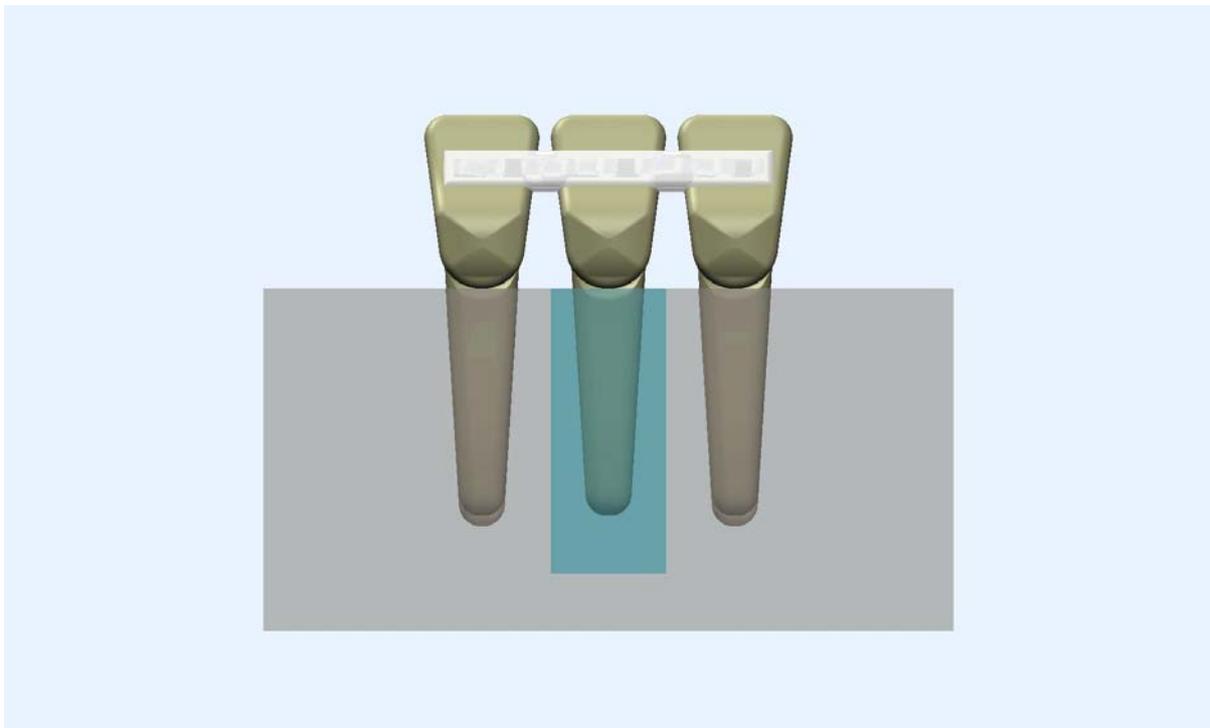


Abbildung 9: Fertiger Prüfkörper



Abbildung 10: Prüfkörper mit fertigem Splint

Der fertige Splint wurde mit feinen Diamanten (Eiform roter Ring, 46 μm , Gebrüder Brassler, Germany) geglättet. Eine gute Reinigungsfähigkeit, auch interdental, sowie eine harmonische Gestaltung der Form wurden berücksichtigt.

4.3.1 Erster Versuchsteil

Die verarbeiteten Materialien und Geräte mit den dazugehörigen Herstellern sind in den Tabellen 8 und 9, ihre Inhaltsstoffe in den Tabellen 10 bis 13 aufgelistet. Die Verarbeitung der Materialien wird im Folgenden detailliert beschrieben.

Sofern vom Hersteller kein Ätzgel vorgegeben war, wurde mit Total Etch konditioniert. Zwei Splintsysteme Ribbond und das Meyer-Haake Stahl wurden ausschließlich mit Tetric Evo Flow geklebt, da vom Hersteller keine Empfehlung zum Flow-Kunststoff gegeben wurde. Biosplint, Connect, Construct, Splint-It, Super Splint Deluxe, Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl und Perio Stick wurden sowohl mit Tetric Evo Flow als auch mit dem empfohlenen Herstellerkunststoff verarbeitet.

Bänder	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Biosplint	36/05284 2010/08	Acteon Germany GmbH	Mettmann
Connect	01 4856 2007/09	KerrHawe	Bioggio, Schweiz
Construct	433615 2009/06	KerrHawe	Bioggio
Meyer-Haake Stahl	SPGRK001 kein Datum	Meyer-Haake	Oberursel
Perfect Splint Nylon	k.A.	Hager und Werken	Duisburg
Perfect Splint Stahl	k.A.	Hager und Werken	Duisburg
Perio Stick	2050803-EP-037 2007/08	Stick Tech Ltd.	Turku, Finnland
Ribbond	9541 kein Datum	Ribbond	Seattle, WA, USA
Splint-It	123521 2009/03	Pentron	Wallingford, CT, USA
Super Splint Deluxe	20010602 kein Datum	Hager und Werken	Duisburg
Kunststoff	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Biosplint Flow	430896 2007/08	Acteon Germany GmbH	Mettmann
Construct Resin	423783 2010/03	KerrHawe	Bioggio
Cyano Veneer	555091 2007/09	Hager und Werken	Duisburg
Flow-It TM ALC Komposit	155598 2011/09	Pentron	Wallingford
Stick Flow	8801616 2008/05	Stick Tech Ltd.	Turku
Tetric Evo Flow	F50837 2007/11	Ivoclar Vivadent AG	Schaan, Lichtenstein
Bond	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Biosplint Bond	430897 2007/08	Acteon Germany GmbH	Mettmann
Bond 1TM Primer/ Adhäsiv	508001784 2008/08	Pentron	Wallingford
Heliobond	G25683 2009/10	Ivoclar Vivadent AG	Schaan
Opti Bond FI+	434362 2007/02	KerrHawe	Bioggio
Stick Resin	5504765 2008/10	Stick Tech Ltd.	Turku
Konditionier Gel	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Total Etch	H19817, 2007/08	Ivoclar Vivadent AG	Schaan
Gel Etchant	H27781, 2007/08	Kerr-Hawe	Bioggio

Tabelle 8: Materialien des ersten Versuchsteils

Polymerisationsgerät	Serien Nr.	Hersteller	Ort / Land
Elipar Classic	2271893	3M Espe	Seefeld
Periotestgerät	Serien Nr.	Hersteller	Ort / Land
Periometer, Typ Periotest	05413B	Medizintechnik Gulden	Bensheim

Tabelle 9: Geräte des ersten Versuchteils

Bänder	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Biosplint	vorbehandelte geflochtene Polyethylenterephthalat-Fasern	-	vorbehandelt mit "superkritischen Flüssigkeiten" zur Reinigung der Fasern, Breite: mindestens 2,5mm
Connect	Polyethylenfasern (UMWPF) mit Kalt-Plasma behandelter Oberfläche	-	Breite: 3 mm
Construct	Polyethylenfasern (UMWPF) mit Kalt-Gas-Plasma behandelt, silanisiert, mit ungefüllten Kunststoff imprägniert	-	Breite: 3 mm
Meyer-Haake Stahl	Edelstahl Gitternetz	-	Breite: ca. 3 mm
Perfect Splint Nylon	Nylon Gitternetz	-	Breite: ca. 3 mm
Perfect Splint Stahl	Edelstahl Lochgitter	-	Breite: ca.3 mm, Dicke: 0,02 mm
Perio Stick	unidirectionale silanisierte E-Glasfaser imprägniert mit Polymethyl-methacrylate, 2,2-Bis-[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxy-propoxy) phenyl]-propane, Camperchinon	ca. 99,5 %	Durchmesser eines Faserbündels: ~1,2 mm Faseranzahl eines Faserbündels: ~2000 Biegefestigkeit: 900-1280 MPa
	2-(dimethylamino) ethylmethacrylate und Hydroxykinon	<1 %	Breite: k.A.
Ribbond	Polyethylenfasern (UMWPF)	-	Breite: 3 mm, Dicke: 0,35 mm
Splint-It	S2-Silikatglasfaser	38-40 Vol.-%	Breite: k.A.
	Dimethacrylate-Kunststoff, Photoinhibitoren, Pigmente	Festbestandteil: insges. ≥ 60%	-
Super Splint Deluxe	ultrafeine Glasfaser, silanisiert, 6 Lagen aufeinander genäht	-	Ca. 2,5-3 mm

Tabelle 10: Inhaltsstoffe der Bänder des ersten Versuchsteils

Kunststoff	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Biosplint Flow	Bis-GMA-Harze, Fluoride, Hilfsstoffe	-	Hybridkunststoff Biegefestigkeit: 108 MPa Klassifikation: Gruppe 1- Klasse 2- Typ 1
	Bariumglas	60% Fülleranteil	-
Construct Resin	2-Dimethylaminoethylmethacrylat (DMAEMA)	< 1%	spez. Gewicht: 1,2 g/ml
	nicht ausgehärtetes Methacrylatester-Monomere Pigmente	-	-
Cyano Veneer Pulver	Polymethylmethacrylate	-	-
Cyano Veneer Quick	Methylmethacrylate, Ethylenglycoldimethacrylate, N,N-Dimethylthyl-p-toluidin	-	Dichte: 1,1 g/cm ³
Cyano Veneer Fast	Ethyl-2-Cyanoacrylat	80-100%	Dichte bei 20 °C: 1,05-1,08 g/cm ³
Cyano Veneer Retarder	Ethyl-2-Cyanoacrylat	80-100%	Dichte bei 20 °C: 1,05-1,08 g/cm ³
Flow-It™ ALC Komposit	Bis-GMA, EBPADMA, TEGDMA, anorganische Pigmente, silanisiertes Barium, Boro-Aluminium Silikatglass, Kieselerde, Photoinitiatoren	-	Festkörpergehalt: ≥ 64% Dichte: 1,7 Mrd/cm ³ Füllerpartikelgröße: ~4µm
Stick Flow	Barium Glas Pulver 0,01-1 µm 2,2-Bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxy-propoxy) phenyl]propane, Diurethane-dimethacrylate, Champerchinon, Eisenoxide	ca. 99%	Dichte: 1,7gm/cm ³ Festbestandteile: ≥64 w% Füllerpartikelgröße: 0,04 - 4 µm Biegefestigkeit: 110 MPa
	2-(dimethylamino) ethylmethacrylate	<1%	-
Tetric Evo Flow	Dimethacrylate (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA)	~37,6 w%	-
	Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid, Mischoxid, Kopolymer	~57,5 w%	Partikelgröße: 0,04-3 µm
	Vorpolymere	~20,4 w%	-

Tabelle 11: Inhaltsstoffe der Komposite des ersten Versuchsteils

Bond	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Biosplint Bond	Metacrylharz, Äthylalkohol, Hilfsstoffe	-	-
	Bariumglass	15% Fülleranteil	Füllergröße: 0,4 µm
Bond 1™ Primer/ Adhäsiv	Ethyl-Alkohol, Aceton, PMGDM, HEMA, H ₂ O	-	Dichte: < 1 g/cm ³ Kunststoffanteil: ≤ 45% organischer Anteil: ≥ 50% Wasser: ≤ 5%
Heliobond	Bis-GMA	60 w%	-
	Triethylenglycoldimethacrylat	40 w%	-
Opti Bond FI+	Aceton	35-45%	-
	Hydroxyethylmethacrylate (HEMA)	8-11%	-
	Etylalkohol	4-9%	-
	Dinatrium-Hexafluorosilikat	0,5-1,5%	-
Stick Resin	2,2-Bis-[4-(2-hydroxy-3-methacryloyloxypropoxy) phenyl]-propane, Triethyleneglycol dimethacrylate, Champerchinon	~ 99%	-
	2-(dimethylamino) ethyl methacrylate	< 1%	-

Tabelle 12: Inhaltsstoffe der Bond des ersten Versuchsteils

Konditionier Gel	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Total Etch	Phosphorsäure	37 w% in Wasser	-
	Verdickungsmittel, Farbstoff	-	-
Gel Etchant	Phosphorsäure	37%	-

Tabelle 13: Inhaltsstoffe der Konditioniergele des ersten Versuchsteils

- **Biosplint™**

Zur Klebung von Biosplint wurde **Biosplint™ Flow und Biosplint™ Bond** empfohlen. Der präparierte Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, danach mit Wasserspray für 30 sec abgespült und die Zahnoberfläche mit ölfreier Luft getrocknet. Nach Zuschneiden der passenden Länge des Biosplint™ Bandes mit Hilfe der Biosplint™ Thermischen Schere wurde Biosplint™ Bond auf alle geätzten Flächen 15 sec aufgetragen und mit Druckluft 3 sec dünn verblasen. Alle Oberflächen wurden 20 sec mittels Polymerisationslampe durchgehärtet. Zur

Fixierung des Bandes wurde auf dem äußeren Zahn ein Tropfen Biosplint™ Flow aufgetragen und das Band adaptiert. Mit Hilfe der Biosplint Applikationssonde wurde das gesamte Band fixiert. Hierbei wurde darauf geachtet, dass das Band gleichmäßig mit dem Flow-Komposite durchtränkt wurde. Die Polymerisation erfolgte jeweils für 40 sec. Nach vollständigem Befestigen des Bandes wurde die Oberfläche mit Biosplint-Flow vollständig abgedeckt.

Biosplint wurde mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** verarbeitet, indem der angeschliffene Schmelz für 30 sec mit Total Etch konditioniert, nach 30 sec mit Wasserspray abgespült und mit ölfreier Luft getrocknet wurde. Das Biosplint™ Band wurde mit Hilfe der Biosplint™ Thermischen Schere zugeschnitten. Der konditionierte Schmelz wurde mit einer dünnen Schicht Heliobond mit einem Pinsel benetzt, mit einem Luftbläser dünn verblasen und für 20 sec pro Zahn mit der Polymerisationslampe ausgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn appliziert, das vorbereitete Biosplint™ Band adaptiert und für 40 sec polymerisiert. Zahn für Zahn wurde adaptiert und ausgehärtet. Nach dem Platzieren des Bandes wurde die auf den Zähnen vorgesehene Fläche in Schichten mit Tetric Flow abgedeckt. Es erfolgte jedes Mal eine Aushärtung von 30 sec.

- **Connect**

Das Connect-Band wurde mit **Construct Resin und Optibond FI Adhäsive** empfohlen. Der Schmelz wurde für 15 sec mit Gel Etchant konditioniert, dann für 15 sec mit Wasserspray abgespült und getrocknet. Danach wurde der Schmelzbereich mit Optibond FL Prime behandelt. Mit dem Kerr Applikator wurde die definierte Fläche für 15 sec bepinselt und für 5 sec verblasen. Mit einem neuen Applikator wurde des Optibond FL Adhäsive aufgetragen, verblasen und für 30 sec lichtgehärtet. Im Anschluss wurde eine ca. 0,2 mm dicke Grundschicht Construct Resin appliziert. Das vorher abgelängte Construct-Band wurde auf das nicht polymerisierte Construct Resin mit einer sauberen Pinzette gelegt. Das Band wurde so adaptiert, dass es überall die Zahnoberfläche berührte und zusätzlich mit einem Instrument approximal der Zahnkontur angepasst. Nach der Adaption des Bandes wurde überschüssiger Kunststoff entfernt und das Splinting pro Zahn für jeweils 40 sec mit der Polymerisationslampe gehärtet. Danach wurde das Band und die

konditionierte Schmelzoberfläche mit einer Schicht Construct Resin vollständig abgedeckt. Pro Zahnoberfläche erfolgte eine Lichthärtung von 60 sec.

Das Construct-Band wurde mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** verarbeitet, indem der angeraute Schmelz mit Total Etch für 30 sec konditioniert, dann die Zahnoberfläche mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet wurde. Zunächst wurde eine dünne Schicht Heliobond auf die konditionierte Zahnoberfläche aufgespritzt, mit einem Luftbläser dünn verblasen und für 20 sec lichtgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn aufgetragen und das vorbereitete Connect-Band darauf adaptiert und für 40 sec ausgehärtet. Das Band wurde Zahn für Zahn weiter mit dem Tetric Evo Flow adaptiert und lichtgehärtet. Die gesamte konditionierte Fläche wurde mit Tetric Evo Flow abgedeckt. Es erfolgte jedes Mal eine Aushärtung von 30 sec.

- **Construct**

Das Construct-Band wurde mit **Construct Resin und Optibond FL Adhäsive** empfohlen. Der Schmelz wurde für 15 sec mit Gel Etchant konditioniert und nach 15 sec mit Wasserspray abgespült und getrocknet. Mit dem Kerr Applikator wurde der konditionierte Schmelzbereich mit Optibond FL Prime für 15 sec bepinselt und für 5 sec verblasen. Mit einem neuen Applikator wurde das Optibond FL Adhäsive aufgetragen und für 30 sec lichtgehärtet. Daraufhin wurde eine ca. 0,2 mm dicke Grundsicht Construct Resin appliziert, die nicht lichtgehärtet wurde. Das vorher abgelängte Construct-Band wurde auf die vorgesehene Stelle mit einer sauberen Pinzette gelegt. Die Adaptation konnte bei diesem Material manuell mit sauberen Handschuhen erfolgen. Das Band wurde so adaptiert, dass es überall die Zahnoberfläche berührte und zusätzlich mit einem Instrument approximal der Zahnkontur angepasst. Nach der Adaption des Bandes wurde der überschüssige Kunststoff entfernt und der Splint je Zahn für jeweils 40 sec mit der Polymerisationslampe gehärtet. Danach wurde das Band und die konditionierte Schmelzoberfläche mit einer Schicht Construct Resin vollständig abgedeckt. Pro Zahnoberfläche erfolgte nun eine Lichthärtung von 60 sec.

Das Construct-Band wurde mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** verarbeitet, indem der angeschliffene Schmelz mit Total Etch für 30 sec konditioniert, danach mit Wasser für 30 sec abgespült und die Zahnoberfläche mit ölfreier Luft getrocknet wurde. Eine dünne Schicht Heliobond wurde auf die konditionierte Zahnoberfläche aufgespritzt, mit einem Luftbläser dünn verblasen und für 20 sec pro Zahn ausgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde nun auf den äußeren Zahn aufgetragen und das zugeschnittene Construct-Band darauf adaptiert sowie für 40 sec lichtgehärtet. Danach wurde das Band an jedem Zahn einzeln adaptiert und der Flow-Komposit für 40 sec lichtgehärtet. Nachdem das Band platziert war, wurde die vorgesehene Schmelzfläche mittels der Inkrementtechnik mit Tetric Evo Flow abgedeckt und jedes Mal 30 sec lang ausgehärtet.

- **Perio Stick**

Mit dem Ever Stick-Band wurde **Stick Flow und Stick Resin** empfohlen. Der Schmelz wurde mit Total Etch mit einer Einwirkzeit von 30 sec konditioniert, dann mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit Luft getrocknet. Dann wurde eine dünne Schicht Stick Resin mit einem Pinsel aufgetragen, mit einem Luftbläser dünn verblasen und für 20 sec lichtgehärtet. Anschließend wurde eine dünne Schicht Stick Flow auf die Zähne appliziert. Das zuvor in passender Länge abgemessene Perio Stick Faserbündel wurde mit einer Pinzette in die gewünschte Position gebracht. Mit Hilfe eines Amalgamstoppers wurden die Fasern an die Zahnoberfläche adaptiert und so zahnweise ausgehärtet. Um eine Begrenzung des Polymerisationslichtes auf die gewünschten Bereiche zu gewährleisten, wurde der firmeneigene Stick Stepper benutzt. Der Splint wurde auf dem ersten Zahn fixiert und 5 sec ausgehärtet. Die Fixation auf die weiteren Zähne erfolgte auf die gleiche Weise. Anschließend wurde die Schiene und die Zähne in Schichten mit dem Stick Flow abgedeckt. Es erfolgte jedes Mal eine Aushärtung von 40 sec.

Zur Verarbeitung des Ever Stick-Bandes mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** wurde der Schmelz mit Total Etch für 30 sec konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec abgespült und mit Hilfe eines Luftsprays getrocknet. Das Band wurde in passender Länge zugeschnitten, parallel wurde eine dünne Schicht Heliobond mit einem Pinsel auf die Zahnoberfläche aufgetragen, dünn verblasen und 20 sec

lichtgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn aufgetragen, das vorbereitete Perio Stick-Band adaptiert und 40 sec lichtgehärtet. Danach wurde das Band Zahn für Zahn adaptiert und ausgehärtet. Nach dem Adaptieren des Bandes wurde es mit Tetric Evo Flow abgedeckt und 30 sec lichtgehärtet.

- **Meyer-Haake Stahl**

Für das Band gab es keine Kleberempfehlung, weshalb es nur mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** befestigt wurde. Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec angeätzt, dann mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit Hilfe eines Luftsprays getrocknet. Das Band wurde in passende Länge geschnitten. Auf die Zahnoberfläche wurde eine dünne Schicht Heliobond mit einem Pinsel aufgetragen, die verblasen und für 20 sec ausgehärtet wurde. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn aufgebracht, darauf das vorbereitete Metallband adaptiert und für 40 sec ausgehärtet. Danach wurde das Band zahnweise adaptiert und lichtgehärtet. Das Band wurde mit Tetric Evo Flow abgedeckt und jeweils für 30 sec lichtgehärtet.

- **Perfect Splint Stahl und Perfect Splint Nylon**

Sowohl das Perfect Splint Stahl als auch das Nylon Band wurden empfohlen mit Cyano-Veneer zu verarbeiten. Die Bänder wurden auf die benötigte Länge geschnitten und auf einer sauberen Glasplatte aufbewahrt. Das **Cyano-Veneer** wurde auf Zimmertemperatur gebracht. Die präparierten Flächen wurden mit Alkohol gereinigt und danach mit Total Etch 30 sec konditioniert, mit Wasser abgespült und getrocknet. Dann wurde mit dem mitgelieferten Pinsel eine dünne Schicht Fast aufgetragen. Auf dem Anmischblock wurde eine Portion Pulver Fast mit dem Holzspatel verrührt, aber nicht durchgespatelt. Sofort nach Auftragen einer dünnen Schicht der Mischung wurde das Band zügig adaptiert und anschließend ein Tropfen QUICK-Schnellhärter zur schnelleren Aushärtung aufgetragen. Die Aushärtungszeit betrug dadurch 8 bis 10 sec. Das Material wurde weiter schichtweise aufgetragen, durfte aber nicht poliert werden. Eine Versiegelung, ein Glanz sowie eine dauerhafte

Härtung konnte durch wiederholtes Auftragen von Fast erreicht werden. Hierfür wurde der mitgelieferte Pinsel benutzt.

Perfect Splint Metall sowie Nylon wurden mit **Tetric® Evo Flow und Heliobond** folgendermaßen verarbeitet: Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt werden und per Luftspray getrocknet. Die zugeschnittenen Bänder wurden nach dem Aufpinseln einer dünnen Schicht Heliobond, die dünn verblasen und für 10 sec lichtgehärtet wurde, auf einem Tropfen Tetric Evo Flow adaptiert. Die Platzierung der Schiene begann am äußeren Zahn und wurde zahnweise auf je einem Tropfen Flow-Komposite fortgesetzt und für je 40 sec lichtgehärtet. Anschließend wurde das Band mit Tetric Evo Flow abgedeckt und jeweils für 30 sec ausgehärtet.

- **Ribbon**

Ein firmeneigener Kunststoff wurde von der Firma Ribbon nicht empfohlen, so dass das Ribbon-Band nur mit **Tetric® Evo Flow und mit Heliobond** verarbeitet wurde. Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, dann mit Wasserspray für 30 sec abgespült und die Zahnoberfläche mit ölfreier Luft getrocknet. Eine dünne Schicht Heliobond wurde mit einem Pinsel aufgetragen und mit einem Luftbläser dünn verblasen. Das zuvor mit Heliobond getränkte Ribbon-Band wurde auf die Zähne appliziert. Nach der Adaptation wurde der Splint je Zahn 30 sec ausgehärtet. Im Anschluss wurden das Band und die auf den Zähnen vorgesehenen Flächen in Schichten mit Tetric Evo Flow abgedeckt und jeweils für 30 sec ausgehärtet.

- **Splint-It**

Zur Befestigung des Splint-It-Bandes wurden **Flow-It™ ALC und Bond-1™ Primer/Adhäsiv** empfohlen. Der Schmelz wurde für 20 sec mit Total Etch, konditioniert, gründlich mit Wasser abgespült und getrocknet. Bond-1™ Primer/Adhäsiv wurde innerhalb von 10 sec in zwei Schichten aufgetragen, wobei die Oberfläche danach glänzen sollte. Danach wurde Bond-1 mit schwachem Luftstrom aus ca. 2,5 cm Entfernung für mindestens 10 sec Dauer getrocknet, so dass das Lösungsmittel verdampfte. Der Oberflächenglanz blieb erhalten und die

Schicht wurde 10 sec lichtgehärtet. Danach wurde Flow-It™ ALC auf die Zahnoberfläche appliziert und das Band darauf adaptiert. Hierbei wurde das Band bis auf die Zahnoberfläche gedrückt und mit Hilfe eines Instrumentes ebenfalls approximal adaptiert. Nach Entfernen des Überschusses wurde der Kunststoff pro Zahn für 60 sec polymerisiert. Danach wurde das Band mit dem Flow-It™ ALC abgedeckt und wiederum je Zahn 60 sec polymerisiert.

Splint-It wurde mit **Tetric Evo Flow und Heliobond** folgendermaßen befestigt: Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und per Luftspray getrocknet. Eine dünne Schicht Heliobond wurde mit einem Pinsel auf die Zahnoberfläche aufgetragen, per Luftbläser dünn verblasen und für 10 sec ausgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn appliziert, das abgelängte Splint-It-Band adaptiert und für 40 sec lichtgehärtet. Danach wurde das Band zahnweise in dieser Form adaptiert und lichtgehärtet. Anschließend wurde das Band mittels der Inkrementtechnik mit Tetric Evo Flow abgedeckt und jeweils 30 sec lichtgehärtet.

- **Super Splint Deluxe**

Für das Super Splint Deluxe-Band wurde zur Klebung mit **Cyano Veneer** empfohlen und identisch wie die Perfect Splint Metall- und Nylon verarbeitet.

Die Befestigung des Super Splint Deluxe-Bandes erfolgte mit **Tetric Evo Flow und Heliobond** folgendermaßen: Der angeschliffene Schmelz wurde für 30 sec mit Total Etch konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Dann wurde eine dünne Schicht Heliobond mit einem Pinsel auf die Zahnoberfläche aufgetragen, dünn verblasen und für 10 sec lichtgehärtet. Ein kleiner Tropfen Tetric Evo Flow wurde auf den äußeren Zahn aufgetragen, das zuvor abgelängte Super Splint Deluxe-Band adaptiert und für 40 sec lichtgehärtet. Danach wurde das Band in gleicher Weise zahnweise adaptiert und ausgehärtet. Anschließend wurde es mittels Inkrementtechnik mit Tetric Evo Flow abgedeckt und der Kunststoff für je 30 sec polymerisiert.

4.3.2 Zweiter Versuchsteil

Die verwendeten Materialien im Versuchsteil 2 sind in den Tabellen 14 und 15 ihre Inhaltsstoffe in den Tabellen 16 bis 19 aufgelistet. Die Komposite wurden jeweils mit beiden Band-Materialien Ribbond und Construct verarbeitet.

Bänder	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Construct	433615 2009/06	KerrHawe	Bioggio, Schweiz
Ribbond	9541 kein Datum	Ribbond	Seattle, WA, USA
Kunststoff	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Ecusphere Flow	581235 2010/03	DMG	Hamburg
Flow-It ALC Komposit	155598 2011/04	Pentron	Wallingford,CT, USA
Grandio Flow	720964 2009/12	Voco	Cuxhaven
Tetric Evo Flow	J03958 2010/02	Ivoclar Vivadent AG	Schaan, Lichtenstein
Venus Flow	1012 2010/01	Heraeus Kulzer GmbH	Hanau
X-Flow	05/0001878 2008/01	Dentsply De Trey	Konstanz
Bond	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Bond 1TM Primer/ Adhäsiv	508001784 2008/08	Pentron	Wallingford
Heliobond	G25683 2009/10	Ivoclar Vivadent AG	Schaan
Prime&Bond NT	508002274 2009/08	Dentsply DeTray	Konstanz
Solobond M	730748 2009/10	Voco	Cuxhaven
Teco	583526 2009/04	DMG	Hamburg
Konditionier Gel	Chargen Nr.	Hersteller	Ort / Land
Total Etch	H35828 2007/12	Ivoclar Vivadent AG	Schaan

Tabelle 14: Materialien des zweiten Versuchsteils

Polymerisationsgerät	Serien Nr.	Hersteller	Ort / Land
Elipar Classic	2271893	3M Espe	Seefeld
Periotestgerät	Serien Nr.	Hersteller	Ort / Land
Periometer, Typ Periotest	05413B	Medizintechnik Gulden	Bensheim

Tabelle 15: Geräte des zweiten Versuchsteils

Bänder	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Construct	Polyethylenfasern (UMWPF) mit Kalt-Gas-Plasma behandelt, silanisiert, mit ungefüllten Kunststoff imprägniert	-	Breite: 3 mm
Ribbond	Polyethylenfasern (UMWPF)	-	Breite: 3 mm, Dicke: 0,35 mm

Tabelle 16: Inhaltsstoffe der Bänder des zweiten Versuchsteils

Kunststoff	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
EcuSphere Flow	Bariumglas, Siliziumoxid	-	Gewichtsanteil: 63 w% Volumenanteil: 41 Vol.-% Füllergröße: 0,02 - 9 µm
	Bis-MA-basierte Matrix aus Dentalharzen (Urethandimethacrylat, aliphatisches Dimethacrylat, aromatisches Dimethacrylat), Pigmente, Additive, Katalysator	-	Dichte: 1,8 g/cm ³
Flow-It™ ALC Komposit	Bis-GMA, EBPADMA, TEGDEMA, silanisiertes Barium, Boro-Aluminium-Silikatglas, Kieselerde, Photo-Initiatoren	-	Füllergröße: ~4 µm
Grandio Flow	Methacrylmatrix (Bis-GMA, TEGDMA, HEDMA), Initiatoren	-	Dichte: nicht bestimmt Nanohybrid-Komposit
	UDMA	12-14 %	-
	Bis-GMA	12-14 %	-
	anorganische Füllstoffe	80 w%	-
Tetric Evo Flow	Dimethacrylate (Bis-GMA, UDMA TEGDMA)	~37,6 w%	-
	Bariumglas, Ytterbiumfluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliciumdioxid, Mischoxid, Kopolymer	57,5 w%	Partikelgröße: ~0,04 – 3 µm
	Vorpolymere	~20,4 Vol.-%	
Venus Flow	anorganische Füllstoffe: Ba-Al-F-Glas, SiO	62 w%	Hybridkomposit
	mehrfunktionelles (Meth-) Acrylatmonomer	-	-
X-Flow	Strontiumalumino-, Natriumfluoro-, Phosphorsilikat-Glas, hochdisperses Siliziumoxid, Eisenoxidpigment, Titandioxid	-	Dichte bei 20 °C: 1,95 g/cm ³
	Bi- und multifunktionale Acrylate und Methacrylate, Diethylenglykoidmetacrylat, Ethyl-4-dimethylaminobenzoat, Kampferchinon, Butylhydroxytoluol (BHT)	-	-

Tabelle 17: Inhaltsstoffe der Komposite des zweiten Versuchsteils

Bond	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Bond 1TM Primer/ Adhäsiv	Ethyl-Alkohol, Aceton, PMGDM, HEMA, H ₂ O	-	Dichte: > 1g/cm ³ Kunststoffanteil: ≤ 45% organischer Anteil: ≥ 50% Wasser ≤ 5%
Heliobond	Bis-GMA	60,0 w%	Dichte bei 20 °C: 1,14 g/cm ³
	Triethylenglykol-dimethacrylat	40,0 w%	-
	Initiatoren, Stabilisatoren	-	-
iBond	Ethanol	25-50%	-
	2-Hydroxyethyl Methacrylate	10-25%	-
	Poly(methacrylat-oligoacrylat-Säure)	0-5%	-
	4-Methacryloxyethyltrimellitic Säureanhydrit	0-5%	-
	Glutaral	0-5%	-
Prime&Bond NT	Di- und Trimethacrylat-Harze, PENTA, Lichtinitiatoren, Stabilisatoren, Cetylaminhydrofluorid, Aceton	-	-
	Funktionalisiertes amorphes Siliziumdioxid	-	-
Solobond M	Aceton, Bis-GMA, TECDMA, HEMA, säuremodifizierte Methacrylate, BHT, Campherchinon, Fluorid	-	-
Teco	Bis-GMA-basierte Harzmatrix, aromatisches Dimethacrylat, Polyol-Mono-Dimethacrylat, Polycarboxylpolymethacrylat, Additive, Pigmente	-	Dichte: ca. 1,1 g/cm ³

Tabelle 18: Inhaltsstoffe der Bond des zweiten Versuchsteils

Konditionier Gel	Inhaltsstoffe	Konzentration	Physikalische und chemische Eigenschaften
Total Etch	Phosphorsäure	37%	-
	Verdickungsmittel, Farbstoff	-	-
DMG-Etching Gel	α-Phosphorsäure in Wasser	37%	-
	Aerosil	-	-

Tabelle 19: Inhaltsstoffe der Konditioniergele des zweiten Versuchsteils

- **Tetric® Evo Flow-Komposit**

Das Construct- und Ribbond-Band wurden wie im ersten Versuchsteil beschrieben mit Tetric Evo Flow verarbeitet: Im Gegensatz zum ersten Versuchsteil wurde auch beim Ribbond-Band nach dem Bonden mit **Heliobond** jeweils ein Tropfen Tetric Evo Flow auf jeden Zahn aufgetragen und das unbehandelte Band appliziert. Ansonsten entsprach das Vorgehen dem bereits beschriebenen.

- **EcuSphere Flow-Komposit**

Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Das Bonding **Teco** gehörte zum EcuSphere Flow. Zwei Tropfen Teco wurden auf die Mischpalette gegeben und in 20 sec gleichmäßig auf die konditionierte Zahnoberfläche mit dem mitgelieferten Applikator eingearbeitet. Im Anschluss wurde das Bond vorsichtig verblasen, bis die Oberfläche glänzend aussah, und für 10 sec gehärtet. Eine dünne Schicht EcuSphere Flow wurde aufgetragen und die jeweils vorbereiteten Construct- bzw. Ribbond-Splints wurden auf die Zähne adaptiert. Jeder Splint wurde je Zahn 20 sec ausgehärtet. Im Anschluss wurden das Band und die auf den Zähnen vorgesehenen Flächen schichtweise von maximal 2 mm Stärke mit EcuSphere Flow abgedeckt und jeweils für 20 sec lichtpolymerisiert.

- **Flow-It™ ALC-Komposit**

Der Schmelz wurde für 20 sec mit Total Etch konditioniert, mit Wasser abgespült und getrocknet. Auf die konditionierte Oberfläche wurde **Bond 1™ Primer/Adhäsiv** innerhalb von 10 sec in zwei Schichten aufgetragen, wonach die Oberfläche glänzen sollte. Daraufhin wurde die Oberfläche im schwachen Luftstrom aus ca. 2,5 cm Entfernung für mindestens 10 sec Dauer getrocknet, so dass das Lösungsmittel entfernt wurde, aber der Oberflächenglanz erhalten blieb und für 10 sec lichtgehärtet. Danach wurde Flow-It™ ALC auf die Zahnoberfläche appliziert und die jeweils vorbereiteten Construct- bzw. Ribbond-Bänder adaptiert. Das Band wurde bis auf die Zahnoberfläche gedrückt und mit Hilfe eines Instrumentes ebenfalls approximal adaptiert. Nach Entfernen des Überschusses wurde der Kunststoff pro

Zahn für 60 sec polymerisiert. Danach wurde das Band mit dem Flow-It abgedeckt und wiederum je Zahn 60 sec polymerisiert.

- **Grandio Flow-Komposit**

Der Schmelz wurde mit Total Etch für 30 sec konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Zum Grandio Flow gehörte das Bonding **Solobond M**. Eine gleichmäßige Schicht Solobond M wurde mit einem Einmalpinsel auf die konditionierte Zahnoberfläche aufgetragen, 30 sec einwirken lassen und dann vorsichtig verblasen, wonach die Oberfläche glänzen sollte. Im Anschluss erfolgte die Polymerisation von 20 sec. Dann wurde Grandio Flow dünn aufgetragen, das jeweilige Band auf die Zähne adaptiert und der Splint je Zahn 40 sec ausgehärtet. Im Anschluss wurde das Band und die auf den Zähnen vorgesehene Fläche in Schichten mit Grandio Flow abgedeckt und jeweils 40 sec ausgehärtet.

- **Venus Flow-Komposit**

Mit dem Venus Flow-Komposit war die Konditionierung und das Bonden mit **iBond** vorgesehen. iBond wurde mit einem mitgelieferten Applikator auf den angerauten Schmelz insgesamt dreimal hintereinander gleichmäßig aufgetragen. Die Verarbeitung des Bond musste innerhalb von 3 min erfolgen. Das Adhäsiv wirkte für 30 sec ein und wurde dabei sanft einmassiert. Danach wurde das Adhäsiv gleichmäßig mit einem leichten, ölfreien Luftstrom verteilt und das enthaltene Lösungsmittel getrocknet. Die noch glänzende Oberfläche wurde anschließend für 20 sec ausgehärtet. Anschließend erfolgte ein dünner Auftrag von Venus Flow. Die vorbereiteten Construct- bzw. Ribbond-Bänder wurden an die Zähne adaptiert sowie zahnweise je 40 sec ausgehärtet. Im Anschluss wurden das Band und die auf den Zähnen vorgesehenen Flächen in Schichten mit Venus Flow abgedeckt und wiederum je 40 sec auspolymerisiert.

- **X-Flow-Komposit**

Der angeraute Schmelz wurde für 30 sec mit Total Etch konditioniert, mit Wasserspray für 30 sec gereinigt und mit ölfreier Luft getrocknet. Zu X-Flow wurde

das Adhäsiv **Prime&Bond NT** empfohlen. Eine Schicht Prime&Bond NT wurde mit dem mitgelieferten Applikator auf die konditionierte Oberfläche 20 sec aufgetragen, wobei auf eine gute Benetzung geachtet wurde und dann für 5 sec vorsichtig verblasen. Die Oberfläche sollte gleichmäßig glänzen. Nach der Polymerisation des Bonds für 10 sec wurde X-Flow dünn auf die Zähne aufgetragen. Die vorbereiteten Construct- bzw. Ribbond-Bänder wurden auf die Zähne adaptiert und je Zahn 40 sec ausgehärtet. Im Anschluss wurden das Band und die auf den Zähnen vorgesehene Fläche in Schichten von maximal 2 mm mit X-Flow abgedeckt und jeweils für 40 sec ausgehärtet.

4.4 Versuchsdurchführung

Nach der Fertigstellung der Splints und der Wasserlagerung für einen Tag bei Zimmertemperatur (24 h, ~22 °C) in physiologischer Kochsalzlösung (NaCl 0,09%) wurden die Prüfkörper einer künstlichen Alterung unterzogen. Dies erfolgte durch ein Thermocycling im Temperatur-Wechselbad nach ISO-Standard 10477 (Abbildung 11) (SN EN ISO 10477). Die thermische Wechselbelastung bestand aus 5000 Zyklen. Während jedes Zyklus wurden die Prüfkörper 30 sec in 5 °C kaltem und 30 sec in 55 °C warmem, demineralisiertem Wasser eingetaucht. Die Abtropfzeit betrug jeweils 30 sec.



Abbildung 11: Transportkorb während des Thermocyclings in den drei Positionen von links: 5 °C Bad, Überführung und 55 °C Bad

Anschließend wurden erneut Periotestwerte der drei gesplinteten Zähne einzeln gemessen. Die Verbundfestigkeiten zwischen den Zähnen und dem applizierten

Splint wurden getestet indem eine Druckbelastung am mittleren Zahn durch eine Universalprüfmaschine Zwicki (Fa. Zwick, Ulm, Germany) mit einer Messzelle (500 N) bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/min erfolgte (Abbildung 12 bis 14). Vorversuche hatten gezeigt, dass die Zähne nicht axial belastet werden konnten, weil der Stößel abrutschte. Deshalb musste der Druckstempel mit einem Winkel von ca. 90° labial auf dem mittleren Zahn aufgesetzt werden. Die Abscherkraft wurde daher horizontal auf die Labialfläche des mittleren Zahnes übertragen und belastete den Splint in oraler Richtung. Die Kraft, die zum Versagen des Splints führte, wurde notiert.

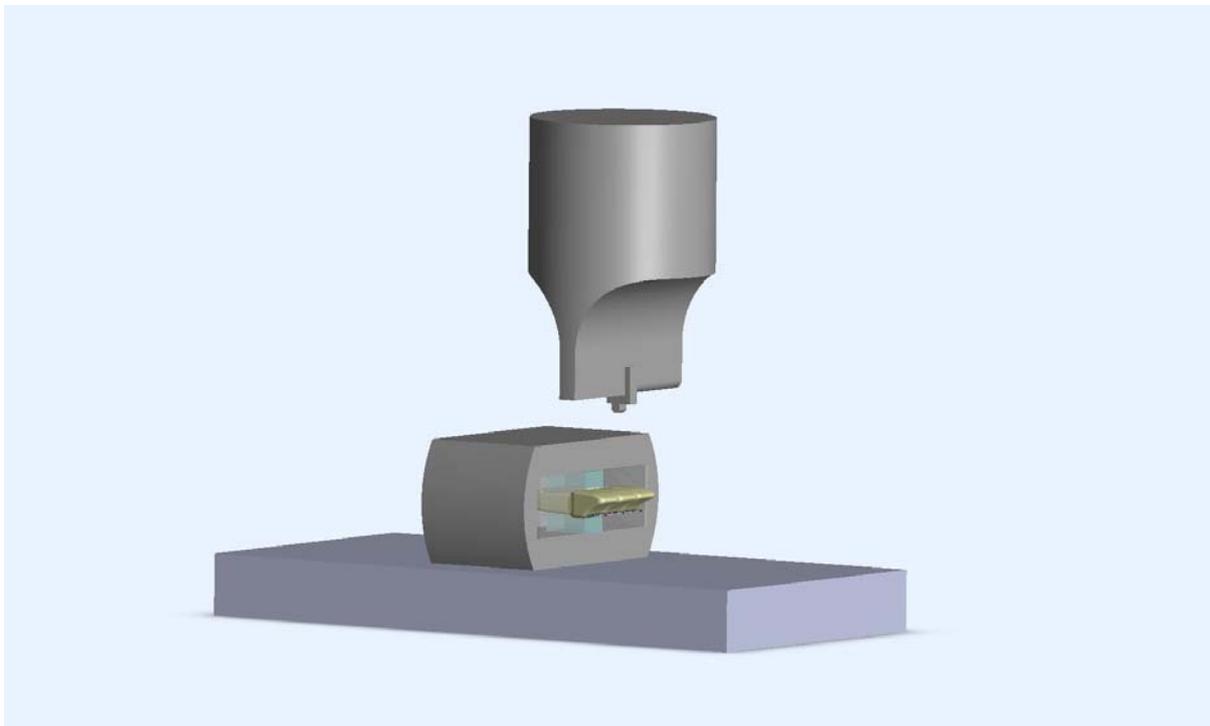


Abbildung 12: Schematische Darstellung des Prüfaufbaus mit Prüfkörper, ohne Belastung

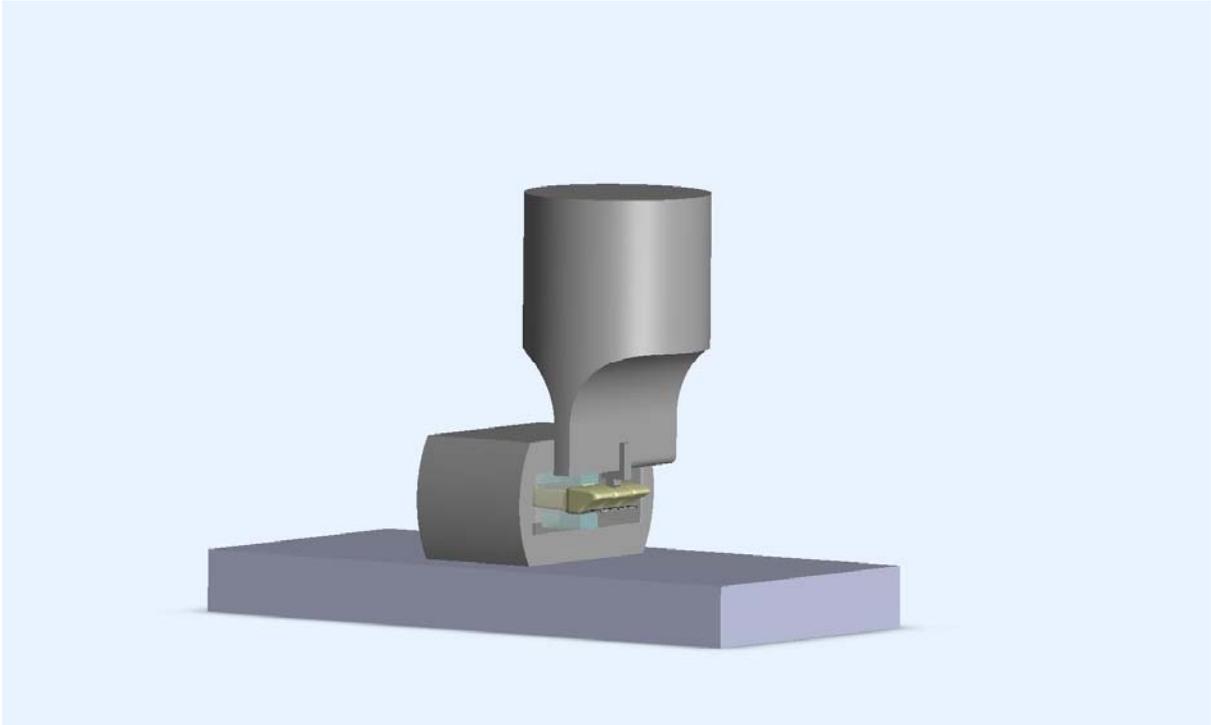


Abbildung 13: Schematische Darstellung des Prüfaufbaus mit Prüfkörper, mit Belastung

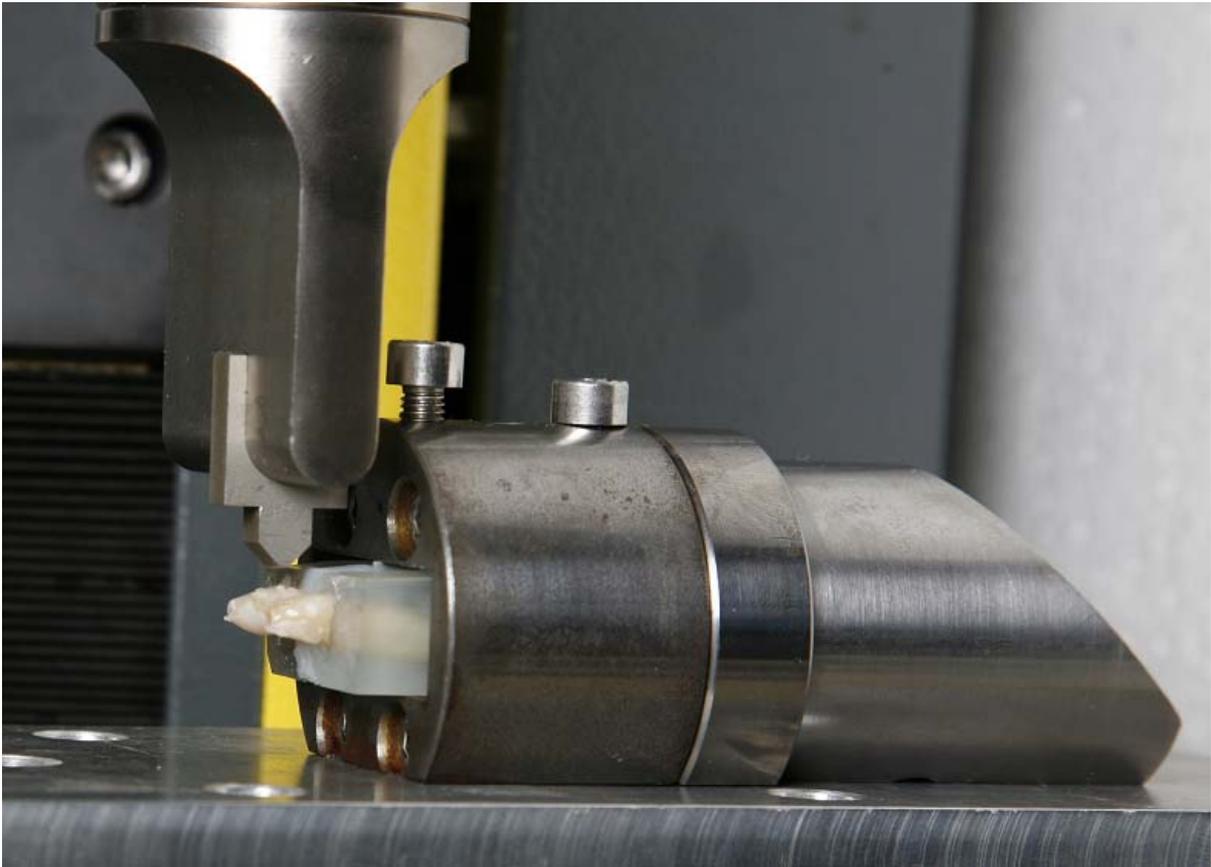


Abbildung 14: Universalprüfmaschine Zwicki (Fa. Zwick, Ulm, Germany) mit Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden anschließend hinsichtlich der Bruchmodalitäten bewertet. Die Bruchmodi wurden einer visuellen Kontrolle unterzogen und mit Hilfe eines Stereomikroskops SV 8 (Zeiss, Oberkochen, Deutschland) bei 10- bis 16-facher Vergrößerung bestimmt. Dabei wurden die Bruchmodi in folgende Kategorien eingeteilt, wobei Mehrfachnotierungen möglich waren:

- a) Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Komposit
- b) Adhäsivfraktur zwischen Komposit und Band
- c) Kohäsivfraktur innerhalb des Komposit
- d) Kohäsivfraktur innerhalb des Bandes
- e) die Fraktur verlief gemischt, sowohl im Band als auch im Komposit
- f) die Fraktur erfolgte an einem der lateralen Zähne
- g) die Fraktur erfolgte am mittleren Zahn

4.5 Statistische Auswertung

Die Daten wurden mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogramms Excel 2007 (Microsoft, USA) dokumentiert.

Die Ergebnisse wurden statistisch auf Signifikanzen mittels des Statistikprogramms SPSS/PC+, Version 16.0 (IBM Corporation, Somers NY, USA) geprüft. Signifikante Unterschiede wurden mit dem multifaktoriellen ANOVA-Test und mit Bonferroni/Dunn Korrektur auf dem Signifikanzlevel von $\alpha=0,05$ berechnet.

5 Ergebnisse

5.1 Periotest-Werte

5.1.1 Periotest-Werte des ersten Versuchsteils

- Periotest-Werte der verschiedenen Bänder mit empfohlenem Komposit

Die durchschnittlichen Periotest-Ergebnisse der Prüfkörper der verschiedenen Bänder und der empfohlenen Komposite sind in der Abbildung 15 und Tabelle 20 vor dem Splinting und mit Splint nach Thermocycling dargestellt.

Die Periotest-Werte der lateralen Zähne reduzierten sich für alle Band-Typen mit ihrem jeweiligen Kunststoff durch die Schienung. Auch der mittlere Zahn erhielt durch das Splinting eine Festigkeit, die klinisch Lockerungsgrad 0 entsprechen würden.

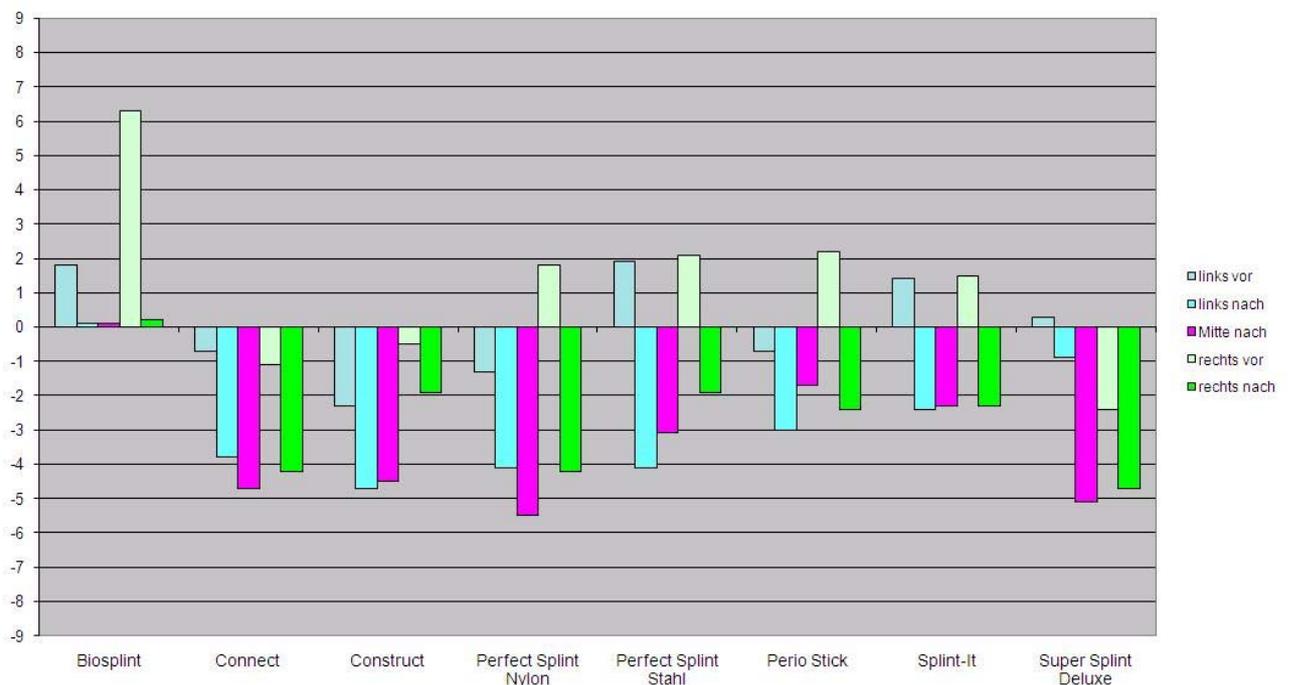


Abbildung 15: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung sowie nach Thermocycling und der mittleren Zähne nach Thermocycling mit dem zum Band empfohlenem Komposit

	Biosplint	Connect	Construct	Perfect Splint Nylon	Perfect Splint Stahl	Perio Stick	Splint-It	Super Splint Deluxe
Links vor	1,8	-0,7	-2,3	-1,3	1,9	-0,7	1,4	0,3
Links nach	0,1	-3,8	-4,7	-4,1	-4,1	-3,0	-2,4	-0,9
Mitte nach	0,1	-4,7	-4,5	-5,5	-3,1	-1,7	-2,3	-5,1
Rechts vor	6,3	-1,1	-0,5	1,8	2,1	2,2	1,5	-2,4
Rechts nach	0,2	-4,2	-1,9	-4,2	-1,9	-2,4	-2,3	-4,7

Tabelle 20: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung sowie nach Thermocycling und der mittleren Zähne nach Thermocycling mit dem zum Band empfohlenen Komposit

Die höchste Stabilisierung des lockeren Zahnes wurde mit Connect, Construct, Perfect Splint Nylon und Super Splint Deluxe erreicht.

Die Differenzen der durchschnittlichen Periotest-Werte der lateralen Zähne vor und nach Splinting sind in Abbildung 16 und Tabelle 21 dargestellt.

Die höchste Rigiditätszunahme wurde am linken Zahn bei Biosplint mit 6,1 und Perfect Splint Nylon mit 6,0, sowie bei Perfect Splint Stahl am rechten Zahn mit 6,1 gemessen. Insgesamt war durchschnittlich die höchste Zunahme der Rigidität bei Perfect Splint Stahl und die geringste Zunahme bei Super Splint Deluxe zu verzeichnen.

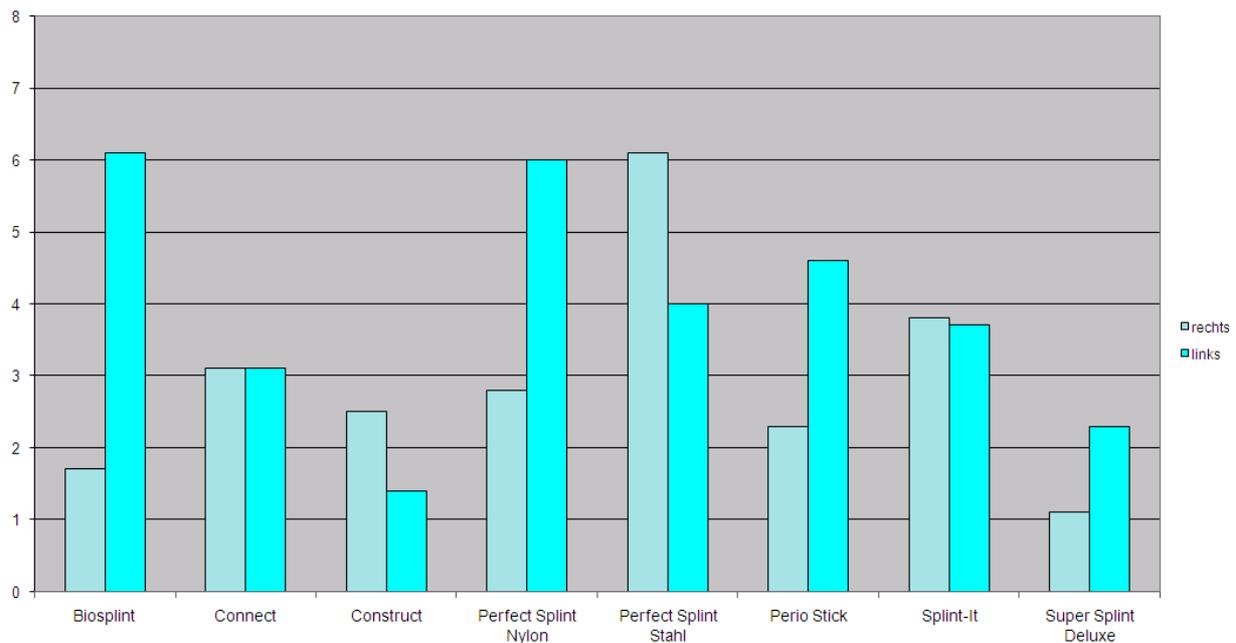


Abbildung 16: Differenz Periotest-Werte: vor Klebung – nach Thermocycling, Komposit zum Band empfohlen

	Biosplint	Connect	Construct	Perfect Splint Nylon	Perfect Splint Stahl	Perio Stick	Splint-It	Super Splint Deluxe
Rechts	1,7	3,1	2,5	2,8	6,1	2,3	3,8	1,1
Links	6,1	3,1	1,4	6,0	4,0	4,6	3,7	2,3
Mittelwert	3,9	3,1	1,95	4,4	5,05	3,45	3,75	1,7

Tabelle 21: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit zum Band empfohlenem Komposit

- **Periotest-Werte der verschiedenen Bänder mit Tetric Evo Flow**

Die durchschnittlichen Periotest-Werte der Prüfkörper mit verschiedenen Bänder und Tetric Evo Flow sind in der Abbildung 17 und Tabelle 22 vor dem Splint und mit Splint nach Thermocycling dargestellt.

Alle Bänder wiesen eine stärkere Rigidität nach der Befestigung mit Tetric Evo Flow auf. Die Periotest-Werte sanken durch das Splinting ab. Die Stabilität des mittleren Zahnes stieg am stärksten für Perfect Splint Stahl und Super Splint Deluxe, am geringsten bei Construct, Connect, Biosplint, Perio Stick und Ribbond. Allerdings war der Wert für den mittleren Zahn mit allen Bändern negativ.

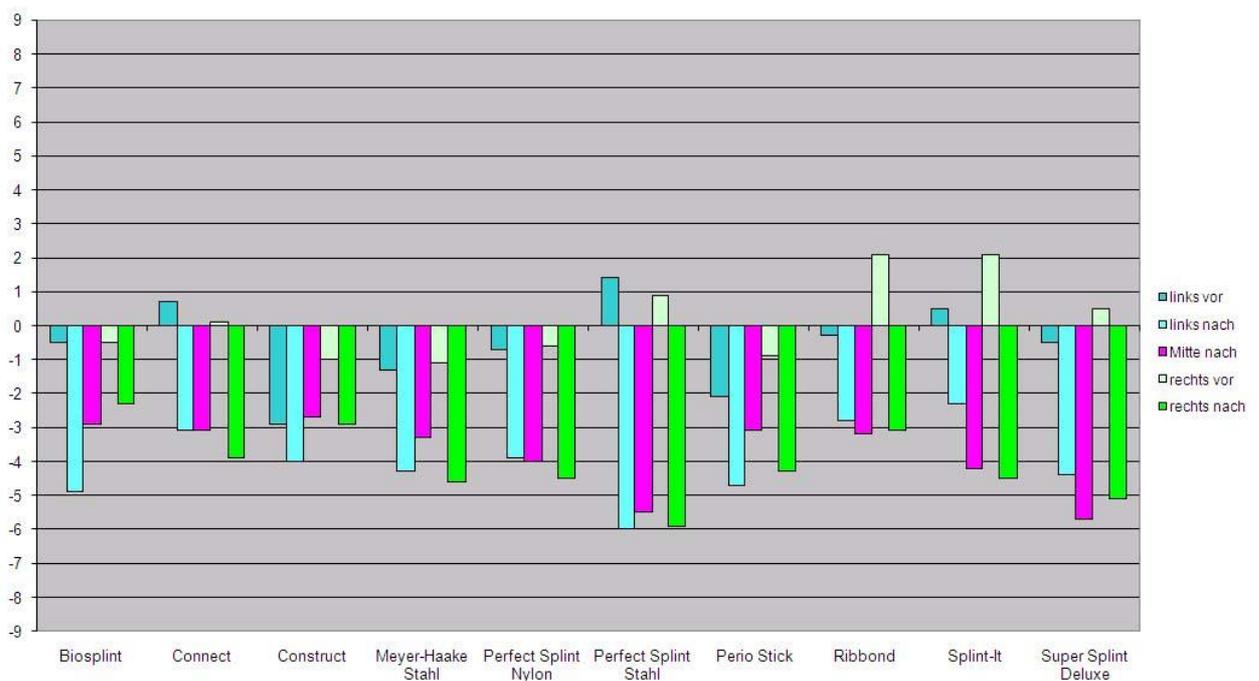


Abbildung 17: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie der mittleren Zähne nach Splinting mit Tetric Evo Flow

	Biosplint	Connect	Construct	Meyer-Haake Stahl	Perfect Splint Nylon	Perfect Splint Stahl	Perio Stick	Ribbon	Splint-It	Super Splint Deluxe
Links vor	-0,5	0,7	-2,9	-1,3	-0,7	1,4	-2,1	-0,3	0,5	-0,5
Links nach	-4,9	-3,1	-4,0	-4,3	-3,9	-6,0	-4,7	-2,8	-2,3	-4,4
Mitte nach	-2,9	-3,1	-2,7	-3,3	-4,0	-5,5	-3,1	-3,2	-4,2	-5,7
Rechts vor	-0,5	0,1	-1,0	-1,1	-0,6	0,9	-0,9	2,1	2,1	0,5
Rechts nach	-2,3	-3,9	-2,9	-4,6	-4,5	-5,9	-4,3	-3,1	-4,5	-5,1

Tabelle 22: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie der mittleren Zähne nach Splinting mit Tetric Evo Flow

Die Differenzen der durchschnittlichen Periotest-Werte der lateralen Zähne vor und nach Splinting sind in Abbildung 18 und Tabelle 23 dargestellt.

Die größte Zunahme der Rigidität wurde sowohl am linken Zahn mit 7,4 als auch rechten Zahn mit 6,9 mit Perfect Splint Stahl festgestellt. Bei Construct wurde die niedrigste Zunahme der Rigidität mit 1,1 links und 1,9 rechts gefunden.

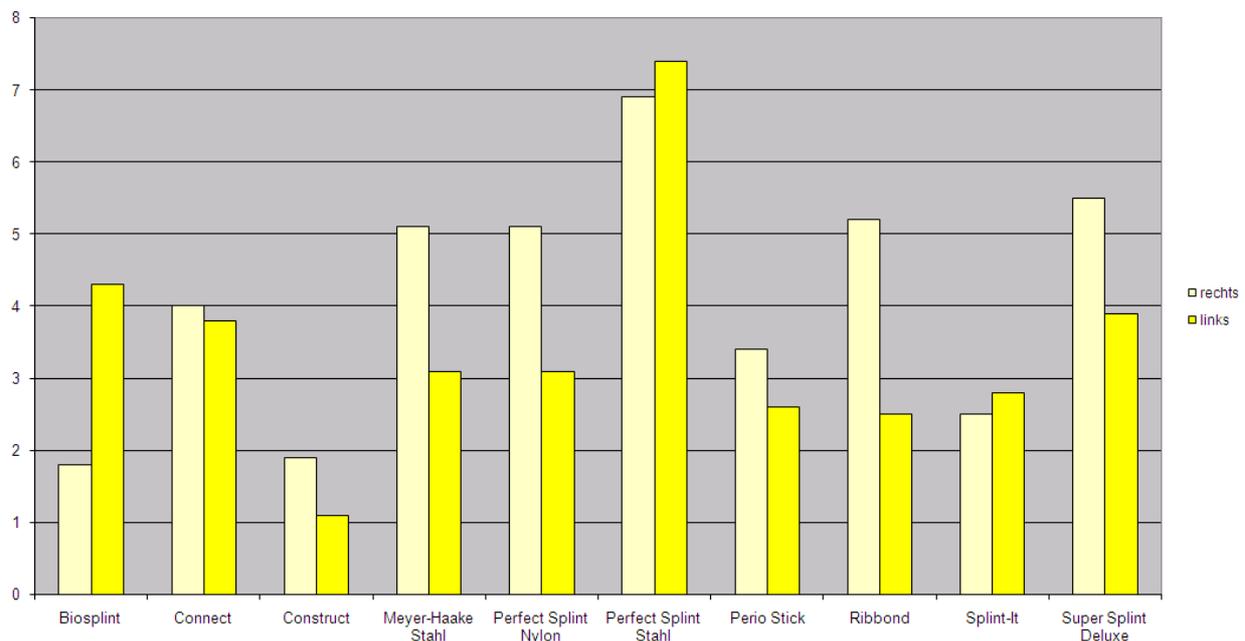


Abbildung 18: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Tetric Evo Flow

	Biosplint	Connect	Construct	Meyer-Haake Stahl	Perfect Splint Nylon	Perfect Splint Stahl	Perio Stick	Ribbond	Splint-It	Super Splint Deluxe
Rechts	1,8	4,0	1,9	5,1	5,2	6,9	3,4	5,2	2,5	5,5
Links	4,3	3,8	1,1	3,1	3,1	7,4	2,6	2,5	2,8	3,9
Mittelwert	3,05	3,9	1,5	4,1	4,15	7,15	3,0	3,85	2,65	4,7

Tabelle 23: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Tetric Evo Flow

5.1.2 Periotest-Werte des zweiten Versuchsteils

- **Periotest-Werte mit Construct und verschiedenen Kompositen**

Die durchschnittlichen Periotest-Werte der Prüfkörper mit Construct-Splint und verschiedenen Kompositen sind in Abbildung 19 und Tabelle 24 dargestellt. Flow-It wies als einziges Komposit positive Werte des linken und des geschienten Zahnes auf. Die besten Werte wurden am mittleren Zahn mit Construct-Resin erzielt. Alle lateralen Zähne zeigten eine erhöhte Rigidität durch die Schienung, die mit EcuSphere Flow am deutlichsten wurde.

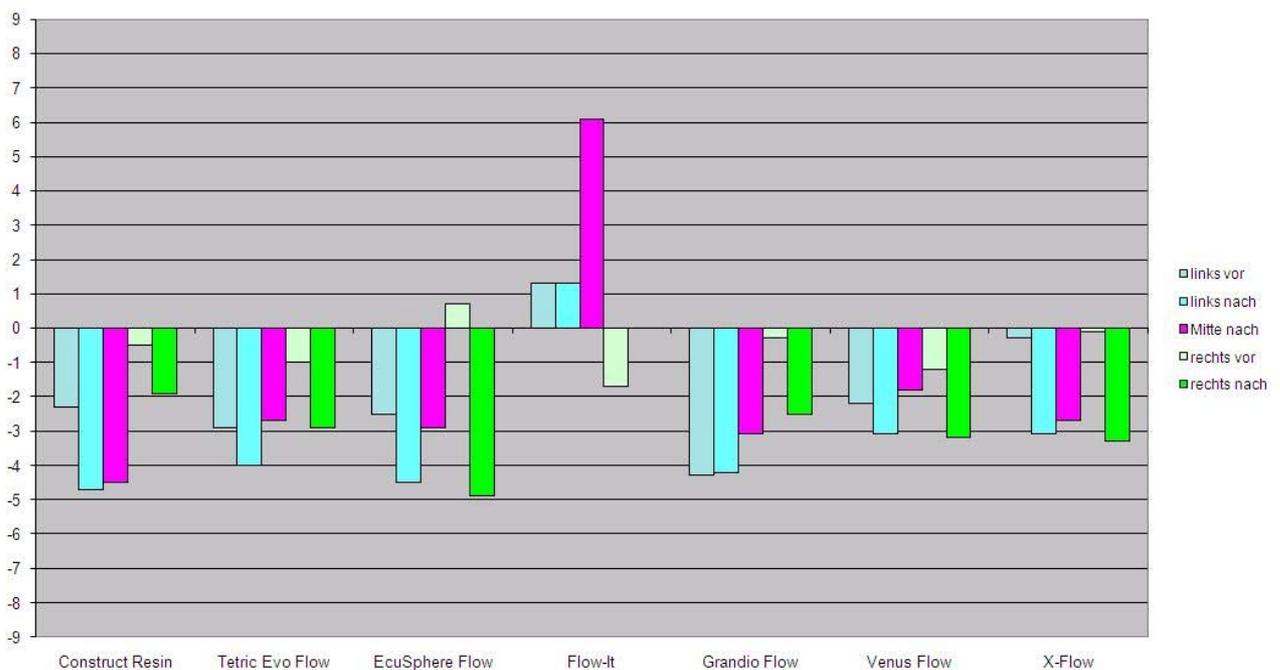


Abbildung 19: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie der mittleren Zähne mit Construct und verschiedenen Kunststoffen

	Construct Resin	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Links vor	-2,3	-2,9	-2,5	1,3	-4,3	-2,2	-0,3
Links nach	-4,7	-4,0	-4,5	1,3	-4,2	-3,1	-3,1
Mitte nach	-4,5	-2,7	-2,9	6,1	-3,1	-1,8	-2,7
Rechts vor	-0,5	-1,0	0,7	-1,7	-0,3	-1,2	-0,1
Rechts nach	-1,9	-2,9	-4,9	0,0	-2,5	-3,2	-3,3

Tabelle 24: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie der mittleren Zähne mit Construct und verschiedenen Kunststoffen

Die Differenzen der durchschnittlichen Periotest-Werte der lateralen Zähne vor und nach Splinting sind in Abbildung 20 und Tabelle 25 dargestellt.

Flow-It zeigte die schlechtesten Ergebnisse mit einer minimalen Zunahme der Rigidität nach der Schienung bei dem rechten Zahnes mit 0,1 sowie einer Abnahme am linken Zahn mit $-1,7$. EcuSphere Flow zeigte die höchste Zunahme der Rigidität durch die Schienung am rechten Zahn mit 2,0 und am linken Zahn mit 5,6. X-Flow folgte mit einem Mittelwert von 3,0, während Construct Resin, Tetric Evo Flow, Grandio Flow und Venus Flow geringe durchschnittliche Zunahmen zeigten.



Abbildung 20: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Construct und verschiedenen Kompositen

	Construct Resin	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Rechts	2,5	1,1	2,0	-0,1	-0,1	0,9	2,9
Links	1,4	1,9	5,6	-1,7	2,1	2,0	3,1
Mittelwert	1,95	1,5	3,8	-0,8	1,1	1,45	3,0

Tabelle25: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Construct und verschiedenen Kompositen

- **Periotest-Werte mit Ribbond und verschiedenen Kompositen**

Die durchschnittlichen Periotest-Werte der Prüfkörper mit Ribbond-Splint und verschiedenen Kompositen sind in Abbildung 21 und Tabelle 26 dargestellt. Die Stabilisierung des mittleren Zahnes war mit Flow-It, Venus Flow und X-Flow am geringsten, da die Periotest-Werte positiv waren. Mit Flow-It wiesen auch die lateralen Zähne mit Schienung eine geringere Stabilität auf als zuvor, während sie in allen anderen Gruppen durch die Schienung stabilisiert wurden. Dies war deutlich bei X-Flow, Tetric Evo Flow, EcuSphere Flow, Grandio Flow und Venus Flow.

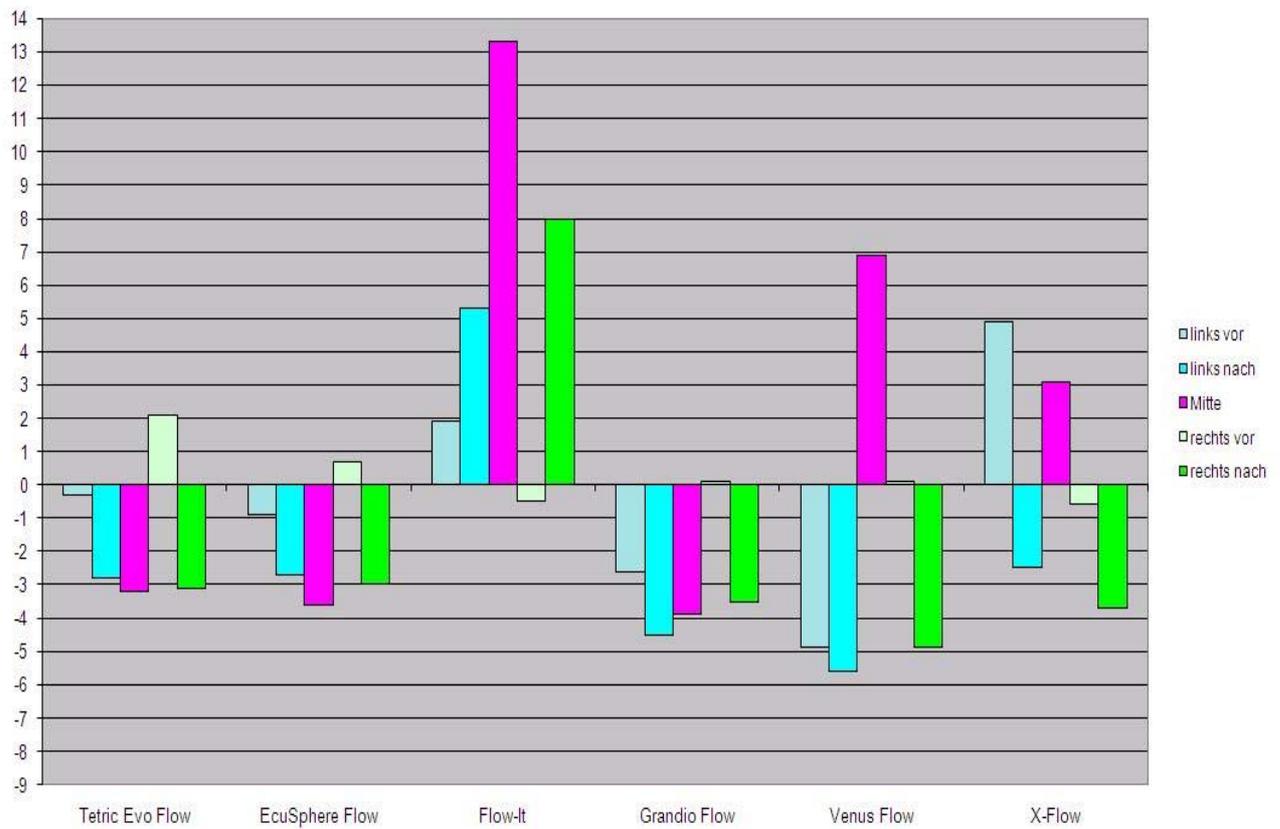


Abbildung 21: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie des mittleren Zahnes mit Ribbond und verschiedenen Kompositen

	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Links vor	-0,3	-0,9	1,9	-2,6	-4,9	4,9
Links nach	-2,8	-2,7	5,3	-4,5	-5,6	-2,5
Mitte nach	-3,2	-3,6	13,3	-3,9	6,9	3,1
Rechts vor	2,1	0,7	-0,5	0,1	0,1	-0,6
Rechts nach	-3,1	-3,0	8,0	-3,5	-4,9	-3,7

Tabelle 26: Durchschnittliche Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling sowie der mittleren Zähne mit Ribbond und verschiedenen Kompositen

Die Differenzen der durchschnittlichen Periotest-Werte der lateralen Zähne vor und nach Splinting sind in Abbildung 22 und Tabelle 27 dargestellt.

Flow-It zeigte eine reduzierte Stabilität der lateralen Zähne nach Schienung. Außer bei X-Flow erhöhte sich die Stabilität durch Schienung bei allen Gruppen am linken

Zahn mehr als am rechten. Die Stabilisierung war insgesamt mit X-Flow und Tetric Evo Flow am stärksten.

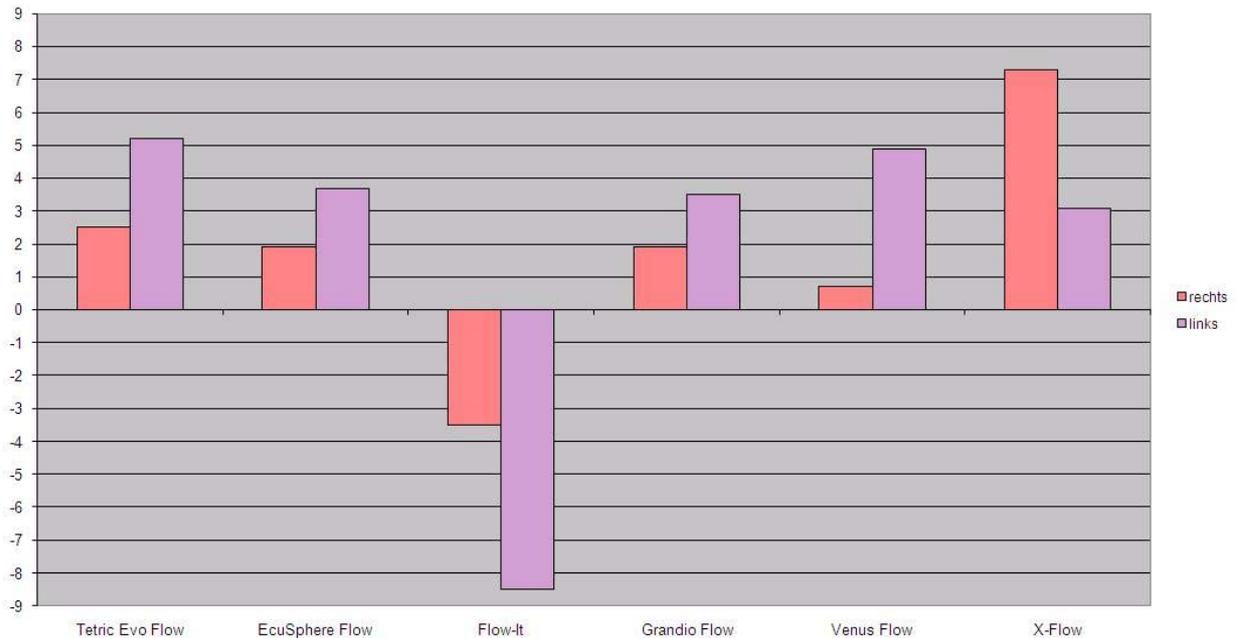


Abbildung 22: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Ribbond und verschiedenen Kompositen

	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Rechts	2,5	1,9	-3,5	1,9	0,7	7,3
Links	5,2	3,7	-8,5	3,5	4,9	3,1
Mittelwert	3,85	2,8	-6,0	2,7	2,8	5,2

Tabelle 27: Differenzen der Periotest-Werte der lateralen Zähne vor Klebung und nach Thermocycling mit Ribbond und verschiedenen Kompositen

Der Vergleich der Periotest-Werte des mittleren Zahnes nach Schienung mit Construct oder Ribbond und dem gleichen Komposit verdeutlichte folgende Unterschiede: Schlechtere Werte bei der Auslenkbarkeit zeigten sich für Ribbond mit Flow-It, Venus Flow und X-Flow als mit Construct. Die Periotest-Werte von Construct und Ribbond mit EcuSphere Flow, Grandio Flow und Tetric Evo Flow wiesen geringe durchschnittliche Unterschiede auf.

5.2 Bruchfestigkeitswerte des ersten Versuchsteils

- Vergleich der verschiedenen Bänder mit empfohlenen Flow-Kunststoff und Tetric Evo Flow

Die Bruchfestigkeiten im Vergleich der verschiedenen Bänder sind in Abbildung 23, die Messwerte sowie die signifikanten Differenzen zwischen den getesteten Kompositen in den Tabellen 28 und 29 dargestellt.

Ein signifikanter Unterschied bestand in der Bruchfestigkeit von Construct mit Tetric Evo Flow und Construct Resin ($p < 0,05$). Tetric Evo Flow zeigte einen signifikant niedrigeren Mittelwert von $88,9 \pm 18,5$ N im Vergleich zu Construct Resin $173,6 \pm 51,0$ N.

Die anderen Bänder zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verglichenen Kompositen. Für Biosplint lagen die Mittelwerte einheitlich bei $91,0 \pm 17,5$ N mit Tetric Evo Flow und bei $90,7 \pm 13,3$ N mit Biosplint Flow; ebenso für Connect mit $116,1 \pm 32,3$ N bei Tetric Evo Flow und mit $147,0 \pm 24,2$ N Construct Resin.

Die Differenzen zwischen beiden Kompositen wurden für Perfect Splint Stahl und Perfect Splint Nylon deutlicher, aber nicht signifikant. Für Perfect Splint Stahl betrug die Bruchfestigkeit $113,5 \pm 30,7$ N mit Tetric Evo Flow bzw. $46,4 \pm 21,6$ N mit Cyano Veneer und für Perfect Splint Nylon $99,6 \pm 15,9$ N mit Tetric Evo Flow und $49,8 \pm 26,9$ N mit Cyano Veneer. Mit Super Splint Deluxe variierten die Mittelwerte bei Tetric Evo Flow $124,0 \pm 33,3$ N und bei Cyano Veneer $69,2 \pm 33,3$ N ebenfalls. Die Bruchfestigkeiten waren für Perio Stick, Splint-It, Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl und Super Splint Deluxe mit Tetric Evo Flow höher als mit dem empfohlenen Komposit. Dagegen waren die Bruchfestigkeiten von Connect und Construct mit Construct Resin gegenüber Tetric Evo Flow überlegen.

Die Bruchfestigkeiten von Perio Stick waren mit Tetric Evo Flow $111,3 \pm 36,9$ N und mit Stick Flow $101,0 \pm 20,5$ N fast identisch. Mit dem empfohlenen Kunststoff erreichten Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl, Splint-It und Super Splint Deluxe den Level von durchschnittlich 100 N nicht, den alle anderen Gruppen mit Tetric Evo Flow erzielten.

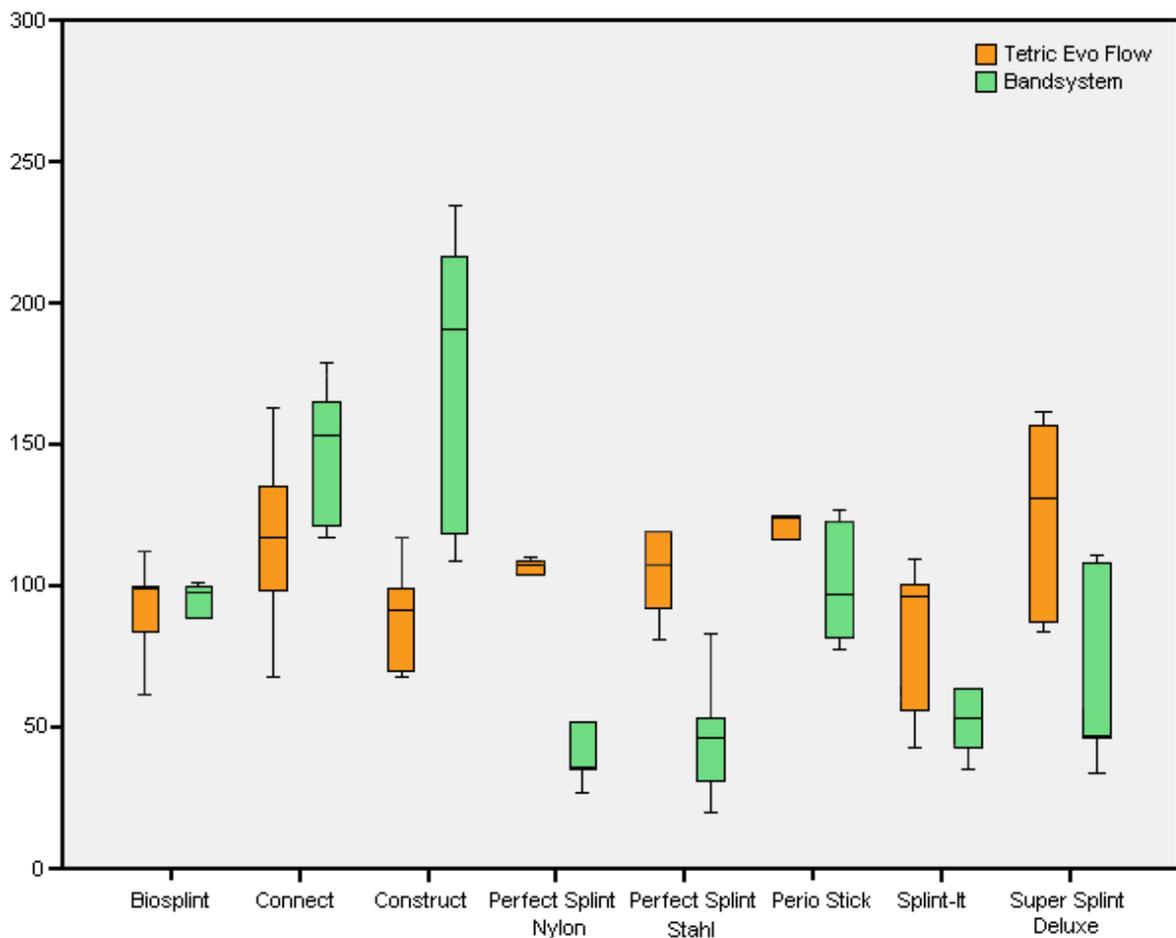


Abbildung 23: Bruchfestigkeiten in Newton für die verschiedenen Bänder mit empfohlenem Komposit sowie Tetric Evo Flow

	Tetric Evo Flow	Komposit zum Band				
		Biosplint Flow	Construct Resin	Cyano Veneer	Stick Flow	Flow-It
Biosplint	91,0 ± 17,5	90,7 ± 13,3	-	-	-	-
Connect	116,1 ± 32,3	-	147,0 ± 24,2	-	-	-
Construct	88,9 ± 18,5	-	173,6 ± 51,0	-	-	-
Perfect Splint Nylon	99,6 ± 15,9	-	-	49,8 ± 26,9	-	-
Perfect Splint Stahl	113,5 ± 30,7	-	-	46,4 ± 21,6	-	-
Perio Stick	111,3 ± 36,9	-	-	-	101,0 ± 20,5	-
Splint-It	81,3 ± 26,9	-	-	-	-	57,7 ± 20,9
Super Splint Deluxe	124,0 ± 33,3	-	-	69,2 ± 33,3	-	-

Tabelle 28: Durchschnittliche Bruchfestigkeiten und Standardabweichungen in Newton für die verschiedenen Bänder und Komposite

	Biosplint/ Biosplint Flow	Connect/ Construct Resin	Construct/ Construct Resin	Perfect Splint Nylon/ Cyano Veneer	Perfect Splint Stahl/ Cyano Veneer	Perio Stick/ Stick Flow	Splint-It/ Flow-It	Super Splint Deluxe/ Cyano Veneer
Tetric Evo Flow	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tabelle 29: Signifikante Differenzen innerhalb der Gruppen der einzelnen Bänder mit zwei Kompositen (n.s. – nicht signifikant, * - $p < 0,05$)

- **Vergleich der verschiedenen Bänder mit Tetric Evo Flow**

Die Bruchfestigkeitswerte der verschiedenen Bänder mit Tetric Evo Flow sind in Abbildung 24 und Tabelle 30 dargestellt und die signifikanten Differenzen ($p < 0,05$) zwischen den Gruppen verglichen.

Die Abscherfestigkeit von Ribbond mit Tetric Evo Flow war am höchsten mit einem Mittelwert von $178,6 \pm 59,7$ N und wies eine signifikante Differenz zu Biosplint, Construct, Perfect Splint Nylon und Splint-It auf ($p < 0,05$).

Die übrigen Bänder differierten in ihren Bruchfestigkeiten bei Verarbeitung mit Tetric Evo Flow nicht voneinander und lagen auf einem Level von ca. 100 N.

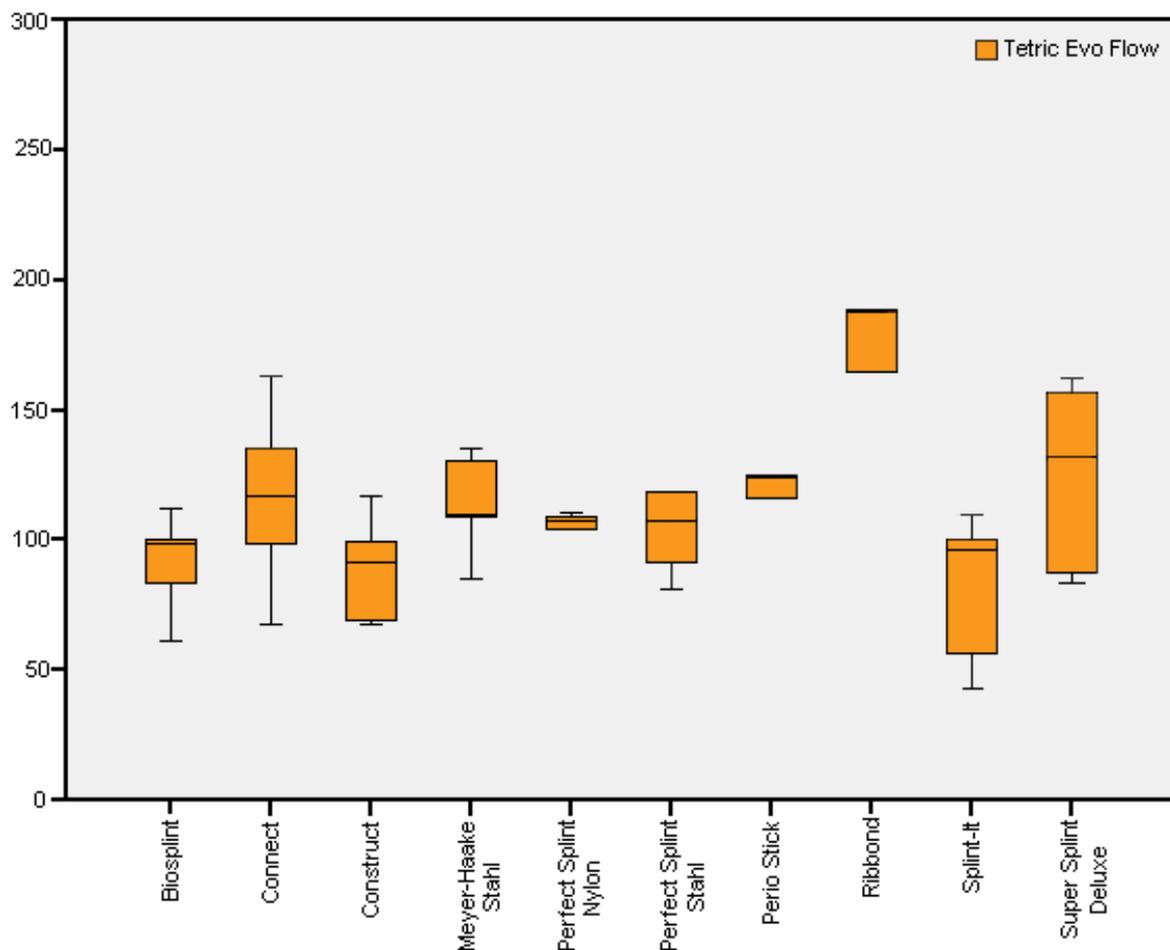


Abbildung 24: Ergebnisse der Abschermessung in Newton für die 10 Bänder mit Tetric Evo Flow

	Biosplint	Connect	Construct	Meyer Haake Stahl	Perfect Splint Nylon	Perfect Splint Stahl	Perio Stick	Ribbon	Splint-It	Super Splint Deluxe
Biosplint	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Connect	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Construct	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Meyer Haake Stahl	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Perfect Splint Nylon	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Perfect Splint Stahl	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Perio Stick	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.
Ribbon	*	n.s.	*	n.s.	*	n.s.	n.s.	--	*	n.s.
Splint-It	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	--	n.s.
Super Splint Deluxe	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--

Tabelle 30: Signifikante Differenzen zwischen den Bruchfestigkeit-Ergebnissen der verschiedenen Bänder mit Tetric Evo Flow (n.s. – nicht signifikant, * - p<0,05)

- **Vergleich der verschiedenen Bänder mit dem empfohlenen Flow-Kunststoff**

Die Abscherfestigkeit für die verschiedenen Bänder mit den empfohlenen Kunststoffen sind in Abbildung 25 dargestellt und die signifikanten Differenzen zwischen den Gruppen in der Tabelle 31 angegeben.

Die höchste Bruchfestigkeit mit durchschnittlich $173,6 \pm 51,0$ N erreichte Construct mit Construct Resin. Er lag signifikant über den Mittelwerten von Perfect Splint Nylon ($49,8 \pm 26,9$ N), Perfect Splint Stahl ($46,4 \pm 21,6$ N) und Super Splint Deluxe ($69,2 \pm 33,3$ N) mit Cyano Veneer, von Splint-It ($57,7 \pm 20,9$ N) mit Flow-It und von Biosplint mit Biosplint Flow ($90,7 \pm 13,3$ N). Gegenüber Connect mit Construct Resin und Perio Stick mit Stick Flow besaß Construct mit Construct Resin keinen signifikanten Unterschied.

Des Weiteren wies Connect mit Construct Resin ($147,0 \pm 24,2$ N) einen signifikanten Unterschied zu Perfect Splint Nylon und Perfect Splint Stahl mit Cyano Veneer sowie Splint-It mit Flow-It auf ($p < 0,05$). Die Ergebnisse der verschiedenen Bänder mit ihren jeweiligen Kompositen variieren erheblich zwischen 40 bis 50 N für Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl und Splint-It zu Connect und Construct mit über 150 N.

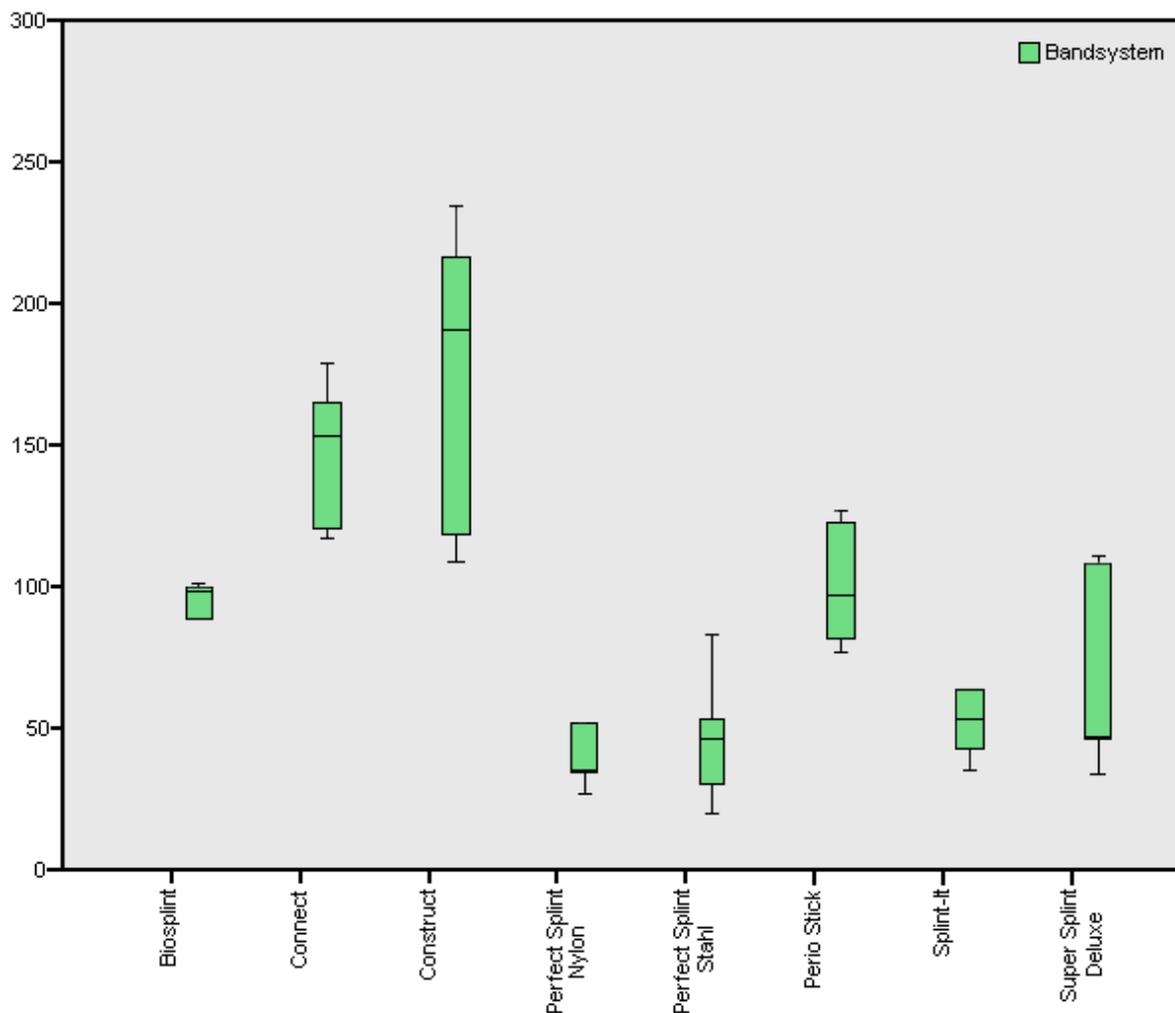


Abbildung 25: Bruchfestigkeiten in Newton für die verschiedenen Bänder mit dem jeweils empfohlenen Kunststoff

	Biosplint/ Biosplint Flow	Connect/ Construct Resin	Construct / Construct Resin	Perfect Splint Nylon/ Cyano Veneer	Perfect Splint Stahl/ Cyano Veneer	Perio Stick/ Stick Flow	Splint-It/ Flow-It	Super Splint Deluxe/ Cyano Veneer
Biosplint/ Biosplint Flow	--	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Connect/ Construct Resin	n.s.	--	n.s.	*	*	n.s.	*	n.s.
Construct / Construct Resin	*	n.s.	--	*	*	n.s.	*	*
Perfect Splint Nylon/ Cyano Veneer	n.s.	*	*	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Perfect Splint Stahl/ Cyano Veneer	n.s.	*	*	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.
Perio Stick/ Stick Flow	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.
Splint-It/ Flow-It	n.s.	*	*	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.
Super Splint Deluxe/ Cyano Veneer	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--

Tabelle 31: Signifikante Differenzen zwischen den Bruchfestigkeiten der verschiedenen Bänder mit dem empfohlenen Kunststoff (n.s. – nicht signifikant, * - $p < 0,05$)

- **Bruchfestigkeiten von Bändern mit je zwei identischen Kunststoffen**

Die Bruchfestigkeiten von jeweils zwei Bändern, die mit jeweils zwei gleichen Kunststoffen geklebt wurden, sind in Abbildung 26 dargestellt und unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$).

Connect und Construct wurden beide mit Construct Resin und Tetric Evo Flow verarbeitet, wobei aber Construct Resin tendenziell überlegen war. Ribbond und Splint-It wurden beide mit Flow-It und Tetric Evo Flow geklebt, wobei in beiden Fällen Tetric Evo Flow eine tendenzielle Überlegenheit zeigte.

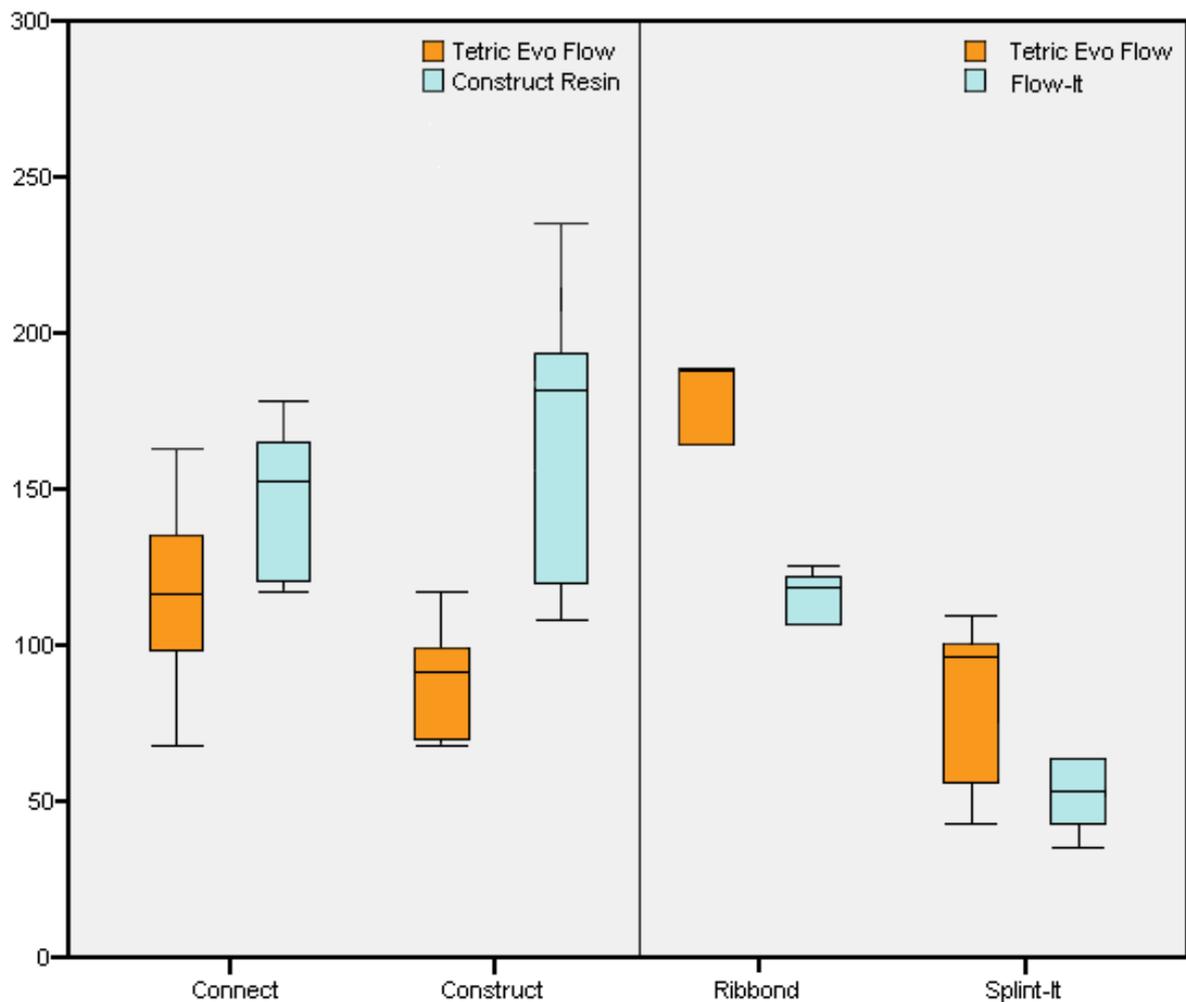


Abbildung 26: Gegenüberstellung der Bruchfestigkeitswerte der Bänder Connect und Construct mit Construct Resin sowie Ribbond und Splint-It mit Flow-It zu den jeweiligen Ergebnissen mit Tetric Evo Flow

- **Bruchfestigkeiten im Vergleich dreier Bänder mit Cyano Veneer und Tetric Evo Flow**

Die Bruchfestigkeiten für die Bänder Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl und Super Splint Deluxe mit Tetric Evo Flow und Cyano Veneer sind in der Abbildung 27 dargestellt. Die Ergebnisse mit Tetric Evo Flow waren zwar durchschnittlich höher als mit Cyano Veneer, unterschieden sich aber nicht signifikant voneinander ($p > 0,05$).

Die Werte von Perfect Splint Nylon ($99,6 \pm 15,9$ N), Perfect Splint Stahl ($113,5 \pm 30,7$ N) und Super Splint Deluxe ($124,0 \pm 33,3$ N) mit Tetric Evo Flow lagen alle über den Werten von Perfect Splint Nylon ($49,8 \pm 26,9$ N), Perfect Splint Stahl ($46,4 \pm 21,6$ N) und Super Splint Deluxe ($69,2 \pm 33,0$ N) mit Cyano Veneer.

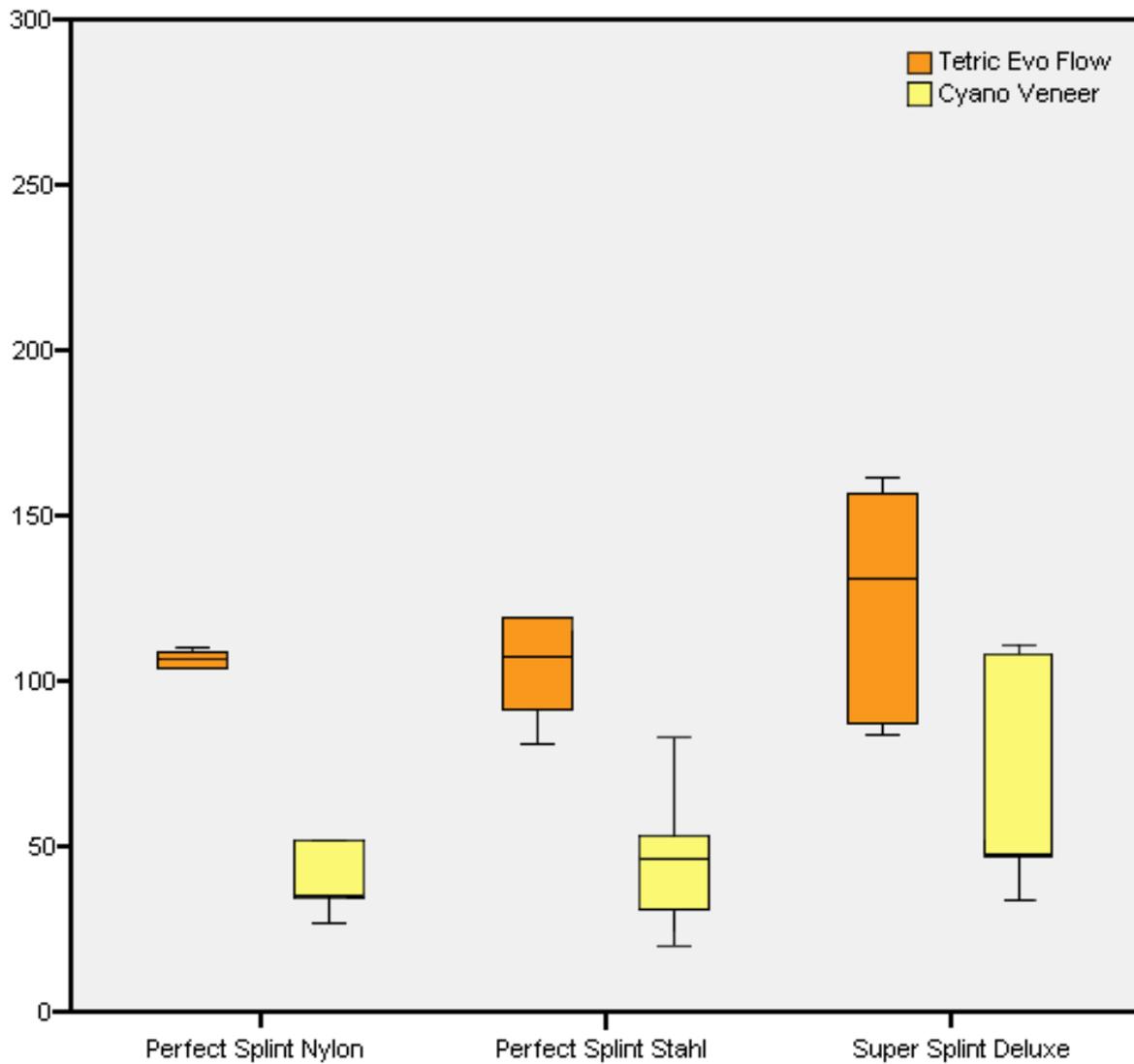


Abbildung 27: Bruchfestigkeitswerte in Newton für Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl und Super Splint Deluxe im Vergleich zwischen Tetric Evo Flow und Cyano Veneer

5.3 Bruchfestigkeitswerte des zweiten Versuchsteils

- Vergleich der Bruchfestigkeiten der Bänder Construct und Ribbond mit verschiedenen Kunststoffen

Die Bruchfestigkeitswerte im Vergleich der sechs verschiedenen Kunststoffe mit den beiden Splintmaterialien Construct und Ribbond sind in Abbildung 28 und Tabelle 32 sowie die signifikanten Differenzen in Tabelle 33 angegeben. Ein signifikanter Unterschied bestand in der Bruchfestigkeit von Ribbond und Construct mit Tetric Evo Flow ($p < 0,05$). Der Mittelwert von Ribbond betrug $178,6 \pm 59,7$ N und der von Construct $88,9 \pm 18,5$ N. Andererseits zeigte Construct ($193,6 \pm 74,6$ N) signifikant bessere Mittelwerte als Ribbond mit X-Flow ($99,5 \pm 18,6$ N). Die anderen Kunststoffe zeigten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden verglichenen Bändern. Das schlechteste Ergebnis für Construct wurde mit Grandio Flow ($80,1 \pm 25,3$ N) sowie für Ribbond mit X-Flow ($99,5 \pm 18,6$ N) erzielt.

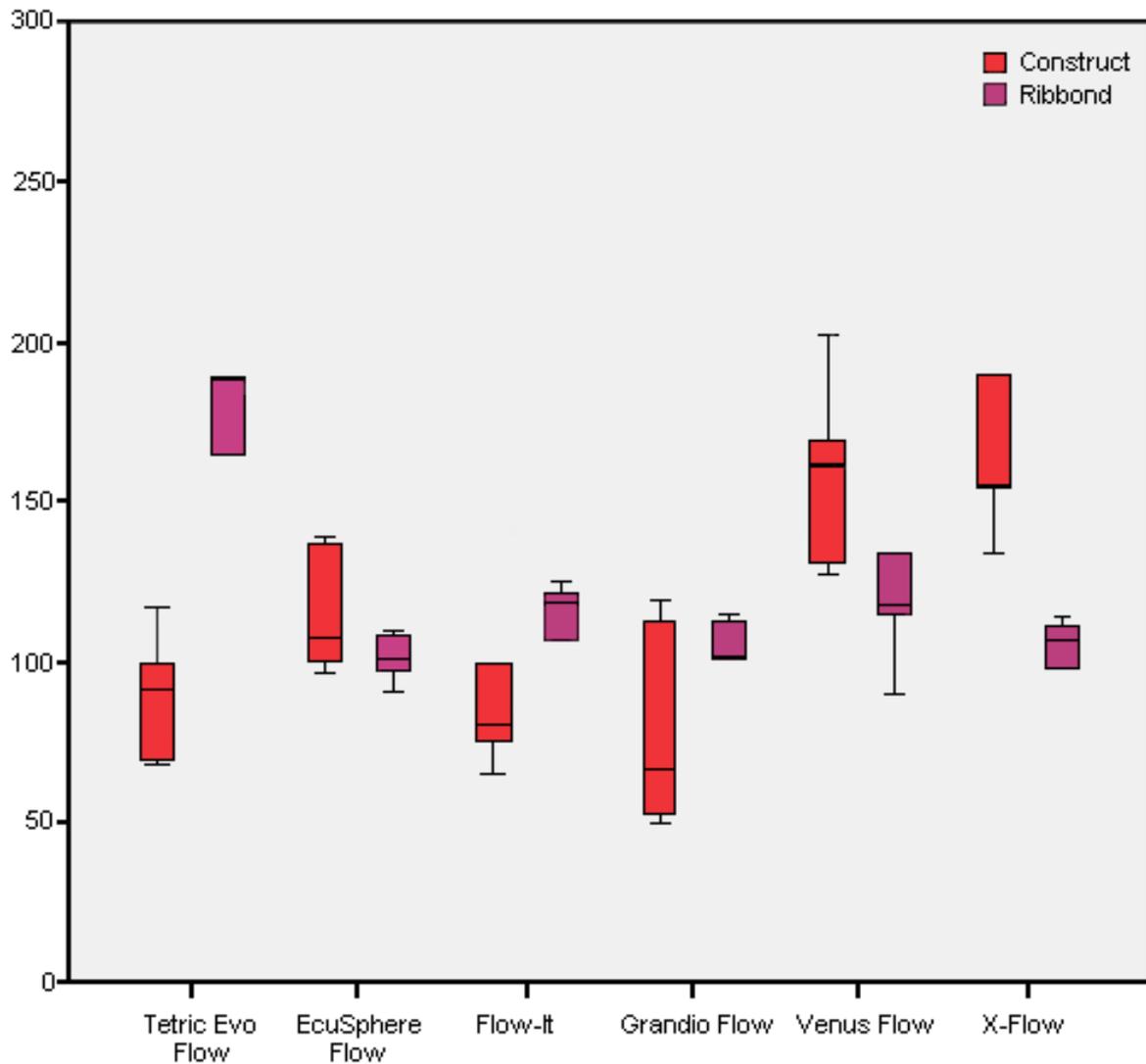


Abbildung 28: Ergebnisse der Bruchfestigkeiten in Newton für die Bänder Construct und Ribbond mit verschiedenen Kunststoffen

	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Construct	88,9 ± 18,5	113,2 ± 15,7	107,1 ± 60,1	80,1 ± 25,3	158,0 ± 18,2	193,6 ± 74,6
Ribbond	178,6 ± 59,7	108,2 ± 20,7	107,4 ± 23,7	102,5 ± 12,8	126,1 ± 24,2	99,5 ± 18,6

Tabelle 32: Durchschnittliche Bruchfestigkeitswerte und Standardabweichungen in Newton für die Bänder Construct und Ribbond

	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Construct/ Ribbond	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*

Tabelle 33: Signifikante Differenzen innerhalb der Gruppen von Construct und Ribbond mit verschiedenen Kompositen (n.s. – nicht signifikant, * - p<0,05)

- **Vergleich der Bruchfestigkeiten von Construct mit verschiedenen Kompositen**

Die Bruchfestigkeitswerte für Construct im Vergleich der verschiedenen Komposite sind in Abbildung 29 und Tabelle 34 sowie die signifikanten Differenzen in Tabelle 35 angegeben.

Ein signifikanter Unterschied bestand in der Bruchfestigkeit von Construct Resin ($173,6 \pm 51,0$ N) und X-Flow ($193 \pm 74,6$ N) zu Grandio Flow ($80,1 \pm 25,3$ N) sowie zu Tetric Evo Flow ($88,9 \pm 18,5$ N) ($p < 0,05$). Die anderen Komposite zeigten keine signifikanten Unterschiede.

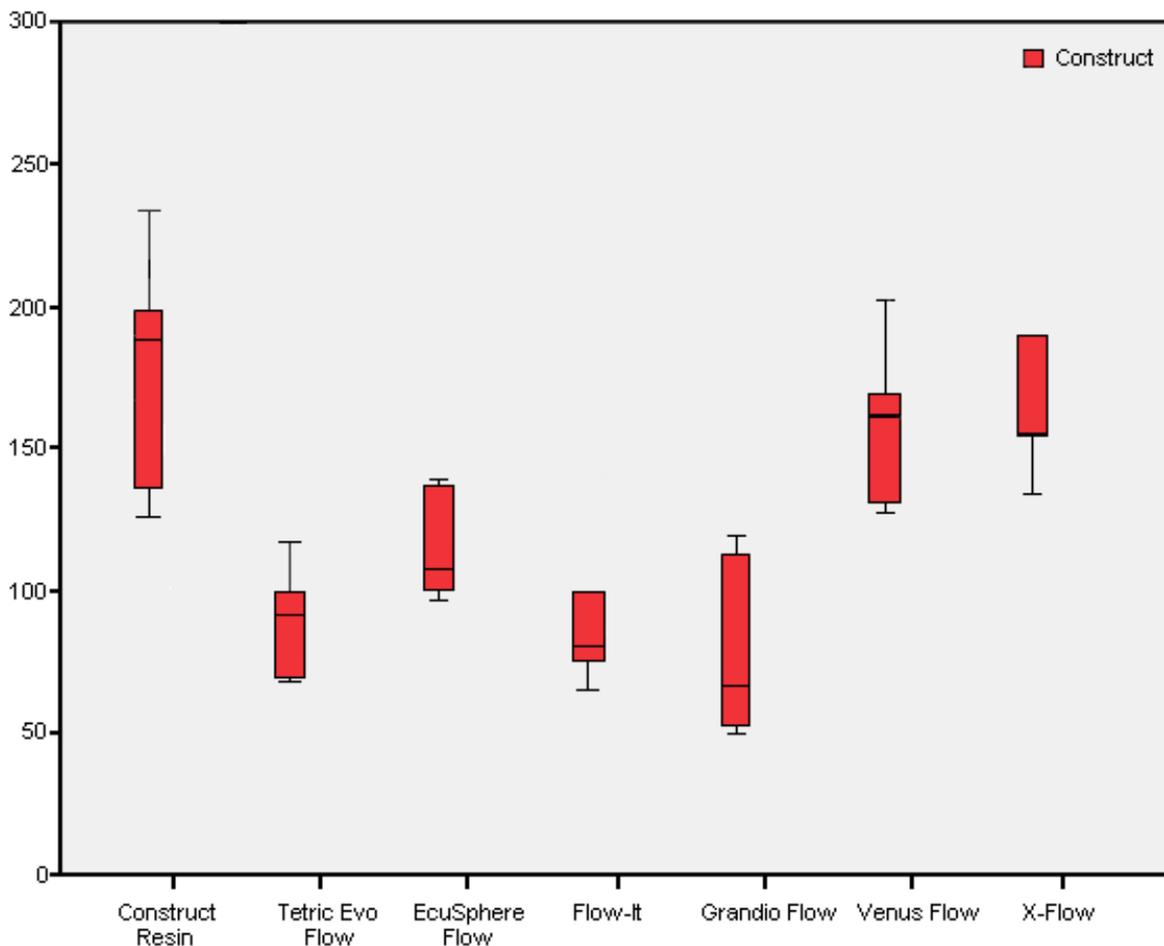


Abbildung 29: Bruchfestigkeitswerte in Newton für Construct mit verschiedenen Kompositen

	Construct Resin	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Construct	$173,6 \pm 51,0$	$88,9 \pm 18,5$	$113,2 \pm 15,7$	$107,1 \pm 60,1$	$80,1 \pm 25,3$	$158,0 \pm 18,2$	$193,6 \pm 74,6$

Tabelle 34: Durchschnittliche Bruchfestigkeitswerte und Standardabweichungen in Newton für Construct mit verschiedenen Kompositen

	Construct Resin	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Construct Resin	--	*	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Tetric Evo Flow	*	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*
Ecusphere	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Flow-It	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	n.s.	n.s.
Grandio Flow	*	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.	*
Venus Flow	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	--	n.s.
X-Flow	n.s.	*	n.s.	n.s.	*	n.s.	--

Tabelle 35: Signifikante Differenzen innerhalb der Gruppen von Construct mit verschiedenen Kompositen (n.s. – nicht signifikant, * - $p < 0,05$)

- **Vergleich der Bruchfestigkeiten von Ribbond mit verschiedenen Kompositen**

Die Bruchfestigkeiten von Ribbond im Vergleich der verschiedenen Komposite sind in der Abbildung 30 und Tabelle 36 angegeben. Ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) in der Bruchfestigkeit von Ribbond mit den verschiedenen Kompositen zeigte sich nicht. Den höchsten Mittelwert erzielte Ribbond mit Tetric Evo Flow ($178,6 \pm 59,7$ N) sowie den niedrigsten Wert mit X-Flow ($99,5 \pm 18,6$ N).

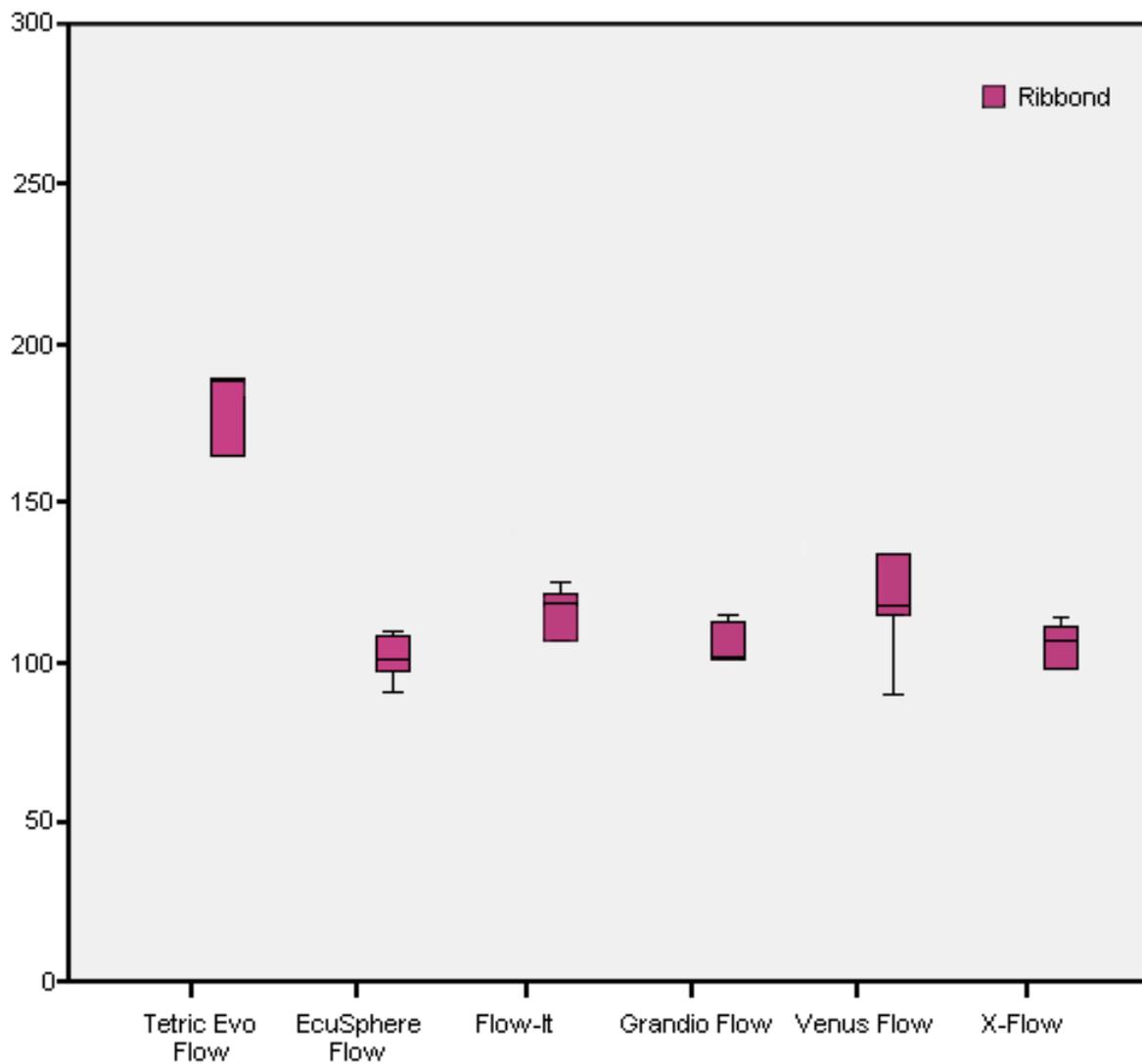


Abbildung 30: Bruchfestigkeitswerte in Newton für Ribbond mit verschiedenen Kompositen

	Tetric Evo Flow	EcuSphere Flow	Flow-It	Grandio Flow	Venus Flow	X-Flow
Ribbond	178,6 ± 59,7	108,2 ± 20,7	107,4 ± 23,7	102,5 ± 12,8	126,1 ± 24,2	99,5 ± 18,6

Tabelle 36: Durchschnittliche Bruchfestigkeitswerte und Standardabweichungen in Newton für Ribbond und verschiedene Komposite

5.4 Mikroskopische Untersuchung

Die unbehandelten Bänder wurden im Folgenden rasterelektronenmikroskopisch dargestellt. Dabei zeigten sich Unterschiede zwischen den Materialien Glasfaser, Polyethylen und Stahl.

- **Biosplint** (Abb. 31-33)

Die Polyethylen-Faserbündel sind straff miteinander verflochten (Abbildung 31). Die Oberfläche der Fasern ist glatt und ohne erkennbare Anheftungen. Faserbrüche sind nicht erkennbar (Abbildung 33).

- **Connect** (Abb. 34-36)

Die UMWPF-Faserbündel sind nicht straff miteinander verflochten (Abbildung 34). Auf der glatten Oberfläche der einzelnen Fasern sind unregelmäßige Anheftungen erkennbar. Faserbrüche sind nicht sichtbar (Abbildung 36).

- **Construct** (Abb. 37-39)

Die UMWPF-Faserbündel sind nicht straff miteinander verflochten (Abbildung 37). Auf der Oberfläche der Fasern sind kugelige Anheftungen oder blasenartige Ablösungen einer Beschichtung sichtbar (Abbildung 39), aber Faserbrüche sind nicht erkennbar.

- **Meyer-Haake Stahl** (Abb. 40-42)

Die einzelnen Metallfasern sind gleichmäßig miteinander in Leinwandbindung verwebt und die Webkanten offen (Abbildung 40). Die einzelne Faser weist eine unregelmäßige Oberflächenstruktur auf (Abbildung 42), welche auf Verarbeitungsspuren des Drahtes zurückzuführen ist (siehe Pfeil).

- **Perfect Splint Nylon** (Abb. 43-45)

Die einzelnen Fasern sind gleichmäßig gitterartig miteinander verwebt und die Gewebekanten offen. Die Leinwandbindung ist in Abbildung 43 erkennbar. Des Weiteren ist die einzelne Faser glatt und zeigt keine oberflächlichen Anheftungen (Abbildung 45).

- **Perfect Splint Stahl** (Abb. 46-48)

Das glatte Metallband besitzt eine gleichmäßige Lochung, die nicht bis an die Kanten reicht, so dass die Kante durchgehend ist (Abbildung 46). Das Material zeigt bei höherer Auflösung Riefen und Rillen (Abbildung 48), die beim Auswalzen des Bandes entstanden sein könnten. Die Ränder der Löcher weisen regelmäßige Bearbeitungsspuren auf, die bei deren Ausschneiden entstanden sein können.

- **Perio Stick** (Abb. 49-51)

Die E-Glas-Fasern sind in eine Kunststoffmatrix eingebettet, so dass keine differenzierte Faserstruktur erkennbar ist (Abbildung 50). Die Kunststoffmatrix stellt sich gleichmäßig dar (Abbildung 51).

- **Ribbond** (Abb. 52-54)

Die UMWPF-Faserbündel sind in Dreherbindung miteinander verwoben (Abbildung 52). Das Gewebe ist an den Rändern mit einer Webkante versehen. Die Oberfläche der einzelnen Faser stellt sich unregelmäßig dar und zwischen den einzelnen Fasern sind Anlagerungen oder Einschmelzungen erkennbar (Abbildung 54).

- **Splint-It** (Abb. 55-57)

Die Silikatglas-Fasern sind in unidirektionaler Richtung in einer Matrix eingelagert (Abbildung 56). Faserbrüche sind nicht erkennbar, jedoch blasenähnliche Einschlüsse in der Matrixoberfläche (Abbildung 57).

- **Super Splint Deluxe** (Abb. 58-60)

Die Webart des außen aufliegenden Glasfaser-Geflechtes stellt sich in Abbildung 58 als Leinwandbindung dar. Die Webkante einer einzelnen Lage ist nicht eindeutig erkennbar, da laut Hersteller insgesamt sechs Lagen miteinander vernäht wurden. Einzelne gebrochene Fasern sind im Bündel erkennbar (Abbildung 60). Die Oberflächenstruktur der einzelnen Faser ist bei der Vergrößerung von 500 µm nicht eindeutig zu bewerten.

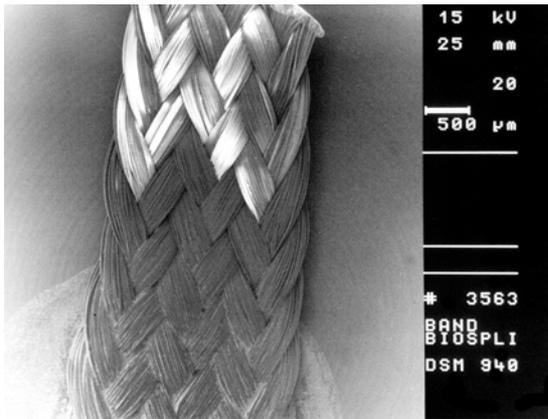


Abbildung 31: Biosplint 20x Vergrößerung



Abbildung 34: Connect 20x Vergrößerung

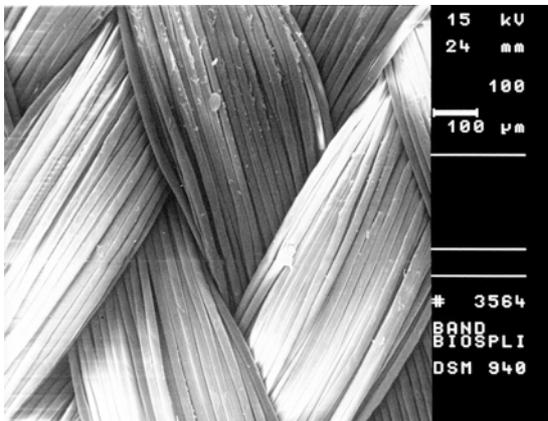


Abbildung 32: Biosplint 100x Vergrößerung

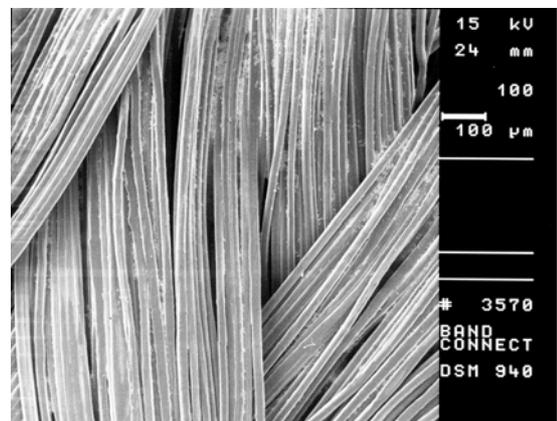


Abbildung 35: Connect 100x Vergrößerung

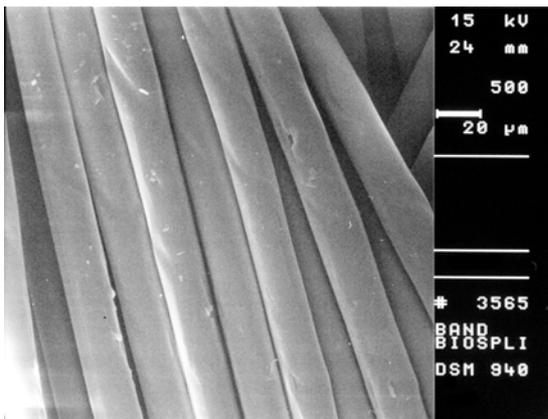


Abbildung 33: Biosplint 500x Vergrößerung

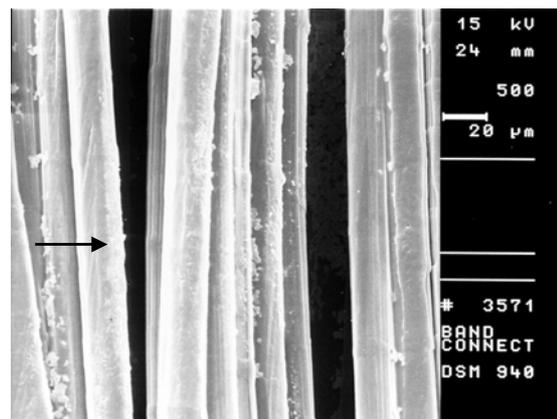


Abbildung 36: Connect 500x Vergrößerung



Abbildung 37: Construct 20x Vergrößerung

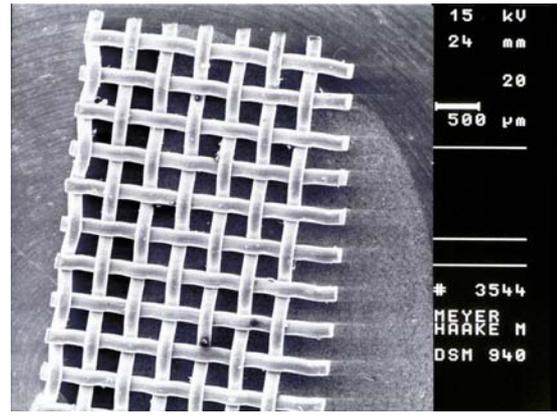


Abbildung 40: Meyer-Haake Stahl 20x 50μm

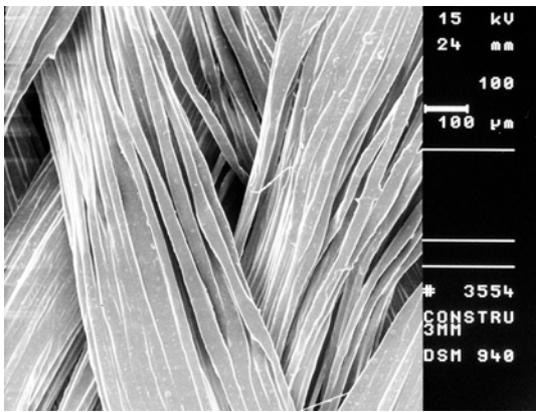


Abbildung 38: Construct 100x Vergrößerung

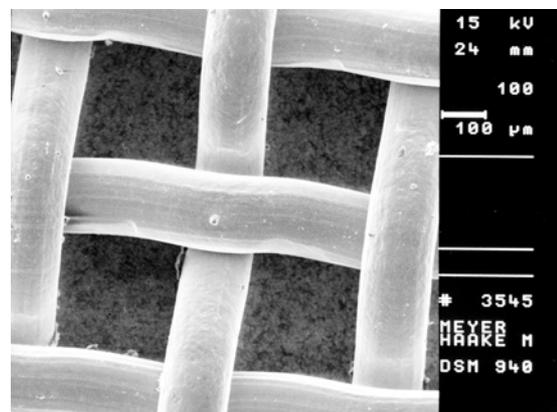


Abbildung 41: Meyer-Haake Stahl 100x Vergrößerung

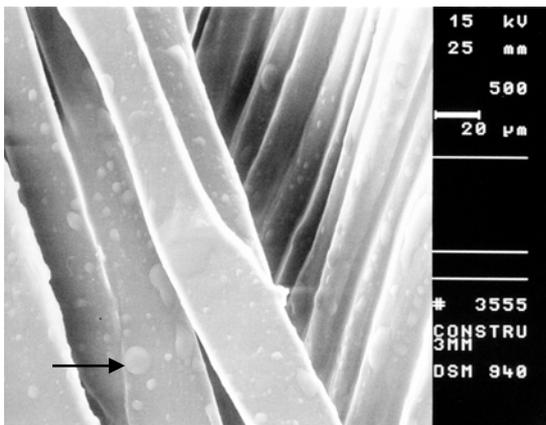


Abbildung 39: Construct 500x Vergrößerung

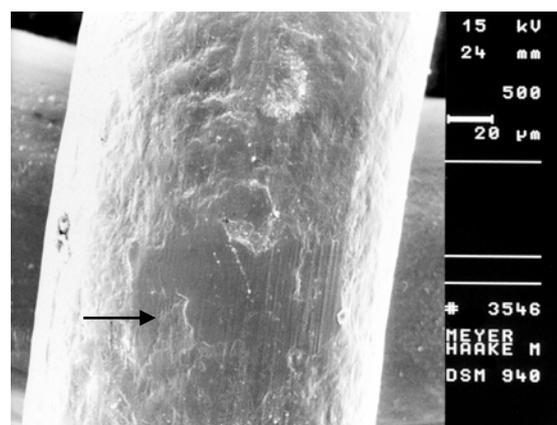


Abbildung 42: Meyer-Haake Stahl 500x Vergrößerung

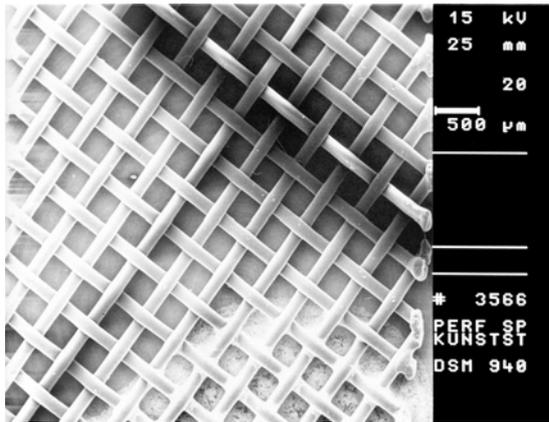


Abbildung 43: Perfekt Splint Nylon 20x Vergrößerung

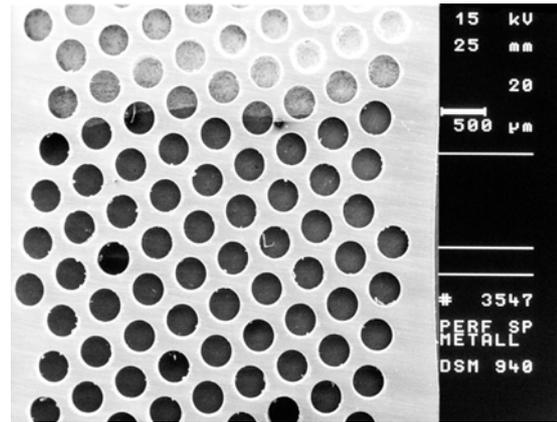


Abbildung 46: Perfect Splint Stahl 20x Vergrößerung

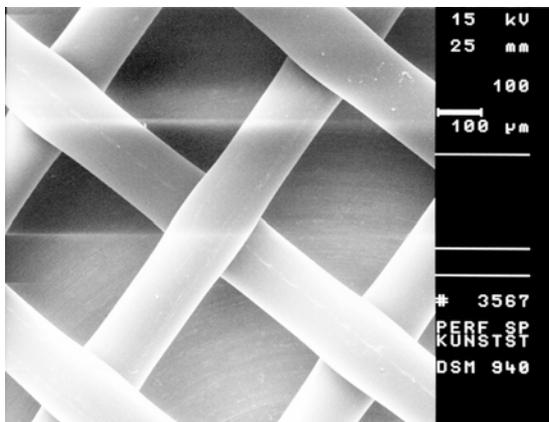


Abbildung 44: Perfekt Splint Nylon 100x Vergrößerung

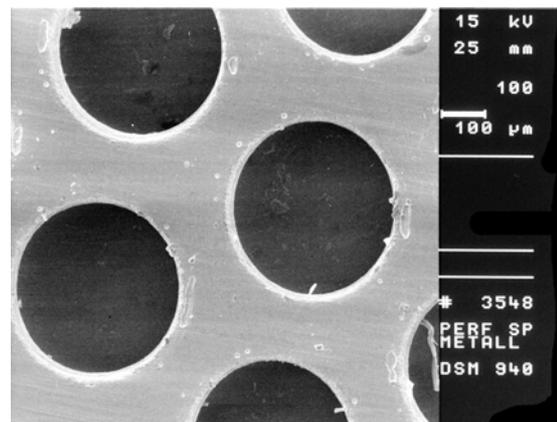


Abbildung 47: Perfect Splint Stahl 100x Vergrößerung

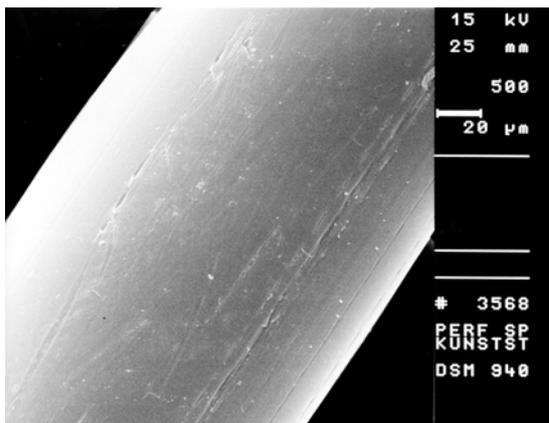


Abbildung 45: Perfekt Splint Nylon 500x Vergrößerung

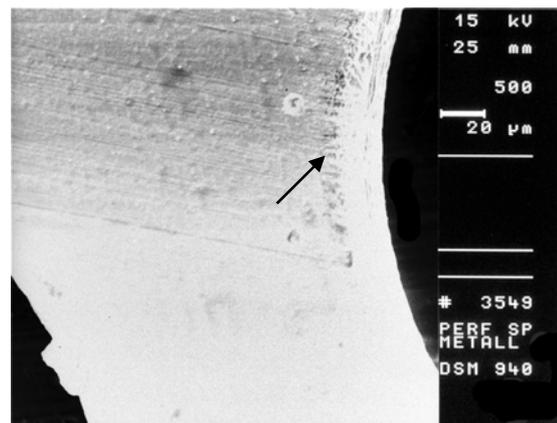


Abbildung 48: Perfect Splint Stahl 500x Vergrößerung

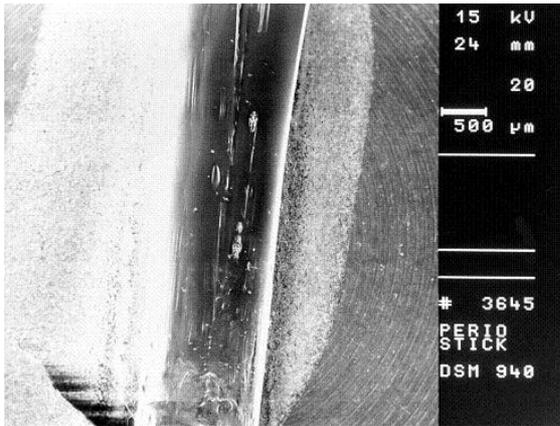


Abbildung 49: Perio Stick 20x Vergrößerung

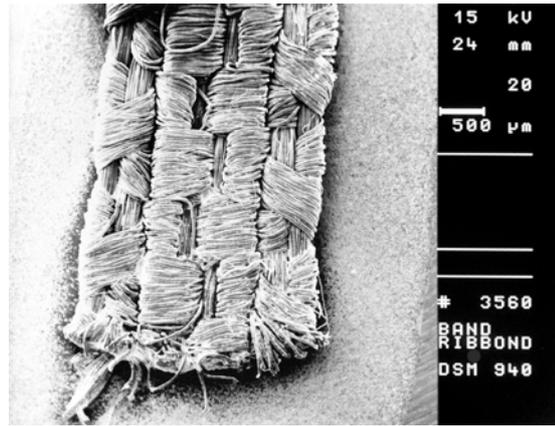


Abbildung 52: Ribbond 20x Vergrößerung

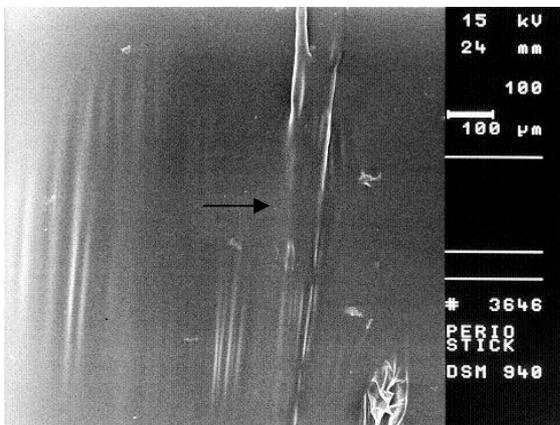


Abbildung 50: Perio Stick 100x Vergrößerung

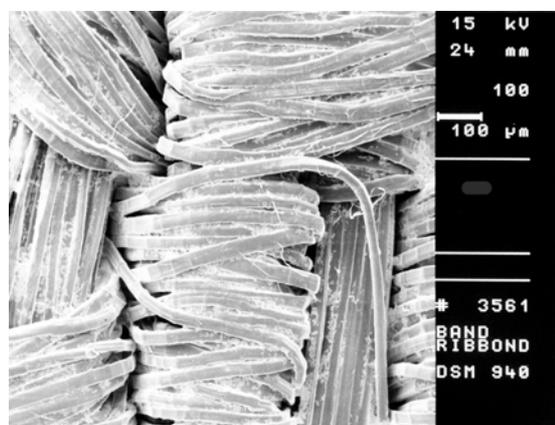


Abbildung 53: Ribbond 100x Vergrößerung

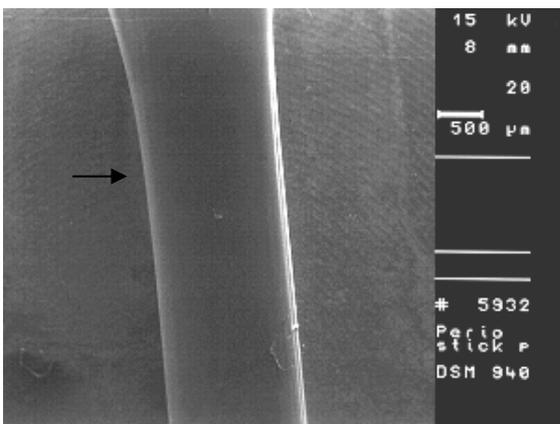


Abbildung 51: Perio Stick 500x Vergrößerung

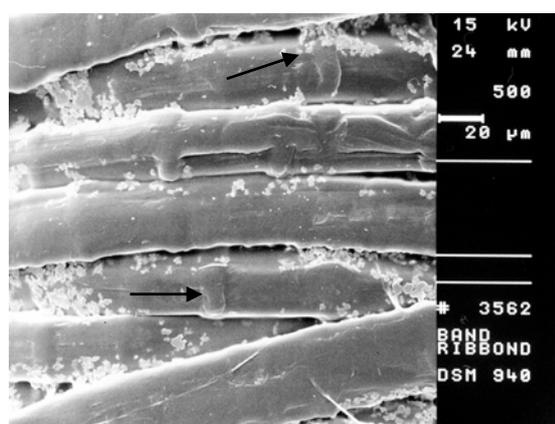


Abbildung 54: Ribbond 500x Vergrößerung

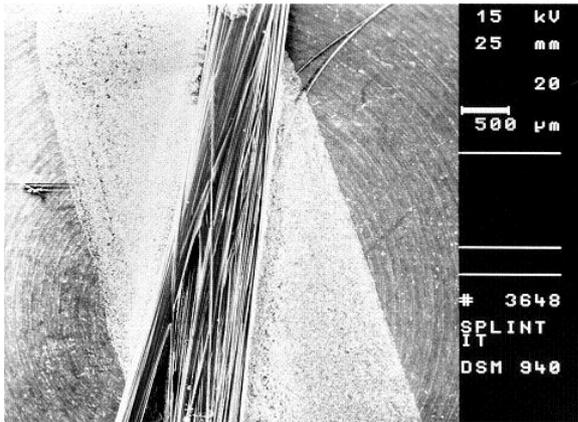


Abbildung 55: Splint-It 20x Vergrößerung

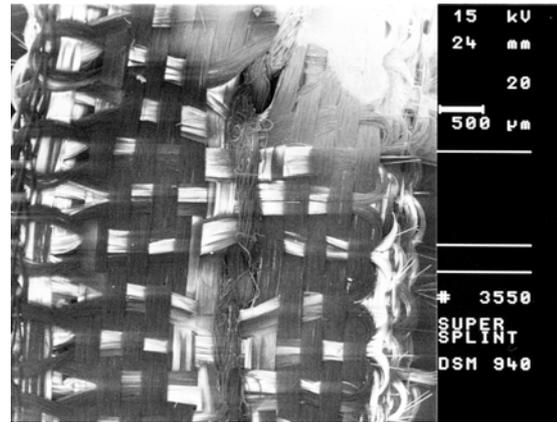


Abbildung 58: Super Splint Deluxe 20x Vergrößerung

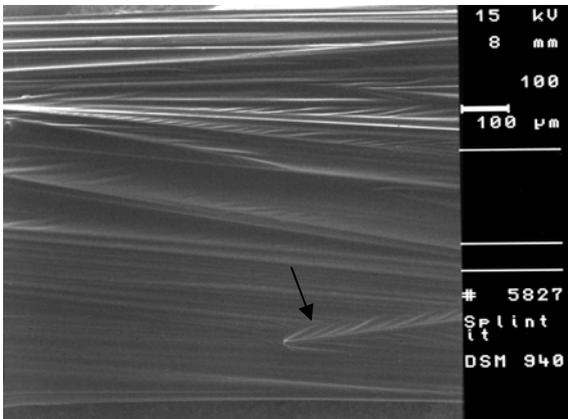


Abbildung 56: Splint-It 100x Vergrößerung

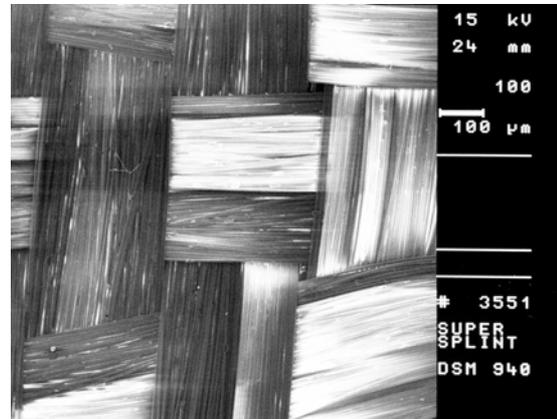


Abbildung 59: Super Splint Deluxe 100x Vergrößerung

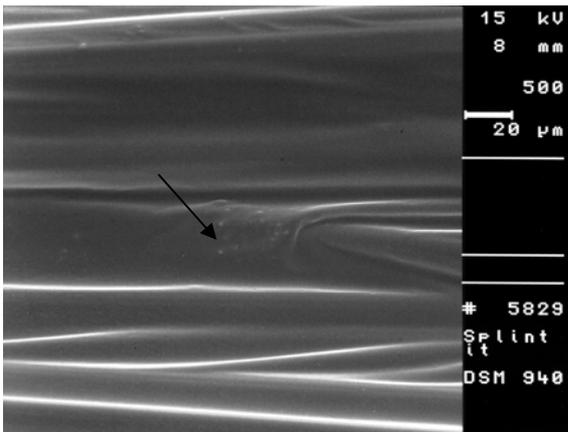


Abbildung 57: Splint-It 500x Vergrößerung

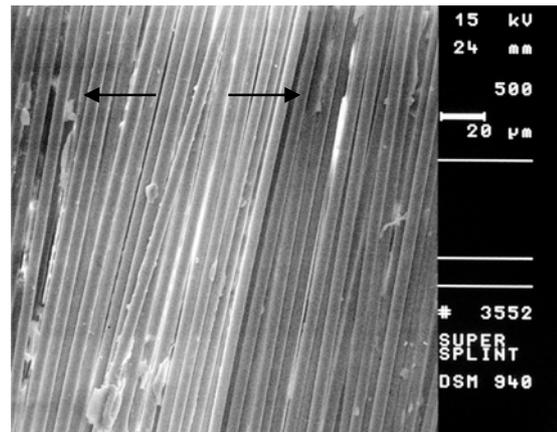


Abbildung 60: Super Splint Deluxe 500x Vergrößerung

5.5 Bestimmung der Bruchmodi

Der signifikant häufigste Bruchmodus, sowohl im ersten wie auch im zweiten Versuchsteil, war die Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial.

Im ersten Versuchsabschnitt wurden an den 180 lateralen Zähnen der 90 Prüfkörper insgesamt 128 Adhäsivfrakturen (83,11%) festgestellt. Dabei wurden die drei Zähne eines Prüfkörpers getrennt betrachtet. Frakturen am mittleren Zahn wurden in keinem Fall beobachtet. Die beschriebenen Frakturtypen beziehen sich auf einen oder beide laterale Zähne, wobei 140 von 180 lateralen Zähnen Frakturen aufwiesen. Dem zufolge zeigten 40 der 90 Prüfkörper Frakturen an einem seitlichen Zahn und 50 an beiden.

Folgende Materialien zeigten in der Verarbeitung mit dem jeweiligen Adhäsivmaterial ausschließlich Adhäsivfrakturen zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial:

Connect mit Tetric Evo Flow, Construct mit Construct Resin, EcuSphere Flow und Flow-It, Perfect Splint Nylon mit Cyano Veneer, Perfect Splint Stahl mit Cyano Veneer und Tetric Evo Flow, Perio Stick mit Tetric Evo Flow, Ribbond mit Venus Flow, Splint-It mit Flow-It und Tetric Evo Flow, Super Splint Deluxe mit Cyano Veneer und Tetric Evo Flow.

Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial waren in deutlich niedriger Anzahl festzustellen. Im ersten Versuchsabschnitt waren es insgesamt 17 Frakturen (11,03%).

Adhäsivfrakturen zwischen Bandmaterial und Kunststoff wurden insgesamt sechs Mal (3,89%) registriert.

Gemischte Frakturen wurden nur im ersten Versuchsabschnitt an drei Proben (1,94%) ermittelt.

Im zweiten Versuchsabschnitt wurden insgesamt 88 Adhäsivfrakturen (87,13%) an den 120 lateralen Zähnen der 60 Prüfkörper festgestellt.

Auch im zweiten Versuchsteil traten Frakturen ausschliesslich an den lateralen Zähnen auf, wobei 80 von 120 lateralen Zähnen Frakturen aufwiesen. Also betrafen 20 Fälle der 60 Prüfkörper beide lateralen Zähne und 40-mal war nur eine Fraktur zu beobachten.

Weiterhin wurden 13 Kohäsivfrakturen (12,87%) im Adhäsivmaterial gefunden. Andere Bruchmodi traten nicht auf.

Ein relevanter Unterschied zwischen der Frakturhäufigkeit am rechten bzw. linken Zahn wurde weder im ersten noch im zweiten Versuchsteil beobachtet.

Erster Versuchsteil

Tabelle 37 gibt eine Übersicht über die Bruchmodalitäten im ersten Versuchsteil. Abbildung 61 und Tabelle 38 zeigen die Verteilung der Bruchmodalitäten auf die verschiedenen Versuchsgruppen.

Art der Fraktur		Zahn	Anzahl
A	Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial	rechts	60
		links	68
B	Adhäsivfraktur zwischen Adhäsivmaterial und Band	rechts	5
		links	1
C	Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivmaterials	rechts	13
		links	4
D	Kohäsivfraktur innerhalb des Bandes	rechts	0
		links	0
E	Die Fraktur verlief gemischt, sowohl im Band als auch im Adhäsivmaterial	rechts	2
		links	1
F	Die Fraktur erfolgte am rechten bzw. linken festen Zahn	rechts	69
		links	71
G	Die Fraktur erfolgte am mittigen gelockerten Zahn	Mitte	0

Tabelle 37: Bruchmodi der 90 Proben des ersten Versuchsteils

- **Biosplint**

Für Biosplint mit Biosplint Flow lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Bei zwei Proben waren zusätzlich Adhäsivfrakturen zwischen dem Bandmaterial und dem Adhäsivmaterial, sowie bei zwei weiteren Proben Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial erfolgt.

Für Biosplint mit Tetric Evo Flow lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Bei zwei Proben waren zusätzlich

Adhäsivfrakturen zwischen dem Bandmaterial und dem Adhäsivmaterial, sowie bei drei weiteren Proben Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial.

- **Connect**

Bei Connect mit Construct Resin lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Bei drei Proben waren zusätzlich Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial erfolgt.

Bei Connect mit Tetric Evo Flow zeigten alle Proben nur Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz.

- **Construct**

Bei Construct sowohl mit Construct Resin als auch mit Tetric Evo Flow lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Zusätzlich waren bei zwei Proben Kohäsivfrakturen innerhalb des Adhäsivmaterials festzustellen.

- **Meyer-Haake Stahl**

Für das Stahlband von Meyer-Haake mit Tetric Evo Flow lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Zwei Proben wiesen zudem Kohäsivfrakturen innerhalb des Adhäsivmaterials auf und eine weitere Probe zeigte eine Adhäsivfraktur zwischen Adhäsivmaterial und Band.

- **Perfect Splint Nylon**

Für Perfect Splint Nylon wurden sowohl mit Cyano Veneer als auch mit Tetric Evo Flow Adhäsivfrakturen zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial festgestellt. Dies traf ausschließlich für die Klebung mit Cyano Veneer zu. Bei drei Proben mit Tetric Evo Flow zeigten sich auch Frakturen sowohl im Band als auch im Adhäsivmaterial.

- **Perfect Splint Stahl**

Für Perfect Splint Stahl wurde sowohl mit Cyano Veneer als auch mit Tetric Evo Flow ausschließlich Adhäsivfrakturen zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial festgestellt.

Für die beiden verarbeiteten Stahl-Splinte, Perfect Splint Stahl sowie Meyer-Haake Stahl fiel eine unterschiedliche Verteilung der Bruchmodi auf: Das Band Meyer-Haake Stahl zeigte zusätzlich Adhäsivfrakturen zwischen Band und Adhäsivmaterial sowie Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial.

- **Perio Stick**

Für Perio Stick mit Stick Flow lagen bei allen Proben die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz. Bei drei Proben waren zusätzliche Kohäsivfrakturen im Adhäsivmaterial erfolgt. Für Perio Stick mit Tetric Evo Flow wurden ausschließlich die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz gefunden.

- **Ribbond**

Bei allen Proben verhielten sich die Frakturverläufe adhäsiv zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial. Bei einer Probe wurde zusätzlich eine Fraktur zwischen dem Bandmaterial und dem Adhäsivmaterial gefunden.

- **Splint-It**

Beide Adhäsivmaterialien, Flow-It und Tetric Evo Flow zeigten mit Splint-It ausschließlich Adhäsivfrakturen zum Schmelz.

- **Super Splint Deluxe**

Super Splint Deluxe wies sowohl mit Cyano Veneer als auch mit Tetric Evo Flow ausschließlich Adhäsivfrakturen zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial auf.

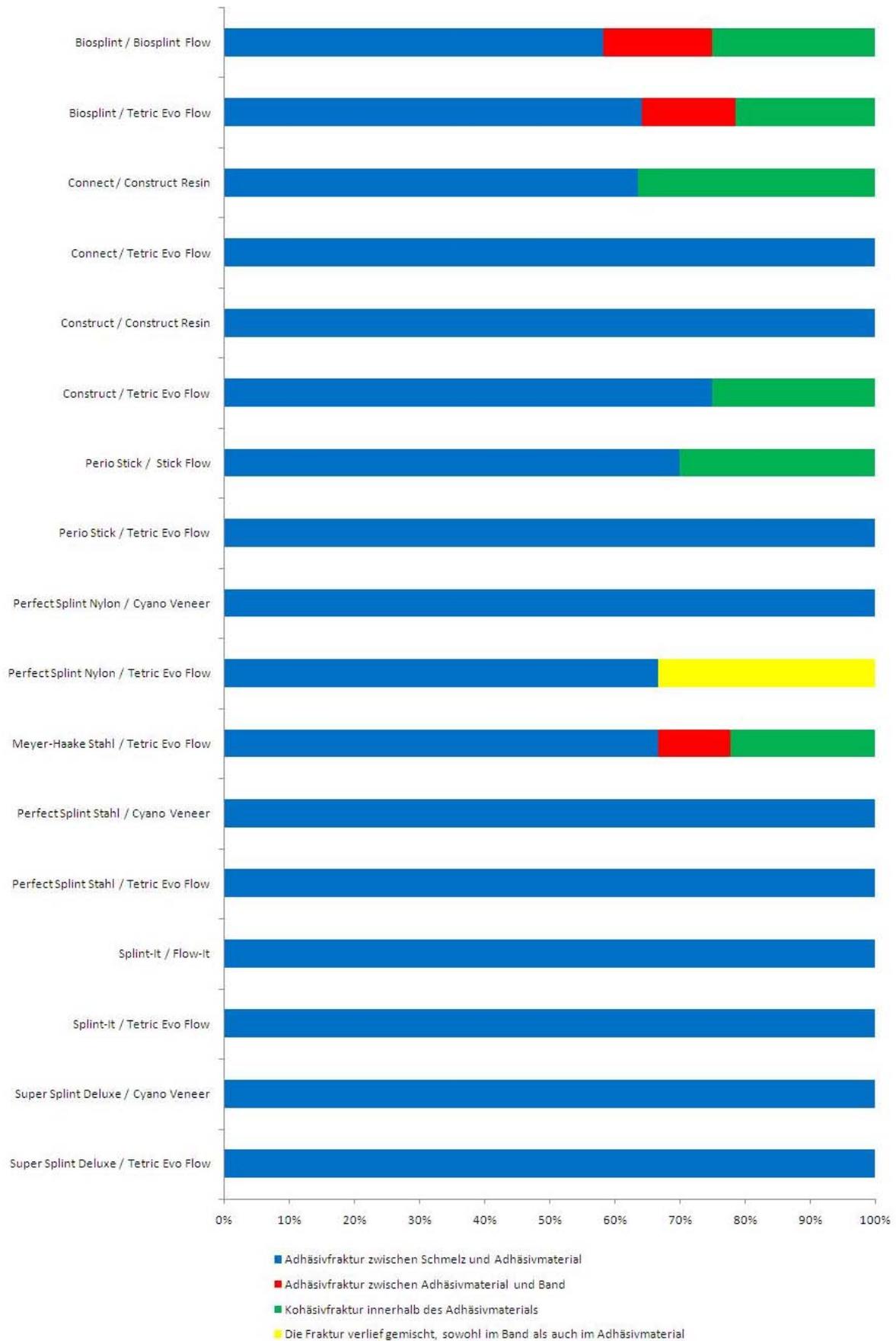


Abbildung 61: Bruchmodi des ersten Versuchsteils in den einzelnen Gruppen

	A			B			C			D	E			F			G
	Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial			Adhäsivfraktur zwischen Adhäsivmaterial und Band			Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivmaterials			Kohäsivfraktur innerhalb des Bandes	Die Fraktur verlief gemischt, sowohl im Band als auch im Adhäsivmaterial			Die Fraktur erfolgte am rechten bzw. linken festen Zahn			Die Fraktur erfolgte mittig
	rechts	links	Σ	rechts	links	Σ	rechts	links	Σ	Σ	rechts	links	Σ	rechts	links	Σ	Σ
Biosplint, Biosplint Flow	3	4	7	2	-	2	2	1	3	0	-	-	0	5	4	9	0
Biosplint, Tetric Evo Flow	4	5	9	1	1	2	2	1	3	0	-	-	0	5	4	9	0
Connect, Construct Resin	4	3	7	-	-	0	3	1	4	0	-	-	0	4	4	8	0
Connect, Tetric Evo Flow	4	2	6	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	4	2	6	0
Construct, Construct Resin	2	5	7	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	2	5	7	0
Construct, Tetric Evo Flow	5	1	6	-	-	0	2	-	2	0	-	-	0	3	5	8	0
Meyer-Haake Stahl Tetric Evo Flow	3	3	6	1	-	1	1	1	2	0	-	-	0	3	4	7	0
Perfect Splint Nylon Cyano Veneer	5	4	9	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	5	4	9	0
Perfect Splint Nylon, Tetric Evo Flow	4	2	6	-	-	0	-	-	0	0	2	1	3	4	3	7	0
Perfect Splint Stahl, Cyano Veneer	3	5	8	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	3	5	8	0
Perfect Splint Stahl, Tetric Evo Flow	4	3	7	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	4	3	7	0
Perio Stick, Stick Flow	2	5	7	-	-	0	3	-	3	0	-	-	0	5	5	10	0
Periostick, Tetric Evo Flow	5	5	10	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	5	5	10	0
Ribbond, Tetric Evo Flow	4	3	7	1	-	1	-	-	0	0	-	-	0	4	4	8	0
Splint-It, Flow-It	3	5	8	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	3	5	8	0
Splint-It, Tetric Evo Flow	5	5	10	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	5	5	10	0
Super Splint Deluxe, Cyano Veneer	4	4	8	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	4	4	8	0
Super Splint Deluxe, Tetric Evo Flow	5	2	7	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	5	2	7	0

Tabelle 38: Anzahl der Bruchmodi des ersten Versuchsteils in den einzelnen Gruppen

Zweiter Versuchsteil

Tabelle 39 gibt eine Übersicht über die Bruchmodalitäten im zweiten Versuchsteil. Abbildung 62 und Tabelle 40 zeigen die Verteilung der Bruchmodalitäten auf die verschiedenen Versuchsgruppen.

Art der Fraktur		Zahn	Anzahl
A	Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial	rechts	35
		links	43
B	Adhäsivfraktur zwischen Adhäsivmaterial und Band	rechts	0
		links	0
C	Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivmaterials	rechts	8
		links	5
D	Kohäsivfraktur innerhalb des Bandes	rechts	0
		links	0
E	Die Fraktur verlief gemischt, sowohl im Band als auch im Adhäsivmaterial	rechts	0
		links	0
F	Die Fraktur erfolgte am rechten bzw. linken festen Zahn	rechts	37
		links	43
G	Die Fraktur erfolgte am mittigen gelockerten Zahn	Mitte	0

Tabelle 39: Bruchmodi der 60 Proben des zweiten Versuchsteils

Für die Verarbeitung von Construct und Ribbond mit unterschiedlichen Flow-Kompositen wurden hauptsächlich adhäsive Frakturen zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial registriert. Ein geringer Teil der Proben wies zudem kohäsive Frakturen im Adhäsivmaterial auf. Es erfolgten ausschließlich Frakturen an den seitlichen Zähnen und keine Frakturen am mittleren Zahn.

- **Construct**

Für Construct wurden sowohl mit **EcuSphere Flow** als auch mit **Flow-It** Adhäsivfrakturen zwischen dem Schmelz und dem Adhäsivmaterial festgestellt.

Für Construct mit **Grandio Flow** wurden adhäsive Frakturen zwischen dem Schmelz und dem Adhäsivmaterial gefunden. Bei zwei Proben zeigten sich auch kohäsive Frakturen im Adhäsionsmaterial.

Für Construct mit **Venus Flow** sowie **X-Flow** wurden adhäsive Frakturen zwischen dem Schmelz und dem Adhäsivmaterial beobachtet. Bei zwei Proben mit Venus Flow als auch X-Flow trat auch eine kohäsive Fraktur im Adhäsionsmaterial auf.

- **Ribbond**

Für Ribbond wurden mit **EcuSphere Flow**, **Flow-It** als auch mit **Grandio Flow** Adhäsivfrakturen zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz notiert. Bei zwei Proben mit EcuSphere Flow, Flow-It als auch Grandio Flow zeigten sich zusätzlich Kohäsionsfrakturen im Adhäsivmaterial.

Für Ribbond wurden mit **Tetric Evo Flow** als auch mit **X-Flow** Adhäsivfrakturen zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz gefunden. Bei einer Probe von Tetric Evo Flow als auch X-Flow war zusätzlich eine Kohäsionsfraktur im Adhäsivmaterial erfolgt.

Für Ribbond traten mit **Venus Flow** nur Adhäsivfrakturen zwischen Adhäsivmaterial und Schmelz auf.

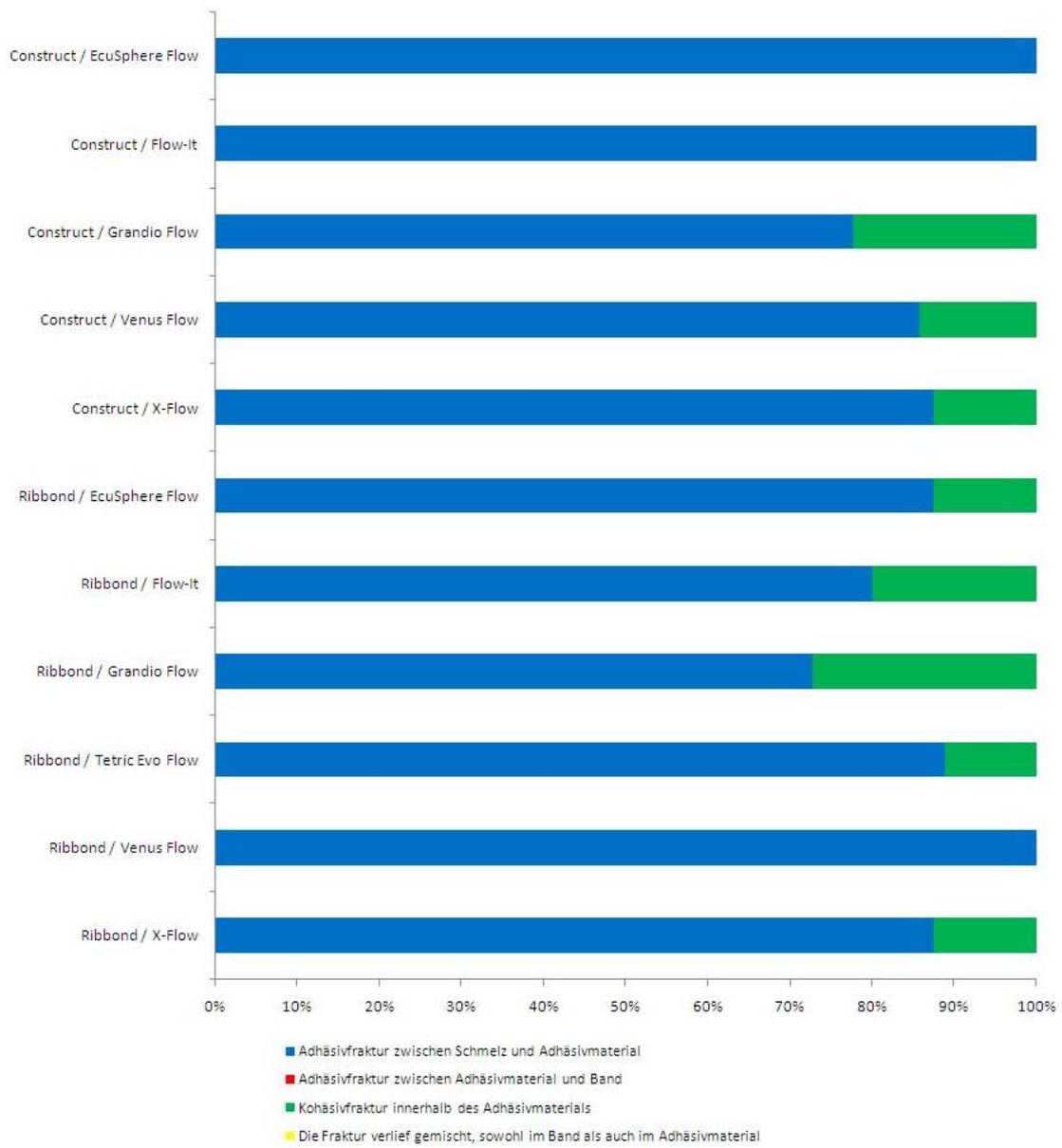


Abbildung 62: Bruchmodi des zweiten Versuchsteils für die verschiedenen Gruppen

	A			B			C			D	E			F			G
	Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Adhäsivmaterial			Adhäsivfraktur zwischen Adhäsivmaterial und Band			Kohäsivfraktur innerhalb des Adhäsivmaterials			Kohäsivfraktur innerhalb des Bandes	Die Fraktur verlief gemischt, sowohl im Band als auch im Adhäsivmaterial			Die Fraktur erfolgte am rechten bzw. linken festen Zahn			Die Fraktur erfolgte mittig
	rechts	links	Σ	rechts	Links	Σ	rechts	links	Σ	Σ	rechts	links	Σ	rechts	links	Σ	Σ
Construct, EcuSphere Flow	4	4	8	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	4	4	8	0
Construct, Flow-It	3	3	6	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	3	3	6	0
Construct, Grandio Flow	3	4	7	-	-	0	-	2	2	0	-	-	0	2	4	6	0
Construct, Venus Flow	3	3	6	-	-	0	1	-	1	0	-	-	0	4	3	7	0
Construct, X-Flow	3	4	7	-	-	0	1	-	1	0	-	-	0	3	4	7	0
Ribbond, EcuSphere Flow	2	5	7	-	-	0	1	1	2	0	-	-	0	3	5	8	0
Ribbond, Flow-It	4	4	8	-	-	0	1	-	2	0	-	-	0	4	4	8	0
Ribbond, Grandio Flow	4	4	8	-	-	0	2	1	3	0	-	-	0	4	4	8	0
Ribbond, Tetric Evo Flow	3	5	8	-	-	0	-	1	1	0	-	-	0	3	5	8	0
Ribbond, Venus Flow	3	3	6	-	-	0	-	-	0	0	-	-	0	3	3	6	0
Ribbond, X-Flow	3	4	7	-	-	0	1	-	1	0	-	-	0	4	4	8	0

Tabelle 40: Anzahl der Bruchmodi des zweiten Versuchsteils für die verschiedenen Gruppen

6 DISKUSSION

Durch die Testung der Splint-Bänder und systemeigenen Flow-Komposite sollte die Leistungsfähigkeit der einzelnen Systeme bewertet werden, während die Prüfung der verschiedenen Bänder mit einem einheitlichen, gängigem Flow-Komposit der Vergleichbarkeit diene. Nach der Ermittlung der beiden besten Bänder wurden diese mit den verschiedenen Flow-Kompositen auf ihre Bruchfestigkeit getestet.

Basierend auf den Ergebnissen wird die Hypothese, dass bei dem Vergleich der verschiedenen Schienungsmaterialien in der Verarbeitung mit dem hierfür empfohlenen Flow-Komposite oder mit dem Tetric Evo Flow Komposite ähnliche Ergebnisse zu erwarten sind, nicht erfüllt. Des Weiteren ist die Annahme, dass dasselbe Schienungsmaterial mit unterschiedlichen Flow-Kompositen vergleichbare Ergebnisse erzielt zurückzuweisen.

Potenziell relevante Parameter für die Haftkraft von parodontalen Schienungen sind das Material des Splints, Vorbehandlung und Aufbau der Faser sowie das eingesetzte Komposit. Zusätzlich zeigte sich, dass die Kombination von Splintmaterial und Komposit ebenfalls von Bedeutung war (**GUTHERIDGE** 1992, **TAKAGI** et al. 1996, **VALLITTU** 1999a, **ELLAKWA** et al. 2002, **LASSILA** et al. 2002, **ALANDER** et al. 2004, **BAE** et al. 2004, **DYER** et al. 2004, **ALANDER** et al. 2005, **KARBHARI & STRASSLER** 2007, **LASSILA** et al. 2007). Dies zeigte sich deutlich bei Cyano Veneer, welches sich als nicht tauglich für parodontale Splinte herausstellte. Alle drei Bänder, Perfect Splint Stahl, Perfect Splint Nylon und Super Splint Deluxe erzielten mit Tetric Evo Flow bessere Werte.

Weitere Einflussfaktoren waren die Bandbreite und die Länge, der Klebebereich auf der Zahnoberfläche und die Schichtdicke des Flow-Komposites (**VALLITTU** 1999b, **VALLITTU & SEVELIUS** 2000, **ALANDER** et al. 2004, **LASSILA & VALLITTU** 2004, **ALANDER** et al. 2005, **PFEIFFER & GRUBE** 2006, **KARBHARI & STRASSLER** 2007). Thermocycling und Wasserlagerung sollten moderne Komposite nicht beeinflussen, eventuell werden aber sowohl die Haftfestigkeit an der Zahnoberfläche als auch die Eigenschaften der Schienungsmaterialien verändert (**LASSILA** et al. 2002, **CHAI** et al. 2005, **TEZVERGIL** et al. 2005, **JANDA** et al. 2006). Trotzdem wurden die Materialien in diesem Versuch einer künstlichen Alterung unterzogen.

Die besten ermittelten Schienungsmaterialien, Ribbond, Construct und Connect bestehen aus Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Fasern (UMWPF). UMWPF

wurde in verschiedenen Publikationen als erfolgreich beschrieben (**GUTHERIDGE** 1992, **RADA** 1999, **ESKITASCIOGLU** et al. 2004, **CENGIZ** et al. 2006, **CHAN** et al. 2006, **EMINKAHYAGIL & ERKUT** 2006, **KARBHARI & STRASSLER** 2007, **CHENG** et al. 2010). Im zweiten Versuchsabschnitt wurden die beiden besten Bänder, Construct und Ribbond, verarbeitet. Es bestand ein Unterschied zwischen diesen Polyethylen-Fasern: Ribbond hatte eine multidirektional geflochtene Dreherbindung und war nicht beschichtet, hingegen war Construct biaxial geflochten und sowohl mit Kaltplasma behandelt als auch vorsilanisiert mit ungefüllten Kunststoff. Diese Kunststoffschicht war auch im REM sichtbar. Trotzdem war es laut Hersteller sowohl erlaubt das Band anzufassen als auch dem Licht auszusetzen. Polyethylen-Bänder sind seit vielen Jahren auf dem Markt eingeführt und sehr populär. Neben dem Einsatz in der Zahnmedizin werden sie unter anderem auch in vielen verschiedenen Industriebereichen eingesetzt (**GUTHERIDGE** 1992, **RADA** 1999, **ESKITASCIOGLU** et al. 2004, **AYNA & CELENK** 2005, **CENGIZ** et al. 2006, **CHAN** et al. 2006, **EMINKAHYAGIL & ERKUT** 2006). Unterschiedliche Materialuntersuchungen berichten von vielversprechenden Resultaten (**GUTHERIDGE** 1992, **KARBHARI & STRASSLER** 2007).

Kontrovers diskutierten hingegen andere Autoren die mechanischen Eigenschaften von UMWPF (**VALLITTU** 1997a, **MEIERS** et al. 1998, **ALANDER** et al. 2004, **DYER** et al. 2004, **CHENGIZ** et al. 2006, **PFEIFFER & GRUBE** 2006). Ein Nachteil war die schlechtere Adhäsion zwischen den Polyethylen-Fasern und dem PMMA des Prothesenkunststoffes (**VALLITTU** 1997b). Bei Construct sollte dies durch die elektrochemische Plasmabehandlung und Harzbeschichtung verbessert worden sein, aber es ist bislang noch ungeklärt wie effektiv die Oberflächenbehandlung ist (**GUTHERIDGE** 1992, **AYNA & CELENK** 2005). Die Oberflächenbeschichtung ist zudem an Polyethylen-Fasern schwieriger herzustellen als an Glasfasern (**JANCAR & DIBENEDETTO** 1993, **TAGAKI** et al. 1996, **KESKI-NIKKOLA** et al. 2004). Ein weiterer Aspekt ist die geringe Biegefestigkeit und Steifheit der Polyethylen-Faser im Vergleich mit anderen Materialien (**ALANDER** et al. 2004, **CENGIZ** et al. 2006, **PFEIFFER & GRUBE** 2006). Die Faserarchitektur wird als wichtig für die Festigkeit des Splints angesehen, so können geflochtene Schienungsbänder möglicherweise unterschiedlich einwirkenden Kraftvektoren besser widerstehen als gewebte Materialien, welche leichter brechen können (**DYER** et al. 2004, **KARBHARI & STRASSLER** 2007, **LASSILA** 2007).

Des Weiteren wurden von verschiedenen Autoren bessere Ergebnisse bei Gebrauch von Glasfaser berichtet (**MEIERS** et al. 1998, **DYER** et al. 2004, **CHAN** et al. 2006, **PFEIFFER & GRUBE** 2006,). Dies konnte durch diese Studie nicht bestätigt werden. Perio Stick, Splint-It und Super Splint Deluxe zeigten gute, aber durchschnittliche Ergebnisse.

Außerdem hatten Connect und Construct die besten Ergebnisse mit dem empfohlenen Komposite Construct Resin erzielt. Hingegen lieferten die drei Glasfaser-Splints mit den empfohlenen Flow-Kompositen schlechtere Ergebnisse als mit Tetric Evo Flow.

Die Bedeutung des Splintmaterial und der Vorbehandlung scheint überbewertet zu werden, da die Ergebnisse der beschichteten Glasfasermaterialien wie z.B. Splint-It und Perio Stick nicht überlegen waren. Der Vorteil sollte die bessere chemische Verbindung zwischen dem Bondmaterial und der Glasfaser sein. Die Bruchfestigkeit aufgrund der Imprägnierung oder Teilpenetration mit Bond waren aber gegenüber den anderen Materialien nicht höher. Die unterschiedlichen Materialien wie Metall, Nylon, UMWPF oder Glasfaser schienen ebenfalls keinen großen Einfluss auf das Ergebnis einer Schienung zu haben, bis auf die Tatsache, dass das Metall eine höhere Rigidität besaß. Dies war aus Untersuchungen mit Trauma-Splints und orthodontischen Retainern bekannt (**EBERLESEDER** et al. 1995, **FOEK** et al. 2009). Ein negativer Effekt bedingt durch die niedrige Flexibilität und Festigkeit von UMWPF wurde bei diesem Versuchsaufbau nicht festgestellt (**ALANDER** et al. 2004, **CENGIZ** et al. 2006, **PFEIFFER & GRUBE** 2006). Die Frage der Materialwahl wird mehr bestimmt durch das Handling bei der Verarbeitung und der Gestaltungsmöglichkeit eines komfortablen Splints für den Patienten. So sind z.B. störende Kanten oder eine erschwerte Adaptionsfähigkeit auf Grund der Steifheit des Materials von Nachteil. Diese Eigenschaften zeigten sich bei der Verarbeitung von Metall- oder Nylon-Splints.

Der Effekt von Faserorientierung oder Faservorbehandlung konnte in diesem Versuchsaufbau nicht erfasst werden. Splintmaterialien mit unterschiedlicher Faserorientierung wie z. B. multidirektional leno-weave, unkonditioniertes Ribbond und das biaxial geflochtene, mit Kaltplasma und Silan vorbehandelte Construct erreichten ähnliche Bruchfestigkeitswerte. Beim Vergleich des nicht konditionierten Connect mit dem vorbehandelten Construct, wobei beide die gleiche Faserarchitektur aus UMWPF aufweisen, zeigte sich die Oberflächenbehandlung bei Construct Resin

überlegen. Biosplint ist ebenfalls geflochten und nicht vorbehandelt, aber die Ergebnisse sind ungeachtet dessen mit dem empfohlenen Flow-Komposite niedriger, als die von Connect und Construct mit Construct Resin. Dem entgegen erzielte Ribbond als unkonditioniertes UMWPF die beste Resultate mit Tetric Evo Flow (FOEK et al. 2009). Im Vergleich der Glasfaser-Bänder, geflochten, silanisiert (Super Splint Deluxe) mit unidirektional, imprägnierten Fasern (Splint-It, Perio Stick), wurden ähnliche Ergebnisse gefunden. Des Weiteren waren beide Metallsplints ebenso wie der Nylonsplint unkonditioniert und erreichten ähnliche Werte bei den Bruchwerten wie UMWPF und Glasfasermaterialien mit Tetric Evo Flow. Haftvermittler schienen eine höhere Effektivität bei Glasfasern als bei Polyethylen zu besitzen (JANCAR & DIEBENEDETTO 1993, TAKAGI et al. 1996, VALLITTU 1997a). Auch UMWPF können mit CO₂ gereinigt, z.B. Biosplint oder elektrochemisch mit Plasma behandelt und mit Resin beschichtet werden, z.B. Construct (GUTHERIDGE 1992). Einige Autoren haben die Anwendung von Polyethylen-Fasern kritisch betrachtet, aber UWMPF haben in dieser Studie vielversprechende Ergebnisse erbracht und können vermutlich weiter entwickelt werden (MEIERS et al. 1998, AYNÄ & CELENK 2005, KARBHARI & STRASSLER 2007, CHENG et al. 2010).

Vermutlich kann das Flow-Komposit sich an die ungefüllte Kunststoffbeschichtung des Construct-Bandes anlagern. Dies könnte die Erklärung für die signifikanten Ergebnisse mit Tetric Evo Flow und X-Flow und des Weiteren den tendenziell guten, aber nicht signifikant besseren Ergebnis für Venus Flow im Vergleich beider Schienungsbänder sein. X-Flow, Venus Flow als auch das empfohlene Komposite des Construct Systems, Construct Resin, konnten eine gute Verbindung zwischen ihrem Monomer und der ungefüllten Kunststoffbeschichtung des Construct Bandes eingehen.

In dieser Studie war die Belastung ausschließlich von labial. Diese Tatsache kann die Ursache dafür sein, dass kein Unterschied zwischen den unterschiedlichen Faseranordnungen festzustellen war. Klinisch kann der parodontale Splint von unterschiedlichen Richtungen belastet werden, wofür ein anisotropisches Material benötigt werden würde (LASSILA et al. 2007). Vermutlich können geflochtene Schienungsmaterialien wie z.B. Connect, Construct und Biosplint Belastungen aus unterschiedlichen Richtungen besser widerstehen, während gewebte Materialien wie z.B. Ribbond oder Super Splint Deluxe schneller brechen können. Dies wurde jedoch nicht durch die Bruchmodi bestätigt (DYER et al. 2004, LASSILA et al. 2007,

KARBHARI & STRASSLER 2007). Außerdem werden klinisch die parodontalen Splints meist inzisal oder labial mit mehreren zusammenwirkenden Kraftvektoren belastet, während in dieser Studie der Kraftvektor ausschließlich unidirektional von labial möglich war, da der Teststempel in inzisal-labialer Krafrichtung abgerutscht wäre und somit eine Belastung nicht möglich war. Hinzu kommt, dass die Splintmaterialien ihre höchste Bruchfestigkeit auf Druckbelastung aufweisen. Die Verstärkung der Biege-Spannungsseite bei Belastung wird als effektivste bewertet, aber die Platzierung des parodontalenn Splints wird auf der entgegengesetzten Seite vorgenommen (**DYER et al.2004**). Parodontale Splints werden in der UK-Front meist auf der lingualen Seite plaziert und dort mit Zug belastet (**VALLITTU 1999a, LASSILA & VALLITTU 2004**). Diese Fakten könnten die Unterschiede zu anderen Studien erklären (**CENGIZ et al. 2006, PFEIFFER & GRUBE 2006, BERTOLD et al. 2009**).

Die maximale Kraft zur Bruchentstehung wurde gemessen, ohne vorher die vorausgehende Verbiegung zu bestimmen, aber die Konstruktion ist fähig Energie zu absorbieren, ohne zu brechen (**DYER et al. 2004, KARBHARI & STRASSLER 2007**). Die dynamischen Funktionen belasten den Splint kritisch, aber unerschwerlich, so dass hier ein entscheidender Unterschied zum Versuchsdesign mit maximaler Belastung besteht. Kaukräfte von 100 bis 300 N werden für Frontzähne beschrieben. Sie liegen über der maximalen Kraft, die in dieser Studie gemessen wurde. Die Bruchmodalitäten zeigten, dass das Versagen innerhalb der Kompositschicht oder der Grenzfläche zwischen Komposite-Zahn liegt und könnte mit dem niedrigeren Füllergehalt der Flow-Komposite erklärt werden (**NAEIJJE & LOOM 1998, CENGIZ et al. 2006, MASOURAS et al. 2008, CHENG et al. 2010**). In dieser Studie lag die Grenze der Bruchfestigkeit zwischen 80 bis 180 N, was nicht die Erwartungen erfüllte. Dagegen wurden in anderen Studien an orthodontischen Retainern mit Stahldraht die Anforderungen für orthodontische Bracketklebung, welche mit 6 bis 8 MPa angegeben wurde, erfüllt (**REYNOLDS & VON FRAUENHOFER 1975, FOEK et al. 2009**). Die klinische Erfahrung belegt den Erfolg und die Funktionsfähigkeit von parodontalen Splints. Dies kann mit der Elastizität des Splints oder einer gewissen Non-Okklusion erklärt werden, da das ganze Segment beweglich ist oder die Kaukraft nur reduziert auftritt und weshalb der Splint nicht bricht (**VALLITTU & SEVELIUS 2000, BASSIOURY & DEEM 2003, AYNA & CELENK et al. 2005, CENGIZ et al. 2006, BERTOLD et al. 2009**).

Eine bestimmte Restelastizität des Splints ermöglicht somit eine längere Standzeit unter Funktion als eine höhere Rigidität, welche zu spontanen Brüchen führen kann,

besonders am gelockerten Zahn des Splints. Des Weiteren ist eine verbleibende Restmobilität akzeptabel, hinsichtlich Parodontal- und Traumasplints, da der Patient sein natürliches Fühlen behält als mit einer starren Schienung und dies ermöglicht einen lang andauernden Erfolg unter Funktion (**GLANTZ & NYMAN** 1998, **RADA** 1999, **CENGIZ** et al. 2006, **BERTOLD** et al. 2009).

Problematisch war in dem ersten Versuchsteil sechs verschiedene Komposite in Kombination mit unterschiedlichen Bandmaterialien zu vergleichen, da nicht zwei Parameter gleichzeitig miteinander verglichen werden konnten (**CHAN** et al. 2006, **CENGIZ** et al. 2006). Deswegen wurden Reihen von verschiedenen Splint-Materialien mit den gleichen Komposit und von verschiedenen Kompositen mit den gleichen Splint-Materialien geklebt (**BEHR** et al. 2003, **TESVERGIL-MUTULAY** et al. 2008). Die Verbindung zwischen dem Schienungsmaterial und dem Adhäsivmaterial wurde bei den unkonditionierten Materialien wie Metall, Nylon und UMWPF z.B. Ribbond als mechanisch bedingt angenommen (**VALLITTU** 2000), während bei den vorbehandelten Schienungsmaterialien von UMWPF und Glasfaser eine chemisch bedingte Adhäsion hinzukommen könnte.

Die getesteten Komposite im ersten Versuchsteil unterschieden sich in ihrer Zusammensetzung: Cyano Veneer ist ein Cyanoacrylate und hat sich nicht bewährt. Die anderen fünf Materialien waren Flow-Komposite. Für eine gute Adhäsion zwischen dem Fasermaterial und dem Kunststoff sind eine gute Fließfähigkeit und Benetzbarkeit zu den Fasern und eine gute Verbindung des Monomers mit der vorbehandelten Oberfläche essentiell. Eine Matrix mit multifunktionellen MA, TEGDMA oder HEDMA hat sich bewährt. Auch ohne chemische Verbindung mit dem Splintmaterial ermöglicht eine gute Durchdringung der Flow-Komposite eine stabile Verbindung. Der Grund, weshalb Flow-Komposite bevorzugt werden, ist ihre gute Fließfähigkeit und Benetzbarkeit, ihre höhere Elastizität, leichte Handhabung und der niedrigere Fülleranteil im Vergleich zu einem konventionellen Restorationskomposite (**TESVERGIL** et al. 2005, **LASSILA** et al. 2007, **KHAN** et al. 2008, **MASOURAS** et al. 2008, **LEE** et al. 2010).

Das fließfähige Komposit ermöglicht nicht nur eine bessere Benetzung des Splintes sondern auch der Zähne und dadurch einen exakten Randschluss. Des Weiteren fließt er in die Approximalräume und ermöglicht eine gut zu reinigende Situation bei der Mundhygiene (**RADA** 1999).

Schienenbänder sollten während der Klebung an den Zähnen nicht angefasst werden, weshalb die Anwendung von Bond oder Flow-Komposite hilfreich ist, um den Splint an die richtige Position zu kleben, bevor mit Licht aushärtet wird. Zudem korreliert die Elastizität eines fließfähigen Komposite negativ zu seinem Fülleranteil (**MASOURAS** et al. 2008). Als Zugabe liegt bei Tetric Evo Flow eine relativ kleine Füllergröße (durchschnittlich 0,6 µm) vor, wodurch die relativ konstanten Ergebnisse begründet sein können. Die vorliegenden Ergebnisse stehen im Einklang mit der Bevorzugung von Tetric Evo Flow durch andere Autoren (**CENGIZ** et al. 2006, **BERTOLD** et al. 2009).

Bis jetzt wurde nicht kontrolliert, ob Blasen verblieben, oder wie tief die Durchdringung des Kunststoffes zwischen den Fasern war. Bei Tetric Evo Flow in Verarbeitung mit Ribbond scheint die Benetzung des Bandes erfolgreich zu sein aufgrund seines niedrigen Fülleranteils mit der relativ kleinen Größe (0,6 µm). Diese Ergebnisse bestätigen die Präferenz dieses Komposites durch andere Autoren (**CHENGIZ** et al. 2006, **BERTOLD** et al. 2009). Andere Komposite wie Flow-It und EcuSphere Flow haben Füllergrößen von 4-9 µm und dadurch zwischen den eng liegenden Fasern keine gute Durchdringungsfähigkeit. Fast alle Flow-Komposite haben ähnliche Fülleranteile außer Tetric Evo Flow mit seinen Vorpolymeren und Grandio Flow. Der höhere Fülleranteil von Grandio Flow könnte eine Erklärung für die schlechteren Ergebnisse dieses Materials sein. Diese waren signifikant verschlechtert zu den anderen Kompositen in Verarbeitung mit Construct. Die Durchdringungsfähigkeit des Komposites zwischen den Fasern bedingt anscheinend die Elastizität des gesamten Systems nach Aushärtung (**KHAN** et al. 2008).

Beide Flow-Komposite mit vielversprechenden Ergebnissen, X-Flow und Venus Flow, haben multifunktionales Methacrylate als Monomer; Construct Resin enthält neben anderen Inhaltsstoffen ebenfalls Methylmethacrylatester. Dem entgegen hatte Tetric Evo Flow keine gute Verbindung zum Construct Band. Dies könnte durch den Gehalt an Vorpolymeren (20,4 w%) oder der Mischung des Monomers aus Bis-GMA, UDMA und TEGDMA (37,6 w%) liegen. Des Weiteren sollte HEMA eine gute Verbindung mit Splint-Fasern eingehen, aber dies konnte durch Grandio Flow nicht bestätigt werden.

Während der Herstellung des Splintes können unterschiedliche Techniken eingesetzt werden: das Band kann mit Bond getränkt oder wie geliefert belassen werden, anschließend auf dem Zahn in ein Bett von Flow-Komposit adaptiert, und

mit Komposit bedeckt werden (**XU** et al. 2003, **ESKITASCIOGLU** et al. 2004, **FOEK** et al. 2009).

Einige Hersteller schlagen statt des ungefüllten Bond den direkten Auftrag von Flow-Komposit auf das Bandmaterial vor, wodurch eine höhere mechanische Belastbarkeit in Abhängigkeit zu dem höheren Fülleranteil erreicht werden kann (**MEIERS** et al. 1998, **UNTERBRINK & LIEBENBERG** 1999, **EMINKAHYAGIL & ERKUT** 2006). Aus diesem Grund wurde diese Technik bei dieser Studie bevorzugt. Ein weiterer Grund war, dass dies eine einfache, zeitsparende Methode war, welche von den Praktikern bevorzugt wird. In den meisten Studien wurde das Splintmaterial mit Bond benetzt, wodurch das Fasermaterial vermutlich vollständig durchtränkt wurde (**VALLITTU** 1997a, **ESKITASCIOGLU** et al. 2004, **AYNA & CELENK** 2005, **CHAN** et al. 2006, **CENGIZ** et al. 2006). Aber das Bond ist selbst weicher und muss eine Verbindung mit dem Komposit eingehen. Prinzipiell können fließfähige Komposite das Bond nicht ersetzen, weshalb die Ergebnisse durch das nicht Bonden des Splints negativ beeinflusst sein könnten. Jedoch wurde der Schmelz gebondet (**FRANKENBERGER** 2002). Beide Methoden wurden in einem vorausgehenden Test anhand von Ribbond und Tetric Evo Flow überprüft und es wurden keine Unterschiede in der Biegefestigkeit festgestellt.

Die Standzeit von parodontalen Splints wird durch viele unterschiedliche Einflussfaktoren bestimmt (**GUTHERIDGE** 1992, **TAKAGI** et al. 1996, **VALLITTU** 1999, **ELLAKWA** et al. 2002, **LASSILA** et al. 2002, **ALANDER** et al. 2004, **ALANDER** et al. 2005, **BAE** et al. 2004, **DYER** et al. 2004, **KARBHARI & STRASSLER** 2007, **LASSILA** et al. 2007). Die Mobilität des zu schienenden Zahnes ist relevant, aber es wurde festgestellt, dass die Zahnbeweglichkeit der Nachbarzähne durch die Schienung anstieg. Selbst Nachbarzähne deren Mobilität mit Grad 0 gemessen wurde, erreichten eine höhere Rigidität durch den Splint zusätzlich zur Stabilisierung des gelockerten mittleren Zahnes. Flow-It scheint eine Ausnahme zu sein wegen der verringerten Steifheit des geschienten Segmentes mit beiden Schienungsmaterialien und der Nachbarzähne, während der mittlere Zahn mehr Mobilität erhielt.

Die parodontale Schienung erreicht die Stabilisierung des gelockerten Zahnes, der mit der Schiene an den Nachbarzähnen, wie es mittels des Periotests nachgewiesen wurde. Die Periotest-Methode wurde in verschiedenen Studien angewandt (**BERTOLD** et al. 2009). Es zeigte sich, dass die Nachbarzähne durch die Schienung stärker belastet wurden, aber dieser Effekt wurde mittels der Stabilisierung durch den Splint

kompensiert. Construct erbrachte eine höhere Steifheit des geschienten Segmentes mit den meisten Kompositen verglichen zu Ribbond. Eine Ausnahme stellte EcuSphere Flow dar, welche durch die Faserarchitektur verursacht worden sein könnte (**KARBHARI & STRASSLER 2007**). Für gelockerte Zähne, welche durch die Schienung mit dem Ergebnis des klinischen Grad 0 stabilisiert wurden, waren nicht alle Werte negativ, jedoch wurde bei Ribbond in Kombination mit Flow-It der Grad 1 erreicht.

Die Bruchmodi bestimmten eindeutig den schwächsten Punkt des Systems an der Zahn-Bond-Materialgrenze. Dagegen scheinen die Stabilität der Komposite selbst, das Schienungsmaterial und ihr Verbund ausreichend zu sein. Die Frakturlokalisation zeigte das Versagen an einem angrenzenden Zahn neben dem gelockerten Zahn mit einer Lockerung des ganzen Splints, während die Haftung am gelockerten Zahn weiterhin erfolgreich war.

Der eingesetzte Versuchsaufbau simulierte die klinische Situation, ist aber nicht direkt mit anderen Versuchsaufbauten zu vergleichen. Jedoch nutzen auch andere In-vitro Studien den eingesetzten 3-Punkt-Biegetest (**PFEIFFER & GRUBE 2006**, **CACCIAFESTA et al. 2008**, **FOEK et al. 2009**). Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die klinische Anwendung und auf das Versagen von parodontalen Splints haben verschiedene Studien analysiert (**TAKAGI et al. 1996**, **MEIERS et al. 1998**, **VALLITTU & SEVELIUS 2000**, **BEHR et al. 2003**, **KARBHARI & STRASSLER 2007**). Einflussfaktoren auf die Ergebnisse waren die Breite des Schienungsbandes, Länge des Splints, der Bereich des Bondens an der Zahnoberfläche und die Dicke des Komposites (**VALLITTU 1999a**, **VALLITTU & SEVELIUS 2000**, **ALANDER et al. 2004**, **ALANDER et al. 2005**, **PFEIFFER & GRUBE 2006**, **KARBHARI & STRASSLER 2007**).

In dieser Studie wurden 3 mm breite Schienungsbänder benutzt. Andere Größen sind aber auch erhältlich und können andere Resultate erzielen. Die interdentalen Kontaktpunkte wurden ebenfalls mit Flow-Komposit aufgefüllt, um reinigungsfähige Bedingungen zu erzielen. Diese Verblockung kann die Stabilität wie eine Füllung verbessert haben, so dass mit dem rein geklebten Splint ein schwächerer Verbund zu erwarten wäre. Aufgrund dessen und der Dicke der lingualen Kompositschicht auf dem Band kommt es zu einem Verstärkungseffekt auf die Stabilität des Systems.

Eine Überlebensrate von 64% wurde bei über drei Frontzähnen reichenden Klebebrücken nach fünf Jahren festgestellt (**VAN HEUMEN et al. 2009**). Während kurzer (z.B. während Einheilung eines Implantates) oder semi-permanente Stand-

zeiten (während der parodontalen Behandlung und vor der prothetischen Planung) scheint die Schienung erfolgversprechend, für eine dauerhafte parodontale Schienung sollten die Einflussfaktoren und der Herstellungsprozess weiter optimiert werden, um höhere Erfolgsraten zu erzielen.

Weitere Studien könnten die Übertragbarkeit der Ergebnisse in die Klinik und die Gründe für die unbefriedigenden Ergebnisse herausfinden.

7 SCHLUSSFOLGERUNG

- Primär konnte der gelockerte Zahn mit allen Systemen stabilisiert werden.
- Sowohl das Splintmaterial als auch das Komposit haben einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit eines parodontalen Splints von gelockerten Zähnen.
- Die Art des Schienungsmaterials, Vorbehandlung der Faser und Faserstruktur hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchfestigkeit. UMWPF-Splints wie Construct mit Construct Resin und Ribbond mit Tetric Evo Flow zeigten die besten Resultate. Die Polyethylen-Bandmaterialien wiesen auch im zweiten Versuchsabschnitt gute Ergebnisse auf, wobei diese hinsichtlich der besten Flow-Komposite variierten.
- Cyano Veneer kann nicht empfohlen werden.
- Alle getesteten Bänder, außer Connect und Construct, lieferten mit Tetric Evo Flow ähnliche oder bessere Ergebnisse, als die empfohlenen Flow-Komposite.
- Ribbond erbrachte mit unterschiedlichen Kompositen gleichmäßige Ergebnisse.
- Construct erbrachte mit Construct Resin, Venus Flow und X-Flow die besten Ergebnisse

8 ZUSAMMENFASSUNG

In dieser In vitro-Untersuchung wurden verschiedene marktübliche Splintsysteme und die zur Klebung verwendbaren fließfähigen Komposite verglichen. Hierbei wurde die Arbeit in zwei Abschnitte unterteilt. Im ersten Teil wurden die Splintsysteme Biosplint, Connect, Construct, Meyer-Haake Stahl, Perio Stick, Perfect Splint Nylon, Perfect Splint Stahl, Splint-It und Super Splint Deluxe miteinander verglichen. Die Bänder wurden mit dem vom Hersteller empfohlenen Flow-Komposite, sowie mit Tetric Flow verarbeitet. Im zweiten Teil erfolgte der Vergleich der im ersten Abschnitt ermittelten besten Splint-Bänder, Construct und Ribbond, mit verschiedenen Flow-Kompositen: EcuSphere Flow, Flow-It, Grandio Flow, Tetric Evo Flow und X-Flow.

Für die Versuchsanordnung wurden Prüfkörper aus Kunststoff mit je drei humanen UK-Frontzähnen hergestellt. Der mittlere Zahn war ausschließlich in Silikon gelagert und somit stark gelockert, während die beiden seitlichen Zähne eine Zahnbeweglichkeit von Grad 0 aufwiesen. Nach der Fertigstellung der Splints wurden die Prüfkörper künstlich gealtert mittels Thermocycling nach ISO-Standard 10477 (SN EN ISO 10477). Um den Einfluss der Schienung auf die Zahnbeweglichkeit darzustellen, wurden die Zähne vor Schienung sowie nach Schienung mittels Periotest überprüft. Die Verbundfestigkeit zwischen Zahn und Splint wurde mit der Universalprüfmaschine Zwicki gemessen, wobei der Stempel labial senkrecht aufgesetzt wurde. Die Kraft, die zum Versagen des Splints führte, wurde dokumentiert. Mittels Lichtmikroskop wurden die Bruchmodi bewertet. Vor ihrer Verarbeitung wurden die Splint-Bänder mittels REM dargestellt.

Die Rigidität der Schienung zeigte sich in einer Zunahme der Versteifung der gesplinteten Zähne in Form von erniedrigten Periotest-Werten der mittleren Zähne. Im ersten Versuchsabschnitt zeigten die UMWPF-Splints Construct mit Construct Resin ($173,6 \pm 51,0$ N) und Ribbond mit Tetric Evo Flow ($110,3 \pm 7,4$ N) die besten Resultate. Im zweiten Versuchsabschnitt zeigten Construct mit Venus Flow ($158,0 \pm 18,2$ N) und X-Flow ($193,6 \pm 74$ N) sowie Ribbond mit Tetric Evo Flow ($178,6 \pm 59,7$ N) die besten Ergebnisse. Der signifikant häufigste Bruchmodus sowohl im ersten als auch im zweiten Teil war die Adhäsivfraktur zwischen Schmelz und Komposit.

Hinsichtlich der Bruchfestigkeiten in Abhängigkeit von den verwandten Bandmaterialien und Kompositen waren sowohl im ersten als auch im zweiten

Versuchsabschnitt deutliche Unterschiede festzustellen. Bis auf Construct in Verarbeitung mit Construct Resin zeigten die empfohlenen Kombinationen der Hersteller keine besseren Ergebnisse, teilweise sogar schlechtere Bruchfestigkeiten als in Verarbeitung mit handelsüblichen Kompositen. Desweiteren war der Erfolg des Splints nicht von der Beschichtung des Bandes abhängig. Plasmabeschichtung, Silanisierung, Vorpolymere oder sogenannte „superkritische Stoffe“ zeigten keine besseren Ergebnisse im Vergleich zu den unbehandelten Bandmaterialien. Empfehlenswerte Band-Komposite-Kombinationen waren sowohl unbehandelt als auch vorbehandelt: Ribbond mit Tetric Evo Flow sowie Construct in Verarbeitung mit Construct Resin, X-Flow und Venus Flow.

9 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

%	Prozent
µm	Mikrometer
AE	Acoustic Emission
Bis-GMA	Bisphenol A-Glycidylmethacrylat (Komonomer)
C	chemisch resistent
°C	Temperatureinteilung nach Celsius
C-C Bindung	kovalente Kohlenstoffbindung
DMA	Dimethacrylate
DIN Norm 13922 (1979)	Festlegung des minimalen Füllstoffgehaltes bei einem dentalen Komposit
E	elektrisch
EGDMA	Ethylenglycol-dimethacrylat
E-Modul	Elastizitätsmodul
FRC	Fiber Reinforced Composite
Gew.%	Gewichtsprozent
GPa	Giga-Pascal
HEMA	Hydroxy-ethylen-methacrylate (Komonomer)
IUPAC – Nomenklatur	International Union of Pure and Applied chemistry
k.A.	keine Angaben
Kg	Kilogramm
min	Minute
mm	Millimeter
MPa	Mega-Pascal
MPS	3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan, bifunktioneller Haftvermittler
MW/cm ²	Milliwatt pro Quadratcentimeter Leistungsflussdichte elektrischer Felder
N	Newton

nm	Nanometer
OK	Oberkiefer
P	Pond
PMMA	Polymethylmethacrylate
PCDMA	Polycarbonate Dimethacrylate
R	hochfest
REM	Rasterelektronenmikroskop
S	hochfest
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylate (kurzkettiges Verdünnermonomer)
u.a.	unter anderen
UDMA	Urethandimethacrylat
UHMWPE	ultra high molecular weight polyethylene
UK	Unterkiefer
z.B.	zum Beispiel

Hinweis:

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

10 LITERATURVERZEICHNIS

1. **Abdulmajeed AA, Närhi TO, Vallittu PK, Lassila LVJ** (2011) The effect of high fiber on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. *Dent Mat* 27 (4): 313-321
2. **Agerwal BD, Broutman LJ** (1990) Analysis and performance of fiber composites. 2.Auflage John Wiley & Sons, New York, Chicester, Brisbane, Toronto, Singapore
3. **Alander P, Lassila LVJ, Tezvergil A, Valittu PK** (2004) Acoustic emission analyses of fiber-reinforced composite in flexural testing. *Dent Mat* 20 (4): 305-312
4. **Alander P, Lassila LVJ, Valittu PK** (2005) The span length and cross-sectional design affect values of strength. *Dent Mater* 21 (4): 347-353
5. **Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP** (1994) Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 71: 16-22
6. **Anseth J, Goodner M, Reill M, Kannurpatti A, Newmann S, Bowman C** (1996) The Influence of comonomer composition on dimethacrylate resin properties for dental composites. *J Dent Res* 75 (8): 1607-1612
7. **Ärtun J, Spadafora AT, Shapiro PA** (1997) A 3-year follow up study of various types of orthodontic canine-to-canine retainers. *Eur J Orthod* 19: 501-509
8. **von Arx T** (2005) Splinting of traumatized teeth wit focus on adhesive techniques. *CDA Journal* 5: 409-413
9. **Ayna E., Celenk S.** (2005) Polyethylene fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures: Two-Year preliminary results. *J Adhes Dent* 7: 337-342
10. **Bae J-M, Kim K-N, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y** (2004) Fatigue strength of particulate filler composites reinforced fibers. *Dent Mat J* 23 (8): 166-174
11. **Barre S, Benzeggagh ML** (1994) On the use of acoustic emission to investigate damage mechanisms in glass-fibre-reinforced polypropylene. *Compos Sci Technol* 52: 369-376
12. **Bassiouny MA, Deem LP** (2003) Immobilisation of root-compromisized maxillary anterior teeth: A case report with 14-year clinical follow-up. *Quintessence Int* 34 (1): 19-26
13. **Bath P** (1985) Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und Quellung von ausgewählten Composite-Füllungsmaterialien. Medizinische Dissertation, Freiburg
14. **Bearn DR, McCabe JF, Gordon PH** (1997) Bonded orthodontic retainers: The wire composite interface. *Am J Orthod Dentofacial Orhop* 111: 67
15. **Beatty MW, Schwartz ML, Moore BK, Phillips RW, Roberts TA** (1998) Effect of microfiller fraction and silane treatment on resin composite properties. *J Biomed Mater Res* 40: 12-23

16. **Behr M** (1999) Festsitzender Zahnersatz aus faserverstärktem Composite. Eine in vitro Studie. Med Habil Univ Regensburg
17. **Behr M, Rosentritt M, Handel G** (2000) Dentale faserverstärkte Komposite. Quintessenz 51: 471-479
18. **Behr M, Rosentritt M, Handel G** (2003) Fiber-reinforced composite crowns and FDPs: A clinical report. Int J Prosthodont 16: 239-243
19. **Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G** (2000) Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. J Dent 28: 509-514
20. **Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G** (2001) Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. Clin Oral Impl Res 12: 174
21. **Berastegui E, Canalda C, Brau E, Miquel C** (1992) Surface roughness of finished resins. J Prosthet Dent 68: 742-749
22. **Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U** (1995) Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) prostheses. Clin Oral Implants Res 6: 246-253
23. **Bergman B, Ericson A, Molin M** (1997) Klinische Langzeitergebnisse zur Versorgung mit über Konuskronen verankerten Teilprothesen. Quintessenz 6: 779-792
24. **Berthold C., Thaler A., Petschelt A.** (2009) Rigidity of commonly used dental trauma splints. Dental Traumatol 25: 248-255
25. **Beyer W** (1963) Glasfaserverstärkung. In: Beyer W (Hrsg) Glasfaserverstärkte Kunststoffe. 3. Auflage, Carl Hanser Verlag, München: 11-32
26. **Biancu S, Ericsson I, Lindhe J** (1995) Periodontol ligament tissue reactions to trauma and gingival inflammation. An experimental study in the beagle dog. J Clin Periodontol 22: 772- 779
27. **Borer G** (1991) Semipermanente Schienung. Verblockung stark gelockerter und luxierter Zähne durch glasfaserverstärkten Kunststoff. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1: 75-82
28. **Bowen RL** (1963) Properties of a silicia-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Ass 66: 57
29. **Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM** (1988) Denture base poly(methylacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. Br Dent J 164: 109-113
30. **Braden M, Nicolson J** (1997) Polymeric dental materials. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg
31. **Budtz-Joergensen E** (1980) Bruxism and trauma from occlusion. J Clin Periodontol 7: 149-162
32. **Bücking W** (2001) Die interinzisale parodontale Schienung. Quintessenz 52, 2: 163-166

33. **Bücking W** (2004) Der frontale Engstand im Unterkiefer. *Quintessenz* 52, 4: 393- 398
34. **Buonocore MG** (1955) A simplyfied method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 : 849-853
35. **Buonocore M** (1970) Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 80: 324-328
36. **Burstone CJ** (2002) Interview with Professor Burstone. *Kieferorthop* 16: 325-331
37. **Burstone CJ, Kuhlberg AJ** (2000) Fibre-Reinforced Composites in Orthodontics. *J Clin Orthod* 34: 271-280
38. **Cacciafesta V, Sfondrini MF, Norcini A, Macchi A** (2005) Fiberreinforced composites in lingual orthodontics. *J Clin Orthod* 39: 710-714
39. **Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV** (2008) Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic steel wires: A 3-point bending test. *Am J of Orthod and Dentofac Orthop* 3: 410-413
40. **Calais JG, Söderholm K-JM** (1988) Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res* 67: 836-840
41. **Casotti L** (1947) Vetulonian-Etruscan Dentistry. *Riv Ital Stomat* 12: 97-112
42. **Cengiz SB, Atac AS, Cehreli ZC** (2006) Biomechanical effects of splint types on traumatized tooth: a photoelastic stress analysis. *Dent Traumatol* 22: 133-138
43. **Chai J, Takahashi Y, Hisama K, Shimizu H** (2004) Water sorption and dimensional stability of three glass fiber-reinforced composites. *Int J Prosthodont* 17: 195-199
44. **Chai J, Takahashi Y, Hisama K, Shimizu H** (2005) Effect of water storage on the flexural properties of three glass fiber-reinforced composites. *Int J of Prosthodont* 1: 28-33
45. **Chan DCN, Giannini M, De Goes MF** (2006) Provisional anterior tooth replacement using nonimpregnated fiber-reinforced composite resin materials: A clinical report. *J Prosthet Dent* 95: 344-348
46. **Chan KC, Fuller FI, Hormat AA** (1980) The ability of foods to strain composite resins. *J Dent Res* 43: 542-545
47. **Chauhan M** (2004) Natural tooth pontic fixed partial denture using composite reinforced glass fibers. *Quintessenz Int* 37, 7: 549-553
48. **Cheng YY, Li JY, Fok SL, Cheung WL, Cow TW** (2010) 3D FEA of high-performance polyethylene fiber reindorced maxillary dentures. *Dent Mater*: in Press
49. **Clarke OA, Ladizeky NH, Chow TW** (1992) Acrylic resin reinforced with high modulus woven fibres. Construction of upper denture base. *Austr Dent J* 37: 394-399
50. **Collie AD, Davies EH, Cruickshanks-Boyed DW** (1980) An in vitro investigation of composite resin splint design. *Quintessence Int* 4: 69-73

51. **Comar MD, Kollar JA, Gargiolu AW** (1969) Local irritation and occlusal trauma as co-factors in the periodontal disease process. *J Periodontol* 40: 193-200
52. **Cross JW** (1954) The importance of immobilization in periodontology. *Parodontologie* 8: 119-9123
53. **Dahl EH, Zachrisson BU** (1991) Long-term experience with direct bonded lingual retainers. *J Clin Orthod* 25: 619-630
54. **Dennison JB, Craig RG** (1972) Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *J Am Dent Assoc* 85: 101-108
55. **DeBoer JA, Vermilyea SG, Brady RE** (1984) The effect of carbon fibre orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 51: 119-121
56. **Diedrich P** (2002) *Praxis der Zahnheilkunde, Kieferorthopädie III*. Urban & Fischer-Verlag, München, Jena
57. **Dixon DL, Breeding LC** (1992) The transverse strength of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 67: 417-419
58. **Dominighaus H** (1998) *Die Kunststoffe und ihre Eigenschaften: Verstärkungsstoffe*. 5 Aufl. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York S. 79-93
59. **Dubreux B** (1994) *Klinische Falldarstellung: Rasch fortschreitende Parodontitis. Behandlung und Langzeitergebnisse*. *Parodontol* 2: 119-131
60. **Dyer SR** (2002) Current design factors in fiber-reinforced composite fixed partial dentures. In: *The second international symposium on fibre-reinforced plastics in dentistry*. Hrsg. Vallittu PK, University of Turku, Institute of Dentistry and Biomaterials Research
61. **Dyer SR, Lassila LVP, Jokinen M, Vallittu PK** (2004) Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 20: 947-955
62. **Dyer SR, Sorensen JA, Lassila LVP, Vallittu PK** (2005) Damage mechanics and load failure of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mat* 21: 1104-1110
63. **Ebeleseder KA, Glockner K, Pertl C, Stadder R** (1995) Splints made of wire and composite: an investigation of lateral tooth mobility in vivo. *Endod Dent Traumatol* 11, 6: 288-293
64. **Eichner K, Kappert HF** (2000) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1: Grundlagen und Verarbeitung*. 7 Auflage Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York
65. **Ekstrand K, Ruyter IE, Wellensorf H** (1987) Carbon/graphite fiber reinforced poly(methylmethacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 21: 1065-1080
66. **Elbrecht A** (1939) Die abnehmbare Parodontoseschiene und ihre Indikation. In: *Eine Schriftensammlung über Parodontose zum 60. Geburtstag von Oskar Weski*. Hrsg. Witt FH, Verlag Gehlen, Berlin-Leipzig S. 33-45

67. **El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA** (1970) Experimental stress analyses of dental restorations. VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 23 : 177-186
68. **Ellakwa AE, Shehata MK, Marquis PM** (2001) The influence of fiber placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework. *J Oral Rehabil* 8: 785-791
69. **Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM** (2002) Influence of bonding agent composition on flexural properties of an Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Fiber-Reinforced Composite. *Oper Dent* 27: 184-191
70. **Eminkahyagil N, Erkut S** (2006) An innovative approach to chairside replacement of an extracted anterior tooth: Use of fiber-reinforced Ribbon-composites and a natural tooth. *J Prosthodont* 15: 316-320
71. **Ericson I, Lindhe J** (1982) The effect of longstanding jiggling on experimental marginal periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 9: 497-503
72. **Ernst CP, Willershausen B** (2003) Quo vadis Komposit? – Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *ZM* 7: 19-30
73. **Eskitascioglu G, Eskitascioglu A, Belli S** (2004) Use of a polyethylene ribbon to create a provisional fixed partial denture after immediate implant placement: A clinical report. *J Prosthet Dent* 91: 11-14
74. **Finger W** (1997) Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Kappert HF (1997) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg
75. **Fischer M, Kreibich UT, Schmid R, Batzer H** (1985) Polymere Werkstoffe. Georg Thieme Verlag, 6 Auflage, Glasübergang und Nebenrelaxationen S. 292-315
76. **Flemming TF** (1993) Parodontologie. Ein Kompendium. Georg Thieme Verlag, Stuttgart
77. **Flemming M, Ziegmann G, Roth S** (1995) Faserverbund - Bauweisen, Fasern und Matrices. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York
78. **Foek DL, Ozcan M, Krebs E, Sandham A** (2009) Adhesive Properties of bonded orthodontic retainers to enamel: Stainless steel wire vs. fiber-reinforced composites. *J of Adhesiv Dent* 5: 381-390
79. **Fontaine A** (1979) Werkstofflehre der Textilien. H Stamm GmbH, Köln-Porz
80. **Fouchar Pierre** (1746) *Le Chururgien Dentiste. Ou traite de dents* Paris. (French Edition) Reprint 2010, Kessinger Publishing
81. **Franck A** (1996) Kunststoff-Kompendium. 4 Auflage Vogel Buchverlag, Würzburg
82. **Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT** (2002) The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 18: 227-238
83. **Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N, Petschelt A** (1999) Fließfähige Komposite (Flowables). *Quintessenz* 11: 1145-1154

84. **Freilich MA, Duncan JP, Meiers J, Goldberg AJ** (1999) Vorimprägnierte glasfaserverstärkte Brücken. Quintessenz 1: 45-53
85. **Freilich MA, Goldberg AJ** (1997) The use of a pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of a periodontal splint: A preliminary report. Pract Periodontics Aesthet Dent 9: 873-876
86. **Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ** (1998) Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 80: 311-318
87. **Freilich MA, Meiers J, Duncan JP, Goldberg AJ** (2001) Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Quintessence Publishing Co, Chicago
88. **Friskopp J, Blomlöf L** (1984) Intermediate fiberglass splints. J Prosthet Dent 51: 334-337
89. **Friskopp J, Blomlöf L, Söder PO** (1979) Fiber glass splints. J Periodontol 4: 193-196
90. **Galler G, Selipsky H, Phillips C, Ammons WF** (1979) The effect of splinting on tooth mobility (2) After osseous surgery. J of Clin Periodontol 6: 317-333
91. **Göring TN, Mörmann WH, Lutz F** (2000) Clinical and scanning electron microscopic evaluation of fibre-reinforced inlay fixed partial denture: Preliminary results after one year. J Prosthet Dent 82: 662-668
92. **Germain H, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA** (1985) Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. J Dent Res 64: 155-160
93. **Geurtsen W** (1987) Untersuchungen zur subzellulären Schädigung durch die ungefüllten Einzelsysteme eines Komposites. Dtsch Zahnärztl Z 42: 580-583
94. **Giordano R** (2000) Fiber reinforced composite resin systems. Gen Dent 48/3: 244-249
95. **Giordano R, Calabro A, Esposito C, Amore AD, Nicolais L** (1998) An acoustic-emission characterization of the failure modes in polymer-composite materials. Compos Sci Technol 58: 1923-1928
96. **Glantz PO, Nyman S** (1998) Technical aspects of crown and bridge therapy. In: Clinical Periodontology and Implant Dentistry. Ed. Lindhe J, Karing R, Lang NP. Munksgaard Copenhagen: 727-740
97. **Glickman I** (1965) Clinical significance of trauma from occlusion. J Dent Assoc 70: 607-618
98. **Glickman I** (1967) Occlusion and periodontium. J Dent Res 46: 53-59
99. **Glickman I** (1969) Clinical Periodontology – periodontal splints. 3. Auflage, Saunders, Philadelphia
100. **Glickman I, Smulow JB** (1968) Adaptive alterations in the periodontium of the rhesus monkey in chronic trauma from occlusion. J Periodontol 39: 101-105
101. **Glickman I, Smulow JB** (1969) The combined effects of inflammation and trauma from occlusion in periodontitis. Int Dent J 19: 393-407

102. **Gloerfeld H, Müller H-P, Flores-de-Jacoby L** (1985) Stabilisierung parodontalgeschädigter Zähne mit dem „Anterior-Splint-Grid®“-System. Dtsch Zahnärztl Z 40: 811-816
103. **Glossary of Periodontic Terms** (2001) American Academy of Periodontology 4th Edition, Chicago, Illinois S. 1-50
104. **Goldberg AJ, Burstone CJ** (1992) The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 8: 197-202
105. **Goldberg AJ, Burstone CJ, Hadjinikolaou I, Jancar J** (1994) Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. J Biomed Mater Res 28: 167-173
106. **Goldman MM, Schluger M, Cohen DW, Chaikin BS, Fox L** (1966) Kurzgefasstes Lehrbuch der Parodontologie. 2. Auflage, Medica Verlag, Stuttgart
107. **Grätsch G** (1965 a) Glasfaserverstärkte Kunststoffe. Quintessenz 5: 109-111
108. **Grätsch G** (1965 b) Glasfaserverstärkte Kunststoffe. 1. Allgemeines und zahnärztliche Probleme um glasfaserverstärkte Kunststoffe (GFK). Quintessenz 7: 47-49
109. **Grau P, Lutz F** (1982) Intrakoronale, durch Polyesterfäden verstärkte, semipermanente Kompositschienen: klinische Erfahrungen nach 4 Jahren. Acta Parodontol 1: 84-87
110. **Grave AMH, Chandler H, Wolfaardt JF** (1985) Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. Dent Mat 1: 185-187
111. **Greenfield DS, Nathanson D** (1980) Periodontal splinting with wire and composite resin. J Periodontol 8: 465-468
112. **Grellmann W, Seidler S** (1998a) Neue Entwicklungen bei der bruchmechanischen Zähigkeitsbewertung von Kunststoffen und Verbunden. In: Ramsteiner F, Schuster Hrsg. Deformation und Bruchverhalten von Kunststoffen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York S.3-27
113. **Grellmann W, Seidler S** (1998b) Lineare Bruchmechanik. In: Ramsteiner F, Schuster W, Forster S Hrsg. Deformation und Bruchverhalten von Kunststoffen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, S. 38-47
114. **Guggenberger R** (1989) Rocatec system – adhesion by tribochemical coating. Dtsch Zahnärztl Z 44: 74-76
115. **Guthridge DL** (1992) Reinforcement of poly (methyl) methacrylate with ultra-high-modulus polyethylene fibre. J Dent 20: 50-54
116. **Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM** (2004) The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. J Prosthet Dent 3: 258-265
117. **Harnisch I** (1967) Die Wirksamkeit modifizierter Elbrecht-Schienen auf parodontal geschädigte Frontzähne. Zahnärztl Praxis 7: 77-79

118. **Hazelton LR, Brudvik JS** (1995) A new procedure to reinforce fixed provisional Restorations. *J Prosthet Dent* 74: 110-113
119. **Heinz B** (1994) Herstellung und strategische Bedeutung einer speziellen Kompositschiene bei fortgeschrittener Parodontitis. *Parodontol* 4 : 255-267
120. **Heinz B** (1996) Fabrication and strategic significance of a special resin composite splint in advanced periodontitis. *Quintess Int* 27: 41-51
121. **Heinz B** (2000) Zahnerhalt bei fortgeschrittener Parodontitis. *Parodontol* 11: 257-267
122. **Hellerich W, Harsch G, Haenle S** (1992) *Werkstoffführer Kunststoffe*, 6 Auflage. Carl Hanser Verlag München Wien
123. **Hellwig E** (2003) *Einführung in die zahnärztliche Parodontologie*. Urban & Fischer, 3 Auflage
124. **Hellwig E, Klimek J, Attin T** (1999) *Einführung in die Zahnerhaltung*. Urban & Fischer, 2 Auflage
125. **Herrmann D** (1966) Permanente Kunststoff-Drahtschienung bei fortgeschrittener Parodontitis marginalis profunda. *Dtsch Zahnärztl Z* 3: 227-228
126. **van Heumen CCM, van Dijken JWV, Tanner J, Pikaar R, Lassila LVJ, Creugers NHJ, Vallittu PK, Kreulen CM** (2009) Five-year survival of 3-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures in the anterior area. *Dent Mater* 25: 829-827
127. **van Heumen CCM, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Lesaffre E, Creugers NHJ** (2008) Fiber-reinforced dental composites in beam testing. *Dent Mat* 24: 1435-1443
128. **Hickel R** (1997) *Moderne Füllungswerkstoffe*. *Dtsch Zahnärztl Z* 52: 572-585
129. **Higg WA, Lucksanasombool P, Higgs RJ, Swain MV** (2001) Evaluating acrylic and glass-ionomer cement strength using the biaxial flexure test. *Biomaterials* 22: 1583-1590
130. **Hölzle F, Kesting M** (2007) *Traumatologie des Gesichtsschädels*. In: *Praxisleitfaden Zahnärztliche Chirurgie*. 1. Auflage Urban & Fischer, München, Jena
131. **Hoffmann-Axthelm W** (1973) *Geschichte der Zahnheilkunde*. Quintessenz Verlag, Berlin
132. **Hofman R** (1986) *Textilglasfasern*. In: *Verstärkte Kunststoffe in der Luft und Raumfahrttechnik*. Verlag W. Kohlhammer, Stuttgart S. 521-555
133. **Hornbrook DS** (1997) Placement Protocol for Anterior Fibre-Reinforced Composite Restoration. *Pract Periodont Aesthet Dent* 9: 1-5
134. **Ibsen RL** (1973) Fixed prothetics with a natural crown pontic using adhesive composite. *J South Calif Dent Assoc* 41: 100-103
135. **Ibrahim AA, Byrne D, Hussey DL, Claffey N** (1997) Bond strength of maxillary anterior base metal resin-bonded retainers with different thicknesses. *J Prosthet Dent* 78: 281-285

136. **Isaac DH** (1998) Engineering aspects of fibre reinforced composites. Symposium Book of the European Prosthodontic Association (EPA), 22nd Annual Conference in Turku, Finland August, 8: 27-29 The first Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry.
137. **Isidor F, Ödman P, Brondum K** (1996) Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 9: 131-136
138. **Jakowski J, Dirsch P** (2007) Traumatologie der Zähne. In: Praxisleitfaden Zahnärztliche Chirurgie. Hrg. Jackowski J, Peters H, Hölzle F, Urban & Fischer Verlag, München, Jena, S.143-144
139. **Jancar J, DiBenedetto AT** (1993) Fiber reinforced thermoplastic composites for dentistry. Part I. Hydrolytic stability of the interface. *J Mater Sci Mater Med* 4: 555-561
140. **Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S** (2006) The effect of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater* 22: 1103-1108
141. **Kahl-Nieke B** (1994) Langzeitergebnisse einer klinischen Nachuntersuchung kieferorthopädisch gehandelter Patienten – Stabilität, Rezidiv oder neuer Befund. Habilitationsschrift, Universität Köln
142. **Kallio TT, Lastumäki TM, Vallittu PK** (2001) Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent Mater* 17: 80-86
143. **Kanie T, Arikawa H, Fuji K, Ban S** (2002) Mechanical properties of reinforced denture base resin: the effect of position and the number of woven glass fibers. *Dent Mater* 21: 261-269
144. **Kappert HF, Eichner K** (2008) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York
145. **Karbhari VM, Strassler J** (2007) Effect of fiber architecture on flexural characteristics and fracture of fiber-reinforced dental composites. *Dent Mater* 23: 960-968
146. **Karing T, Nyman S, Thilander B, Magnussen I** (1982) Bone regeneration in orthodontically produced alveolar bone dehiscences. *J Periodont Res* 17: 309-315
147. **Kaw A** (1997) Mechanics of composite materials. 1st edition, CRC Press, Boca Raton, USA
148. **Kehoe JC** (1986) Splinting and replantation after traumatic avulsion. *JADA* 112: 224-230
149. **Keski-Nikkola MS, Alander PM, Lassila LVJ, Vallittu PK** (2004) Bond strength of Gradia veneering composite to fibre-reinforced composite. *J Oral Rehabil* 31:1178-1183
150. **Kessler M** (1970) A variation of the A-Splint. *J Periodontol* 41: 268-271
151. **Keyf F, Uzun G** (2001) The effect of glass fiber reinforcement at different concentrations on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomat Appl* 16: 149-156

152. **Khan AS, Phillips MJ, Tanner KE, Wong FS** (2008) Comparison of the visco-elastic behaviour of a pre-impregnated reinforced glass fiber composite with resin-based composite. *Dent Mater* 24: 1534-1538
153. **Khoo KK, Watts TLP** (1988) Upper anterior tooth mobility. Selected Associations in untreated periodontitis. *J Periodontol* 59 : 231-237
154. **Kim ST, Lee YT** (1997) Characteristics of damage and fracture process of carbon fiber reinforced plastic under loading-unloading test by using AE method. *Mater Sci Engng A234-A236*
155. **Klassman B, Zucker HW** (1976) Combination Wire-Composite Resin Intracoronal Splinting Rational and Technique. *J Periodontol* 8: 481-487
156. **Knak S** (2004) *Praxisleitfaden Kieferorthopädie*. Urban & Fischer, München, Jena
157. **Körber KH, Körber S** (1996a) Mechanische Festigkeit von Faserverbund-Brücken Targis/Vectris. *ZWR* 12: 693-702
158. **Körber KH, Körber S, Ludwig P** (1983) Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31: 55-59
159. **Körber KH, Körber S, Ludwig K** (1996) Experimentelle Untersuchungen über den Versteifungseffekt von faserverstärkten Brückengerüsten Vectris nach Vollverblendung mit Ceromer Targis. *Quintessenz Zahntech* 11: 1343-1354
160. **Körber S, Körber KH** (1996b) Glasfaser-Brücken-Zahnersatz. Erste Ergebnisse zur klinischen Bewährung des Glasfaser-Brückenersatzes Targis-Vectris. *Zahnarzt Magazin* 3: 32-46
161. **Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G** (1999) In-vitro examination of polyethylen-fiber-reinforced composite bridges. *J Dent Res* 78: 302 Abstract 1572
162. **Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G** (2002) In vitro study of fracture strength and marginal adaption of polyethylene-fibre-reinforced versus glass-fibre-reinforced composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 29: 668-674
163. **Konzen JL, Bender JR** (1992) Occupational Exposure: Toxic Property and Work Practice Guideline for Fiber Glass. *Amer Industrial Hygiene Assn* 6: 34-56
164. **Koslowski H-J** (2008) *Chemiefaser Lexikon*. 12.Auflage, Deutscher Fachverlag GmbH, Frankfurt am Main
165. **Kothe J, Taatz H** (1964) Die intrakoronale Kunststoffdrahtschiene. *Zahnärztl Welt* 65: 426-431
166. **Krey J** (1988) Verhalten von Rissen in einzelfaserbündelverstärkten Kunststoffen. Dissertation, Technische Universität Hamburg-Harburg
167. **Kunzelmann K-H** (2008) Aufbau der Kompositfüllungswerkstoffe. In: Kappert HF, Eichner K (2008) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York

168. **Labella R, Lambrechts P, van Meerbeek B, Vanherle G** (1999) Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mat* 15: 128-137
169. **Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM** (1993) Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber-properties and denture construction. *Dent Mat.* 9: 128-135
170. **Ladizesky NH, Chow TW, Ward IM** (1990) The effect of highly drawn polyethylene fibres on the mechanical properties of denture base resin. *Clin Mater* 6: 209-225
171. **Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K** (1983) Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 10: 563-578
172. **Lange DE, Thor G, Tuncer Ö** (1974) Über die Stabilisierung gelockerter Zähne vor und nach parodontal-chirurgischen Eingriffen. *Parodontol* 12: 85-88
173. **Lassila LVJ, Nohrström TJ, Vallittu PK** (2002) The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomater* 23 (10): 2221-2229
174. **Lassila LVJ, Tezvergil A, Dyer SR, Vallittu PK** (2007) The bond strength of particulate-filler composite to differently oriented fiber-reinforced composite substrate. *J Prosthodont* 16 (1): 10-17
175. **Lassila LVJ, Vallittu PK** (2004) The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract* 15: 14-26
176. **Lastumäki T, Lassila LVJ, Vallittu PK** (2003) The semi-interpenetrating polymer network matrix of fiber-reinforced composite and its effect on the surface adhesive properties. *J Mater Sci Mater Med* 14: 803-809
177. **Leca AP** (1971) *La médecine égyptienne au temps des pharaons*. Editions Robert Dacosta, Paris
178. **Lee IB, Min SH, Kim SY, Ferracane J** (2010) Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dent Mater* 26: 443-448
179. **Lee KP, Barras CE, Griffith FD, Waritz RS, Lapin CA** (1981) Comparative Pulmonary Response to Inhaled Inorganic Fibres with Asbestos and Fibreglass. *Environmental Research* 24: 167-191
180. **Lemmerman K** (1976) Rational for stabilization. *J Periodontol* 47: 405-411
181. **Levenson MF** (1986) The use of a clear, pliable film to form a fibreglass-reinforced splint. *JADA* 1: 79-80
182. **Liatukas EL** (1967) The Amalgam Splints. *J Periodontol* 38: 392-394
183. **Liatukas EL** (1973) An amalgam and composite resin splint for posterior teeth. *J Prosthetic Dent* 30 (8): 173-175

184. **Lindhe J, Nyman S** (1975) The effect of plaque control and surgical pocket elimination the establishment and maintenance of periodontal health. A longitudinal study of periodontal therapy in cases of advanced disease. *J Clin Periodontol* 2(2): 67-79
185. **Lindhe J, Nyman S** (1977) The role of occlusion in periodontal disease and the biological rationale for splinting in treatment of periodontics. *Oral Sci Rev* 10: 11-43
186. **Lindhe J, Svanberg G** (1974) Influence of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the beagle dog. *J Clin Periodontol* 1: 3-14
187. **Listgarden MA** (1976) Structure of the microbial plaque associated with periodontal health and disease in man. A light and electron microscopic study. *J Periodontol* 47: 1-18
188. **Listgarden MA** (1987) Nature of periodontal diseases: pathogenic mechanisms. *J Periodont Res* 22: 172
189. **Lloyd RS, Bear PN** (1959) Permanent fixed amalgam splints. *J Periodontol* 30: 163-165
190. **Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G** (1998) In-vitro examination of the fibre-reinforced Vectris/Targis system. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 6: 55-58
191. **Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G** (1998) In vitro study of fracture strength and marginal adaption of fibre-reinforced-composites versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 6: 55-62
192. **Lovdahl A, Schei O, Waerhaug J, Arno A** (1959) Tooth mobility and alveolar bone resorption as a function of occlusal stress and oral hygiene. *Acta Odontol Scand* 17: 61-77
193. **Loy W** (2001) Chemiefasern für technische Textilprodukte. Deutscher Fachverlag GMBH, Frankfurt am Main
194. **Lutz F, Phillips RW** (1983) A classification and evaluation of composite resins. *J Dent Res* 50: 480-488
195. **Macapanpan LC, Weimann JP** (1954) The influence of injury to the periodontal membrane on the spread of gingival inflammation. *J Dent Res* 33: 263-272
196. **Manfrin TM, Poi WR, Mendoca MR, Cordoso LC, Sundefeld ML, Sonoda CK, Panzarin SR** (2009) Analysis in vitro of direct bonding system with cyanoacrylate ester and orthodontic wires. *Dent Traumatol* 29: 229-232
197. **Manley TR, Bowman AJ, Cook M** (1979) Denture base reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 146: 25
198. **Manson JD** (1976) Bone morphology and bone loss in periodontal disease. *J Clin Periodontol* 3: 14-22
199. **Marxkors R, Meiners H** (2001) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. überarbeitete und ergänzte Auflage. Deutscher Zahnärzterverlag, DÄV Hanser Köln, München

200. **Masouras K, Silikas N, Watts DC** (2008) Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater* 24: 932-939
201. **Mecholsky JJ** (1995) Fracture mechanics principles. *Dent Mater* 11: 111-112
202. **Meiers JC, Duncan JP, Freilich MA, Goldberg AJ** (1998) Preimpregnated, fiberreinforced prostheses. Part II. Direct applications: Splints and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 29: 761-768
203. **Meiers JC, Freilich MA** (2006) Use of prefabricated fiber-reinforced composite framework to provide a provisional fixed partial denture over an integrating implant: A clinical report. *J Prosthet Dent* 95: 14-18
204. **Meitner S** (1975) Co-destructive factors of marginal periodontitis and repetitive mechanical injury. *J Dent Res* 54: C78-C85
205. **Menges G** (1990) *Werkstoffkunde Kunststoffe*. 3. Auflage Carl Hanser-Verlag München Wien
206. **Menges G, Haberstroh E, Michaeli W, Schmachtenberg E** (2002) *Werkstoffkunde Kunststoffe*. 5. Auflage, Carl Hanser Verlag, München, Wien
207. **Mettinen VM, Narva KK, Vallittu PK** (1999) Water sorption, solubility and effect of post curing of glass fibre reinforced polymers. *Biomaterials* 20: 1187-1194
208. **Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H, Latour RA** (1994) Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Bio Mater Res* 28: 1221-1231
209. **Miller TE** (1985) A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compend Contin Educ Dent* 6: 800-811
210. **Miller TE, Hakimzadeh F, Rudo DN** (1995) Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: A case report. *Quintessence Int* 4: 267-271
211. **Moskowitz EM, Kaner C** (2004) Predictable Retention for the Periodontally Compromised Patient. *J Clin Orthodont* 1: 14-16
212. **Mühlbradt L, Jenz K-P, Lukas D** (1976) Die Berührungsschwelle bei gesunden und erkrankten Parodontien. *Dtsch Zahnärztl Z* 31: 406- 410
213. **Mühlemann HR** (1954) The measuring method. Initial and secondary Tooth mobility. *J Periodontol* 25: 22-29
214. **Mühlemann HR** (1960) 10 years of tooth-mobility measurements. *J Periodontol* 31: 110-122
215. **Mullarky RH** (1985) Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 19: 655-658
216. **Mutschelknauss R, Simon B** (2000) *Lehrbuch der klinischen Parodontologie*. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin S. 423-425

217. **Naeije M, Loon LAJ** (1998) Craniomandibular function and dysfunction. Bohn Stafleu Van Loghum S. 39-56
218. **Narisava I, Oba H** (1984) An evaluation of acoustic emission from fiber-reinforced composites. J Mater Sci 19: 1777-1786
219. **Nordstrom TJ, Vallittu PK, Yli-Urgo A** (2000) The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. Int J Prosthodont 1: 72-78
220. **Nyman S, Ericsson I** (1982) The capacity of reduced periodontal tissue to support fixed bridgework. J Clin Periodontol 9: 409-414
221. **Nyman S, Lang NP** (1994) Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. Periodontology 2000 4: 15-22
222. **Nyman S, Lindhe J, Lundgren D** (1975) The role of occlusion for the stability of fixed bridges in patients with reduced periodontal tissue support. J Clin Periodontol 2: 53-66
223. **Nyman S, Lindhe J** (1976) Persistent tooth hypermobility following completion of periodontal treatment. J Clin Periodontol 3: 81-93
224. **Nyman S, Lindhe J** (1979) A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. J Periodontol 50: 163
225. **Nyman S, Lindhe J, Ericsson I** (1978) The effect of progressive tooth mobility on destructive periodontitis in the dog. J. Clin. Periodontol., 13: 918-922
226. **Okazaki T** (1983) T.O. mesh direct bonding system for splints and bridges. Quintessence 2 (8): 10
227. **Ottl G** (1989) Aufbau und Entwicklung der Composite-Füllungsmaterialien. Ivoclar Report, Schaan, Liechtenstein 5: 3-19
228. **Papazoglou E** (2004) Adaptation of fiber-reinforced strip using dental floss for the direct splinting technique. J Prosthet Dent 6: 600-601
229. **Persson R** (1980) Assessment of tooth mobility using small loads. II. Effect of oral hygiene procedures. J Clin Periodont 7: 506-515
230. **Peutzfeldt A** (1997) Resin composites in dentistry: The monomer systems. Eur J Oral Sci 55 (2): 94-100
231. **Pfaffenberger GC, Nelson RJ, Sweeney WT** (1953) Direct and indirect filling resins. A review of some physical and chemical properties. J Am Dent Assoc 47: 516-524
232. **Pfeiffer P, Grube L** (2006) Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. Dent Mater 22: 1093-1097
233. **Plagmann H-C** (1998) Lehrbuch der Parodontologie. Carl Hanser Verlag, München, Wien
234. **Polson AM** (1980) Interrelationship of inflammation and tooth mobility (trauma) in pathogenesis of periodontal disease. J Clin Periodontol 7: 351-360

235. **Polson AM, Kantor ME, Zander HA** (1979) Periodontal repair after reduction of inflammation. *J Periodont Res* 14: 520-525
236. **Posselt U, Emslie RD** (1959) Occlusal disharmonies and their effect on periodontal diseases. *Int Dent J* 9: 367-381
237. **Powell LV** (1992) Composite resin materials and techniques in dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 4:128
238. **Pröbster B, Heinrich GM, Gutenberg J** (1997) 11-year follow up study of resin-bonded fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 10: 259-268
239. **Puck A** (1965) Zum Deformationsverhalten und Bruchmechanismus von unidirektionalen und orthogonalen Glassfaserkunststoff. *Kunststoffe* 55, 12: 913-922
240. **Rada RE** (1999) Mechanical stabilisation in the mandibular anterior segment. *Quintessence Int* 30, 4: 243-248
241. **Ramos V, Runyan DA, Christensen LC** (1996) The effect of plasma-treated polyethylene fibre on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 76: 94-96
242. **Ramfjord SP** (1984) Changing Concepts in periodontics. *J Prothet Dent* 52: 781-786
243. **Ramsteiner F, Schuster W, Forster S** (1998) Deformation und Bruchverhalten von Kunststoffen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, S. 3-8
244. **Rateitschak KH** (1982) Gibt es noch eine Indikation für die Schienung im parodontal reduzierten Gebiss? *Schweiz Mschr Zahnheik* 10: 974-980
245. **Redaelli O, Loidl H** (2003) Zahnerhalt bei fortgeschrittener Parodontitis. Eine Falldokumentation. *Parodontol* 1: 55-65
246. **Ring ME** (1985) *Dentistry*. Harry N. Abrahams, Incorporated, New York
247. **Reynolds IR, Von Fraunhofer JA** (1975) Direct bonding in orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Brif J Orthod* 3: 91-95
248. **Rochette AL** (1973) Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. *J Prosthet Dent* 30: 418-423
249. **Rogovin ZA** (1982) Entstehung und Entwicklung der Chemiefaser. *Chemiefaser: Chemie und Technologie*. Hrsg. Albrecht W, Thieme Verlag, Stuttgart, New York
250. **Rose E, Frucht S, Jonas I** (2002) Clinical comparison of a multistranded wire and a direct bonded polyethylene ribbon-reinforced resin composite used for lingual retention. *Quintessence Int* 33: 579-583
251. **Rosenberg S** (1980) A new method for stabilization of periodontally involved teeth. *J Periodontol* 8: 469-473
252. **Rosling B, Nyman S, Lindhe J** (1976) The effect of systematic plaque control an bone regeneration in infrabony pockets. *J Clin Periodont* 3: 38

253. **Rottke B, Schimizu M** (1966) Der Draht-Kunststoff-Schienenverband nach Schuchardt und seine Wirkung auf Gingiva und Periodontium. Zahnärztl Rdsch 75: 451-455
254. **Rudo DN, Karbhari VM** (1999) Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. Dent Clin North Am 43: 7-35
255. **Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A** (1997) Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. J Prosthet Dent 78: 447-450
256. **Schemmme M, Avondet MA, Ehrenstein GW** (1997) Faserverbund-Kunststoffe charakterisieren. Materialprüfung 39(3): 59-66
257. **Schmage P, Pfeiffer P, Pinto E, Platzer U, Nergiz I** (2009a) Influence of oversized dowel space preparation on the bond strengths of fiber reinforced composite posts. Operative Dentistry 34(1): 93-101
258. **Schmage P, Yalcin F, Nergiz I, Pfeiffer P** (2009b) Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiber reinforced composite posts. J Prosthet Dent 102(6): 368-377
259. **Schreiber CK** (1971) Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibers. Br Dent J 130: 29-30
260. **Schürmann H** (2007) Konstruieren mit Faser-Kunststoff-Verbunden. 2. Auflage Springer-Verlag Berlin, Heidelberg
261. **Schulte W** (1986) Der Periotest-Parodontalstatus. Zahnärztl Mitteil 76: 1409-1410
262. **Schulz A, Hilgers RD, Niedermeier W** (2000) The effect of splinting of teeth in combination with reconstructive periodontal surgery in humans. Clin Oral Investig 2: 98-105
263. **Schulz S** (2003) In-vitro-Verschleißfestigkeit und mechanisch-physikalische Werkstoffgrößen zahnärztlicher Füllungsmaterialien. Dissertation, Regensburg
264. **Schwalbe K-H (1980)** Bruchmechanik metallischer Werkstoffe. Carl Hanser Verlag, München, Wien
265. **Segner D** (1998) Linguale Kieferorthopädie – eine Renaissance? Quintessenz 49(11): 1125- 1134
266. **Segner D, Heinrici B** (2000) Bonded Retainers – Clinical Reliability. J Orofac Orthop 5: 352-358
267. **Simon B** (2000) Die temporäre und semipermanente Schienung. In: Lehrbuch der klinischen Parodontologie. Hrsg. Mutschelknaus RE, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin
268. **Sellmann H-H** (2003) Schienungen in der Parodontologie. ZMK 6(19): 378-389
269. **Smith RJ, Burstone CJ** (1984) Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 85: 294-307

270. **SN EN ISO 10477** (2000) Polymer-based crown and bridge materials. Berlin; Beuth
271. **Solnit GS** (1991) The effect of methyl methacrylate reinforcements with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 66: 310-314
272. **Soltész U** (1998) Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 459-462
273. **Sponholz H, Wilken J** (1966) Erfahrungen mit der modifizierten Elbrechtschiene in der Parodontologie. *Dtsch Stomat* 5: 351-358
274. **Spranger H** (1980) Grundlagen der parodontalen Funktionstherapie durch Schienungsmaßnahmen. *Dtsch Zahnärztl Z* 35: 685-689
275. **Staehe G** (1980) Splint-Mate-System – eine Modifikation der Witkowski-Schiene. *Dtsch Zahnärztl Z* 35: 696-698
276. **Stanton MF, Layard M, Tegeris A, Miller E** (1981) Relation of Particle Dimension to Carcinogenicity in Amphibole Asbestos and Other Fibrous Materials. *J National Cancer Institute* 69: 965-975
277. **Strassler H** (2009) Tooth stabilization improves periodontal prognosis: a case report. *Dent Today*, 9: 88-92
278. **Strassler H, Haeri A, Gultz JP** (1999) New-generation bonded reinforcing materials for anterior periodontal tooth stabilization and splinting. *Dent Clin North Am* 43: 7-35
279. **Strassler H, LoPresti J, Scherer W, Rudo D** (1995) Clinical evaluation of a woven polyethylene ribbon used for splinting. *Esthet Dent Update* 4: 80-84
280. **Strassler H, Serio JG** (1997) Stabilization of the natural dentition in periodontal cases using adhesive restorative materials. *Periodontal Insights* 7: 4-10
281. **Suzuki S, Susuki SH, Kramer C** (1997) Enamel wear against resin composite and ceramic C&B materials. *J Dent Res* 76: 320
282. **Svanberg G** (1974) Influence of trauma from occlusion on the periodontium of dogs with normal or inflamed gingivae. *Odont Rev* 25: 165-178
283. **Sweón LA, Ampula L, Vallittu PK** (2000) Rehabilitation of a periodontal patient with rapidly progressing marginal alveolar bone loss: 1-year follow-up. *J Clin Periodontol* 27: 615-619
284. **Takagi K, Fujimatsu H, Usami H, Ogasawara S** (1996) Adhesion between high strength and high modulus polyethylene fibers by use of polyethylene gel as an adhesive. *J Adhesion Sci Technol* 9: 869-882
285. **Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK** (2005) The shear bond strength of bidirectional and random-oriented fibre-reinforced composite to tooth structure. *J Dent* 22 (6): 509-516
286. **Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK** (2008) Microtensile bond strength of fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer matrix to dentin using various bonding systems. *Dent Mater J* 27 (6): 821-826

287. **Trushkowski RD** (1995) A leno-woven polythethylene ribbon for periodontal splinting. *Esthet Dent Update* 1: 16-17
288. **Tunkel J, Suk-Yung K, Klaiber B** (2001) Okklusale Therapie und Schienung. Teil 2: Schienungsmöglichkeiten im parodontal geschädigten Gebiss. *Parodontologie* 1: 23-34
289. **Unterbrink G, Liebenberg H** (1999) Flowable resin composites as filled adhesives: Literature review and clinical recommendations. *Quintessenz Int* 30: 249-257
290. **Uzun G, Hersek N, Tincer T** (1999) Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 81: 616-620
291. **Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK** (1992) Interactive effects of resin composition and ambient temperature of light curing on the percentage conversion, molar heat of cure and hardness of dental composite resins. *J Mat Sci Med* 3: 19-27
292. **Vallittu PK** (1993) Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 20: 533-539
293. **Vallittu PK** (1996) A review of fiber-reinforced denture base resin. *J Prosthodont* 5: 270-276
294. **Vallittu PK** (1997) Curing of silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate – glass fibre composite. *J Oral Rehabil* 24: 124-130
295. **Vallittu PK** (1997) Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: A short communication. *Dent Mater* 13: 381-382
296. **Vallittu PK** (1998) Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 7: 170-176
297. **Vallittu PK** (1999a) Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *Int J Prosthodont* 81: 318-326
298. **Vallittu PK** (1999b) Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 82: 132-135
299. **Vallittu PK** (2000) Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 13: 334-339
300. **Vallittu PK** (2002) Faserverstärkte Komposite (FRC) in der zahnärztlichen Prothetik. *Deutsch Zahnärztl Z* 57: 399-405
301. **Vallittu PK** (2004) Survival rates of resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures with a mean follow-up of 42 months: A pilot study. *J Prosthet Dent* 3: 241-246
302. **Vallittu PK, Lassila VP** (1992) Effect of metal strengthner's surface roughness on fracture resistance fo acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 19: 385-391
303. **Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R** (1994a) Acrylic resin-fiber composite – part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 71: 607-612

304. **Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R** (1994b) Transverse strength of denture acrylic-glass fiber-composite. *Dent Mater* 10: 116-121
305. **Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K** (1998) Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 11: 340-350
306. **Vallittu PK, Sevelius C** (2000) Resin-bonded, glass-fiber reinforced composite fixed partial dentures: A clinical study. *J Prosthet Dent* 84: 13-18
307. **Viguie G, Malquarti G, Vincent B, Bourgeois D** (1994) Epoxy/carbon composite resins in dentistry : mechanical properties related to fiber reinforcements. *J Prosthet Dent* 72: 245-249
308. **Waerhaug J** (1979a) The infrabony pocket and its relationship to trauma from occlusion and subgingival plaque. *J Periodontol* 50: 355-365
309. **Waerhaug J** (1979b) The angular bone defect and its relationship to trauma from occlusion and downgrowth of subgingival plaque. *J Clin Periodontol* 6: 61-82
310. **Waerhaug J, Hansen ER** (1966) Periodontal changes incident to prolonged occlusal overload in monkeys. *Acta Odontol Scand* 24: 91-105
311. **Wannenmacher E** (1963) *Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde*. 3. Auflage, Barth, Leipzig
312. **Williams DL, Boyer DB, Aquarillo SA, Leary JM** (1994) Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base resin polymerized by microwave energy. *J Prosthet Dent* 72: 635-638
313. **Wilson J** (2000) *Handbook of textile design*. CRC Press, Boca Raton, Boston, New York, Washington DC, USA
314. **Xu HHK, Schumacher GE, Eichmiller FC, Peterson RC, Antonucci JM, Mueller HJ** (2003) Continuous-fiber perform reinforcement of dental resin composite restorations. *Dent Mater* 19: 523-530
315. **Zachrisson BU** (1977) Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. *Am J Orthod* 4: 440-448
316. **Zachrisson BU** (1997) Important aspects of long-term stability. *J Clin Orthod* 31: 562-583
317. **Zachrisson BU** (1999) Retention und Rezidiv. 8.18 Geklebte Retentionsapparaturen. Graber & Vanarsdall, Kieferorthopädie, Grundlagen und Therapiekonzepte Urban & Fischer Verlag, München, Jena S. 390-419
318. **Ziada JM, Orr JF, Bennington IC** (1998) Photoelastic stress analysis in a pier retainer of an anterior resin-bonded fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 80: 661-665

11 DANKSAGUNG

Frau Professor Dr. med dent Ursula Platzer gilt mein Dank für die Möglichkeit zur Promotion und wissenschaftlichen Mitarbeit in Ihrer Abteilung.

Für die freundliche Überlassung des Themas sowie der Unterstützung bei der Durchführung und dem Abfassen dieser Arbeit möchte ich Frau PD Dr. med dent Petra Schmage herzlich danken.

Herrn Professor Dr. med dent Ibrahim Nergiz danke ich für die wohlwollenden Anregungen, die er mir während dieser Arbeit entgegengebracht hat.

Herrn Professor Dr. med dent Peter Pfeiffer, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Klinikum der Universität Köln, danke ich für die Unterstützung bei der Versuchsdurchführung sowie für die Hilfe bei der statistischen Auswertung.

Herrn Frank Fischer danke ich für die Einweisung und Unterstützung bei der Erstellung der REM-Bilder.

Die Autorin dankt den Firmen Acteon, Dentsply DeTrey, DMG, Hager & Werken, Heraeus Kulzer, Ivolar Vivadent, Kerr Hawe, Meyer-Haake, Stick Tech und Voco für die Überlassung der Materialien.

12 LEBENSLAUF

13 EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich versichere hiermit ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Unterschrift

Hamburg, den 31.10.2011