

Aus der Klinik und Poliklinik für Kieferorthopädie
der Universität Würzburg
Direktorin: Professorin Dr. med. dent. A. Stellzig-Eisenhauer

**Abrasions- und Adhäsiv-Verhalten fließfähiger Komposite im Rahmen der
kieferorthopädischen Langzeitretention**

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde an der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Elena Heinemann
aus Meiningen
Würzburg, 23.01.2013



Referentin: Professorin Dr. med. dent. Angelika Stellzig-Eisenhauer
Koreferent: Professor Dr. rer. nat. Gbureck
Dekan: Professor Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 28.08.2013

Die Promovendin ist Zahnärztin.

Meinen Eltern, meiner Schwester und Marc
in Liebe und Dankbarkeit
gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	VIII
Tabellenverzeichnis	IX
Abbildungsverzeichnis	XI
1 Einleitung	1
1.1 Allgemeine Einführungen zum Abrasionsversuch	1
1.1.1 Arten des Verschleißes	3
1.1.2 Versuchsmethoden	6
1.1.2.1 In-vitro-Methoden	6
1.1.2.2 In-vivo-Methoden	7
1.1.2.3 Zwei-Medien-Abrasion	8
1.1.2.4 Drei-Medien-Abrasion	8
1.2 Allgemeine Einführungen zum Abscherversuch	11
1.2.1 Adhäsiver Verbund zum Schmelz	13
1.2.2 Abschermethoden	14
2 Ziele der Untersuchung	15
2.1 Ziele der Untersuchung für den Abrasionsversuch	15
2.2 Ziele der Untersuchung für den Abscherversuch	16
3 Material und Methode	17
3.1 Abrasionsversuch nach der ACTA-Methode	17
3.1.1 Versuchsaufbau und Durchführung	17
3.1.2 Untersuchte Komposite	20
3.1.3 Herstellung der Prüfkörper	26
3.1.3.1 Zwischenmedium	27
3.1.3.2 Antagonistenrad	28
3.1.3.3 Zyklenzahl	29

3.1.3.4	Anpresskraft.....	29
3.1.3.5	Räderbestückung.....	30
3.1.4	Mittlere Tiefe.....	30
3.1.5	Volumenverlust.....	31
3.2	Abscherversuch.....	32
3.2.1	Versuchsaufbau und Durchführung zur Prüfung der Scherhaftfestigkeit.....	32
3.2.2	Verwendete Komposite.....	34
3.2.3	Zähne.....	35
3.2.4	Herstellung der Prüfkörper.....	35
3.2.5	Adhäsives System.....	38
3.2.6	Polymerisationslampe.....	39
3.2.7	Temperaturwechselbad.....	39
4	Statistische Auswertungen.....	40
5	Ergebnisse.....	43
5.1.	Ergebnisse Abrasionsversuch.....	43
5.1.1	Mittlere Tiefe.....	43
5.1.2	Volumenverlust.....	47
5.1.3	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches.....	47
5.1.3.1	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches der mittleren Tiefe.....	50
5.1.3.2	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches des Volumenverlustes.....	54
5.1.3.3	Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen.....	58
5.1.3.4	Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen.....	59
5.2	Ergebnisse des Abscherversuches.....	60
5.2.1	Ergebnisse des Abscherversuches für die einzelnen Versuchsgruppen.....	60

5.2.1.1	Ergebnisse des Abscherversuches mit Bonding / mit Thermocycling	60
5.2.1.2	Ergebnisse des Abscherversuches mit Bonding / ohne Thermocycling.....	62
5.2.1.3	Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding / mit Thermocycling.....	64
5.2.1.4	Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding / ohne Thermocycling.....	66
5.2.2	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches.....	68
5.2.2.1	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches der einzelnen Materialien mit und ohne Bonding / mit Thermocycling.....	76
5.2.2.2	Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches der einzelnen Materialien mit und ohne Bonding / ohne Thermocycling.....	77
6	Diskussion.....	78
6.1	Abrasionsversuch.....	78
6.1.1	Diskussion des Abrasionsversuches.....	78
6.1.2	Diskussion der Ergebnisse des Abrasionsversuches.....	84
6.2	Abscherversuch.....	85
6.2.1	Diskussion des Abscherversuches.....	85
6.2.2	Diskussion der Ergebnisse des Abscherversuches.....	91
7	Schlussfolgerung.....	94
7.1	Schlussfolgerungen für den Abrasionsversuch.....	94
7.2	Schlussfolgerungen für den Abscherversuch.....	95
8	Zusammenfassung.....	97
9	Literaturverzeichnis.....	99

10	Anhang.....	107
	Danksagung	
	Lebenslauf	

Abkürzungsverzeichnis

α	Irrtumswahrscheinlichkeit
ACTA	Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam
Al	Aluminiumstandard
Bis-GMA	Bisphenol-A-glycidyl-dimethacrylat
Bis-EMA	Bisphenol-A-ethoxyliertes-dimethacrylat
Char	Charisma (Heraeus Kulzer)
DIN:	Deutsches Institut für Normung e.V.
FiSu	Filtek Supreme XT (3M ESPE)
EBADMA	Ethoxyliertes Bisphenol A-dimethacrylat
GaDi	Gradia Direct LoFlo (GC Europe)
Gew. %	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
lat.	lateinisch
MMP	Matrix- Metalloproteinasen
MPa	Megapascal
MTS	Minnesota-Kausimulator
OHSU	Oregon Health Sciences University wear tester
SD	Standardabweichung
TeFI	Tetric EvoFlow (Ivoclar Vivadent)
TEGDMA	Triethylen-glykol-dimethacrylat
TrLR	Transbond LR (3M Unitek)
TrLV	Transbond Supreme LV (3M Unitek)
PMMA	Polymethylmethacrylat
UDMA	Urethan-dimethacrylat
VeDi	Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer)
VeFI	Vertise Flow (Kerr)
Vol. %	Volumenprozent
XFlo	X-Flow (Dentsply)

Tabellenverzeichnis

- Tab.1 Eigenschaften der verwendeten Komposite
- Tab.2 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien der mittleren Tiefe nach 150.000 Zyklen
- Tab.3 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien der mittleren Tiefe nach 300.000 Zyklen
- Tab.4 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien des Volumenverlustes nach 150.000 Zyklen
- Tab.5 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien des Volumenverlustes nach 300.000 Zyklen
- Tab.6 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 Zyklen
- Tab.7 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 300.000 Zyklen
- Tab.8 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 150.000 Zyklen
- Tab.9 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 300.000 Zyklen
- Tab.10 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen
- Tab.11 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 150.000 und 300.000 Zyklen
- Tab.12 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien mit Bonding / mit Thermocycling
- Tab.13 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien mit Bonding / ohne Thermocycling
- Tab.14 Standardabweichungen und Mittelwerte für die einzelnen Materialien ohne Bonding / mit Thermocycling
- Tab.15 Standardabweichungen und Mittelwerte für die einzelnen Materialien ohne Bonding / ohne Thermocycling

Tab.16 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches mit Bonding / mit Thermocycling

Tab.17 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches mit Bonding / ohne Thermocycling

Tab.18 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches ohne Bonding / mit Thermocycling

Tab.19 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches ohne Bonding / ohne Thermocycling

Tab.20 Varianzanalyse der einzelnen Materialien untereinander mit und ohne Bonding und anschließendem Thermocycling

Tab.21 Varianzanalyse der einzelnen Materialien untereinander mit und ohne Bonding / ohne Thermocycling

Abbildungsverzeichnis

- Abb.1a Drei-Medien-Abrasion
- Abb.1b Schematische Darstellung der Drei-Medien-Abrasion
- Abb.2 Probenrad
- Abb.3 Siliziumoxidfüller mit 40nm Partikelgröße
- Abb.4 Ba-Al-Silikatglasfüller mit 0,4 μ m Partikelgröße
- Abb.5 Antagonistenrad aus gehärtetem Stahl
- Abb.6 Schematische Darstellung der Volumenmessung mit einem Laserscanner
- Abb.7a Versuchsaufbau der Abschermethode in der Universalprüfmaschine von Zwick
- Abb.7b Schematische Darstellung des Abscherversuches
- Abb.8 Schematische Darstellung eines in Kunststoff eingebetteten Zahnes
- Abb.9 Schematische Darstellung eines eingebetteten Zahnes
- Abb.10 Prüfkörper mit Kompositzylinder
- Abb.11 Verlauf der Lichtintensität der Halogenlampe Bluephase G2
- Abb.12 Schematische Darstellung des Thermocyclings
- Abb.13 Darstellung Box Whisker Plot
- Abb.14 Mittlere Tiefe nach 150.000 Zyklen
- Abb.15 Mittlere Tiefe nach 300.000 Zyklen
- Abb.16 Volumenverlust nach 150.000 Zyklen
- Abb.17 Volumenverlust nach 300.000 Zyklen
- Abb.18 Ergebnisse des Abscherversuches unter Verwendung eines Bondings und anschließendem Thermocycling
- Abb.19 Ergebnisse des Abscherversuches unter Verwendung eines Bondings; ohne anschließendem Thermocycling
- Abb.20 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding und anschließendem Thermocycling
- Abb.21 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding; ohne anschließendem Thermocycling

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einführungen zum Abrasionsversuch

Der Verschleiß von Zahnhartsubstanzen im menschlichen Gebiss spielt schon seit vielen Jahren eine große Rolle in der Zahnmedizin. Es ist ein natürlicher Vorgang, der durch abrasive Nahrungsmittel und durch gegenseitigen Kontakt der Zähne verursacht wird (Graf et al. 2001). Ist die Abnutzung des Gebisses durch Parafunktionen, besonders abrasive Nahrungsmittel und stark säurehaltige Getränke rascher als normal, kann es zu ernststen Problemen kommen. Darüber hinaus ist die Zusammensetzung des Speichels von entscheidender Bedeutung, da sie als Puffer von Säuren eine wichtige Rolle spielt. Neben ästhetischen Problemen sind verminderte Kaukraft, Zahnempfindlichkeit und Pulpanekrosen mögliche Komplikationen. Weiterhin kann es zu Zahnkippen, Verlust des okklusalen Kontaktpunktes und parodontalen Problemen kommen (Gallegos, Nicholls 1988; Jacobi 1995).

Heute entsteht der natürliche Verschleiß neben den genannten physiologischen und pathologischen Gründen auch durch Zahnbürsten und abrasive Zahnpasten (Gallegos, Nicholls 1988). Deshalb ist es wichtig, die abrasiven Vorgänge im Mund unter Berücksichtigung der Materialien genauestens zu kennen, da der Verschleiß im Mund ein unwiderruflicher Vorgang ist und nicht rückgängig gemacht werden kann. Zwar verlieren Zähne zeitlebens nicht ihre Funktionalität im oralen System, jedoch kann es durch Abnutzung des Kauystems zu Beeinträchtigungen und Schmerzen kommen.

Neben den Folgen der Abnutzung ist der ganzheitliche Einfluss nicht zu vergessen. Gesundheitlich betrachtet können schon kleine gelöste Partikel geschluckt oder aspiriert werden. Diese vermögen Allergien auszulösen oder Hautreaktionen zu verursachen. Genauere Erkenntnisse zu dem systemischen Einfluss und den Folgen von verschluckten oder eingeatmeten Bestandteilen fehlen bislang und müssen kritisch betrachtet werden (Heintze 2006).

Anthropologen beobachten adaptive Vorgänge im stomatognathen System, die abrasive Vorgänge ausgleichen. Solche Anpassungen sind die Vergrößerung des Kaubewegungsradius eines abradieren Gebisses, sowie Remodellierung

des temporomandibulären Gelenkes. Des Weiteren wird eine Verkürzung des Zahnbogens durch Zahnwanderung beobachtet (Kaidonis 2008). Durch Erhalt der vertikalen Dimension kann einer altersbedingten Disharmonie der Gesichtsdrittung durch Abnutzung des Gebisses mit Verlust der Vertikalen entgegen gewirkt werden. Neben der ästhetischen Beeinträchtigung durch den Verlust der vertikalen Gesichtshöhe stellt die Abrasion so einen begrenzenden Faktor für die Funktionalität dar (Heintze 2006; Mair 1992; Kaidonis 2008).

Neben dem Anspruch an Funktion wird bei den Kompositen ein stärker werdender Anspruch an Ästhetik und Lebensdauer gestellt. Es gilt der täglichen Abnutzung entgegen zu halten und eine lange Phase der Beanspruchung zu überstehen. Die Werkstoffe halten bei durchschnittlichen 240.000 Kauzyklen im Jahr jeden Tag Kräfte von ca. 50N bis zu Kraftspritzen von 500N aus (Rosentritt et al. 2003). Um eine sehr stabile und wenig abradierbare Restauration zu erhalten sind viele Faktoren sehr wichtig. Neben den werkstofflichen Aspekten wie Biegefestigkeit, Vickers-Härte, Oberflächenrauigkeit, etc. wird der Langzeiterfolg einer Restauration sowohl durch die Arbeitsweise des Zahnarztes, das verwendete Material, Habits des Patienten als auch durch die Präzision der Zahntechniker stark beeinflusst.

Doch wie entsteht Verschleiß überhaupt? Die Abnutzung kann nicht nur durch Zahn zu Zahnkontakt entstehen sondern auch durch unterschiedliche Materialien die den Verschleiß verursachen. Man beobachtet, dass restaurative Materialien ein stark abweichendes Abriebverhalten aufweisen. So führen Restaurationen mit geringem Abrieb zu starken Abrasionen im Gegengebiss, die weitere Probleme mit sich bringen. Eine Komplikation ist der Verlust des Kontaktpunktes und die damit verbundene Elongation und Kippung der Antagonisten, sowie die Entstehung von funktionellen Störungen im stomatognathen System (Graf et al. 2001).

Um solche durch Abrasion bedingten Störungen zu vermeiden, sollte die Verschleißfestigkeit von zu ersetzenden Einzelzahnrestorationen nicht von dem Schmelz natürlicher Zähne abweichen (Jacobi 1995; Heintze 2006). Ziel der restaurativen Materialien ist es, eine Verschleißfestigkeit zu ermöglichen, die weder zu hoch noch zu niedrig ist. Eine zu hohe Festigkeit verursacht eine Antagonistenschädigung, hingegen kann eine zu niedrige Verschleißfestigkeit

zum Verlust des okklusalen Kontaktpunktes führen (Graf et al. 2002). Um diese Parameter zu standardisieren, gibt es DIN-Normen, die als Maßstab Standardparameter und Einstellungen festlegen, und so das technische Arbeiten erleichtern. Es werden zwei unterschiedliche DIN Normen in dieser Arbeit verwendet: DIN 13990-2, und DIN 13973 (siehe Anhang S.106).

1.1.1 Arten des Verschleißes

Verschleiß ist das Ergebnis von kombinierten chemischen und mechanischen Prozessen (De Gee et al. 1986). Man unterscheidet im oralen System zwischen Kontaktflächen, die in Okklusion treten (OCA) und kontaktfreien Flächen (CFOA) (Schmidlin et al. 2003).

Der Begriff Verschleiß ist sehr komplex und bezieht sich in dieser Arbeit hauptsächlich auf die Abnutzung von Zahnoberflächen und Restaurationen. Unter diesem Begriff werden verschiedene Verschleißarten wie Abrasion, Attrition, Erosion, Korrosion und adhäsive Abnutzung unterschieden (Bloem et al. 1988).

Ein Faktor, der oft vernachlässigt wird, ist der Speichel. Er ist ein entscheidender Parameter im oralen System und verringert die Friktion zwischen zwei berührenden Flächen. Weiterhin puffert Speichel entstehende Säuren und hat damit einen signifikanten Einfluss auf Attrition und Erosion im menschlichen Gebiss (Mair 1992).

Als Abrasion bezeichnet man einen Oberflächenabtrag, der durch reibende Wirkung zu einem Abtrag in einem weicherem Material führt. Durch harte, unregelmäßig geformte Partikel entstehen Rillen auf der Oberfläche des weichen Mediums (Craig et al. 2006). Befinden sich die abrasiven Partikel an einem oder beiden der in Kontakt tretenden Körper, so spricht man von der Zwei-Medien-Abrasion. Ist das Zwischenmedium das Abrasivum, so bezeichnet man den Verschleiß als Drei-Medien-Abrasion (Mair 1992)

Unter Attrition versteht man die langsame Abnutzung von Zahnschmelz und Dentin durch natürliche Vorgänge beim Sprechen, Schlucken und Kauen, bei denen ein Zahnkontakt stattfindet. Sie kann jedoch durch unnatürliche

Fehlbelastungen (Parafunktionen) verstärkt werden und zu einem frühzeitigen Abflachen des Kauflächenreliefs führen (Hellwege 2003; Kaidonis 2008).

Neben Abrasion und Attrition stellt die Erosion einen weiteren wichtigen Faktor des Substanzverlustes dar. Häufig werden Überlagerungen von Erosionen, Abrasionen und Attritionen in klinischen Bildern beobachtet. Nicht ohne Grund, denn durch Erosion geschädigte Oberflächen sind erweicht und erleichtern einen schnelleren Substanzabtrag durch Abrasion und Attrition (Lussi et al. 2009).

Als Erosion wird die chemische Auflösung der Zahnhartsubstanzen ohne Beteiligung von Bakterien bezeichnet (Kaidonis 2008). Durch Fruchtsäuren in Früchten und Säften, aber auch Säuren in Essig und Gemüse können bei gehäuften Genuss Erosionen entstehen (Hellwege 2003). Mair beschreibt die Erosion als Ergebnis des Oberflächenabtrages dentaler Materialien durch ein flüssiges Medium. Dabei ist der pH-Wert eine bedeutende Variable, die die Erosion stark beeinflusst (Mair 1992). Sinkt der pH-Wert unter 5,5, wird der Schmelz demineralisiert, indem Phosphat und Kalzium-Ionen in Lösung gehen. Die Säure bindet unter direktem Kontakt mit dem Schmelz Kalzium an sich und löst es aus dem Gefüge heraus. Durch die angelösten Ionen wird der pH-Wert angehoben und bleibt stabil bis neue Säuren den pH-Wert wieder absinken lassen und sich der Prozess wiederholt. Für das Fortschreiten der Erosion ist vor allem die Häufigkeit und Dauer des Konsums von säurehaltigen Lebensmitteln maßgeblich. Des Weiteren können Krankheiten wie Bulimie, verminderter Speichelfluss oder Refluxkrankheiten Erosionen begünstigen (Imfeld et al. 2005; Imfeld et al. 2008).

Eine weitere Art der Abnutzung ist der Ermüdungsverschleiß. Er ist durch Materialdefekte unter der Oberfläche gekennzeichnet und entsteht durch Gleiten eines harten Körpers auf einem weicheren. Durch anhaltende zyklische Wiederholung dieser Bewegung können sich Brüche bis zur Oberfläche ausbreiten, welche dann ein Ausbrechen größerer Kompositsplitter zur Folge haben. Somit entsteht durch Zug- und Druck-Rückstellkräfte eine periodische Überbeanspruchung und damit eine Ermüdung des Materials (Condon, Ferracane 1996; Mair 2002; Condon, Ferracane 1997).

Berühren sich gegenüberliegende Flächen in einigen isolierten Punkten unter hohem Druck, so haften die Berührungsflächen infolge Adhäsion aneinander (Davidson, De Gee 1996). Man spricht hier auch von adhäsivem Verschleiß. Durch diese hohe punktuelle Krafteinwirkung, ist ein Transfer zwischen den Materialien möglich, wodurch die Substanz geschwächt wird (Condon, Ferracane 1997). Die Partikel werden von dem weicheren Medium abgetragen und bleiben an den Flächen des härteren Mediums haften.

Bei dem korrosiven Verschleiß wird durch chemische Einflüsse die oberflächliche Materialschicht verändert. Durch den weiteren Kontakt mit korrosiven Substanzen kann die Oberfläche so verändert werden, dass eine Ausbildung von Löchern möglich ist. Als Folge dieser Reaktion ergeben sich Materialien, die wesentlich weniger abrasionsstabil sind als das ursprüngliche Material (Davidson, De Gee. 1996). In der Regel spielt nicht nur eine Art des Verschleißes eine Rolle, sondern eine Kombination und Überlagerung von Erosion, Korrosion und Attrition (Condon, Ferracane 1997).

Nach De Gee wird der okklusale Verschleiß durch verschiedene Faktoren bestimmt: Die erosive Aktivität an den kontakt- und an den kontaktfreien Flächen, die Größe der Füllstoffpartikel, Oberflächenermüdung im oralen System, die Resistenz gegen chemische Einflüsse, die Beschaffenheit der Oberfläche und der orale Temperaturwechsel sind einige Beispiele (Pallav et al. 1993; De Gee, Pallav 1994). Der okklusale Verschleiß zeigt je nach Lokalisation große Unterschiede. Krejci beobachtet an den Schmelzhöckern doppelt so große Substanzverluste wie in der Schmelzfossa. Er beschreibt auch, dass die Mikromorphologie des Schmelzes innerhalb des Mantels unterschiedlich ist und daraus ein unterschiedliches Verschleißverhalten innerhalb einer Schmelzzone resultiert (Krejci et al. 1990a).

1.1.2 Versuchsmethoden

Im komplexen Themenbereich „Verschleiß“ gibt es eine Vielzahl von unterschiedlichen Simulationsverfahren, die einzelne Aspekte wie Abrasion, Attrition, Korrosion und Materialermüdung unterschiedlich bewerten (Rosentritt et al. 2003). Abrasion ist schon lange als wichtiges Kriterium für die werkstoffkundlichen Untersuchungen von Materialien bekannt. Bei diesen Messungen werden zwei verschiedene Arten unterschieden: die In-vivo- und In-vitro-Untersuchung. In einer In-vitro-Studie werden die Materialien zuerst auf materialwissenschaftliche Parameter getestet, bevor sie am Patienten untersucht werden. Weiterhin gibt es verschiedene Tests, die sich mit Biokompatibilität und Verträglichkeit eines Materials beschäftigen (Heintze, Zimmerli 2011).

Insgesamt sind die Ergebnisse der einzelnen Versuchsmethoden schwer miteinander vergleichbar. In dem Round-Robin-Test wurden zehn verschiedene Materialien in fünf verschiedenen Verschleißmethoden untersucht. Das Ergebnis dieses Tests ergibt, dass für ein und dasselbe Material sehr unterschiedliche Testresultate in Abhängigkeit der verschiedenen Methoden erzielt werden. Als Grund dafür sind die unterschiedlichen Testkonzepte anzuführen, die in Anpresskraft, Zyklenzahl und Zwischenmedium variieren (Heintze 2006).

Die Drei- und Zwei-Medien-Abrasionstests stellen derzeit die gebräuchlichste Labormethode dar, um einen der Klinik nachempfundenen Verschleiß der Werkstoffe zu messen (Schmidlin et al 2003; Graf 2001).

1.1.2.1 In-vitro-Methode

Als in-vitro bezeichnet man organische Vorgänge, die außerhalb eines Organismus stattfinden. Solche Untersuchungen werden in einer kontrollierten künstlichen Umgebung durchgeführt und bieten den Vorteil, dass die Parameter standardisiert sind und so schon vor dem In-vivo-Test Aussagen zu dem jeweiligen Werkstoff möglich sind (Schmidlin et al. 2003). Die In-vitro-Verfahren ermöglichen jedoch noch keine vollständige Untersuchung unter klinischen

Bedingungen, sie erhöhen jedoch die Sicherheit der Patienten, bei denen die neuen Materialien angewendet werden (Heintze, Zimmerli 2011). Die orale Situation zu simulieren ist weiterhin sehr schwierig, da das In-vivo-System sehr komplex ist und große Varianzen für die einzelnen Individuen aufweist.

Nach wie vor ist das genaue Materialverlustverhalten nicht alleine durch In-vitro-Methoden abzuschätzen. Faktoren wie Haftung, Festigkeit, Härte und andere physikalische Parameter sind wichtige Aspekte, die zu der Bewertung eines Materials beitragen (Pelka et al. 1998).

Das Abrasionsverhalten wird schon vor dem klinischen Einsatz eines Werkstoffes in verschiedenen Kausimulatoren getestet, um grobe Fehler, mögliche Materialschwächen, Frakturen oder ästhetische Nachteile im In-vivo-Versuch auszuschließen (Heintze 2006).

1.1.2.2 In-vivo-Methode

Meist geht der In-vivo-Untersuchung eine In-vitro-Untersuchung voraus, um im Vorfeld Risiken und Probleme des Materials abzuschätzen. An einer klinischen Prüfung führt letztendlich kein Weg vorbei, wenn das Produkt vollständig getestet werden soll. Die In-vivo-Versuche werden erst durchgeführt wenn alle Risiken wie Allergien, lokale Schädigungsmöglichkeiten der Pulpa, Gingiva und Mundschleimhaut und systemische Auswirkungen soweit wie möglich minimiert worden sind (Hellwig et al. 2007; Strietzel 2005).

In-vivo-Studien beschäftigen sich mit der komplexen Belastung von Material im Mund und bedeuten oft einen sehr hohen finanziellen, organisatorischen und zeitlichen Aufwand. Darüber hinaus ist eine sehr große Streuung und Standardisierung der Ergebnisse meist erschwerend. Bisher gibt es kaum Apparaturen, welche die physikalischen Parameter intraoral ausreichend bestimmen, um Aussagen zu treffen (Heintze 2006; Krejci et al. 1990b).

1.1.2.3 Zwei-Medien-Abrasion

Bei der Untersuchung der Zwei-Medien-Abrasion wird der Verschleiß durch Antagonistenattrition und Abrasion in den okklusalen Kontaktarealen (OCA) simuliert (Rosentritt et al. 2003; Schmidlin et al. 2003). Die Oberfläche des Antagonisten reibt dabei direkt auf der Probe und stellt damit selbst das Abrasivmedium und den Kraftmediator dar (Schmidlin et al. 2003). Die Attrition ist im Wesentlichen durch Oberflächenermüdung gekennzeichnet (Condon, Ferracane 1996).

Ein Beispiel für die Zwei-Medien-Abrasion ist der Pin on Disc Simulator. Bei dem Pin on Disc Simulator wird ein Stift aus einem bestimmten Material gegen eine rotierende Scheibe aus dem zu testenden Material gelagert. Die resultierende Verschleißspur kann anschließend gemessen und ausgewertet werden (<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/infra/pod.html>). Nagarajan verwendete 2004 einen Aluminiumstift, der mit einem Druck von 1-20N gegen Kompositscheiben gedrückt wurde. Dieser Druck und eine Scheibenrotation von 2,5mm/s entspricht einer physiologischen Gleitbewegung im Mund (Nagarajan et al. 2004). Die Zwei-Medien-Abrasion resultiert aus der Attrition eines Körpers gegen einen zweiten. Um die Reibungswärme etwas zu puffern und die Abrasion zu bestimmen, werden die Scheiben mit destilliertem Wasser bei physiologischen 37°C gekühlt (Rice et al. 1984).

Ähnlich verhält es sich auch bei dem MUC-Kausimulator. Dieser 1996 in München entwickelte Apparat erzielt mit einer oszillierenden, horizontalen Bewegung des Antagonisten unter vertikaler Krafteinwirkung einen messbaren Abtrag des zu untersuchenden Materials (Zantner et al. 2002, <http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/infra/kausi.html>).

1.1.2.4 Drei-Medien-Abrasion

Die Simulation des Nahrungsabriebes erfolgt in der Regel durch ein loses, abrasives Zwischenmedium, welches den Verschleiss durch Abrasion an der CFA (contact free area) nachahmt (Bauer et al. 1995; Krejci, Lutz 1986). Die Bereiche der Zahn und Restaurationsflächen unterliegen neben dem abrasiven

Einfluss von Nahrung auch dem Einfluss von Mundhygieneartikeln wie Zahnpasta und Zahnbürste (Schmidlin et al. 2003).

Der Kontaktpunktbereich (OCA-occlusal contact area) wird vorwiegend durch Adhäsion beansprucht, die im weiteren Verlauf durch Ermüdungsverschleiss ergänzt wird (Krejci, Lutz 1986).

Zu den Drei-Medien-Abrasionsversuchen gehören das Zahnbürstverfahren und die ACTA-Maschine nach De Gee. Er entwickelte eine Maschine, die es ihm ermöglichte, die komplexe orale Situation in-vitro zu simulieren (De Gee et al. 1996a). Eine andere Veröffentlichung von De Gee erfasst erstmals die komplexe klinische Abrasion und rechtfertigt damit den Aufwand solcher Untersuchungen. Man simuliert Erosion und Abrieb in den kontaktfreien Bereichen unter Einfluß eines dritten Mediums in Form von natürlichem Speisebrei (De Gee, Pallav 1994). Der durch bakterielle Zersetzung verursachte pH-Wert-Abfall kann die Säurelöslichkeit von Materialien beeinflussen und Erosionensvorgänge simulieren (Graf et al. 2002; De Gee, Pallav 1994; Pelka et al. 1998; Mair 2002).

De Gee beschreibt 1986 seine Maschine als neuartig, da sowohl die okklusale Belastung, die Geschwindigkeit, der Slip als auch das dritte Medium veränderbar und kontrollierbar seien (De Gee et al. 1986). Sie besteht aus zwei einzelnen ansteuerbaren Elektromotoren, die unabhängig voneinander Antagonisten- und Probenrätgerrad antreiben (Bauer et al. 1995). Beide Räder befinden sich in einem Gefäß, das mit einem Getreide-Wassergemisch gefüllt ist und rotieren darin gegenläufig. Das Probenrad dreht sich während des abrasiven Vorganges mit einer Geschwindigkeit von 240U/min gegenläufig zu dem Antagonistenrad aus gehärtetem Stahl, das mit einer Geschwindigkeit von 180U/min läuft. Die Oberflächengeschwindigkeit des Antagoistenrades ist geringer als die des Probenrätgerrades, die Differenz dieser beiden Geschwindigkeiten wird auch negativer Slip genannt wird. Durch den negativen Slip werden die Abgleitvorgänge des Kauens simuliert. Das Antagonistenrad wird während des Vorganges mit einem Druck von 20N an das Probenrad gedrückt und simuliert somit die physiologische Kaubelastung im Mund (Bauer et al.1995).

Die ACTA-Maschine wird heute noch in veränderter Form angewendet und ist als internationales Verfahren anerkannt (Graf et al. 2001). Sie ist ein guter Kompromiss in Hinsicht auf Kosten, Praktikabilität und Robustheit (Heintze 2006).

Weitere Drei-Medien-Methoden zu Nachahmung von Kraft, Kontakt und dem Abgleiten während der Kausimulation sind die Alabama-Maschine, der Oregon Health Sciences University wear tester (OHSU) und der Minnesota-Kausimulator (MTS) (Heintze 2006).

Die Alabama Maschine ist sehr gut geeignet für die Drei-Medien-Abrasion, da sie durch ihren hydraulischen Antrieb eine fein gesteuerte und kontrollierte Krafteinwirkung erzielen kann. Damit hat sie den meisten Maschinen eine regulierte und kontrollierte Krafteinwirkung voraus (Ekenel 2005; Heintze 2006). Eine weitere Möglichkeit ist eine Simulation des Kauvorganges in dem Minnesota-Kausimulator (MTS). Dabei wird die dreidimensionale Kaubewegung durch zwei Achsen in der Horizontal- und Frontalebene dargestellt. Zwei Servohydraulikschleifen ermöglichen es, die Kraft und Bewegung des Apparates zu messen und zu steuern. Durch Nachahmung des Ober- und Unterkiefers sollen die einzelnen Phasen des Kauvorganges von der Positionierung des Unterkiefers bis hin zu der Mahl- und Gleitphase simuliert werden (Heintze 2006; Mair 2002; DeLong, Douglas 1991).

Auch der OHSU (Oregon Health Sciences University wear tester) wird in der Literatur häufig genannt. Der Verschleißsimulator besteht aus fünf zylindrischen Probenkammern, einer Antriebseinheit in der Basis, sowie einer durch einen Elektromotor angetriebenen Acrylscheibe. Kennzeichnend für diese Art der Simulation ist die mögliche Überlagerung der verschiedenen Verschleißarten. Durch eine anfängliche Vorschubbewegung mit geringer Kraft wird die abrasive Abnutzung erzeugt. Bei späterer terminaler Belastung von bis zu 70N ergibt sich ein attritiver Verschleiß (Mair 2002; Condon, Ferracane 1996).

1.2 Allgemeine Einführungen zum Abscherversuch

Das Streben nach einem perfekten Äußeren nimmt in unserer Gesellschaft deutlich zu und erlangt auch bei den Zähnen hohen Stellenwert. Der Eindruck von natürlich schönen und weißen Zähnen ist schon seit Längerem bekannt und gewinnt immer mehr Bedeutung für unser Aussehen und das Charisma. Wer auf seine Zähne achtet, gilt als gepflegt, schön und sozial angesehen. So ist es nicht weiter verwunderlich, dass sich immer mehr Menschen wünschen, ihre Zahnstellung mit einem möglichst natürlichen, schnellen und wenig sichtbaren Eingriff zu korrigieren. Neue Lösungen in der Kieferorthopädie versprechen durch Keramikbrackets oder Invisalign Schienen eine für das Umfeld fast nicht wahrnehmbare Behandlung des Patienten. Auch die Materialien, die beim Kleben der Brackets verwendet werden, sind in den Vordergrund getreten. Unauffälligkeit, einfache Handhabung, Zahnfarben und lange Haltbarkeit stehen dabei im Vordergrund, allerdings ist auch die Funktion, Biokompatibilität und Mundbeständigkeit des Materials nicht außer Acht zu lassen. Es ist sehr wichtig ein Produkt zu verwenden, das eine große Widerstandskraft gegen abscherende Kräfte im Kausystem aufweist um einen Langzeiterfolg zu garantieren. Eine Voraussetzung dafür ist die erfolgreiche Anwendung von Komposit.

Erstmals gelang es Buonocore 1955 eine ausreichende mikromechanische Verankerung des Füllungsmaterials am Zahnschmelz zu erlangen (Buonocore 1955). Seine Untersuchung befasst sich mit dem mikroretentiven Verbund des Zahnschmelzes, welcher sich durch Konditionierung mit einer Säure deutlich verbessern lässt. Seither wurde das System der Schmelzkonditionierung mit Säure nur gering verändert. Viele verschiedene Studien analysierten die Konzentration der Säure und fanden heraus, dass eine Konzentration zwischen 30 und 40% als ideal gilt (Hellwig et al. 2007).

Allerdings konnten durch Weiterentwicklung des Adhäsivverbundes entscheidende Verbesserungen in der Zahnheilkunde erzielt werden (Hewlett 2003). Die wesentlichen Verbesserungen waren die Nutzung einer hydrophoben Zwischenschicht aus solvatisierten Bestandteilen, Nutzung von MMP-Inhibitoren, ausgedehnte Härtezeiten und gute Imprägnation des Dentins.

Durch die Dentinvorbehandlung in mehreren Schritten wird das Nanoleakage reduziert. Weiterhin stabilisiert die hydrophobe Extraschicht die Hybridschicht und die Wasserabsorption wird verringert. Eine weitere Verbesserung sind die MMP-Inhibitoren, die den Zerfall der Kollagenfibrillen durch Hemmung von speziellen Enzymen im Dentin verhindern. All diese Weiterentwicklungen führen zu einem besseren Verbund des Komposites mit Zahnschmelz und Dentin und können zusätzlich durch längere Härtezeiten die Permeabilität des Dentins verringern und die Polymerisation verbessern (Breschi et al. 2008).

Newman führt diese Ätztechnik erstmals um 1965 in die Kieferorthopädie ein und eröffnet damit die Möglichkeit, Brackets direkt auf den Schmelz zu kleben (Newman 1965; Newman et al. 1995). Durch intensive Weiterentwicklung der adhäsiven Materialien wird die routinemäßige Anwendung von geklebten, anstatt der bisher ausschließlich auf Bänder geschweißten Attachments möglich. Die Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Zahnoberfläche ist ein bedeutender Parameter im Verlauf der kieferorthopädischen Behandlung (Lamper 2008). Denn eine adäquate Verbundfestigkeit stellt neben einer maßgeblichen Bedeutung für den Behandlungserfolg auch eine Größe für die Langzeitretention dar. Gleichzeitig vermindert es frühzeitige Bracketverluste mit der Gefahr von Schmelzaussprengungen (Britton et al. 1990). Schon Werte von über 9,7MPa sollten kritisch betrachtet werden und können zu Schmelzaussprengungen führen. Als Minimalwert des adhäsiven Verbundes gelten Werte von ca. 8MPa (Ryou et al. 2008; Wilke 2007).

Ziel ist es, eine hohe Verbundfestigkeit zwischen Bracket und Zahnoberfläche zu schaffen, ohne Schmelzausrisse beim Debonding zu verursachen. Weiterhin sollen Adhäsiv-Reste leicht entfernt werden können, um den Zeitaufwand für die Politur möglichst gering zu halten.

Zahlreiche Hersteller werben genau mit diesen Eigenschaften, doch verliert man bei immer neueren Produkten schnell den Überblick. In dieser Untersuchung werden in einem Abscherversuch verschiedene Materialien auf die Verbundfestigkeit getestet.

Der Begriff „Adhäsiv“ wird in dieser Arbeit dem in vielen anderen Ausführungen zu diesem Thema verwendeten Begriff „Bonding“ gleichgesetzt.

1.2.1 Adhäsiver Verbund zum Schmelz

Der Zahnschmelz bildet die Hülle der Zähne, ist im Körper das härteste Gewebe und besteht zu 95% aus anorganischem Material, vorwiegend Hydroxylapatit. Mikroskopisch betrachtet besteht der Schmelz aus Kristalliten, die in Bündeln gruppiert sind und Prismen genannt werden. Diese verlaufen senkrecht zur Schmelzoberfläche. Prismen bestehen hauptsächlich aus dem Phosphat Hydroxylapatit und können durch Einwirken von Säuren gelöst werden (Hellwig et al 2007).

Die erstmalige Entwicklung der Bonding-(Haft)-Eigenschaft geht auf die Pionierarbeit von Michael Buonocore 1955 zurück. Er entdeckte, dass die Adhäsion am Schmelz wesentlich gesteigert werden kann, wenn dieser zuvor mit Säure vorbehandelt wird (Asmussen 1986; Buonocore et al. 1968). Die neu entwickelte Schmelz-Ätz-Technik beruht auf einer mikromechanischen Retention von PMMA an dem mit Phosphorsäure angeätztem Schmelz (Szep 2005). Der Schmelz wird für 30 oder 60 Sekunden mit einer 37% Phosphorsäure angeätzt, um ein ausreichend tiefes, mikroretentives Ätzmuster der Schmelzprismen zu erreichen (Heidemann 1999; Manson-Rahemtulla et al. 1984; Zidan and Hill 1986). Nach verschiedenen Untersuchungen nimmt die Adhäsionskraft von Komposit am angeätzten Zahnschmelz mit zunehmender Konzentration der Phosphorsäure zu. Ab einer Konzentration von über 40% kommt es allerdings zu einem Absinken der Adhäsion, da Kalziumphosphatverbindungen ausfallen und den Verbund von Komposit mit Schmelz verringern. Eine Säurekonzentration von unter 30% führt zu Ablagerungen von schwer löslichen Brushit auf der Zahnoberfläche, die ebenfalls den Verbund verschlechtern. Durch die unterschiedliche räumliche Anordnung kommt es zu einem selektiven Herauslösen der Schmelzprismen mit unterschiedlich mikroretentiven Relief. Dieses Ätzmuster ist histologisch in Form von Gruben und Spalten mit Tiefen bis zu 30µm und 50µm sichtbar (Hellwig et al 2007; Zidan, Hill 1986). Wird auf diese Oberfläche ein niedrig visköser Schmelzhaftvermittler (Bonding) aufgetragen, so lagert sich der niedrig visköse Kunststoff in die heraus gelösten Schmelzanteile und es kommt zur Ausbildung von retentiven Kunststoff-Zotten, den sog. Tags. Durch Haftvermittler wie Bis-GMA, TEGDMA, UDMA und HEMA

wird das Komposit mit einer Festigkeit von bis zu 20MPa mikromechanisch am Zahnschmelz verankert (Asmussen 1986; Heidemann 1999; Hewlett 2003).

Untersuchungen von Asmussen ergeben, dass die mechanische Verbindung zwischen angeätztem Schmelz und Komposit-Restaurationsmaterialien in Bezug auf ihre Zusammensetzung sehr unterschiedlich ist. Mikrogefüllte Komposite erreichen eine wesentlich schwächere Verbindung zum Schmelz als makrogefüllte Komposite. Ein Grund dafür ist die geringere Zugfestigkeit der mikrogefüllten Komposite (Asmussen 1986).

Durch die Verwendung eines Bondings als Zwischenschicht werden Luftblasen und Randverfärbungen in der Grenzschicht bei sorgfältigem Arbeiten vermieden und der Schmelz vollständig bedeckt. In der klinischen Situation kann es bei mikrogefüllten Kompositen schwierig sein ausreichend Druck auf das Material auszuüben, damit es auf der gesamten Fläche Schmelzkontakt erreicht (Asmussen 1986).

Die Schmelz-Ätz-Technik ist eine sehr wichtige Entdeckung in der Zahnmedizin. Durch diese Technik ist es möglich, neben Kompositfüllungen, auch keramische Teilkronen, Veneers und Brackets durch Komposite am Zahn zu befestigen und so neben einer mechanischen auch einen chemischen Verbund herzustellen.

1.2.2 Abschermethode

Grundsätzlich gibt es verschiedene Prüfmethode, die man in Schlag-, Biege-, Zug- und Zerreissprüfungen unterscheidet (Schmitz, Schulmeyer 1975). Das in diesem Versuch gewählte Prüfverfahren ist ein Zug-Abscherverfahren, welches nach der DIN 13990-1 durchgeführt wird. Durch spezifische Belastung des Komposit-Schmelzverbundes ermöglicht dieses Zug-Abscherverfahren einen Versuch unter Berücksichtigung der kaufunktionellen Belastung. (Joseph, Rossouw 1990; Klocke, Kahl-Nieke 2005; Willems et al. 1997). Die Verbundschicht wird durch die Druckkräfte parallel zur Verbundfläche bis zum Bruch belastet. Die Intensität der Verbundfestigkeit lässt sich durch den Wert der Beanspruchung ausdrücken, dem die Verbindungsstelle bis zum Bruch ausgesetzt wird. Allerdings ist eine genaue Aussage nur dann möglich, wenn

die einwirkende Kraft im rechten Winkel auf den abzuscherenden Prüfkörper einwirkt und die Klebefläche senkrecht belastet wird (Oberholzer et al. 2005). Weiterhin wird durch das Einspannen der vereinheitlichten Proben ein senkrecht Einwirken der Kraft auf die Klebefläche garantiert.

Durch Abschervorrichtungen, wie die Universalprüfmaschine von der Firma Zwick, ist es möglich, die genannten Vorgaben einzuhalten und eine Reproduzierbarkeit der Messergebnisse zu sichern.

Der Haftverbundwert von festsitzenden Apparaturen, wie z.B. Brackets, wurde in verschiedenen Studien untersucht in denen Werte zwischen 6MPa bis 8MPa als Richtwert angegeben werden (Wentzler et al. 2004; Lamper 2008). Höhere Werte sind für Brackets nicht angestrebt, da ab einer Kraft von 9,7MPa die Gefahr der Schmelzschädigung stark ansteigt (Oberholzer et al. 2005; Pickett et al 2001). Ebenso bezeichnet Kappert eine Scherfestigkeit von 8-10MPa in der Mundhöhle als ausreichend (Kappert et al. 1989).

Um die im Mund auftretenden Kaubelastungen zu simulieren, ist der Abscherversuch besonders geeignet (Kappert et al. 1989; Tiller et al. 1988).

Neben den genannten funktionellen Belastungen beeinflussen auch Säure, der pH-Wert des Speichel, Ernährungs- und Kaugewohnheiten die Haftung des Materials. Daher lassen sich die in-vitro gewonnen Ergebnisse nicht direkt auf die orale Anwendung übertragen (Wentzler et al. 2004).

2 Ziele der Untersuchung

2.1 Ziele der Untersuchung für den Abrasionsversuch

Die von Gee entwickelte ACTA-Methode hat bereits vielfach Verwendung in Untersuchungen von Werkstoffen gefunden und wird als Standardverfahren anerkannt (Graf et al. 2001). Dennoch sind viele Untersuchungen schwer miteinander vergleichbar, da bei dieser Methode Zwischenmedium, Antagonistenrad, Probenrad, Frequenz, Anpressdruck und Zyklenzahl variieren können (Graf et al. 2001).

Die veränderbaren Faktoren sollen in dieser Arbeit kritisch betrachtet werden, um im Hinblick auf die Langzeitretention des Komposites anschließende Aussagen möglich zu machen.

Die Untersuchungen dieser Arbeit richten sich vor allem nach dem Volumenverlust, sowie nach der mittleren Tiefe des abradieren Materials. Es werden Messungen nach 150.000 Zyklen und weitere nach 300.000 Zyklen bestimmt. Diese Anzahl der Zyklen wird bevorzugt, da sie die Abrasion der Materialien nach ca. einem halben und ca. einem ganzen Jahr im oralen System simuliert.

Des Weiteren sind bestimmte Eigenschaften von Kompositen, wie deren Bestandteile, Füller und Strukturen in Hinblick auf die Ergebnisse kritisch zu betrachten und zu bewerten. Die durchgeführten Untersuchungen sollen Aufschlüsse über die Abrasionsfestigkeit verschiedener fließfähiger Komposite geben und Rückschlüsse auf die klinische Langzeitretention im Mund ermöglichen.

2.2 Ziele der Untersuchung für den Abscherversuch

Ziel der Arbeit ist es, Unterschiede in der Verbundfestigkeit zum Schmelz bei Anwendung von acht verschiedenen Kompositen zu erfassen. Für jedes Komposit werden vier Testreihen à zehn Proben angefertigt, die sich in Bonding-Applikation und Temperaturwechselbad unterscheiden. Zwei Testreihen eines Materials werden nach Säureeinwirkung mit einem Adhäsiv (Bonding) behandelt, bei den anderen zwei Testreihen wird das Adhäsiv nicht verwendet. Jeweils eine mit Adhäsiv und eine ohne Adhäsiv behandelte Testreihe wird einem Temperaturwechselbad unterzogen, bevor diese in einer Universalprüfmaschine abgeschert werden.

Die unterschiedlichen Tests sollen überprüfen, ob ein fließfähiges Komposit ohne Adhäsivapplikation eine ähnliche Verbundfestigkeit zum Schmelz aufweist wie mit Adhäsiv.

Ein Temperaturwechselbad soll die täglichen Temperaturwechsel im Mund nachahmen und Rückschlüsse auf die Verbundfestigkeit geben (Bishara et al. 2003).

3. Material und Methode

3.1 Abrasionsversuch nach der ACTA-Methode

3.1.1 Versuchsaufbau und Durchführung

Es werden insgesamt acht unterschiedliche Materialien untersucht. Für jedes Material wird ein Probenrad mit dem jeweiligen Komposit befüllt. Wie in Abb. 2 zu sehen, besteht das Rad aus insgesamt zwölf Kammern, die durch Stege unterbrochen sind. Diese Kammern sind mit jeweils 10mm Länge, 8mm Breite und 4mm Dicke in zwei Durchgängen befüllt. Insgesamt beträgt die Gesamthärtezeit einer Kammer 60 Sekunden mit dem LED-Lichtpolymerisationsgerät Bluephase G2 der Firma Ivoclar Vivadent. Es wird nur ein Material pro Probenrad verwendet, um eventuelle Verwechslungen oder Verfälschungen der Proben zu vermeiden.

Nachdem die Probenräder mit dem jeweiligen Komposit gefüllt und lichtpolymerisiert sind, beschleift man die Probenräder anschließend unter Wasserkühlung mit zwei Diamanträdern auf eine Normgröße von 51mm Durchmesser. Als erstes wird ein grobes Diamantrad D64, mit einer Körnung von 260µm verwendet. Dieses wird mit einer Geschwindigkeit von 140U/min und mit einer Kraft von 15N gegen das Probenrad gedrückt. Das Probenrad läuft mit einer Geschwindigkeit von 60U/min in derselben Richtung wie das Diamantrad.

Die zweite Normierung der Probenräder erfolgt durch ein diamantiertes Rad D25, welches mit einer Körnung von 800µm gegeläufig mit einer Kraft von 15N an das Probenrad gepresst wird. Beide Räder rotieren dabei mit einer Geschwindigkeit von 130U/min.

Das nach Normgröße beschliffene Probenrad wird in die ACTA-Maschine eingespannt und mit einem Anpressdruck von 20N gegen ein Antagonistenrad

aus gehärtetem Stahl gedrückt. Wie in Abb.5 ersichtlich, besteht dieses Rad aus einer wabenförmigen Anordnung von Vertiefungen. Durch dieses Antagonistenrad wird die Kaubewegung im Mund simuliert. Um die Abnutzung unter klinischen Bedingungen zu simulieren, wird das Komposit im Versuch durch ein drittes Medium im Kontakbereich abradiert (De Gee, Pallav 1994; Bauer et al. 1995). Somit gibt es insgesamt drei Materialien die sich gegenseitig beeinflussen: Das Probenrad mit dem Komposit, das Antagonistenrad aus gehärtetem Stahl und das Zwischenmedium.

Das Probenrad rotiert mit einer Geschwindigkeit von 180U/min gegen ein Stahlrad, welches mit einer schnelleren Geschwindigkeit von 240U/min rotiert. Durch die unterschiedlichen Geschwindigkeiten der beiden Räder entsteht eine zeitlich verzögerte Reibung, die das natürliche Abgleiten der Zähne in Kontakt simuliert (Bauer et al. 1995). Als abrasives Zwischenmedium wird ein Mohnbrei bevorzugt. Dieser besteht aus einem Mischungsverhältnis von zwei Anteilen Mohn und einem Anteil destilliertem Wasser. Eine Messung des Probenrades erfolgt nach 150.000 und 300.000 Zyklen. Diese Anzahl erleichtert Vergleiche zu anderen Studien, ermöglicht Rückschlüsse auf das Abrasionsverhalten und gibt nach Rosentritt Anhaltspunkte auf das Abrasionsverhalten eines Werkstoffes nach einem Jahr (Rosentritt et al. 2003).

Mittels Laserscanner der Firma OPM ist eine Bestimmung der mittleren Tiefe der Oberfläche sowie der Volumenverlust jeder einzelnen Kammer in dem Probenrad möglich. Durch einen 2mm starken unabradiereten Randbereich wird ein Referenzpunkt zu der Messfläche geschaffen. Anschließend wird durch einen Laserscanner eine Fläche von 2x8mm mit einer Genauigkeit von bis zu 100.000 Punkten/1mm² gemessen.

Als Referenzmaterial wurde Charisma in die statistische Auswertung mit einbezogen. Die Werte wurden von der Firma Heraeus bereitgestellt.



Abb.1a Drei-Medien-Abrasion

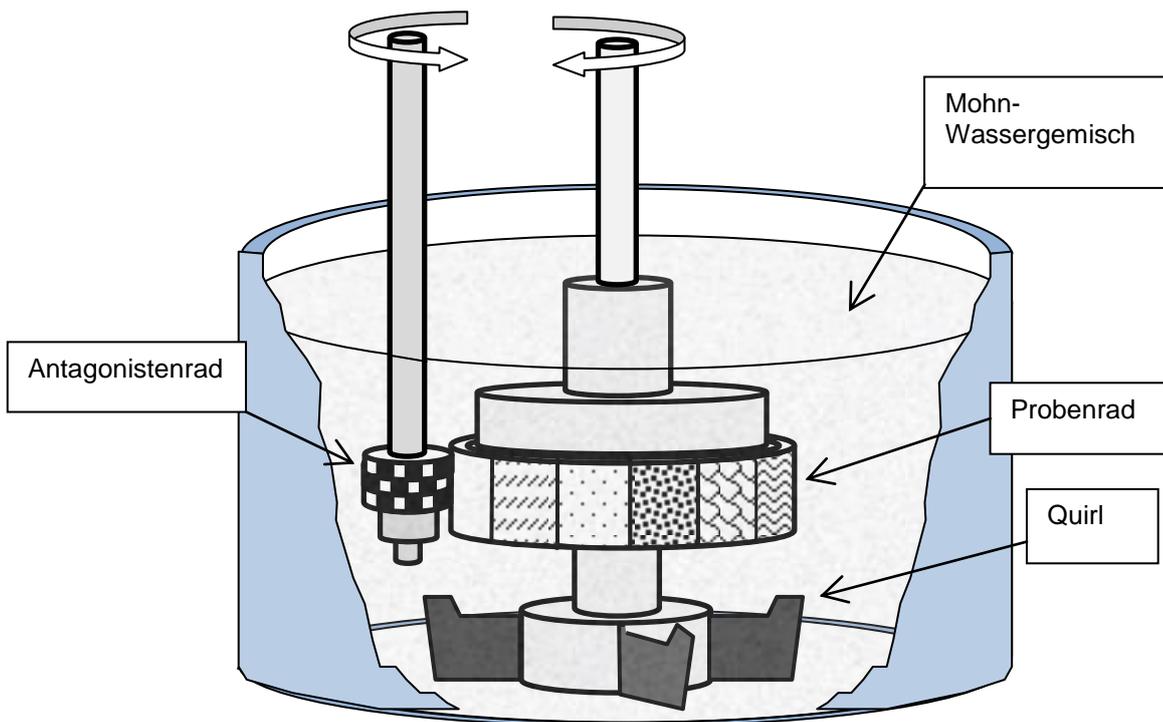


Abb.1b Schematische Darstellung der Drei-Medien-Abrasion



Abb.2 Probenrad

3.1.2 Untersuchte Komposite

Komposite sind Verbundwerkstoffe und bestehen aus drei Phasen, die sich in der Regel aus organischer, anorganischer Phase und Verbundphase zusammensetzen. Die organische Phase besteht überwiegend aus polymerisierbaren Kunststoffen auf Acrylatbasis, wie Monomeren, Comonomeren und Zusatzstoffen. Zu den Monomeren gehören die Dimethacrylate, welche mit dem aromatischen Bis-GMA (Bisphenol-A-glycidyl-dimethacrylat), TEGDMA (Triethylenglycol-dimethacrylat) und dem aliphatischen UDMA (Urethan-dimethacrylat) sehr bekannte Vertreter haben (Eichner, Kappert 1996; Hickel et al. 1998). Zur besseren Verarbeitung sind diese meist mit Comonomeren, wie beispielsweise Mono-, Di- und Triacrylat kombiniert worden (Meiers, Lehmann 1998).

Alle LED-Polymerisationslampen besitzen zur besseren und schnelleren Aushärtung der Komposite einen integrierten Filter, der das Lichtspektrum so absorbiert, dass nur blaues Licht mit einer spezifischen Wellenlänge von 450-500nm emittiert wird (Lutz et al. 1992). Die daraus resultierende Lichtintensität ist speziell auf den strahlungsempfindlichen Photoinitiator Campherchinon ausgerichtet und deckt das Absorptionsmaximum von 468nm mit ab (Heidemann 1999). Durch diese Maßnahme des filterns kommt es schneller zur kompletten Aushärtung des Komposits (Newesely 1994). Als Inhibitor der

Polymerisation wird das BHT, butyliertes Hydroxytoluol oder Eugenol der Matrix zugeführt. Beide dienen dazu die Härtingsreaktion zu verlangsamen und damit eine ausreichende Verarbeitungszeit zu gewährleisten. Durch Zugabe von Pigmenten werden die gewünschten Verarbeitungsfarben erreicht, die im Laufe der Zeit durch ultraviolette Strahlung zu einer Gelbfärbung der Kunststofffüllung führen. Die Zugabe von Fotostabilisatoren wie 2-Hydroxy-4-Methoxybenzophenon verhindert dies und ermöglicht stabile Farbergebnisse (Heidemann 1999).

Die mit Füllstoffen versehene anorganische Phase soll nachteilig wirkende Komponenten minimieren und mechanische Eigenschaften verbessern (Meiers, Lehmann 1998). Die Füller werden silanisiert, um so eine Verbindung mit der organischen Matrix die sogenannte Verbundphase zu ermöglichen (Janda 1988). Als Silanisierungsmittel verwendet man in der Regel das Silan 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan. Durch das Silanisieren erreicht man einen besseren Verbund zwischen Füllstoff und Polymermatrix, die Hydrophobierung der Füllstoffe und einen hohen Füllgrad der Matrix. Damit einher geht eine deutliche Verbesserung der mechanischen Eigenschaften (Eichner, Kappert 1996).

Mängel der organischen Phase wie Polymerisationsschrumpfung (1,7-3Vol.%), Quellung durch Wasseraufnahme, geringe Abrasionsstabilität, Verfärbungsneigung, niedriges Elastizitätsmodul und geringe Röntgenopazität, werden durch die anorganische Phase verbessert (Krejci, Lutz 1986; Heidemann 1999; Setz et al. 1991).

Die anorganische Phase besteht aus verschiedenen Füllstoffen, die eine Einteilung der Komposite ermöglicht. Aufgrund der Füllkörpergröße unterscheidet man Makro- und Mikrofüller sowie Hybrid-, Nano-, und Hybridkomposite. Erstere werden durch Mahlen und Brechen von Glas, Quarz, Borosilikat oder Keramik gewonnen und können schwermetallhaltig sein, wodurch die Röntgenopazität deutlich verbessert wird (Krejci, Lutz 1986). Als ausreichend gelten Opazitätswerte, die über oder ähnlich dem des Zahnschmelzes sind, da erst ab einem Wert von 200% Al ein Unterschied zu der Zahnhartsubstanz festzustellen ist. Deshalb gilt dieser Wert für die Anwendung von Komposit als Minimalwert der Röntgenopazität. (Heintze,

Zimmerli 2011). Makrofüllerkomposite weisen Füllstoffpartikelgrößen von bis zu 1-5µm auf und brechen deshalb schnell aus ihrer Verbundphase heraus. Daraus resultieren häufig eine schlechte Polierbarkeit, erleichterte Plaqueablagerung und schlechteres Verschleißverhalten (Hellwig et al. 2007; Pioch et al. 1998b).

Zu den Mikrofüllern gehören amorphes und pyrogenes SiO₂ (Pioch et al. 1998b). Ihnen wird eine gute Abrasionsresistenz zugeschrieben, die aus einer verminderten Angriffsfläche und kleinen Füllpartikeln resultiert (Krejci, Lutz 1986). Bei den Mikrofüllerkompositen muss zwischen den homogenen und inhomogenen unterschieden werden. Der Unterschied zwischen den Kompositen liegt in dem Gehalt des Füllstoffes. Homogene Mikrofüllerkomposite weisen gerade einmal einen Füllstoffgehalt von 50% auf und erhöhen ihre Viskosität bei Zugabe der organischen Phase sehr leicht. Um dies zu umgehen, hat man inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Durch Zugabe von Vorpolymerisaten kann der Füllstoffgehalt auf bis zu 80% erhöht werden, ohne eine Konsistenzveränderung zu verzeichnen (Janda 1988). Mikrofüllerkomposite sind sehr gut polierbar und verschleißfest, jedoch ist die Röntgenopazität mangelhaft. Darüber hinaus tendieren Mikrofüller zur Wasseraufnahme und aufgrund des geringeren Füllkörperanteils zu einer größeren Polymerisationsschrumpfung als Makrofüller.

Kombiniert man die positiven Eigenschaften von Mikro- und Makrofüllern, nennt man das entstandene Material „Hybridkomposit“. Dieses besitzt einen Füllstoffgehalt von 85% und ist eine Mischung aus 85-90% Makrofüllern und 10-15% Mikrofüllern. Es vereint die guten physikalischen Eigenschaften und Röntgenopazität des Makrofüllers mit der guten Polierbarkeit der Mikrofüller. Auch dieses Komposit lässt sich nochmals nach Füllstoffpartikelgröße unterscheiden. Es gibt Feinpartikel- (<5µm), Feinstpartikel- (<3µm) und Submikrohybridkomposite (<1µm) (Hellwig et al. 2007).

Eine weitere Modifikation der Mikrofüller ist das Nano-Hybridkomposit. Es besitzt die Partikelgröße von Feinstpartikelhybridkompositen, jedoch ist der Füllstoffanteil so hoch wie bei den Hybridkompositen. Durch diese Faktoren werden die guten physikalischen Eigenschaften von Hybridkompositen mit sehr gutem, lang anhaltendem Glanz in einem Komposit vereint.

Eine weitere besondere Form sind die niederviskösen, fließfähigen Komposite (flowable composites). Sie sind durch einen geringeren Füllstoffanteil und Zusatz von Matrixbestandteilen wie TEGDMA gekennzeichnet (Hellwig et al. 2007). TEGDMA ist ein verdünnendes Acrylat, welches durch Zugabe die Molekülbeweglichkeit des Komposites steigert (Ilie et al. 2005). Fließfähige Komposite finden seit mehr als zehn Jahren Anwendung und werden in der Kieferorthopädie zum Befestigen von Brackets verwendet. Durch einfache Adaption und Anfließen in gingivanahen, apikal-zervikal schlecht zugänglichen Bereichen sind sie anderen Kompositen überlegen. Sie finden weiterhin Anwendung bei der Applikation in Kleinstkavitäten und in der Fissurenversiegelung (Hellwig et al. 2007; Hickel 1997). Mit Hilfe der Schmelz-Ätztechnik und anschließendem Aufbringen des Adhäsivs (Bonding) auf den Zahnschmelz werden Brackets mit fließfähigen Komposit auf der Zahnoberfläche adaptiert.

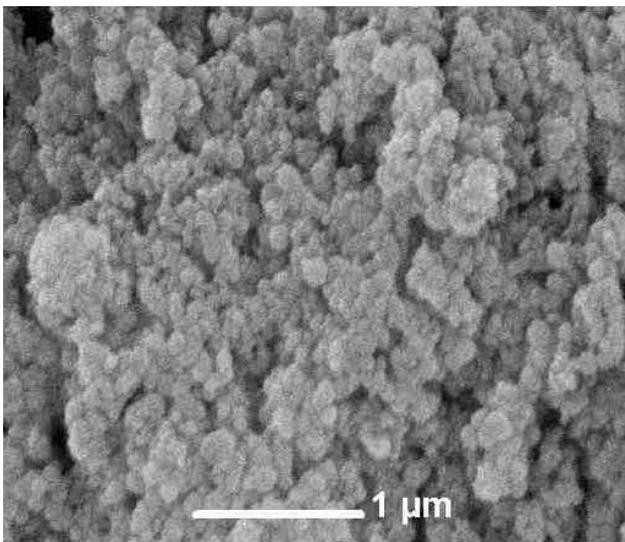


Abb.3 Siliziumdioxidfüller mit 40nm Partikelgröße (www.ivoclarvivadent.de)

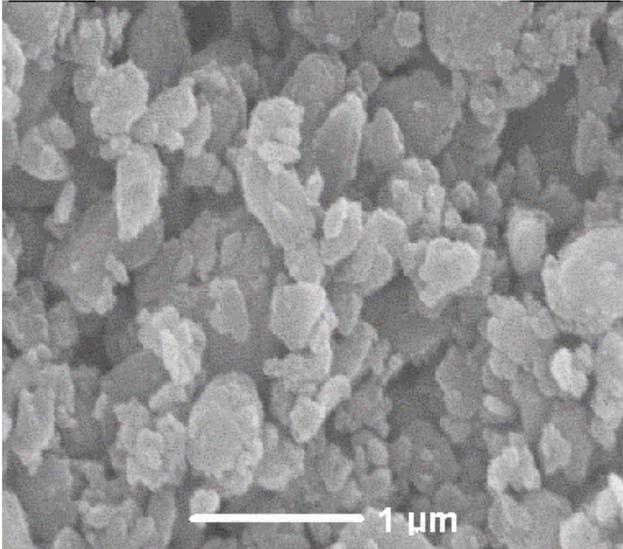


Abb.4 Ba-Al-Silikatglasfüller mit 0,4μm Partikelgröße (www.ivoclarvivadent.de)

In diesem Versuch werden mit einer Ausnahme, Transbond LR, nur fließfähige Komposite verwendet. Um die Materialien untereinander zu diskutieren und zu vergleichen werden sie hier in einer Tabelle anhand von den oben genannten Parametern aufgeführt. Für die Untersuchung der Abrasion sind die Anteile der Füllkörper von besonderer Wichtigkeit.

Material	Partikelgröße	Gew.% anorganische Phase	Bestandteile organische Phase
FiSu	20- 75nm	65%	Bis-GMA, TEGDMA, Bis- EMA
GaDi	0,85-1,7µm	63%	keine spezifische Angabe
TeFl	0,55-3µm	61,6%	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA
TrLR	Nanokomposit	75%	Bis-GMA, TEGDMA
TrLV	5-75nm	70%	Bis-GMA, TEGDMA
VeDi	0,02-5µm	65%	Mehrfunktionelle Methacrylat-Monomeren: UDMA, EBADMA
VeFl	1µm		Keine Angabe
XFlo	1,6µm	60%	multifunktionelle Acrylate und Methacrylate

Tab.1 Eigenschaften der verwendeten Komposite

3.1.3 Herstellung der Prüfkörper

Die Herstellung der Probenräder wird mit Hilfe von Schablonen in Form von zwei vorgefertigten Messingscheiben (Durchmesser 51mm), die über eine Achse mit zwei Flügelschrauben verbunden sind, erleichtert. Zuvor werden die Probenräder mit 250µm Edelkorund bei zwei bar abgestrahlt und entfettet. Das anschließende Befüllen der Räder erfolgt in zwei Schichten. Es wird eine Schichtstärke von max. 2mm befüllt, um ein vollständiges Aushärten des Materials zu garantieren. Nach der ersten sowie nach der zweiten Schicht werden die Kammern für jeweils 20 Sekunden mit einer LED-Lampe Bluephase G2 von Ivoclar Vivadent lichtgehärtet. Weiterhin werden die Proben an den Übergängen nochmals gehärtet, sodass eine Gesamthärtezeit von 50 Sekunden pro Kammer erzielt wird. Die Lichtintensität der Lampe setzt sich aus zwei Phasen zusammen. In den ersten fünf Sekunden ist die Lichtintensität 650mW/cm² und steigt anschließend auf 1200mW/cm² an. Nach Herstellerangaben wird so die optimale Aushärtung des Komposites erzielt. Der Wellenlängenbereich der Bluephase G2 entspricht der DIN EN ISO 10650-1 und liegt zwischen 380 und 515nm.

Da Campherchinon, als Bestandteil der meisten Komposite, bei einer Wellenlänge von 468nm einen Peak besitzt, ist die verwendete Lampe im idealen Bereich, um den Photoinitiator zu aktivieren (Newesely 1994).

Auf eine Kunststoffolie als Oberflächenglättung wird verzichtet, da das fließfähige Komposit ohne Fremdeinwirkung eine glatte Oberfläche bildet.

Alle zwölf Kammern des Probenrades sind mit Hilfe der vorgefertigten Messingschablonen mit dem gleichen Komposit gefüllt. Zur Beseitigung von Störstellen und Oberflächenrauigkeit, glättet man die Probenräder vor der Messung in einem Nassschleifverfahren mit Diamantscheiben.

Dies geschieht in zwei Schritten, mit einer gröberen und feineren Diamantscheibe der Firma Saint Gobain Abrasives Winter. Im ersten Schritt drückt die gröbere Scheibe, D64 mit 260µm Körnung, mit einer Anpresskraft von 15N und einer Geschwindigkeit von 140U/min gegen das Probenrad mit einer Geschwindigkeit von 60U/min. Die feine Diamantscheibe, D25 mit 800µm Körnung, läuft im zweiten Schritt mit einer Geschwindigkeit von 130U/min gleich

schnell wie das Probenrad selbst, bis dieses einen gleichmäßigen Durchmesser von 50mm erreicht hat.

3.1.3.1 Zwischenmedium

In den Drei-Medien-Abrasions-Versuchen wird dem Zwischenmedium eine große Bedeutung als Abrasivum zugeschrieben. In der Literatur findet man immer wieder Angaben, dass Hirse als Zwischenmedium bevorzugt wird, allerdings gibt es neben Hirse auch Mais und Mohn sowie noch eine Reihe anderer abrasive Substanzen.

In der tribologischen Literatur wird zwischen harten und weichen Abrasivstoffen unterschieden, wobei ein Stoff mit gleicher oder geringerer Härte als die zu bearbeitende Oberfläche als „weiches Abrasiv“, ein Material mit größerer Härte als „hartes Abrasiv“ bezeichnet wird (Bauer et al 1995).

Weiche Abrasive verursachen eher einen Verschleiß der Komposit Matrix, wobei sich herausragende Füllkörper aus dem Gefüge lösen. Harte Abrasive hingegen verursachen eher den Füllkörperverschleiß eines Materials.

Wie gut ein Zwischenmedium als Abrasiv nutzbar ist, hängt von der Partikelgröße, deren Härte und Menge, sowie von der Verteilung des Abrasivums in der Suspension ab (Davidson, De Gee 1996). Ein weiterer wichtiger Faktor ist das vorherige Entfetten der pflanzlichen Abrasiva. Durch Bildung einer Fettschicht auf der Oberfläche des Probenkörpers könnte sonst der abrasive Vorgang verhindert oder verlangsamt werden. Pflanzliche Abrasiva werden bevorzugt, da sie günstig sind und sehr gute abrasive Bestandteile, die sogenannten Phytolithen besitzen.

Unter Phytolithen versteht man kalkiges, kieseliges Gestein, das aus Siliziumverbindungen besteht (Graf et al. 2001; www.wissenschaft-online.de/abo/lexikon/bio/51660). Sie sind besonders scharfkantig und ermöglichen so eine ausgeprägte Materialermüdung und Abnutzung (Graf et al. 2001).

Ein Nachteil der pflanzlichen Suspension ist der mögliche Abfall des pH-Wertes. Dieser kann Lösungsvorgänge an dem Kunststoff hervorrufen und die

Ergebnisse verfälschen. Der durch bakterielle Zersetzung verursachte pH-Abfall wird als bedeutender Faktor bezüglich der Säurelöslichkeit von Materialien genannt (Graf et al. 2002).

In diesem Versuch wird Mohn mit einer halben Menge destilliertem Wasser zu einem Gemisch vermengt. Der im Abrasionsbrei enthaltene Mohn besitzt durch die darin enthaltenen Phytolithen eine große abrasive Wirkung. Der Mohn wird vor der Mischung mit Wasser sorgfältig in einem Umluftschrank bei 130°C für 24 Stunden getrocknet und entölt, um eine Schmierung auf der Probenoberfläche zu vermeiden.

3.1.3.2 Antagonistenrad

Es werden Antagonistenräder aus Edelstahl mit regelmäßigen Vertiefungen auf der Oberfläche verwendet, welche nach Pelka die größten Abrasionen hervorrufen (Pelka et al. 1998).

Das ursprünglich von De Gee 1986 vorgeschlagene wabenförmige Antagonistenrad wird auch in diesem Versuch verwendet (De Gee et al. 1986). Neben der wabenförmigen Anordnung der Rillen findet in anderen Versuchen häufig auch ein Rad mit diagonalen, v-förmigen Rillen Verwendung (Kunzelmann et al. 1993). In der Literatur diskutiert man verschiedene Meinungen über die Anordnung und das Material des Antagonistenrades. Aufgrund der deutlichen Auswertbarkeit befürwortet Krämer den durch diagonale Rillen verursachten Abrieb des Antagonistenrades (Krämer et al. 1997).

Nach Bauer kann man den Einfluss des Gegenkörpermaterials weitgehend vernachlässigen, da beide Räder durch ein Zwischenmedium getrennt sind. Wichtiger erscheint der Einfluss der Oberflächengestaltung des Rades (Bauer et al. 1995). Zur besseren Vergleichbarkeit wird für die Untersuchung ein Antagonistenrad nach De Gee verwendet.

Die Oberflächenrauigkeit des Probenrades und Antagonistenrades sind von entscheidender Bedeutung für den Verschleiß. Je rauer eine Oberfläche ist und je größer der sich bildende Breifilm auf ihr, desto größer ist der

Verschleißprozess an diesem Probenrätgerad (Pallav et al. 1993; Davidson, De Gee 1996).

Als Material wird ein Stahlrad verwendet, welches nach Pelka für den Abrasionsversuch sehr gut geeignet ist (Pelka et al. 1998).



Abb.5 Antagonistenrad aus gehärtetem Stahl

3.1.3.3 Zyklenzahl

Die Zyklenzahl für den Versuch wird auf maximal 300.000 gesetzt. Die Anzahl der Zyklen wird nach Rosentritt 2003 und Schidlin 2003 meist zwischen 100.000 und 200.000 gewählt, um vergleichbare Ergebnisse zu ermitteln (Rosentritt et al. 2003; Schmidlin et al. 2003). Es wird sowohl eine Messung bei 150.000 Zyklen als auch eine nach 300.000 getätigt. Mit dieser Anzahl soll ein natürlicher Verschleiß des Komposites in einem oralen, kontaktfreien Bereich, analog dem Verschleiß einer Füllung nach drei Jahren, simuliert werden.

3.1.3.4 Anpresskraft

Durch eine konstante Anpresskraft von 20N während der Kausimulation ist ein direkter Vergleich von der ersten Messung mit der zweiten Messung möglich.

Rückschlüsse über die lineare Abnutzung der Materialien sind ein weiterer Grund für die fortwährend gleiche Krafteinwirkung.

3.1.3.5 Räderbestückung

Die Bestückung des Probenrades beeinflusst erheblich die Abrasion, schon kleine Variationen der Materialien können die Messergebnisse verändern. Ursprünglich war eine Bestückung der zwölf Kammern mit zehn gleichen Proben des Testmaterials und zwei Proben mit einem Referenzmaterial angedacht. Allerdings ist nach einer Studie von Maja Gnauck 2005 diese Überlegung verworfen. Nach kritischer Betrachtung dieser Untersuchung wird die Bestückung der Probenräder auf ein Komposit reduziert, da die Ergebnisse als genauer beschrieben werden (Gnauck 2005).

3.1.4 Mittlere Tiefe

Der Materialverlust wird in diesem Versuch von der mittleren Tiefe und dem Volumenverlust dargestellt. Die mittlere Tiefe gibt den oberflächlichen Materialverlust an, der bei gleichbleibenden Druckverhältnissen und einer gewissen Anzahl von Zyklen zu erwarten ist. Die Zyklenanzahl ist den Kauzyklen gleichzusetzen und ermöglicht somit eventuelle Rückschlüsse auf das Verhalten des Komposites im oralen System.

Um vergleichbare Messungen in-vitro zu erreichen, müssen Parameter gewählt werden, die als nachvollziehbar und reproduzierbar gelten. Die mittlere Tiefe ist sicherlich solch ein standardisierter Parameter, der es uns ermöglicht, die Ergebnisse auch mit anderen Messungen zu vergleichen.

Diese Messung ist mit Hilfe eines Laserscanners der Firma OPM durchgeführt. Dabei untersucht man jede Oberfläche einer Probenkammer und errechnet die mittlere Tiefe mit Hilfe von mehreren Punkten. Die Messfläche der Probe beträgt 2x8mm. Auf jeden 1mm² werden 100.000 Punkte gemessen, sodass für eine Probe 1.600.000 Messpunkte zustande kommen. Durch diese Anzahl wird eine virtuelle Grafik erstellt und eine mittlere Tiefe errechnet. Referenzwert ist

die nicht abradierte Oberfläche. Die gemessene Tiefe ergibt sich somit aus dem Mittelwert der abradierten Oberfläche und dem Referenzwert der nicht abradierten Oberfläche.

3.1.5 Volumenverlust

Im Hinblick auf die mittlere Tiefe ist der Volumenverlust ein nicht eindeutig sichtbarer Parameter. So kann es zu einem gleichmäßigen Volumenverlust an der Oberfläche kommen, der nicht als Materialverlust sichtbar ist. Allerdings ist er für die Materialbeanspruchung sehr wichtig, da zu dünne Materialstärken keinen ausreichenden Halt gewährleisten und brechen können. Ein hoher Volumenverlust geht sicherlich immer mit einer Materialschwächung einher und ist ein wichtiger Faktor bei der Wahl des Materials.

Um das abradierte Volumen der Probe zu messen, werden schematisch die beiden äußeren, nicht abradierten Probenoberflächen verbunden. Der sich darunter befindliche leere Raum wird mittels gemessener Höhe und Breite der Probe als Volumenverlust berechnet. Durch den bekannten Anteil der Füll- und Inhaltsstoffe der Komposite sind Rückschlüsse auf den Volumenverlust möglich.

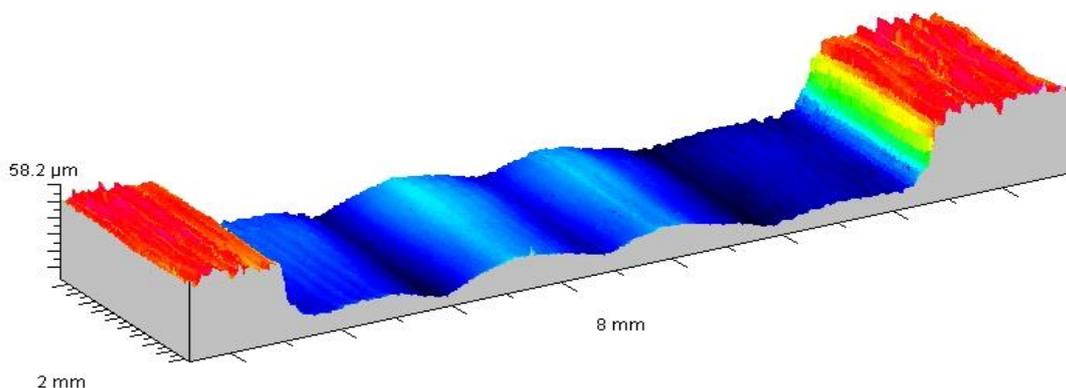


Abb.6 Schematische Darstellung der Volumenmessung mit einem Laserscanner.

In dieser schematischen Darstellung einer Volumenmessung mit einem Laserscanner der Firma OPM sind die nicht abradierten Probenränder rot bzw. die abradierten Oberflächen blau dargestellt.

3.2 Abscherversuch

3.2.1 Versuchsaufbau und Durchführung zur Prüfung der Scherhaftfestigkeit

Die mit dem Adhäsivprüfkörper versehene Probe wird in eine Universalprüfmaschine (Zwick) eingespannt, sodass die zu prüfende Verbundfläche parallel zu der von okkusal nach gingival wirkenden Scherkraft ausgerichtet wird. Dazu klemmt man die Kunststoffronde senkrecht zum Abscherbügel zwischen einen Schraubstock ein. Die Kunststoffronde wird anschließend so gedreht, dass die Scherkraft von okklusal nach gingival wirkt. Nach Einspannen des Prüfkörpers in der Universalprüfmaschine wird die quadratische Öffnung eines leicht vorgebogenen Zugscherbügels an die zu prüfende Verbundfläche geschoben, bis der Zugscherbügel dicht anliegt. Erst im Anschluss daran ist die Prüfung möglich.

Der Zugscherbügel verharrt starr, und das Plateau mit Prüfkörper bewegt sich vertikal abwärts. Sobald eine Anfangskraft von 5N erreicht ist, beginnt der Versuch und ein Kraft-Weg-Diagramm wird aufgezeichnet. Durch diese Bewegung wird Zug auf den Adhäsivverbund nachgeahmt. Mit einer Geschwindigkeit von 1mm/min bewegt sich das Plateau mit Prüfkörper sehr langsam abwärts. Dies geschieht bis eine Maximalkraft erreicht ist, die den Kompositzylinder von dem Zahnschmelz abschert. Durch den fehlenden Prüfkörper ist keine Spannung des Abscherbügels mehr möglich und das Kraft-Weg-Diagramm fällt steil ab. Die Bruchkraft ist dann erreicht wenn die Kraftänderungskurve um mindestens 30% abfällt. Die Kräfte, die zum Abscheren des Kunststoffzylinders führen, werden direkt von der Prüfmaschine in Newton abgelesen. Unter Berücksichtigung der Zylinderbasis von 3mm Durchmesser werden die Werte für die Verbundfestigkeit von N/mm² in MPa umgerechnet.

Durch die folgende Formel und Umrechnung ist es möglich, die Ergebnisse in Megapascal umzurechnen und den internationalen Standard anzupassen. Die Bruchfläche ist die Querschnittsfläche des Adhäsivprüfkörpers im Verbund mit dem Schmelz des Zahnes.

Verbundfestigkeit (MPa) = Bruchscherkraft F (N) : Bruchfläche A (mm²)

Bruchfläche A (mm²) = $\pi \cdot r^2$

Universalprüfmaschine Zwick



Abb.7a Versuchsaufbau der Abschermethode in der Universalprüfmaschine von Zwick

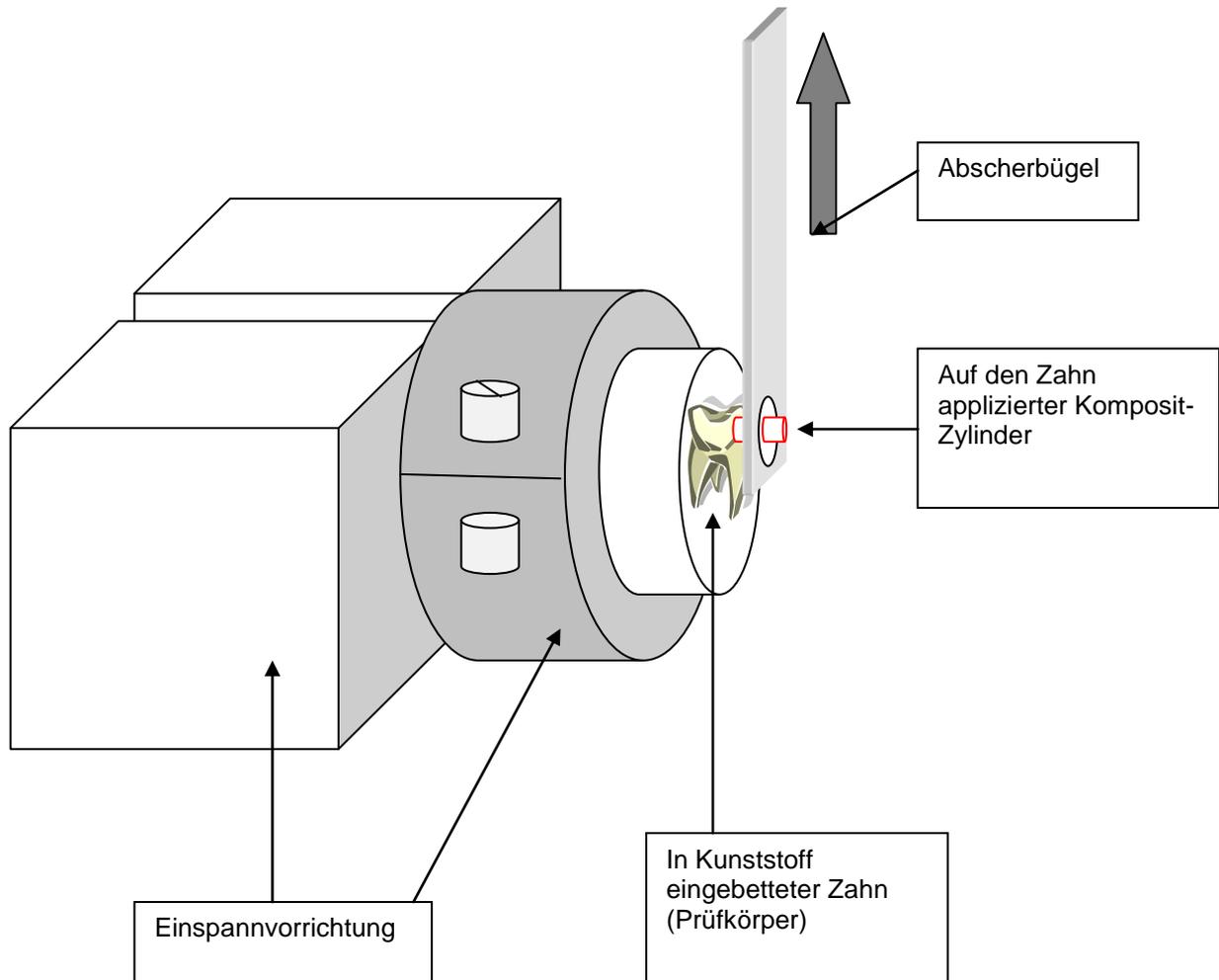


Abb.7b Schematische Darstellung des Abscherversuches

3.2.2 Verwendete Komposite

Die in diesem Versuch verwendeten Materialien sind Komposite, die sowohl in der Kieferorthopädie zum Befestigen von Brackets als auch in der Zahnerhaltung zum Versiegeln von Fissuren, Kavitätenlining oder für kleine Füllungen verwendet werden. Fast alle Materialien, außer Transbond LR, sind fließfähige Komposite, die sich aber in ihrer Zusammensetzung, der Matrix und der anorganischen Phase voneinander unterscheiden. Bei Transbond LR handelt es sich um ein Komposit, welches aufgrund von seiner Eigenschaften nicht zu den fließfähigen Kompositen zählt, jedoch zum Befestigen des Lingualretainers verwendet wird.

Insgesamt sind es acht unterschiedliche Komposite: Filtek Supreme XT, Tetric EvoFlow, Transbond Supreme LV, Transbond LR, X-Flow, Venus Diamond Flow, Gradia Direct LoFlo und Vertise Flow. Die Materialien werden in „3.1.2 Untersuchte Komposite“ ausführlich beschrieben (siehe Seite 20). Bei allen Versuchen wurde Transbond XT (3M Unitek) als Adhäsiv (Bonding) verwendet.

3.2.3 Zähne

Es werden ausschließlich humane Zähne verwendet. Dabei handelt es sich um Molaren der zweiten Dentition. Für den Versuch verwendet man nur Zähne, deren zu prüfende Zahnflächen mindestens doppelt so groß sind wie die Klebefläche des Prüfkörpers. Die Schmelzflächen sollen kariesfrei, ohne sichtbare Mineralisationsstörungen, Risse oder Entkalkungen sein. Weiterhin darf keine zahnärztliche Versorgung an der Schmelzfläche vorhanden sein. Aufgrund des geforderten geringen Krümmungsradius des Schmelzes von $r \geq 12,5\text{mm}$ können nur die Approximalflächen der Molaren verwendet werden. Die Zähne sind bis zur Herstellung der Prüfkörper in einer bakteriostatischen 0,5% Chloramin-T-Lösung bei Raumtemperatur (23 ± 2)°C gelagert.

3.2.4 Herstellung der Prüfkörper

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgt nach der DIN-Norm 13990-2. Für diesen Versuch werden insgesamt 240 extrahierte, humane Zähne gesammelt. Diese werden gereinigt und in 0,5% Chloramin-T-Lösung gelagert. Anschließend werden die Zähne getrocknet und sorgfältig einzeln mit einem Kegelstumpf aus Setzwachs (Gumex Wachs) auf einen Nagel appliziert. Dieser Nagel verläuft senkrecht durch die Grundplatte der PTFE-Form (Kunststoffform) und durchbricht diese in der Mitte. Der Zahn wird auf dem Kegelstumpf so befestigt, dass die zu bearbeitende Schmelzfläche parallel zur geplanten Scherrichtung liegt. Danach wird der PTFE-Ring auf die Grundplatte gesetzt und die Einbettvorrichtung mit einem nach Vorschrift des Herstellers farblosen, kalt

aushärtenden Kunststoff (Technovit 4004, Heraeus Kulzer) seitlich neben dem Zahn aufgefüllt, bis nur noch die benötigte Schmelzfläche herausragt.

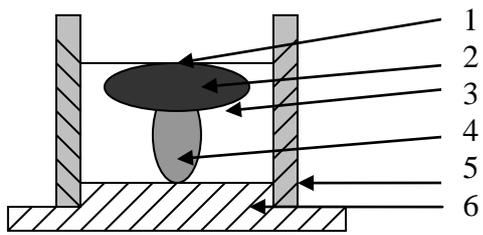
Danach wird die gefüllte Einbettvorrichtung in ein Becken aus Wasser eingebracht, um die entstehende Reaktionswärme des polymerisierten Kunststoffs abzuleiten. Um ein Kippen der Einbettvorrichtung zu verhindern, sollte die PTFE-Form nicht im Wasser schwimmen.

Nach Aushärtung des Kunststoffs wird die Probe aus dem Becken genommen, getrocknet und anschließend der PTFE-Ring entfernt. Die auf der Schmelzhöhe entstandenen überstehenden Kunststofffahnen sind mit einer zahntechnischen Hartmetallfräse zu entfernen, um einen guten Sitz und ein Anliegen des Zugscherbügels am Zahnschmelz zu ermöglichen.

Die Probe mit dem eingebetteten Zahn wird bis zur Prüfung in Wasser nach DIN ISO 3696, der Qualität 3, bei Raumtemperatur gelagert, um ein Austrocknen des Schmelzes zu verhindern.

Damit der Zahn bestmöglich auf die bevorstehende Prüfung vorbereitet wird, sollte jeglicher Kontakt mit fett-, wachs-, oder ölhaltigen Substanzen vermieden werden.

Bei einer Drehzahl von 3.000U/min werden alle Schmelzoberflächen mit einer Wasser-Bimsmehl-Suspension gereinigt. Das Verhältnis von Wasser und Bimsmehl beträgt dabei 4:5 und wird zu einem Brei angerührt der anschließend in kleinen Portionen auf den Zahnschmelz gegeben wird, um ihn für drei Sekunden in okklusal-gingivaler Richtung zu reinigen. Dieser Vorgang wird für jeweils drei Sekunden in die mesial-distale Richtung wiederholt und anschließend noch einmal für die okklusal-gingivale Ausrichtung. Alle Zahnflächen die nach dieser Reinigung noch Verfärbungen oder Anomalien zeigen werden aussortiert.

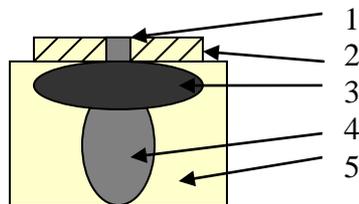


- 1 Klebefläche
- 2 eingebetteter Zahn
- 3 Kunststoffeinfüllung
- 4 manuell geformter Stumpf aus Setzwachs
- 5 PTFE-Ring
- 6 PTFE-Grundplatte

Abb.8 Schematische Darstellung eines in Kunststoff eingebetteten Zahnes

3.2.5 Adhäsives System

Die hergestellten Prüfkörper werden getrocknet und die zu prüfende Schmelzoberfläche mit einer 37% Phosphorsäure der Firma 3M Unitek für 60 Sekunden angeätzt. Nach Abspülen des Gels und Trocknen der Prüfkörper werden je 20 Proben eines Materials mit Bonding und 20 Proben ohne Bonding für jedes Komposit hergestellt. Das verwendete Bonding ist in allen Versuchen Transbond XT der Firma 3M. Die Proben werden mit dem Adhäsiv eingepinselt und für 20 Sekunden lichtgehärtet. Anschließend wird die dafür vorgesehene Silikonform (Härte von 40 Shore A) mittig auf den Zahnschmelz appliziert. Die Silikonform ist eigens für den Versuch angefertigt und entspricht den Anforderungen der DIN-Norm. Der in der Silikonform angelegte Hohlraum mit einem Durchmesser von 3mm und einer Höhe von 3mm wird mit Komposit gefüllt und für 20 Sekunden lichtgehärtet, sodass nach entfernen der Silikonform ein ausgehärteter Kompositzylinder auf der Zahnoberfläche verbleibt. Anschließend werden die Proben in Wasser bei Raumtemperatur ($23 \pm 2^\circ\text{C}$) für 24 Stunden gelagert.



- 1 Adhäsivprüfkörper
- 2 Silikonscheibe
- 3 Zahn
- 4 Hohlraum
- 5 Kunststoffeinbettung

Abb.9 Schematische Darstellung
eines eingebetteten Zahnes



Abb.10 Prüfkörper mit Komposit-
zylinder

3.2.6 Polymerisationslampe

Bei der Polymerisationslampe handelt es sich um das Modell Bluephase G2 der Firma Ivoclar Vivadent. Sie wird sowohl bei der Härtung des Bondings, als auch bei der des Komposites für 20 Sekunden im „Softmodus“ verwendet.

In diesem Modus steigt die Intensität der Strahlung in den ersten 5 Sekunden auf 650mW/cm². Die nachfolgenden 15 Sekunden ist die Intensität bei 1.200mW/cm² gleichbleibend. Der Wellenlängenbereich liegt während der 20 Sekunden bei einer Wellenlänge von 380-515nm. Mittels stufenweiser Steigerung der Lichtintensität soll laut Hersteller die Schrumpfung verringert und die Temperaturentwicklung für Füllungen reduziert werden.

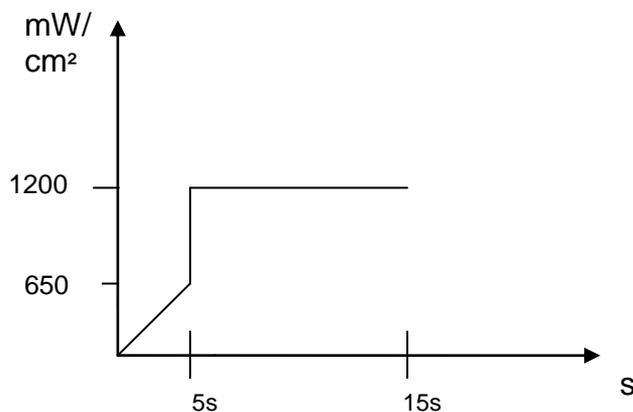


Abb.11 Verlauf der Lichtintensität der LED-Lampe Bluephase G2

3.2.7 Temperaturwechselbad

Nachdem die Prüfkörper fertig gestellt sind, werden nun aus jeder Versuchsreihe zehn sowohl mit als auch ohne Bonding versehende Proben einem Temperaturwechselbad ausgesetzt. Mittels Temperaturschwankungen zwischen 5°C und 55°C soll der adhäsive Verbund unter einer zusätzlichen Belastung getestet und so die natürliche Alterung der Proben simuliert werden. Durch unterschiedliche Dehnungskoeffizienten des Adhäsives und des Komposites kann es zu minimalen Rissen in dem Verbund kommen, welche die Scherhaftfestigkeit beeinflussen. Die Verbleibdauer der Proben beträgt 20 Sekunden in dem jeweiligen Bad. Die Transferzeit von den unterschiedlichen

Temperaturbädern beträgt zehn Sekunden. Dieser wechselnde Zyklus, von kalt zu warm, wird für jede Testreihe 500 Mal wiederholt, sodass die Proben insgesamt für 500 Minuten unter Temperaturschwankungen belastet werden. Kleine Abweichungen der Temperaturen werden durch permanente Kontrolle sofort registriert und beseitigt. Anschließend lagern die Proben nochmals für 24 Stunden in Wasser der Qualität 3, bei Raumtemperatur bis zur Testung.

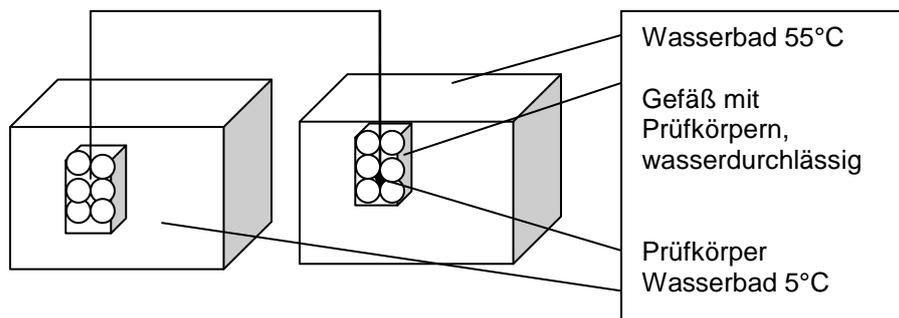


Abb.12 Schematische Darstellung des Thermocyclings

4 Statistische Auswertungen

Die Auswertung und Analyse der Abrasion und Abscherversuche erfolgt mit dem SPSS Programm für Windows. Für die statistische Analyse werden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet. Weiterhin sind alle Werte mittels one-way ANOVA und Turkey's Test auf Signifikanz zu testen. Das Signifikanzniveau in der wissenschaftlichen Literatur ist identisch mit der Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha=0,05$ (5%), die man bereit ist zu akzeptieren, falls das Testverfahren eine Ablehnung der Nullhypothese ergibt (Werner 1992; Wollschläger 2010).

Ziel der statistischen Auswertung ist die Abgrenzung signifikanter von zufälligen Erscheinungen, um die Ereignisse nochmals zu bestätigen und abzusichern.

Ergibt die Varianzanalyse einen p-Wert in Nähe der eins, so ist davon auszugehen, dass sich die gemessenen Ergebnisse ähneln. Anders herum deutet ein p-Wert der sehr klein ist ($<0,05$) darauf hin, dass die beiden verglichenen Werte sehr unterschiedlich sind.

Irrtumswahrscheinlichkeiten werden in Prozent angegeben und zeigen mit welcher Wahrscheinlichkeit ein Ergebnis rein zufällig, oder einen statistisch gesicherten, d.h. deutlichen (signifikanten) Einfluss, auf die Ergebnisse hat (Werner 1992).

Irrtumswahrscheinlichkeit-Signifikanz-Darstellung

>5% nicht signifikant $p = >0,05$

<5% signifikant $p = <0,05$

Box-Whisker-Plots

Die experimentellen Ergebnisse der Verbundfestigkeitswerte und Abrasion werden in tabellarischer und grafischer Form (Box-Whisker-Plots) dargestellt. Ein Boxplot stellt die Lage und Verteilung von empirischen Daten durch die gleichzeitige Visualisierung verschiedener Kennwerte dar. Der Median wird hierbei durch die schwarze horizontale Linie in der Box gekennzeichnet und stellt das 25%- und das 75%-Perzentil, sowie den Maximal- als auch den Minimalwert dar. Innerhalb der Box liegen die mittleren 50% der Werte. Ein Perzentil, lat. „Hundertstel“, bezieht sich immer auf 100% der Messergebnisse. Jenseits der Box erstrecken sich dünne, schwarze Linien. Diese werden als Whiskers bezeichnet, deren Ende den extremsten Wert anzeigen, jedoch noch keine Ausreißer sind. Als Ausreißer werden solche Werte bezeichnet, die mehr als das Anderthalbfache des Interquartilabstandes unter oder über der Box liegen (Wollschläger 2010).

Die Mehrfachvergleiche zwischen den Mittelwerten der unterschiedlichen Verbundverfahren werden mittels der univariaten ANOVA, gefolgt vom Tukey post hoc Test gerechnet. Zur Berechnung signifikanter Unterschiede zwischen den Mittelwerten des Abscherversuchs wird der T-Test verwendet. Das statistische Signifikanzniveau für alle Tests ist $p < 0,05$.

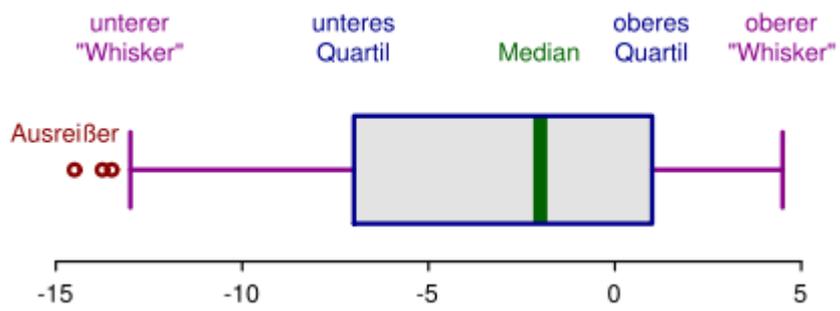


Abb.13 Darstellung Box-Whisker-Plot

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse Abrasionsversuch

5.1.1 Mittlere Tiefe

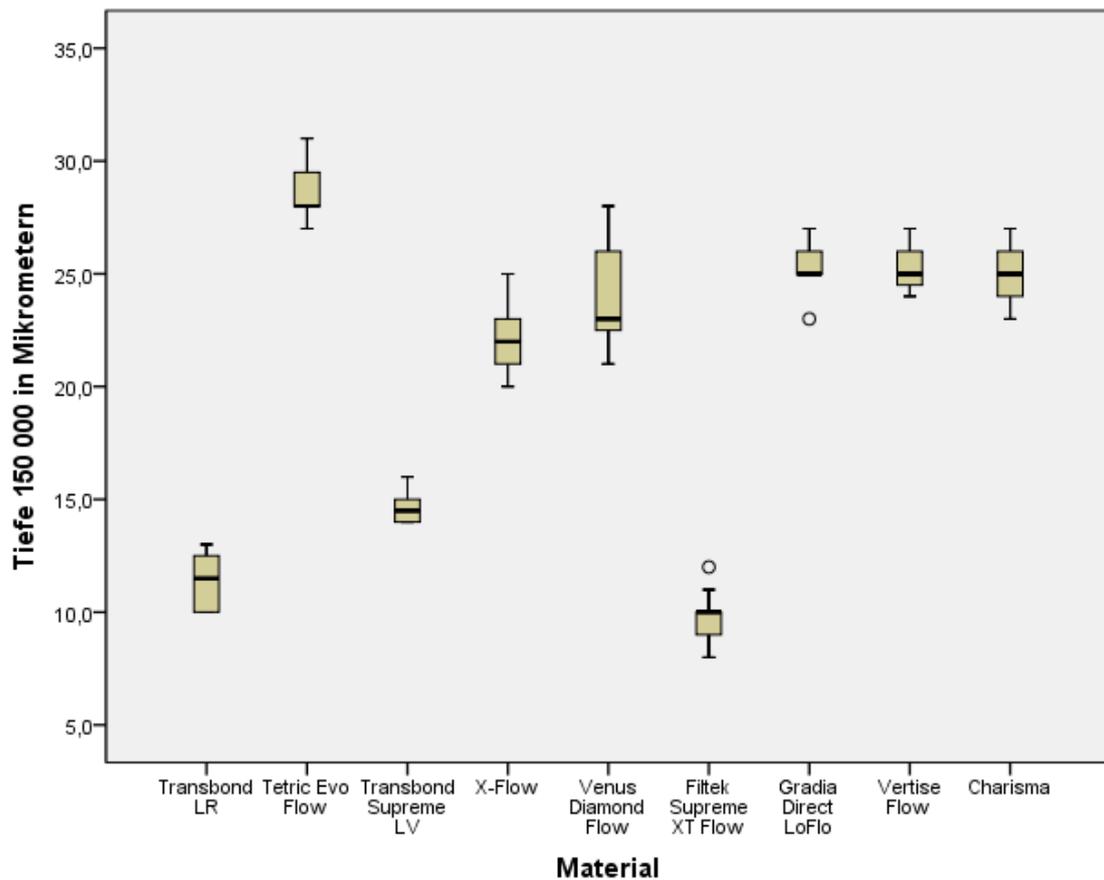


Abb.14 Mittlere Tiefe nach 150.000 Zyklen

Material	Mittelwert in μm, SD
Transbond LR	11,4; 1,2
Vertise Flow	25,3; 1,2
X-Flow	22,1; 1,7
Filtek Supreme XT Flow	9,7; 1,2
Transbond Supreme LV	14,7; 0,8
Venus Diamond Flow	24,0; 2,1
Gradia Direct LoFlo	25,3; 1,1
Tetric EvoFlow	28,5; 1,2

Tab.2 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien der mittleren Tiefe nach 150.000 Zyklen

In Abb.14 ist die mittlere Tiefe der Proben nach 150.000 Zyklen dargestellt. Das Komposit Filtek Supreme XT zeigt die geringste mittlere Tiefe in den Messergebnissen mit $9,7 \pm 1,2 \mu\text{m}$. Mit Mittelwerten von $11,4 \pm 1,2 \mu\text{m}$ und $14,7 \pm 0,8 \mu\text{m}$ heben sich Transbond LR und Transbond Supreme LV deutlich von den folgenden Werten ab.

Das Mittelfeld mit Werten zwischen $22,1 \pm 1,7 \mu\text{m}$ und $25,3 \pm 1,1 \mu\text{m}$ bilden die Komposite X-Flow, Venus Diamond Flow, Vertise Flow, und Gradia Direct LoFlo in absteigender Reihenfolge. Venus Diamond Flow übertrifft mit $24,0 \pm 1,2 \mu\text{m}$ Vertise Flow $25,3 \pm 1,2 \mu\text{m}$. Tetric EvoFlow bildet mit einem Wert $28,7 \pm 1,2 \mu\text{m}$ den höchsten Wert nach 150.000 Zyklen und weist eine dreifach so große Tiefe auf wie Filtek Supreme XT.

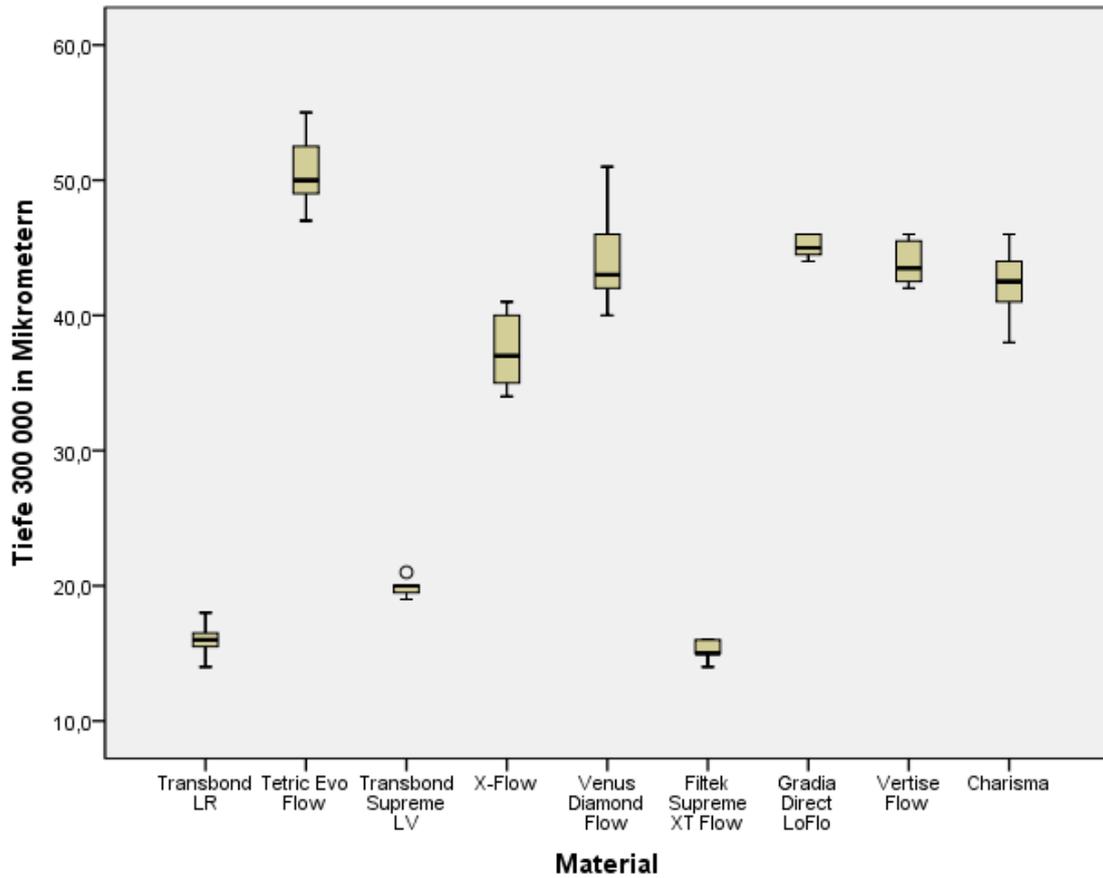


Abb.15 Mittlere Tiefe nach 300.000 Zyklen

Material	Mittelwert in µm, SD
Transbond LR	16,0; 1,0
Vertise Flow	43,9; 1,6
X-Flow	37,3; 2,7
Filtek Supreme XT Flow	15,3; 0,8
Transbond Supreme LV	19,8; 0,6
Venus Diamond Flow	43,5; 2,3
Gradia Direct LoFlo	45,2; 0,8
Tetric EvoFlow	50,7; 2,4

Tab.3 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien der mittleren Tiefe nach 300.000 Zyklen

Ähnliches erkennt man auch in Tabelle 3. Die nach 300.000 Zyklen gemessene mittlere Tiefe ergibt eine ähnliche Reihenfolge. Auch hier werden die besten Ergebnisse von Filtek Supreme XT $15,3\pm 0,8\mu\text{m}$, Transbond LR $16,0\pm 1,0\mu\text{m}$ und Transbond Supreme LV $19,8\pm 0,6\mu\text{m}$ in absteigender Reihenfolge erreicht. Mit Werten zwischen $37,3\mu\text{m}$ und $50,7\mu\text{m}$ mittlerer Tiefe zeigt die zweite Messung eine gleiche Reihenfolge wie die erste: X-Flow, Venus Diamond Flow, Vertise Flow, Gradia Direct LoFlo und Tetric EvoFlow schließen sich in absteigender Reihenfolge an.

X-Flow abradert mit $37,3\pm 2,7\mu\text{m}$ Tiefe deutlich weniger als Vertise Flow mit $43,5\pm 2,3\mu\text{m}$. Gradia Direct LoFlo erreicht nur eine gering stärkere Abrasion mit einem Mittelwert von $45,2\pm 0,8\mu\text{m}$. Tetric EvoFlow ist auch nach 300.000 Zyklen das am stärksten abraderte Material. Auch diesmal beträgt der Wert $50,7\pm 2,4\mu\text{m}$, mehr als das Dreifache von dem Spitzenwert der Messung.

5.1.2 Volumenverlust

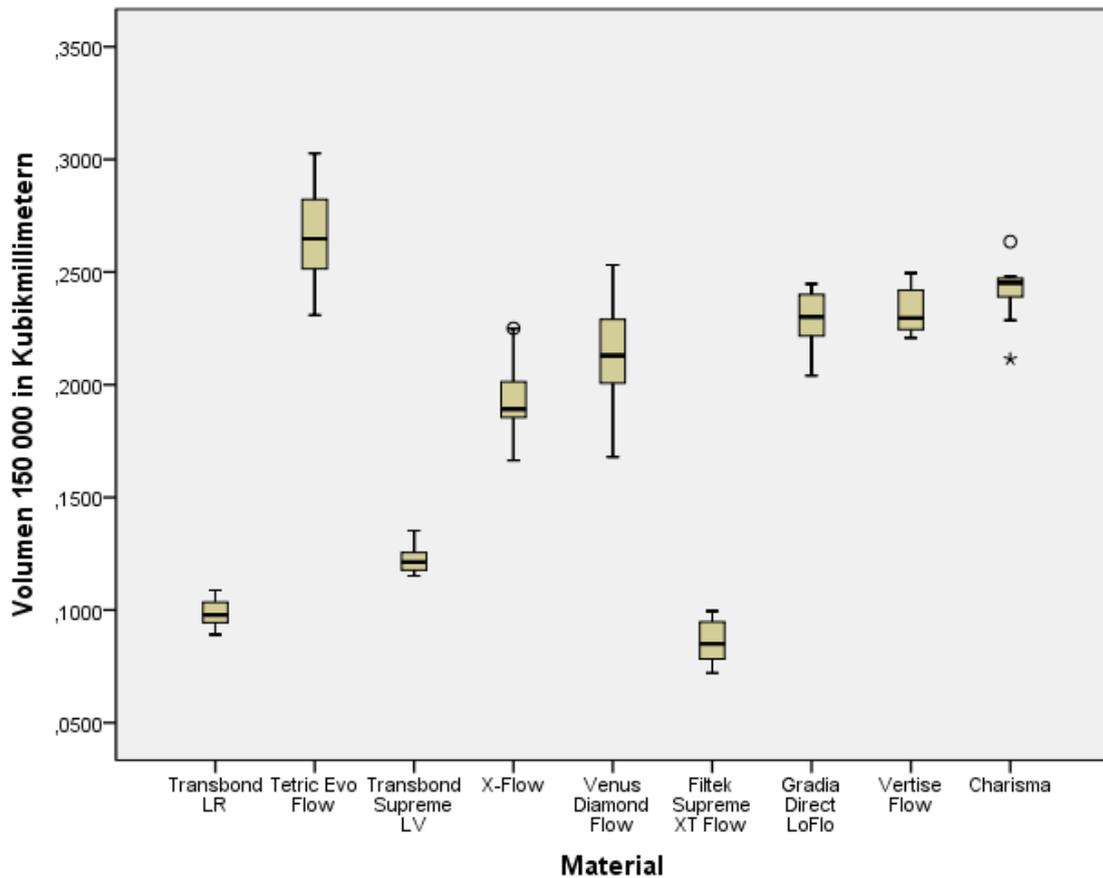


Abb.16 Volumenverlust nach 150.000 Zyklen

Material	Mittelwert in mm ³ , SD
Transbond LR	0,0984; 0,0059
Vertise Flow	0,2328; 0,0180
X-Flow	0,1937; 0,0180
Filtek Supreme XT Flow	0,0856; 0,0098
Transbond Supreme LV	0,1225; 0,0060
Venus Diamond Flow	0,2130; 0,0229
Gradia Direct LoFlo	0,2296; 0,0121
Tetric EvoFlow	0,2662; 0,0225

Tab.4 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien des Volumenverlustes nach 150.000 Zyklen

Der nach 150.000 Zyklen erzielte Volumenverlust ist bei dem Komposit Filtek Supreme XT mit $0,0856 \pm 0,00980 \text{mm}^3$ am geringsten. Weitere geringe Werte weisen Transbond LR $0,0984 \pm 0,0059 \text{mm}^3$ und Transbond Supreme LV $0,1225 \pm 0,0060 \text{mm}^3$ in gleicher Reihenfolge auf. Die anschließenden Materialien sind mit Werten zwischen $0,1937 \text{mm}^3$ bis $0,2662 \text{mm}^3$ deutlich höher. Wieder ergibt sich eine ähnliche Reihenfolge des Mittelfeldes. So sind die Werte von X-Flow mit $0,1937 \pm 0,0180 \text{mm}^3$ und Venus Diamand Flow mit $0,2130 \pm 0,0229 \text{mm}^3$ geringer als die von Gradia Direct LoFlo mit $0,2296 \pm 0,0121 \text{mm}^3$ und Vertise Flow mit $0,2328 \pm 0,0180 \text{mm}^3$. Den größten Volumenverlust besitzt Tetric EvoFlow mit einem Wert von $0,2662 \pm 0,0225 \text{mm}^3$, der über vierfach so groß ist wie der Wert von Filtek Supreme XT.

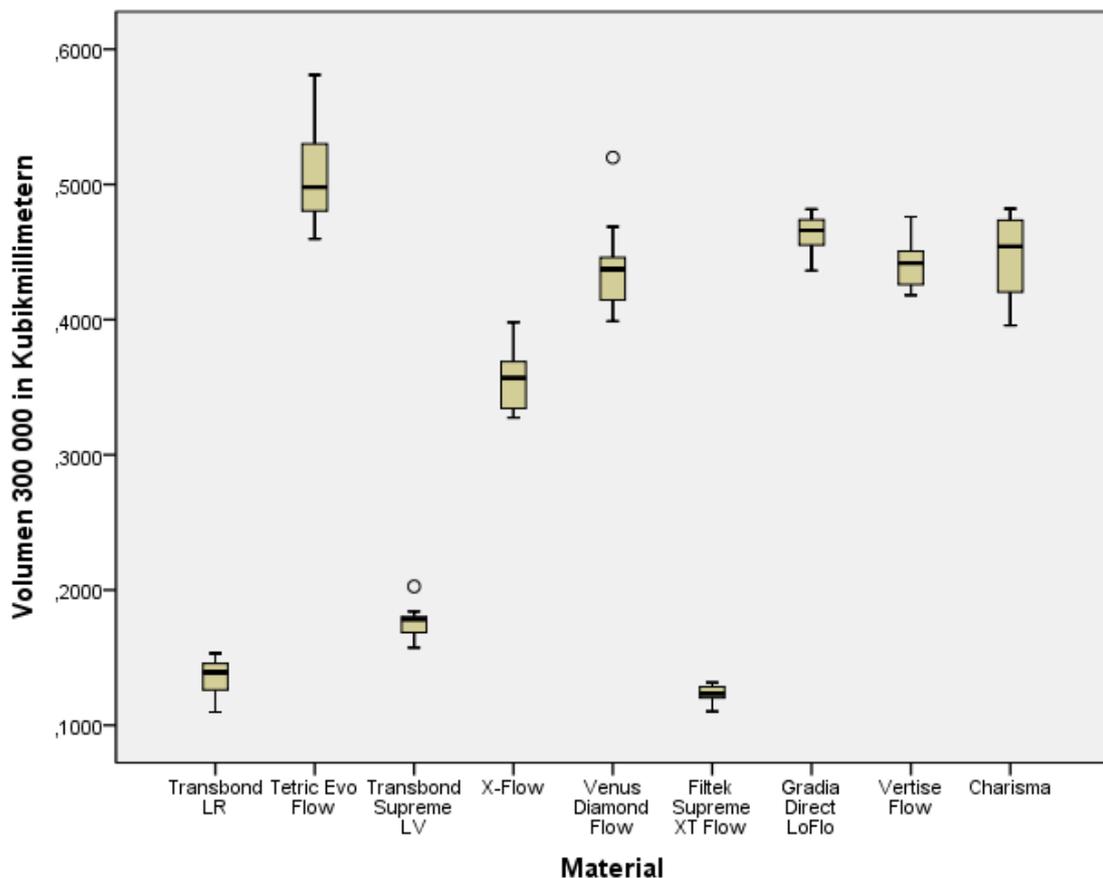


Abb.17 Volumenverlust nach 300.000 Zyklen

Material	Mittelwert in mm³, SD
Transbond LR	0,1358; 0,0131
Vertise Flow	0,4413; 0,0185
X-Flow	0,3547;0,0223
Filtek Supreme XT Flow	0,1245; 0,0048
Transbond Supreme LV	0,1765; 0,0112
Venus Diamond Flow	0,4315; 0,0206
Gradia Direct LoFlo	0,4669; 0,0112
Tetric EvoFlow	0,5004; 0,0273

Tab.5 Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Materialien des Volumenverlustes nach 300.000 Zyklen

Nach erneuten 150.000 Zyklen bleibt die Reihenfolge der Komposite gleich. Filtek Supreme XT hat mit $0,1245 \pm 0,0048 \text{mm}^3$ selbst nach insgesamt 300.000 Zyklen weniger Volumenverlust des Materials als über die Hälfte der Materialien nach den ersten 150.000 Zyklen. Transbond LR übertrifft mit $0,1358 \pm 0,0131 \text{mm}^3$ auch nach 300.000 Zyklen Transbond Supreme LV mit $0,1765 \pm 0,0112 \text{mm}^3$.

X-Flow bildet mit einem Wert von $0,3547 \pm 0,0223 \text{mm}^3$ gefolgt von Venus Diamond Flow mit $0,5004 \pm 0,0273 \text{mm}^3$ und Gradia Direct LoFlo mit $0,4669 \pm 0,0112 \text{mm}^3$ das Mittelfeld. Den größten Volumenverlust ergeben Vertise Flow mit $0,4315 \pm 0,0206 \text{mm}^3$ und Tetric EvoFlow mit $0,5004 \pm 0,0273 \text{mm}^3$. Diesmal zeigen Venus Diamond Flow und Gradia Direct LoFlo mehr als doppelt so viel Volumenverlust nach der zweiten Messung. Besonders wenig Volumenverlust in Bezug auf die Proportionalität der Werte erzielen Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV. Deren Werte stiegen in der zweiten Messung um weniger als 50% des ersten Wertes.

5.1.3 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches

5.1.3.1 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches der mittleren Tiefe

	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X- Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR	Charisma
Filtek Supreme XT Flow		0,000	0,071	0,001	0,000	0,000	0,000	0,501	0,000
Tetric EvoFlow	0,000		0,000	0,000	0,004	0,049	0,058	0,000	0,027
Transbond Supreme LV	0,071	0,000		0,159	0,009	0,000	0,003	0,258	0,001
X-Flow	0,001	0,000	0,159		0,233	0,037	0,082	0,011	0,064
Venus Diamond Flow	0,000	0,004	0,009	0,233		0,370	0,502	0,000	0,508
Gradia Direct LoFlo	0,000	0,049	0,000	0,037	0,370		0,896	0,000	0,815
Vertise Flow	0,000	0,058	0,003	0,082	0,502	0,896		0,000	0,937
Transbond LR	0,501	0,000	0,258	0,011	0,000	0,000	0,000		0,000
Charisma	0,000	0,027	0,001	0,064	0,508	0,815	0,937	0,000	

Tab.6 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 Zyklen. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse wird für diesen Test durchgeführt und die p-Werte errechnet. Ein p-Wert unter 0,050 gibt an, dass ein Material im Vergleich zu einem Zweiten signifikant unterschiedlich ist.

Die Analyse nach 150.000 Zyklen unter Berücksichtigung des Materialsverlustes bei mittlerer Tiefe zeigt, dass Filtek Supreme XT, mit zwei Ausnahmen, zu allen Materialien einen p-Wert von kleiner als 0 aufweist und somit signifikant unterschiedlich ist. Mit einem gemessenen Wert von 9,7µm ist es zu Transbond LR mit einem p-Wert von 0,501 und Transbond Supreme LV mit 0,071 nicht signifikant unterschiedlich.

Im Gegenzug dazu besitzt Transbond LR mit 11,4µm zu fast allen Materialien einen p-Wert <0,050 und ist damit deutlich unterschiedlich. Wieder sind die

Ausnahmen Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT, die mit p-Werten von 0,258 und 0,501 dem Material Transbond LR in der Abrasionwiderstandsfähigkeit ähnlich sind und sich damit nicht signifikant unterscheiden. Die Werte von Transbond Supreme LV sind bis auf drei Materialien, zu allen Anderen unterschiedlich und weisen p-Werte $<0,050$ auf: Nur die Ergebnisse von X-Flow, Filtek Supreme XT und Transbond LR sind größer als dieser Wert. Die vorher genannten Ausnahmen und Transbond LR unterscheiden sich aufgrund ihrer besonders guten Ergebnisse bei den Messungen zu den meisten Materialien.

Tetric EvoFlow ist ebenfalls zu allen Materialien deutlich unterschiedlich, allerdings ergibt das Material im Vergleich zu den Anderen mit einem Wert von $28,5\mu\text{m}$ eine sehr starke Abnutzung nach 150.000 Zyklen. Die erzielten p-Werte sind bis auf eine Ausnahme, zu Vertise Flow mit 0,058, signifikant unterschiedlich zu allen anderen Materialien.

Die gemessenen Werte von Charisma sind zu Gradia Direct LoFlo, Venus Diamond, X-Flow und Vertise Flow mit Werten von 0,815; 0,5058; 0,064; und 0,937 nicht signifikant unterschiedlich. Ihre gemessenen Resultate sind sich ähnlich und erklären damit die nicht vorhandene Signifikanz. Gerade Vertise Flow und Gradia Direct LoFlo besitzen beide mit $25,3\mu\text{m}$ ein sehr ähnliches Ergebnis und ergeben dadurch in der Varianzanalyse sehr hohe p-Werte.

Vertise Flow ist deutlich unterschiedlich zu Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV. Mit den anderen Materialien erreicht es nicht signifikante p-Werte: Tetric EvoFlow 0,058; X-Flow 0,082; Venus Diamond Flow 0,502; Gradia Direct LoFlo 0,896 und Charisma 0,0937.

Gradia Direct LoFlo ist neben den drei Materialien, Transbond LR; Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT auch zu Tetric EvoFlow mit 0,049 und X-Flow mit 0,037 signifikant unterschiedlich. Mit den anderen Materialien zeigt es Werte, die größer als 0,050 waren.

Neben Transbond LR; Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT zeigt Venus Diamond Flow einen signifikanten Unterschied zu Tetric EvoFlow. Bezüglich der anderen Materialien erzielt es p-Werte $>0,050$. Zu X-Flow ergibt es einen p-Wert von 0,233; mit Gradia Direct LoFlo 0,370; mit Vertise Flow 0,502 und mit Charisma 0,508.

X-Flow zeigt zu der Hälfte der Materialien einen signifikanten Unterschied. Die Materialien sind Filtek Supreme XT, Tetric EvoFlow, Transbond LR und Gradia Direct LoFlo. Zu den anderen Materialien wie Transbond Supreme LV zeigt es keine deutliche Signifikanzen mit einem p-Wert von 0,159. Weitere Werte sind: Venus Diamond Flow mit 0,223; Charisma mit 0,064 und Vertise Flow mit 0,082.

Mittlere Tiefe 300T p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transb ond Sup. LV	X-Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR	Charisma
Filtek Supreme XT Flow		0,000	0,094	0,006	0,000	0,000	0,000	0,674	0,000
Tetric EvoFlow	0,000		0,000	0,000	0,029	0,122	0,029	0,000	0,003
Transbond Supreme LV	0,094	0,000		0,282	0,001	0,000	0,004	0,210	0,012
X-Flow	0,006	0,000	0,282		0,026	0,004	0,055	0,020	0,151
Venus Diamond Flow	0,000	0,029	0,001	0,026		0,524	0,949	0,000	0,433
Gradia Direct LoFlo	0,000	0,122	0,000	0,004	0,524		0,526	0,000	0,155
Vertise Flow	0,000	0,029	0,004	0,055	0,949	0,526		0,000	0,524
Transbond LR	0,674	0,000	0,210	0,020	0,000	0,000	0,000		0,000
Charisma	0,000	0,003	0,012	0,151	0,433	0,155	0,524	0,000	

Tab.7 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 300.000 Zyklen. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Analyse wurde weiterhin nach 300.000 Zyklen durchgeführt. Wieder bilden die oben genannten Komposite Transbond LR, Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT eine Sonderstellung, indem sie nur untereinander nicht signifikant unterschiedlich sind. Weiterhin zeigt diese Analyse kleine Veränderungen zu der vorigen Auswertung. Filtek Supreme XT weist nur zu Transbond LR und Transbond Supreme LV keine signifikanten Unterschiede mit p-Werten von 0,674 und 0,094 auf. So wie in der vorigen Analyse ist Transbond LR auch nur zu Filtek Supreme XT mit einem p-Wert von 0,674 und Transbond LR mit 0,210 nicht bedeutend unterschiedlich. Wieder ist Transbond

Supreme LV zu den gleichen Materialien signifikant wie nach 150.000 Zyklen. Damit ergibt die Analyse zu Transbond LR einen p-Wert von 0,210; zu Filtek Supreme XT 0,094 und zu X-Flow 0,282 keinen erheblichen Unterschied. Auch nach 300.000 Zyklen sind die Materialien Transbond LR, Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT weiterhin die Führenden. Sie belegen eine sehr geringe Abrasion mit gemessenen Werten von 16,0µm, 19,8µm und 15,3µm, welche sie zu den übrigen Materialien signifikant unterscheidet.

Wie zuvor schon angemerkt, ist Tetric EvoFlow auch in dieser Analyse das weichste Material mit einem p-Wert von 50,7µm. Es erreicht mit einer Ausnahme, Gradia Direct LoFlo mit einem p-Wert von 0,122, zu den anderen Materialien signifikante Unterschiede. Gradia Direct LoFlo ist wiederum zu Tetric EvoFlow; Venus Diamond Flow, Veritise Flow und Charisma nicht signifikant unterschiedlich.

Gradia Direct LoFlo erreicht wieder zu Filtek Supreme XT, Transbond LR, Transbond Supreme LV und X-Flow deutliche Unterschiede.

X-Flow ergibt in dieser Analyse nur zu Transbond Supreme LV mit 0,282; Charisma mit 0,151 und Vertise Flow mit 0,055 nicht signifikante Unterschiede. Zu den übrigen Kompositen erreicht es Signifikanzen mit p-Werten unter 0,050. Die gemessenen Volumenverluste von Venus Diamond Flow nach 300.000 Zyklen sind in dem Versuch nur zu Filtek Supreme XT, Tetric EvoFlow, Transbond Supreme LV, X-Flow und Transbond signifikant unterschiedlich. Die übrigen Materialien Gradia Direct LoFlo, Vertise Flow und Charisma sind nicht deutlich unterschiedlich.

Charisma ist wie in der vorigen Auswertung zu den gleichen Materialien nicht unterschiedlich. Diese Komposite sind Venus Diamond Flow, Gradia Direct LoFlo, X-Flow und Vertise Flow.

Veritise Flow erzielt nur Signifikanzen zu Filtek Supreme XT, Transbond LR, Transbond Supreme LV und Tetric EvoFlow.

5.1.3.2 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abrasionsversuches des Volumenverlustes

Volumenverlust 150T p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X- Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR	Charisma
Filtek Supreme XT Flow		0,000	0,072	0,002	0,000	0,000	0,000	0,499	0,000
Tetric EvoFlow	0,000		0,000	0,000	0,003	0,039	0,103	0,000	0,308
Transbond Supreme LV	0,072	0,000		0,196	0,023	0,002	0,002	0,261	0,000
X-Flow	0,002	0,000	0,196		0,330	0,062	0,060	0,016	0,004
Venus Diamond Flow	0,000	0,003	0,023	0,330		0,372	0,313	0,001	0,053
Gradia Direct LoFlo	0,000	0,039	0,002	0,062	0,372		0,833	0,000	0,297
Vertise Flow	0,000	0,103	0,002	0,060	0,313	0,833		0,000	0,470
Transbond LR	0,499	0,000	0,261	0,016	0,001	0,000	0,000		0,000
Charisma	0,000	0,308	0,000	0,004	0,053	0,297	0,470	0,000	

Tab.8 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 150.000 Zyklen. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die auf den vorigen Seiten dargestellten Ergebnisse und deren statistische Auswertung stimmen mit der hier nachfolgend aufgeführten Varianzanalyse überein. Die Analyse zeigt, dass sich Transbond LR, Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT signifikant von den anderen getesteten Materialien unterscheiden.

Nach 150.000 Zyklen und in Betrachtung des Volumenverlustes belegt Filtek Supreme XT, mit zwei Ausnahmen zu allen Materialien einen p-Wert von kleiner als 0. Die Ausnahmen sind Transbond LR mit einem p-Wert von 0,499 und Transbond Supreme LV mit 0,072. Umgekehrt hat Transbond LR, mit zwei Ausnahmen, zu allen Werten einen p-Wert kleiner 0,050 und ist damit zu fast allen Materialien signifikant unterschiedlich. Die Ausnahmen sind Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT, die mit Werten von 0,261 und 0,499 dem

Material Transbond LR ähnlich sind und sich damit nicht erheblich unterscheiden. Weiterhin sind die Werte von Transbond Supreme LV zu den meisten Materialien sehr unterschiedlich und erreichen p-Werte von $<0,050$. Nur die Ergebnisse von Transbond Supreme LV in Bezug auf X-Flow, Filtek Supreme XT und Transbond LR sind größer als 0,050.

Diese oben genannten Materialien Transbond LR, Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT sind aufgrund ihrer Monopolstellung bei den Messungen zu den meisten Materialien signifikant unterschiedlich. Damit wird deutlich, dass ihre gemessenen Versuchsergebnisse sich deutlich von denen der anderen Materialien abheben. Mit Werten von $0,098\text{mm}^3$, $0,122\text{mm}^3$ und $0,085\text{mm}^3$ sind sie schon nach 150.000 Zyklen um ein doppeltes so abrasionsresistent wie Tetric EvoFlow, welches einen Volumenverlust von $0,266\text{mm}^3$ erreicht.

Tetric EvoFlow erreicht bis auf zwei Ausnahmen, Charisma und Vertise Flow, zu allen Materialien einen signifikanten Unterschied.

Charisma ist nur zu Gradia Direct LoFlo, Tetric EvoFlow, Venus Diamond und Vertise Flow mit p-Werten von 0,297; 0,308; 0,053 und 0,470 nicht signifikant unterschiedlich. Nur Unterschiede zu Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV, zeigt Vertise Flow. Mit den anderen Materialien ergibt es nicht deutliche Unterschiede mit p-Werten von Tetric EvoFlow 0,103, X-Flow 0,060, Venus Diamond Flow 0,313, Gradia Direct LoFlo 0,833 und Charisma 0,470. Gradia Direct LoFlo ist mit p-Werten über 0,050 zu X-Flow mit 0,062, Venus Diamond mit 0,372, Vertise Flow mit 0,833 und Charisma mit 0,297 nicht signifikant unterschiedlich.

Ähnlich ist es bei Venus Diamond. Mit p-Werten $>0,050$ ist es zu X-Flow, Gradia Direct LoFlo, Vertise Flow und zu Charisma nicht deutlich unterschiedlich.

X-Flow erzielt nur Signifikanzen mit Filtek Supreme XT, Tetric EvoFlow, Transbond LR und Charisma.

Volumenverlust 300T p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X- Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR	Charisma
Filtek Supreme XT Flow		0,000	0,079	0,006	0,000	0,000	0,000	0,552	0,000
Tetric EvoFlow	0,000		0,000	0,000	0,013	0,194	0,039	0,000	0,048
Transbond Supreme LV	0,079	0,000		0,327	0,005	0,000	0,007	0,244	0,001
X-Flow	0,006	0,000	0,327		0,068	0,003	0,072	0,032	0,019
Venus Diamond Flow	0,000	0,013	0,005	0,068		0,234	0,868	0,000	0,607
Gradia Direct LoFlo	0,000	0,194	0,000	0,003	0,234		0,369	0,000	0,499
Vertise Flow	0,000	0,039	0,007	0,072	0,868	0,369		0,000	0,769
Transbond LR	0,552	0,000	0,244	0,032	0,000	0,000	0,000		0,000
Charisma	0,000	0,048	0,001	0,019	0,607	0,499	0,769	0,000	

Tab.9 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 300.000 Zyklen. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse nach 300.000 Zyklen zeigt kleine Veränderungen zu der vorigen Auswertung. Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV verhalten sich jedoch gleich und zeigen ähnliche Signifikanzen. Die Ausnahme wird von Transbond Supreme LV gebildet, welches zu X-Flow einen p-Wert von 0,327 erzielt. Auch nach 300.000 Zyklen sind diese Materialien weiterhin die Führenden. In dieser Analyse ist Tetric EvoFlow mit einer Ausnahme von Gradia Direct LoFlo mit einem Wert von 0,194 zu den anderen Materialien signifikant unterschiedlich.

Gradia Direct LoFlo ist mit p-Werten zu Tetric EvoFlow mit 0,194; zu Venus Diamond Flow mit 0,234; zu Vertise Flow mit 0,369; und zu Charisma mit 0,499 nicht deutlich unterschiedlich. Bedeutend unterschiedlich ist es zu Filtek Supreme XT, Transbond LR, Transbond Supreme LV und X-Flow.

X-Flow ist nur zu Transbond Supreme LV, Venus Diamond Flow und Vertise Flow nicht signifikant unterschiedlich. Zu den anderen Materialien wird ein Unterschied festgestellt.

Die gemessenen Volumenverluste von Venus Diamond nach 300.000 Zyklen sind in dem Versuch nur zu X-Flow mit p-Werten von 0,068; Gradia Direct LoFlo mit 0,234; Vertise Flow mit 0,868 und Charisma mit 0,607 nicht signifikant unterschiedlich.

Charisma erzielt in dieser Analyse zu Venus Diamond Flow, Gradia Direct LoFlo und Vertise Flow keine ausschlaggebenden Unterschiede. Als einziger Unterschied zu der vorigen Analyse ist Charisma mit 0,048 zu Tetric EvoFlow signifikant.

Vertise Flow bildet p-Werte $>0,050$ zu den Materialien X-Flow mit 0,072; Venus Diamond Flow mit 0,868; Gradia Direct LoFlo mit 0,369 und Charisma mit 0,769.

5.1.3.3 Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen

	Filtek Sup. XT Flow 300.000	Tetric EvoFlow 300.000	Transbond Sup. LV 300.000	X-Flow 300.000	Venus Dia. Flow 300.000	Gradia Dir. LoFlow 300.000	Vertise Flow 300.000	Transbond LR 300.000
Filtek Supreme XT Flow 150.000	0,002							
Tetric EvoFlow 150.00		0,002						
Transbond Supreme LV 150.000			0,002					
X-Flow 150.000				0,002				
Venus Diamond Flow 150.000					0,002			
Gradia Direct LoFlo 150.000						0,002		
Vertise Flow 150.000							0,002	
Transbond LR 150.000								0,010

Tab.10 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen.

Vergleicht man die einzelnen Materialien nach 150.000 und 300.000 Zyklen auf Signifikanz, erkennt man, dass sich alle Materialien signifikant unterscheiden. Daraus kann man ableiten, dass die gemessenen Werte für die einzelnen Komposite nach 150.000 und 300.000 Zyklen im Versuch sehr unterschiedlich sind und sich nicht ähneln. Es kommt somit zu keinem Stillstand oder Verringerung der Abrasion mit steigender Zyklenzahl.

5.1.3.4 Varianzanalyse des Abrasionsversuches für die mittlere Tiefe nach 150.000 und 300.000 Zyklen

	Filtek Sup. XT Flow 300.000	Tetric EvoFlow 300.000	Transbond Sup. LV 300.000	X-Flow 300.000	Venus Dia. Flow 300.000	Gradia Dir. LoFlow 300.000	Vertise Flow 300.000	Transbond LR 300.000
Filtek Supreme XT Flow 150.000	0,002							
Tetric EvoFlow 150.00		0,002						
Transbond Supreme LV 150.000			0,002					
X-Flow 150.000				0,002				
Venus Diamond Flow 150.000					0,002			
Gradia Direct LoFlo 150.000						0,002		
Vertise Flow 150.000							0,002	
Transbond LR 150.000								0,012

Tab.11 P-Werte der Varianzanalyse des Abrasionsversuches für den Volumenverlust nach 150.000 und 300.000 Zyklen.

Auch in dieser Analyse sind alle Volumenverluste nach 150.000 und 300.000 Zyklen signifikant unterschiedlich. Alle Werte sind unter der p-Wert-Schwelle von 0,050. Der Volumenverlust steigt somit auch mit steigender Zyklenzahl.

5.2 Ergebnisse des Abscherversuches

5.2.1 Ergebnisse des Abscherversuches für die einzelnen Versuchsgruppen

5.2.1.1 Ergebnisse des Abscherversuches mit Bonding / mit Thermocycling

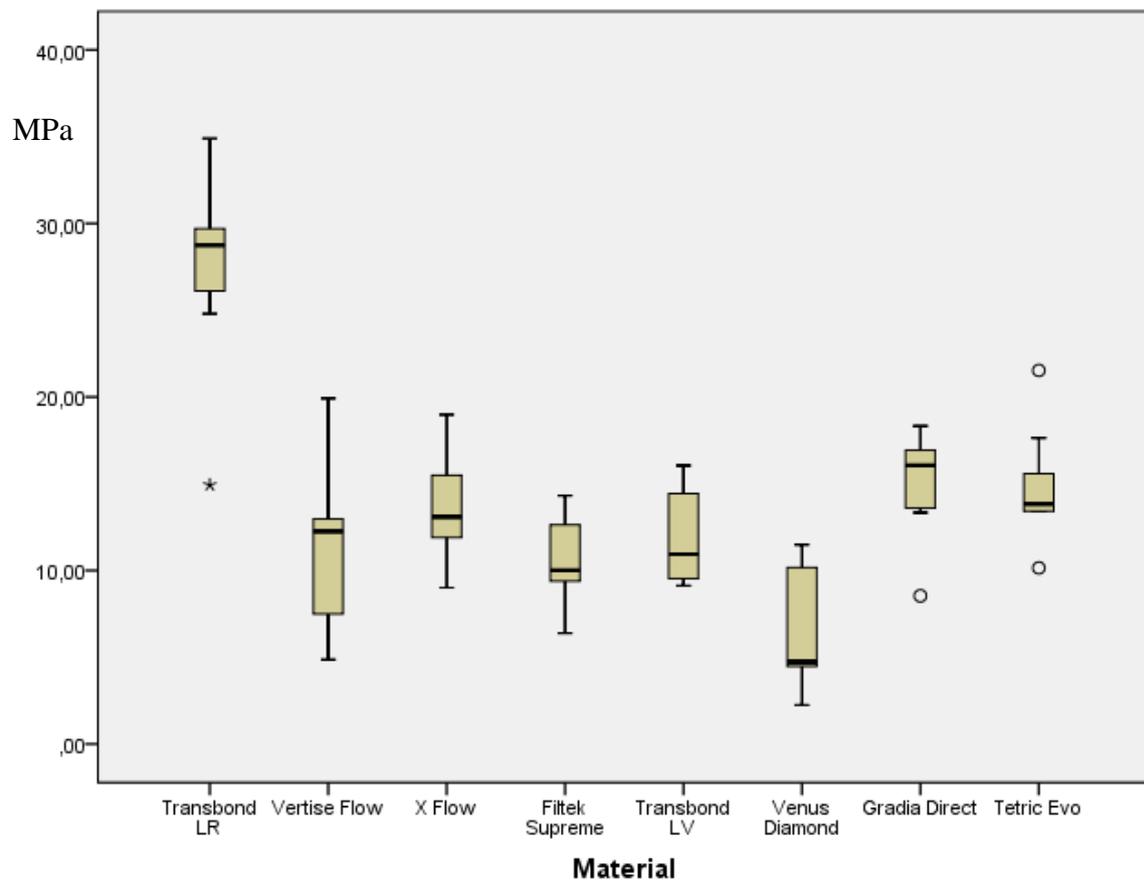


Abb.18 Ergebnisse des Abscherversuches unter Verwendung eines Bondings und anschließendem Thermocycling.

Material	Mittelwert in MPa, SD
Transbond LR	27,5; 5,3
Vertise Flow	11,8; 5,1
X-Flow	13,5; 3,3
Filtek Supreme XT Flow	10,5; 2,3
Transbond Supreme LV	11,7; 2,7
Venus Diamond Flow	6,8; 3,6
Gradia Direct LoFlo	15,0; 3,0
Tetric EvoFlow	14,8; 3,2

Tab.12 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien mit Bonding / mit Thermocycling

Wenn man die Ergebnisse in dieser Tabelle betrachtet, fällt sofort ein Wert besonders auf. Transbond LR sticht mit $27,6 \pm 5,3$ MPa hervor und übertrifft damit Gradia Direct LoFlo mit $15,0 \pm 3,0$ MPa und Tetric EvoFlow mit $14,8 \pm 3,2$ MPa um mehr als 10 MPa. Danach folgen X-Flow mit $13,5 \pm 3,3$ MPa, Vertise Flow mit $11,8 \pm 5,1$ MPa. Transbond Supreme LV und Venus Diamond Flow erreichen mit p-Werten von $11,7 \pm 2,7$ MPa und $6,8 \pm 3,6$ MPa die geringsten Resultate.

5.2.1.2 Ergebnisse des Abscherversuches mit Bonding / ohne Thermocycling

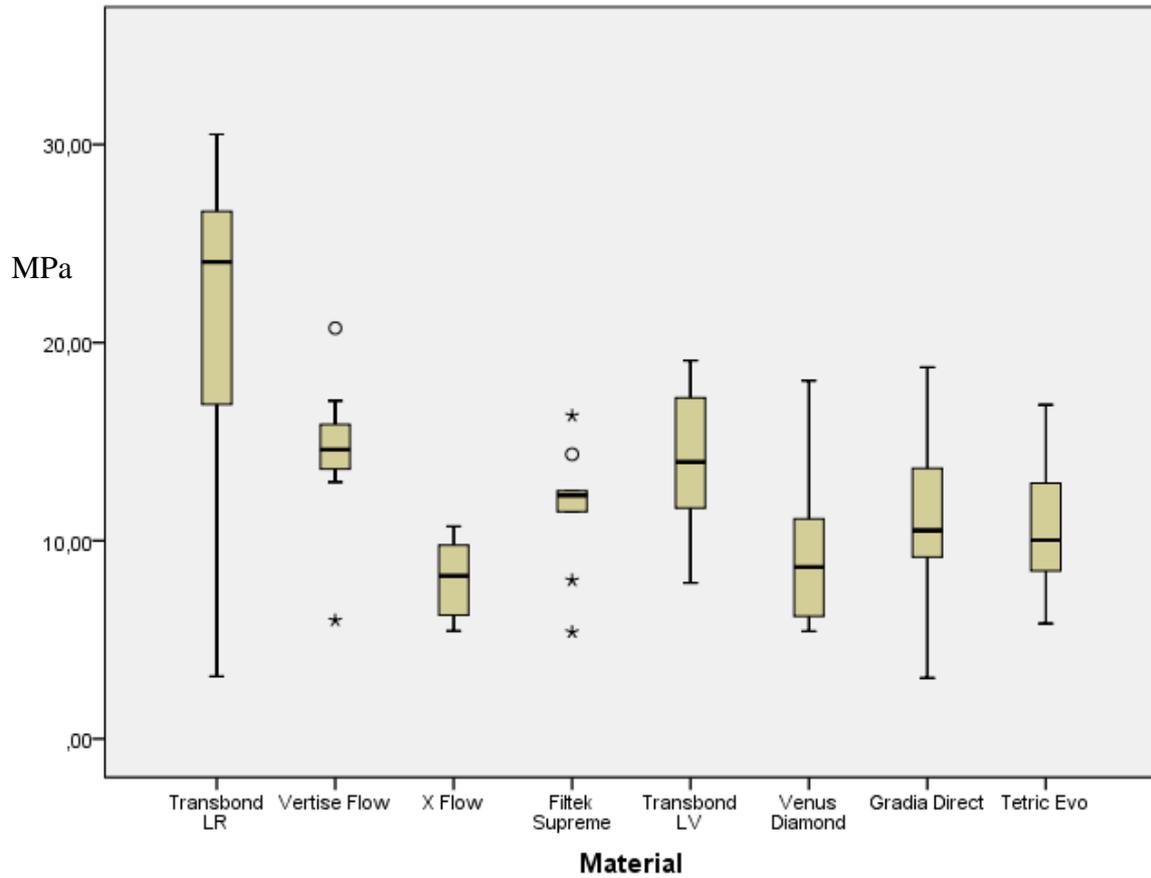


Abb.19 Ergebnisse des Abscherversuches unter Verwendung eines Bondings / ohne anschließendem Thermocycling

Material	Mittelwert in MPa, SD
Transbond LR	20,7; 8,8
Vertise Flow	14,4; 3,9
X-Flow	8,1; 1,9
Filtek Supreme XT Flow	11,6; 3,2
Transbond Supreme LV	14,0; 3,8
Venus Diamond Flow	9,2; 4,0
Gradia Direct LoFlo	11,2; 4,4
Tetric EvoFlow	10,7; 3,7

Tab.13 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien mit Bonding / ohne Thermocycling

Mit Unterschied zu den vorigen Ergebnissen werden die Proben mit Adhäsiv, jedoch ohne Thermocycling geprüft. Nach Betrachtung der oben aufgeführten Tabelle, erreicht Transbond LR mit $20,7 \pm 8,8$ MPa die größte Widerstandskraft gegen abscherende Kräfte. Gefolgt von Vertise Flow mit $14,4 \pm 3,9$ MPa und Transbond Supreme LV mit $14,0 \pm 3,8$ MPa. In absteigender Reihenfolge schießen sich Filtek Supreme XT mit $11,6 \pm 3,3$ MPa, Gradia Direct LoFlo mit $11,2 \pm 4,4$ MPa und Tetric EvoFlow mit $10,7 \pm 3,4$ MPa an. Venus Diamond Flow und X-Flow erreichen mit Werten von $9,2 \pm 4,1$ MPa und $8,1 \pm 1,9$ MPa weniger als die Hälfte der Werte von Transbond LR.

5.2.1.3 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding / mit Thermocycling

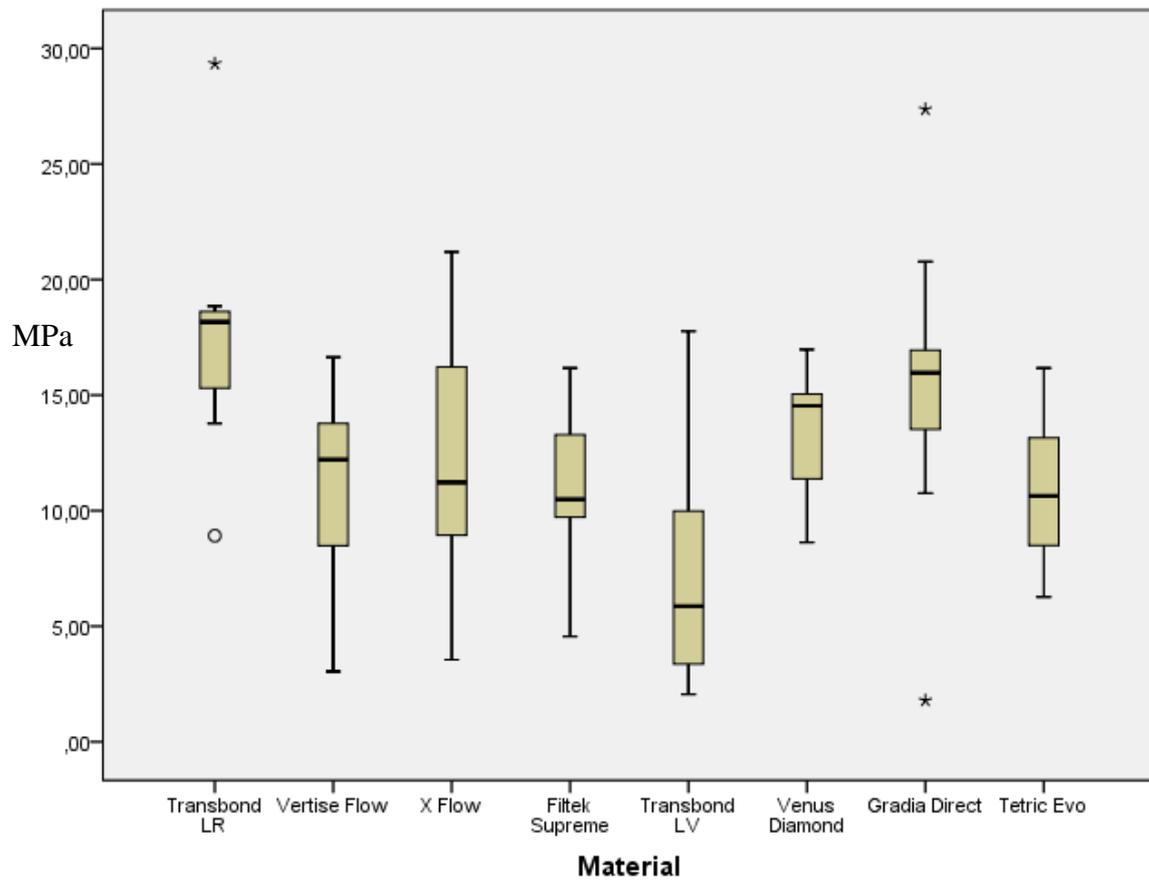


Abb.20 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding und anschließendem Thermocycling

Material	Mittelwert in MPa, SD
Transbond LR	17,8; 5,7
Vertise Flow	10,5; 4,3
X-Flow	12,3; 5,8
Filtek Supreme XT Flow	10,8; 4,1
Transbond Supreme LV	7,4; 5,5
Venus Diamond Flow	13,4; 3,0
Gradia Direct LoFlo	15,3; 6,5
Tetric EvoFlow	10,9; 3,4

Tab.14 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien ohne Bonding / mit Thermocycling

Wie aus dieser Tabelle ersichtlich ist, erzielt Transbond LR trotz Vernachlässigung des Adhäsivs mit $17,8 \pm 5,7$ MPa die besten Testergebnisse. Das Mittelfeld mit Werten zwischen $15,3 \pm 6,5$ MPa und $10,5 \pm 4,3$ MPa bilden die Komposite Gradia Direct LoFlo und Vertise Flow. Die Werte dazwischen werden von Venus Diamond mit $13,4 \pm 3,07$ MPa; X-Flow mit $12,3 \pm 5,8$ MPa, Tetric EvoFlow mit $10,9 \pm 3,0$ MPa, Filtek Supreme XT mit $10,8 \pm 4,1$ MPa, in absteigender Reihenfolge, gebildet. Mit einem Wert von $7,4 \pm 5,6$ MPa erreicht Transbond Supreme LV weniger als der Hälfte des Spitzenwertes von Transbond LR.

5.2.1.4 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding / ohne Thermocycling

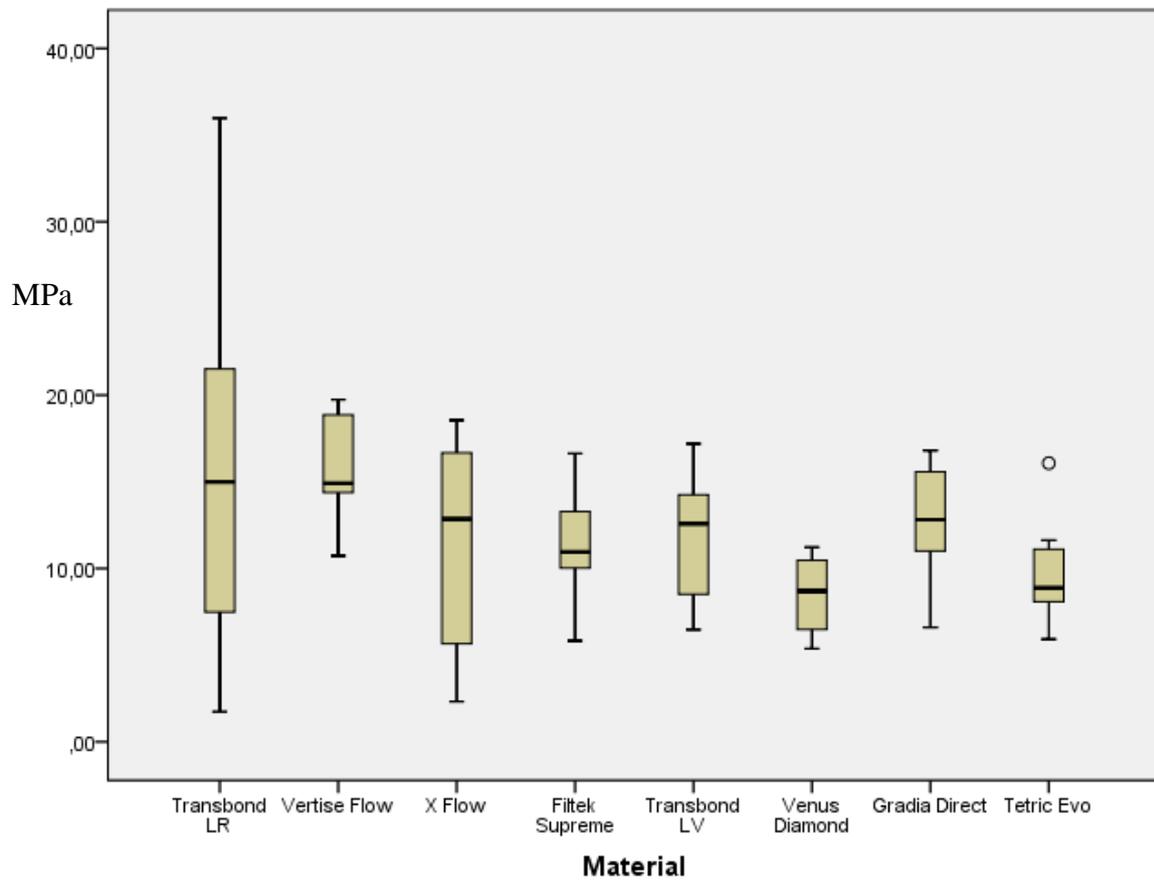


Abb.21 Ergebnisse des Abscherversuches ohne Bonding / ohne anschließendem Thermocycling

Material	Mittelwert in MPa, SD
Transbond LR	15,5; 10,5
Vertise Flow	15,5; 3,2
X-Flow	11,5; 6,1
Filtek Supreme XT Flow	11,4; 3,3
Transbond Supreme LV	12,0; 3,6
Venus Diamond Flow	8,4; 2,3
Gradia Direct LoFlo	12,8; 3,1
Tetric EvoFlow	9,6; 3,0

Tab.15 Standardabweichungen und Mittelwert für die einzelnen Materialien ohne Bonding / ohne Thermocycling

In dieser Versuchsreihe erreicht Vertise Flow mit $15,5 \pm 3,2$ MPa das beste Testergebnis. Dieser Wert wird dicht gefolgt von Transbond LR mit einem Wert von $15,5 \pm 10,5$ MPa. Nicht viel geringere Resultate erreichen Gradia Direct LoFlo mit $12,8 \pm 3,1$ MPa und Transbond Supreme LV mit $12,0 \pm 3,6$ MPa. X-Flow, Filtek Supreme XT, Tetric EvoFlow und Venus Diamond reihen sich mit Werten zwischen $11,5 \pm 3,0$ MPa und $8,4 \pm 2,3$ MPa in absteigender Reihenfolge ein.

5.2.2 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches

SBS mit Bonding mit Thermo p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X-Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow		0,004	0,329	0,037	0,039	0,003	0,497	0,000
Tetric EvoFlow	0,004		0,045	0,426	0,000	0,902	0,160	0,000
Transbond Supreme LV	0,329	0,045		0,230	0,013	0,036	0,971	0,000
X-Flow	0,037	0,426	0,230		0,002	0,368	0,413	0,000
Venus Diamond Flow	0,039	0,000	0,013	0,002		0,000	0,047	0,000
Gradia Direct LoFlo	0,003	0,902	0,036	0,368	0,000		0,151	0,000
Vertise Flow	0,497	0,160	0,971	0,413	0,047	0,151		0,000
Transbond LR	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	

Tab.16 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches mit Bonding / mit Thermocycling. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse dieses Testes wurde durchgeführt und die p-Werte errechnet. Die p-Werte geben Auskunft darüber, ob ein Material im Vergleich zu einem Zweiten signifikant unterschiedlich ist, wenn der p-Wert unter 0,050 liegt. Damit wird ersichtlich, dass Transbond LR sich von jedem Material signifikant unterscheidet, da es mit jedem Material einen p-Wert von kleiner als 0 ergibt. Bezieht man dieses Wissen auf die gemessenen Werte, so erkennt man, dass Transbond LR diese signifikanten Unterschiede mit besonders guten Werten erreicht.

Vertise Flow erreicht nur zwei signifikante Unterschiede zu Transbond LR und Venus Diamond Flow mit einem Wert von 0,047 und kleiner als 0. Die anderen Materialien ergeben p-Werte zwischen 0,151 und 0,971.

Gradia Direct LoFlo erreicht kleinere p-Werte als 0,050 zu den Materialien Filtek Supreme XT, Transbond Supreme LV, Venus Diamond Flow und Transbond LR. Die Analyse ergibt zu Tetric EvoFlow einen p-Wert von 0,902; X-Flow mit 0,368 und Vertise Flow mit 0,151.

Das Komposit Venus Diamond ist zu allen Materialien signifikant unterschiedlich. Alle p-Werte liegen unter der Schwelle von 0,050 und sind damit eindeutig signifikant.

X-Flow erreicht drei signifikante Unterschiede zu Filtek Supreme XT mit 0,037; Venus Diamond mit 0,002 und Transbond LR mit kleiner 0. Tetric EvoFlow, Transbond Supreme LV, Vertise Flow und Gradia Direct LoFlo zeigen sich nicht signifikant und sind mit p-Werten zwischen 0,426 und 0,230 von der p-Werte-Schwelle 0,050 entfernt.

Transbond Supreme LV erreicht, wie auch die anderen Materialien, einen signifikanten Unterschied zu Transbond LR, Tetric EvoFlow, Venus Diamond Flow und Gradia Direct LoFlo. Die Materialien Filtek Supreme XT, X-Flow und Vertise Flow sind nicht signifikant. Ähnlich wie die Materialien zuvor, führt Tetric EvoFlow ebenfalls vier Signifikanzen zu Filtek Supreme XT, Transbond Supreme LV, Venus Diamond und Transbond LR auf. Keine Signifikanzen erreichen die Materialien X-Flow mit 0,426; Vertise Flow mit 0,160 und Gradia Direct LoFlo mit 0,902.

Filtek Supreme XT weist nur zwei nicht signifikante Unterschiede zu Transbond Supreme LV mit 0,329 und zu Vertise Flow mit 0,497 auf. Zu allen anderen Materialien führt es Werte unter 0,050 auf und ist von diesen signifikant unterschiedlich. Somit ist Filtek Supreme XT neben Transbond LR und Venus Diamond das Material mit den meisten Signifikanzen. Dabei muss jedoch angemerkt werden, dass die Werte in Bezug auf die Ergebnisse des Testes betrachtet werden müssen. So besitzen Venus Diamond und Filtek Supreme XT zwar die meisten Signifikanzen, jedoch aus einem anderen Grund als Transbond LR. Beide waren mit 6,8MPa und 10,5MPa in dem Versuch die schwächsten Materialien und sind aufgrund ihrer geringen Werte signifikant zu den anderen Materialien. Dagegen erzielt Transbond LR besonders gute Ergebnisse mit 27,5MPa und hebt sich mit diesem hohen Wert deutlich von den anderen Materialien ab.

SBS mit Bonding ohne Thermo p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X- Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow		0,634	0,173	0,011	0,196	0,828	0,120	0,011
Tetric EvoFlow	0,634		0,118	0,083	0,468	0,830	0,083	0,014
Transbond Supreme LV	0,173	0,118		0,001	0,025	0,173	0,861	0,067
X-Flow	0,011	0,083	0,001		0,455	0,064	0,000	0,001
Venus Diamond Flow	0,196	0,468	0,025	0,455		0,340	0,015	0,003
Gradia Direct LoFlo	0,828	0,830	0,173	0,064	0,340		0,120	0,007
Vertise Flow	0,120	0,083	0,861	0,000	0,015	0,120		0,063
Transbond LR	0,011	0,014	0,067	0,001	0,003	0,007	0,063	

Tab.17 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches mit Bonding / ohne Thermocycling. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse dieses Testes wurde durchgeführt und p-Werte errechnet. Transbond LR ergibt mit Ausnahme von Transbond Supreme LV mit 0,067 und Vertise Flow mit 0,063 mit jedem anderen Material einen signifikanten Unterschied bei Werten unter 0,050. Bezieht man dieses Wissen auf die gemessenen Werte, so erkennt man, dass Transbond LR diese erheblichen Unterschiede mit besonders guten Werten erreicht.

Vertise Flow erreicht nur zwei deutliche Unterschiede: Einmal mit X-Flow mit einem Wert von kleiner 0 und mit Venus Diamond Flow einen Wert von 0,015. Die anderen Materialien, Transbond LR und Transbond Supreme LV, ergaben Werte zwischen 0,063 und 0,861.

Gradia Direct LoFlo erzielt nur einen signifikanten Unterschied zu Transbond LR mit 0,007. Die übrigen Komposite führen größere p-Werte als 0,050 auf. Die Werte waren Vertise Flow mit 0,120; Filtek Supreme XT mit 0,828; Transbond Supreme LV mit 0,173; X-Flow mit 0,064; Tetric EvoFlow mit 0,830 und Venus Diamond Flow mit 0,340.

Das Material Venus Diamond Flow ist nur zu drei anderen signifikant unterschiedlich. Diese drei sind Transbond Supreme LV, Vertise Flow und Transbond LR. Die übrigen Komposite erreichen p-Werte größer 0,050. Dazu

gehören Filtek Supreme XT mit einem p-Wert von 0,196; Tetric EvoFlow mit 0,468; X-Flow mit 0,455 und Gradia Direct LoFlo mit 0,340.

X-Flow ergibt vier deutliche Unterschiede zu Filtek Supreme XT, Transbond Supreme LV, Vertise Flow und Transbond LR. Die übrigen Ergebnisse sind nicht signifikant unterschiedlich. X-Flow ergibt mit Tetric EvoFlow ein Resultat von 0,083, mit Venus Diamond Flow einen Wert von 0,455 und mit Gradia Direct LoFlo 0,064.

Tetric EvoFlow besitzt nur eine signifikante Differenz und die wird von Transbond LR mit 0,014 erreicht. Alle weiteren Resultate sind nicht signifikant und erreichen p-Werte zwischen 0,083 und 0,830.

Transbond Supreme LV ist nur zu X-Flow und Venus Diamond Flow bedeutend unterschiedlich. Die übrigen Komposite weisen Ergebnisse von Filtek Supreme XT mit 0,173; Tetric EvoFlow mit 0,118; Gradia Direct LoFlo mit 0,173; Vertise Flow mit 0,861 und Transbond LR mit 0,067 auf.

Zwei Materialien sind es, die Werte über 0,050 zeigen und somit nicht unterschiedlich zu Filtek Supreme XT sind. Diese sind X-Flow und Transbond LR. Alle weiteren Materialien erreichen p-Werte von über 0,050. Wenn man diese Varianzanalyse auch in Bezug auf die gemessenen Werte betrachtet, stellt man fest, dass die Materialien mit den meisten Signifikanzen jene sind, die sowohl sehr gute als auch sehr schwache Ergebnisse in Bezug auf die anderen Materialien erzielen.

SBS ohne Bonding mit Thermo p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X- Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow		0,916	0,192	0,519	0,159	0,090	0,912	0,011
Tetric EvoFlow	0,916		0,144	0,553	0,144	0,091	0,825	0,009
Transbond Supreme LV	0,192	0,144		0,106	0,022	0,021	0,232	0,004
X-Flow	0,519	0,553	0,106		0,635	0,287	0,469	0,063
Venus Diamond Flow	0,159	0,144	0,022	0,635		0,454	0,142	0,079
Gradia Direct LoFlo	0,090	0,091	0,021	0,287	0,454		0,081	0,424
Vertise Flow	0,912	0,825	0,232	0,469	0,142	0,081		0,010
Transbond LR	0,011	0,009	0,004	0,063	0,079	0,424	0,010	

Tab.18 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches ohne Bonding / mit Thermocycling. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse der getesteten Materialien ohne Bonding und nach dem Temperaturwechselbad ergibt, dass Transbond LR zu vier Materialien signifikante Unterschiede zeigt. Diese sind Filtek Supreme XT mit einem p-Wert von 0,011; Tetric EvoFlow mit 0,009; Transbond Supreme LV mit 0,004 und Vertise Flow mit 0,010. Die weiteren Materialien ergeben Werte über der p-Wert-Schwelle von 0,050. Dementsprechend weist X-Flow einen Wert von 0,063; Venus Diamond Flow 0,079 und Gradia Direct LoFlo einen p-Wert von 0,424 auf.

In dieser Analyse erzielt Vertise Flow mit Transbond LR nur einen deutlich unterschiedlichen Wert von 0,010. Alle weiteren Ergebnisse liegen über 0,050 und sind damit nicht signifikant unterschiedlich. Filtek Supreme XT und Tetric EvoFlow ergeben mit Werten von 0,912 und 0,825 sehr hohe Resultate und ermöglichen Rückschlüsse auf die gemessenen Ergebnisse. Sehr hohe p-Werte zwischen zwei Materialien deuten auf sehr ähnliche Qualitäten in der Messung hin. Weiterhin erzielen Transbond Supreme LV einen Wert von 0,232; X-Flow einen p-Wert von 0,469; Venus Diamond Flow 0,142 und Gradia Direct LoFlo einen p-Wert von 0,081.

Ebenso verhält es sich bei Gradia Direct LoFlo. Dieses Material weist mit einem p-Wert von 0,021 nur einen signifikanten Unterschied zu Transbond Supreme LV auf. Alle weiteren Materialien haben keine Signifikanzen zu Filtek Supreme XT.

Auch Venus Diamond ist zu allen Substanzen nicht deutlich unterschiedlich und erzielt p-Werte über 0,050. Einzige Ausnahme ist Transbond Supreme LV mit einem Wert von 0,022.

Die Analyse von X-Flow ergibt keine signifikanten Unterschiede. Alle Materialien ergeben Resultate oberhalb der p-Wert-Schwelle zwischen 0,063 und 0,635.

Transbond Supreme LV ergibt in der Auswertung mit den anderen Kompositen drei deutliche Unterschiede. Die Materialien sind Venus Diamond, Gradia Direct LoFlo und Transbond LR. Alle Weiteren ergeben p-Werte zwischen 0,106 und 0,232.

Mit sieben nicht signifikanten p-Werten ist Tetric EvoFlow nur zu einem Material erheblich unterschiedlich. Dieses ist Transbond LR mit einem p-Wert von 0,009. Filtek Supreme XT erzielt p-Werte mit den Materialien von 0,011 bis 0,916. Transbond LR erreicht in der Analyse den niedrigsten Wert mit 0,011 und ist damit einzig signifikant unterschiedlich zu Filtek Supreme XT. Hingegen zeigt Tetric EvoFlow und Vertise Flow sehr hohe p-Werte von 0,916 und 0,912 in bezug auf Filtek Supreme XT. Die Resultate dazwischen sind Transbond Supreme LV mit 0,192; X-Flow mit 0,519; Venus Diamond Flow mit 0,159 und Gradia Direct LoFlo mit 0,090. Alle Materialien, mit Ausnahme von Transbond LR sind nicht deutlich unterschiedlich zu Filtek Supreme XT.

SBS ohne Bonding ohne Thermo p-Werte	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X-Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow		0,234	0,723	0,979	0,054	0,371	0,020	0,256
Tetric EvoFlow	0,234		0,132	0,394	0,411	0,035	0,001	0,103
Transbond Supreme LV	0,723	0,132		0,819	0,030	0,610	0,045	0,329
X-Flow	0,979	0,394	0,819		0,175	0,555	0,094	0,312
Venus Diamond Flow	0,054	0,411	0,030	0,175		0,005	0,000	0,056
Gradia Direct LoFlo	0,371	0,035	0,610	0,555	0,005		0,088	0,444
Vertise Flow	0,020	0,001	0,045	0,094	0,000	0,088		0,993
Transbond LR	0,256	0,103	0,329	0,312	0,056	0,444	0,993	

Tab.19 P-Werte der Varianzanalyse des Abscherversuches ohne Bonding / ohne Thermocycling. Bei den rot dargestellten Werten handelt es sich um einen signifikanten Unterschied der zwei verglichenen Materialien.

Die Varianzanalyse wird auch für die Messung der Proben ohne Bonding und ohne Temperaturwechselbad durchgeführt und ergibt diesmal Unterschiede zu den übrigen Messungen. Wie bereits beschrieben, ist es nicht Transbond LR, welches in dem durchgeführten Versuch die besten Ergebnisse erzielt, sondern Vertise Flow. Ähnliches spiegelt sich auch in der Analyse wieder.

Transbond LR erzielt keinen signifikanten Unterschied zu den Kompositen, Vertise Flow ergibt weitaus mehr deutliche Unterschiede. Es ist signifikant zu Filtek Supreme XT mit einem p-Wert von 0,020; zu Tetric EvoFlow mit 0,001; zu Transbond Supreme LV mit 0,045 und zu Venus Diamond mit einem Ergebnis von kleiner 0. Des Weiteren ergibt die Analyse p-Werte zwischen 0,094 und 0,993 mit den weiteren Materialien.

Das Material Gradia Direct LoFlo weist nur zwei signifikante Unterschiede zu Tetric EvoFlow und Venus Diamond mit p-Werten von 0,035 und 0,005 auf. Nicht signifikante Unterschiede ergeben sich mit Transbond LR, Vertise Flow, X-Flow, Transbond Supreme LV und Filtek Supreme XT.

Drei bedeutende Unterschiede erzielt auch Venus Diamond. Die Komposite Transbond Supreme LV, Gradia Direct LoFlo und Vertise Flow sind mit Resultaten von 0,030; 0,005 und kleiner 0 zu Venus Diamond signifikant.

Die Analyse von X-Flow führt keinen deutlichen Unterschied zu einem Material auf. Die Werte sind zwischen 0,094 und 0,979 über dem Signifikanzniveau.

Tetric EvoFlow erreicht im Vergleich mit den anderen Kompositen zwei signifikant unterschiedliche Werte mit dem Material Gradia Direct und Vertise Flow. Nicht kennzeichnend unterschiedlich sind Filtek Supreme XT, Transbond Supreme LV, X-Flow, Venus Diamond Flow, und Transbond LR.

Auch Filtek Supreme XT erreicht nur ein Unterschied zu Vertise Flow mit einem Ergebnis von 0,020. Die Varianzanalyse von Filtek Supreme XT mit den anderen Materialien stellt p-Werte zwischen 0,234 und 0,979 dar. In dieser Messung sind es zwei Komposite, die sich von den Anderen absetzen: zum einen ist das Vertise Flow mit einem sehr guten und Venus Diamond mit einem schwachen Haftergebnis. Beide ergeben in der Messung deutliche Unterschiede zu den übrigen Materialien.

**5.2.2.1 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches
der einzelnen Materialien mit und ohne Bonding / mit
Thermocycling**

	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X-Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow	0,888							
Tetric EvoFlow		0,027						
Transbond Supreme LV			0,064					
X-Flow				0,588				
Venus Diamond Flow					0,002			
Gradia Direct LoFlo						0,884		
Vertise Flow							0,583	
Transbond LR								0,002

Tab.20 Varianzanalyse der einzelnen Materialien untereinander mit und ohne Bonding mit anschließendem Thermocycling

Die Analyse der einzelnen Materialien mit und ohne Adhäsivapplikation untereinander nach dem Temperaturwechselbad ergibt verschiedene Ergebnisse. Tetric EvoFlow, Venus Diamond Flow und Transbond LR stellen mit p-Werten von 0,027; 0,002 und 0,002 signifikante Differenzen dar. Diese Resultate lassen sich in Bezug auf die Haftung deuten und sind von großer Bedeutung für die Bondingverarbeitung. Tetric EvoFlow und Transbond LR erreichen deutlich bessere Werte mit Bonding als ohne. Bei Venus Diamond Flow ist der Haftwert ohne Bonding hingegen deutlich besser und signifikant unterschiedlich zu seinem Wert mit Bonding. Die anderen Materialien ergeben keine deutlichen Unterschiede zueinander. Daraus ist zu schließen, dass sich die Resultate der Materialien mit und ohne Bonding ähneln. Die Resultate der

Analyse sind: Vertise Flow 0,583; Gradia Direct LoFlo 0,884; X-Flow 0,588; Transbond Supreme LV 0,064 und Filtek Supreme XT 0,888. Die genannten p-Werte sind über dem Signifikanzniveau von 0,050 und damit nicht signifikant unterschiedlich.

5.2.2.2 Ergebnisse der Varianzanalyse des Abscherversuches

Der einzelnen Materialien mit und ohne Bonding / ohne

Thermocycling

	Filtek Sup. XT Flow	Tetric EvoFlow	Transbond Sup. LV	X-Flow	Venus Dia. Flow	Gradia Dir. LoFlow	Vertise Flow	Transbond LR
Filtek Supreme XT Flow	0,918							
Tetric EvoFlow		0,498						
Transbond Supreme LV			0,270					
X-Flow				0,129				
Venus Diamond Flow					0,635			
Gradia Direct LoFlo						0,364		
Vertise Flow							0,521	
Transbond LR								0,240

Tab.21 Varianzanalyse der einzelnen Materialien untereinander mit und ohne Bonding / ohne Thermocycling

Die Varianzanalyse der verschiedenen Werte zueinander mit und ohne Adhäsivapplikation und ohne Temperaturwechselbad ergibt, dass sich alle Materialien nicht signifikant voneinander unterscheiden. Viele Resultate ähneln sich in den vorangegangenen Messungen und erzielen darum keine Signifikanz. Die Materialien, die einen Wert sehr nahe an 1 haben, wie Filtek Supreme XT mit 0,918, erzielen unabhängig von Bonding ähnliche Ergebnisse

in beiden Messungen. Materialien wie X-Flow, Transbond LR und Transbond Supreme LV besitzen in Relation zu den anderen Werten kleinere p-Werte mit 0,129; 0,240 und 0,270. Komposite wie Gradia Direct LoFlo, Vertise Flow, Venus Diamond Flow und Tetric EvoFlow erreichen in der Analyse p-Werte von 0,364; 0,521; 0,635 und 0,498.

6 Diskussion

6.1 Abrasionsversuch

6.1.1 Diskussion des Abrasionsversuches

Um den Abrieb der einzelnen Komposite darzustellen, verwendet man die ACTA-Maschine nach De Gee im Drei-Medien-Versuch. Diese Methode wird zur Simulation von Nahrungsverschleiß schon seit über 20 Jahren genutzt und wurde erstmals von De Gee 1986 verwendet (De Gee et al. 1986). Nach wie vor ist diese Methode als internationaler Standard zur Simulation des Abriebs anerkannt und ermöglicht Vergleiche mit anderen Studien (Graf et al. 2001). Durch Nahrungsbrei induzierten Abrieb ist es möglich, eine In-vivo-Situation nachzuahmen. Dabei sei nach Bauer sowohl das Material des Proben- und Antagonistenrades für diese Drei-Medien-Abrasion vernachlässigbar, da es nicht im direkten Kontakt mit dem Probenrad steht. Durch den negativen Slip des Antagonistenrades wird die Nahrung auf das Probenrad gedrückt und abradert (Bauer et al. 1995). Weiterhin beeinflussen erosive Vorgänge des Zwischenmediums den Abrieb des zu untersuchenden Materials (De Gee et al. 1996).

Um auch fließfähige Komposite auf Widerstandsfähigkeit im oralen System zu untersuchen, testet man die Materialien in dem Drei-Medien-Abrasions-Versuch. Die fließfähigen Komposite unterscheiden sich im Vergleich zu den konventionellen Kompositen durch ihren erhöhten Monomeranteil in der organischen Matrix. Ihr daraus resultierendes verbessertes Fließverhalten geht allerdings auch mit einer vergrößerten Schrumpfung einher (Labella et al. 1999).

Die konservierende Zahnheilkunde nutzt die Eigenschaft der guten Fließfähigkeit, um sehr kleine okklusale Kavitäten zu füllen. Die Polymerisationsschrumpfung wird durch die Verwendung von nur geringen Mengen weitestgehendst vermieden. Weiterhin werden fließfähige Komposite ebenso als Unterfüllung bei konventionellen Kompositen verwendet (Ikeda et al. 2009).

Durch ihre geringe Starrheit und ihre sehr gute Wandadaption in geringer Schichtstärke werden sie heute noch als sogenannte Liner verwendet. Liner dienen als Schicht zwischen dem applizierten Adhäsiv und dem hochgefüllten Komposit. Diese Zwischenschicht fungiert als Puffer und reduziert sowohl die thermische Belastungen als auch die okklusale Krafteinwirkung und den damit verbundenen Stress (Chuang et al. 2003).

Die fließfähigen Komposite wurden speziell entwickelt, um im Restaurationsbereich bei größeren Kavitäten durch gute Wandadaption und hohen Füllstoffgehalt Anwendung zu finden. Durch Anhebung des Füllstoffgehaltes auf bis zu 70% ist es gelungen, bei fließfähigen Kompositen eine sehr geringe Polymerisationsschrumpfung von nur 1,88% zu erzielen (Ikeda et al. 2009).

Die in dem Drei-Medien-Abrasions-Versuch ermittelten Ergebnisse unterscheiden sich deutlich in ihren Verschleißbeträgen. Sowohl nach 150.000 als auch bei 300.000 Zyklen kann man eine wiederkehrende Reihenfolge der Testergebnisse beobachten. Die Komposite Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV erzielen die beste Verschleißfestigkeit in beiden Messungen der mittlerer Tiefe und Volumenverlust. Nachdem alle Materialien unter den gleichen Bedingungen polymerisiert wurden, sind Unterschiede in Füllstoffgehalt und Füllkörper sowie in den Monomerbestandteilen und im Verbundsystem kritisch zu betrachten.

Die Bedeutung der Füllkörper ist hier besonders wichtig. Sie fungieren im Allgemeinen als Schutz der anfälligeren Matrix vor Verschleiß. Ist der Füllkörper-Anteil erhöht, steigt sowohl die Festigkeit des Komposites als auch das Elastizitätsmodul und die Härte eines Materials (Davidson, De Gee 1996; Rosentritt et al. 2003). Doch kann man den Gehalt der Füller nicht unendlich anheben. Zwar wird der Abrieb durch die Zunahme des Füllkörpergehaltes

verringert, jedoch ist dies nur bis zu einem gewissen Punkt möglich. Nach Setz führt die Steigerung des anorganischen Füllkörpergehaltes auf bis zu 80% zu einer vergrößerten Verschleißresistenz (Setz et al. 1991).

Hochgefüllte Komposite weisen bei Kontakt mit harten Lebensmittelbestandteilen ein sogenanntes Chipping der Oberfläche auf (Rosentritt et al. 2006). Bei diesem Vorgang kommt es zu einer Materialabschuppung, die durch einen Verschleiß der Füllstoffe resultiert. Bei niedrig gefüllten Kompositen wird durch die weichen Nahrungsbestandteile nur die organische Matrix abradert (Rosentritt et al. 2003; Davidson, De Gee 1996).

In Anbetracht der Ergebnisse der Abrasionstestung bestätigen die gemessenen Werte die Ausführungen von Setz. Die besten Ergebnisse werden von den Materialien mit dem größten Füllstoffanteil erzielt, wobei Transbond LR und Transbond Supreme LV mit dem größten Füllstoffgehalt von 70-75%, bezogen auf das Gesamtgewicht, nur das zweitbeste Ergebnis nach Filtek Supreme XT mit 65% erzielt. Die anderen Materialien weisen einen Füllstoffgehalt von 60-65% auf, damit also weniger als Transbond LR und Transbond Supreme LV, jedoch ähnlich viel wie Filtek Supreme XT.

Wie lassen sich also die besonders guten Ergebnisse von Filtek Supreme XT erklären? In Testversuchen der Firma 3M Espe erreicht Filtek Supreme XT ebenfalls die besten Testergebnisse. Es wurden ähnliche Materialien in einem Drei-Medien-Abrasion-Versuch mittels ACTA-Methode getestet und ausgewertet. Filtek Supreme XT erreicht in jenem Versuch nach 234.000 Zyklen eine gemessene Tiefe von ca.28µm. Diese ist proportional höher als die in diesem Versuch gemessene Tiefe von 15,3µm nach 300.000 Zyklen. Ursache für diesen Unterschied kann ein abrasiveres Zwischenmedium oder eine stärkere Anpresskraft des Antagonistenrades sein.

Neben dem Füllstoffgehalt gibt es noch weitere wichtige Faktoren, die es zu berücksichtigen gilt, hierzu gehören Größe, Art und Verteilung der Füllkörper (Teaford 1988). In der Literatur werden Einflüsse der Füllkörperhärte und auch der Geometrie auf den Verschleißwiderstand beschrieben. Homogene, meist runde Füllkörper tendieren dazu den Kraftaustausch zwischen Füller und Nahrungsmittel gleichmäßig zu gestalten (Rosentritt et al. 2003). Es ist wichtig

in diesem komplexen Zusammenhang zu erwähnen, dass kleine Füllpartikel einen Schutz vor Abrasion und große Partikel Schutz vor Attrition bilden (Rosentritt et al. 2003). Auch hier belegen die Versuchsergebnisse diese Annahme. Die Materialien mit den kleinsten durchschnittlichen Partikeln zeigen den geringsten Verschleiß. Filtek Supreme XT und Transbond Supreme LV besitzen eine durchschnittliche Partikelgröße von max. 70nm. Diese Nanopartikel sind besonders verschleißrestistent und erklären die guten Ergebnisse der Materialien im Abrasionstest.

Weiter kann die Art des Füllers über die Oberflächenbeschaffenheit entscheiden. Durch die Anwendung von Nanopartikeln wird die Polierbarkeit des Komposites deutlich verbessert und Oberflächenrauigkeit verringert (Turssi et al. 2004; Turssi et al. 2005b). Die daraus resultierenden glatten Oberflächen bieten eine größere Abrasions- und Ermüdungverschleiß-Resistenz gegenüber Makro- und Mikrofüllern (Turssi et al. 2006; Yesil et al. 2008). Diese Meinung wird auch durch Cavalcante geteilt. Er untersucht 2009 den Glanz und die Rauigkeit von Kompositen nach dem Zähneputzen und findet heraus, dass die Oberflächenrauigkeit mit Anstieg der Füllkörpergröße und Zyklenanzahl steigt (Cavalcante et al. 2009). Diese Auslegungen unterstreichen die Annahme in der die Größe der Partikel ausschlaggebend für die Abrasionsresistenz der Materialien ist.

Neben der anorganischen Phase eines Komposites ist die organische Matrix relevant für das Verschleißverhalten. Sie beeinflusst die mechanischen Eigenschaften eines Materials und erhöht die Abriebfestigkeit durch den Einfluss von TEGDMA. Fügt man dieses Monomer zu Bis-GMA und UDMA hinzu, wird die Verschleißfestigkeit deutlich erhöht (Hellwig 2007; Mair 2002).

Die Bindung zwischen Matrix und Füllpartikeln durch Silan oder Grafting ist hinsichtlich der Korrosion der Schwachpunkt dieser Verbindung. Dieser Verbund kann durch schwache Säure als auch durch Wasser zerstört werden (Davidson, De Gee 1996). Ein Versagen dieser Verbindung führt zur Lockerung und zum Verlust des Füllkörpers, sodass die Matrix ungeschützt verschleifen kann. Diese losgelösten Bestandteile können im weiteren Verlauf noch zusätzlich als abrasive Schleifkörper fungieren (Rosentritt et al. 2003).

Trotz deutlicher Unterschiede im Verschleißverhalten besitzen viele moderne Komposite insgesamt eine nur ausreichende Verschleißfestigkeit. Man sollte daher die werkstofflichen Untersuchungen genau kennen und neben den physikalischen Kennwerten auch die Indikationen der Werkstoffe berücksichtigen. Verschleißrestistente Materialien werden angestrebt, um eine Abnutzung und damit verbundene Schwächung des Materials zu verhindern.

In der Tribologie des Verschleißes kann man zwischen harten und weichen Abrasiven unterscheiden. Ein hartes Abrasivum besitzt eine größere Härte als das zu abradierende Material, ein weiches wiederum eine gleiche oder geringere Härte als die zu bearbeitende Oberfläche. Das Ausmaß der Abrasion wird entscheidend von dem Zwischenmedium bestimmt, so sind Menge und Verteilung des Abrasivums von entscheidender Bedeutung (Teaford 1988; Bauer et al.1995).

Im oralen System entsteht durch abrasive Nahrungsbestandteile, Materialermüdung (Fatigue) und pH-Wert-Änderungen (Erosion) ein Verschleißmechanismus. Die Übertragung dieses In-vivo-Verhaltens soll bei der Untersuchung in-vitro durch ständiges Rühren des Zwischenmediums nachgeahmt werden. Durch andauernde Bewegung des Nahrungsbreis werden gelöste Füllkörper auf der Kompositoberfläche vermieden, die den Verschleißvorgang verhindern oder verfälschen können. Im oralen System wird dieser Effekt durch Reinigung der Zähne mit Nahrung, Speichel und Zunge verhindert (Mair 2002).

De Gee verwendet erstmals 1986 Hirsesamen und PMMA-Perlen als Zwischenmedium um eine ausreichende Abrasion unter In-vivo-Bedingungen durchzuführen (De Gee et al. 1986). Er entscheidet sich jedoch nach den ersten Versuchen in der ACTA-Maschine die Hirsesamen durch ein Reis-Hirseschalen-Wasser-Gemisch zu ersetzen, da er festgestellt hatte, dass die Samen eine Wachs-Fettschicht auf der Oberfläche bilden und damit die Abrasion behindern (Pallav et al. 1993). Um dies zu verhindern, wird in diesem Versuch der Mohn für 24 Stunden in einer speziellen Kammer gelagert und dabei entfettet. Wie in diesem Versuch benutzt Finger ebenfalls ein Mohn-Wassergemisch um eine Annäherung an den In-vivo-Verschleiß zu erreichen (Finger, Thiemann 1987). Mohn wird auch als weiches Abrasiv bezeichnet, da

es die Kompositmaterialien durch einen Abrieb der Matrix beeinflusst und große Füllkörper erst vergleichsweise spät aus dem Gefüge herauslöst werden (Bauer et al. 1995).

Die Zyklenzahl wird hierbei auf maximal 300.000 festgelegt. Es erfolgt eine Messung nach 150.000 und 300.000 Zyklen. Davidson und De Gee verwendeten 1996 ursprünglich 200.000 Zyklen, um die Abrasionstabilität zu testen (Davidson, De Gee 1996). Im Laufe der Zeit erhöhte man aber die Anzahl um noch genauere Aussagen zu dem Abrasionsverhalten eines Materials treffen zu können. 1993 verwendet M. Rosentritt 240.000 Zyklen, da diese Zyklenzahl den Kauphasen eines Seitenzahnes im Jahr entspricht (Rosentritt et al. 2003). In späteren Studien findet man auch die Anwendung von 400.000 Zyklen (Jain et al. 2009). In dieser Messung wird die Zyklenzahl sowohl nach 150.000 als auch nach 300.000 Zyklen gemessen, um eine nach Rosentritt max. Abrasion des Materials im Mund nach einem Jahr zu simulieren. So können Materialien die durch Auswaschung der Matrix geschwächt werden, nach 150.000 Zyklen noch gute, jedoch nach Verlust der Matrix schon proportional schlechte Ergebnisse erreichen. Auf höhere Zyklenzahlen wird verzichtet, da schon nach 300.000 eine annähernd lineare Steigerung des Verschleißes sichtbar ist.

Neben Zwischenmedium und Probenrad ist das Antagonistenrad ein wichtiger Faktor. De Gee verwendet 1986 ein wabenförmiges Probenrad um die Abrasion zu optimieren. Die Waben verhindern ein Abrutschen des Nahrungsbreis zwischen den Rädern. Neben wabenförmigen Rädern werden in anderen Versuchen auch rillenförmige und v-förmige Kerben im Antagonistenrad untersucht (Kunzelmann et al. 1993).

Davidson und De Gee untersuchten das Verhalten der Oberflächenrauigkeit in Bezug auf die Abrasion. In einer Schlussfolgerung dieser Untersuchung nennen sie eine Verbindung zwischen Rauigkeit des Antagonistenrades und dem Verschleiß des Komposites (Davidson, De Gee 1996). Auch das Material des Antagonisten ist sehr wichtig. Aus gehärtetem Stahl zeigt es große Abrasionen und ist somit besonders für die Drei-Medien-Abrasion geeignet (Davidson, De Gee 1996).

6.1.2 Diskussion der Ergebnisse des Abrasionsversuches

Die Ergebnisse zeigen eine immer wiederkehrende Reihenfolge auf, welche von Filtek Supreme XT angeführt wird. Daran schließt sich Transbond LR und dann Transbond Supreme LV an. Transbond LR bildet jedoch eine Ausnahme als hochvisköses gefülltes Komposit und besitzt keine fließfähigen Eigenschaften. Als Ausnahme dieser Versuchsreihe wird es zwar in den Vergleich mit einbezogen, sollte jedoch auch gesondert betrachtet werden. Transbond LR hat in diesem Versuch von allen getesteten Materialien den höchsten Füllkörperanteil von 75Gew.%. Daraus resultiert eine besonders hohe Abrasionsstabilität des Komposites. Durch diese Kenntnis sind die besonders guten Ergebnisse von 16,0µm mittlere Tiefe und 0,1358mm³ Volumenverlust nach 300.000 Zyklen zu erklären.

Die Problematik der fließfähigen Komposite ist der Gehalt des Füllkörpervolumens in der anorganischen Phase, da meist mit einem steigenden Gesamtgehalt der Füllstoffe, auch eine Verringerung der Fließfähigkeit einhergeht.

Filtek Supreme XT ist neben Transbond LR das verschleißresistenteste Material. Es erzielt die besten Ergebnisse mit 15,3µm nach der Messung der mittleren Tiefe und 0,1245mm³ Volumenverlust nach 300.000 Zyklen. Erklären lassen sich die guten Ergebnisse durch besonders kleine Partikel in der anorganischen Matrix, den sogenannten Nanopartikel. Filtek Supreme XT zählt zu den Nanokompositen und gehört mit einer durchschnittlichen Partikelgröße von 20-75nm zu den Materialien mit den kleinsten Füllkörpern. Diese sehr kleinen Partikel schützen die Matrix vor frühzeitiger Auswaschung und Schwächung durch Materialverlust.

Dies findet sich auch in den Ergebnissen bestätigt in denen Filtek immer zu den besten drei Materialien zählt. Alle getätigten Messungen nach 150.000 und 300.000 Zyklen, als auch die des Volumenverlustes und die Messungen der mittleren Tiefe sind gute Beurteilungsparameter.

Die Abrasionsverschleißresistenz der vier besten Materialien zeigt in beiden Messungen die gleiche Reihenfolge: Filtek Supreme XT, Transbond LR, Transbond Supreme LV gefolgt von X-Flow.

Bei den schwächeren Materialien variiert die Reihenfolge mit einer Ausnahme: Tetric EvoFlow ist in allen Messungen das Schwächste.

In einer wissenschaftlichen Studie für das Material Grandio Iso der Firma Voco wird Tetric EvoFlow, Venus Diamond Flow und X-Flow als Vergleichsmaterial genommen. Die Messung der Abrasion wird nach 200.000 Zyklen durchgeführt. Alle drei Materialien erzielen in dem Test ähnlich hohe Ergebnisse und ergeben Werte zwischen 90µm und 105µm. Vergleicht man diese Werte mit denen dieses Versuches, stellt man fest, dass die Werte der Firma Voco für Abrasionswerte sehr hoch sind. Als mögliche Ursache für diesen großen Abrieb könnte man das Zwischenmedium aufführen. Durch Verwendung von Reis und Hirse ist das Zwischenmedium, dass bei dem Versuchsaufbau von Voco verwendet wurde um fast ein Doppeltes abrasiver als das Mohn-Wassergemisch dieses Versuches (www.voco.de).

6.2 Abscherversuch

6.2.1 Diskussion des Abscherversuches

In dieser Arbeit wird der Einfluss der Adhäsiv-(Bonding)-Applikation auf den Zahnschmelz-Kunststoffverbund untersucht. Schon früher wurden ähnliche Tests durchgeführt, 2008 testet Dong-Buen Ryon den Verbund vom Komposit zum Schmelz und kommt zu den Schluss, dass eine Brackethaftung von minimal 8MPa ausreichend im stomatognathen System ist (Ryou et al. 2008).

Dieser Abscherversuch soll unter dem kieferorthopädischem Aspekt des Bracketklebens betrachtet werden. In Anbetracht der vorherigen Ausführungen erreichen alle getesteten Komposite einen ausreichenden Schmelzverbund sowohl mit als auch ohne Bonding.

Diese Aussage kann in diesem Versuch durch die getesteten Ergebnisse belegt werden. Bis auf zwei Ausnahmen weisen alle Materialien in den verschiedenen Tests keine Widerstandskraft kleiner als 8MPa auf. Sowohl Venus Diamond Flow mit Bonding als auch Transbond LV ohne Bonding zeigen kleinere Werte als 8MPa nach dem Temperaturwechselbad. Somit verfügen fast alle getesteten Komposite, unabhängig von einer Bondingapplikation, über einen

ausreichenden Schmelzhaftverbund. Natürlich sind auch andere Faktoren, wie die Stellung der Zähne oder auch die Angle-Klasse maßgeblich für den Langzeiterfolg des Bracket-Komposit-Verbundes. Eine sehr schwierige klinische Situation ist die Prognathie, die bei dem Kleben der Brackets besonders beachtet werden muss, da eine permanente Belastung der Brackets zum frühzeitigen Verlust führen kann. Parafunktionen wie Habbits gelten ebenso als schwierig, da sie ebenso zu einer erhöhten Belastung führen (Schopf 2008).

Gleichzeitig muss auch eine sehr hohe Abscherkraft kritisch betrachtet werden, denn ein zu guter Komposit-Schmelzverbund kann zu Frakturen im Zahnschmelz bei Verlust des Brackets führen. Ryou erläutert in einer Veröffentlichung, dass schon Werte von 9,7MPa zu kleinen Schmelzausrissen und Frakturen bei der Bracketentfernung führen können (Ryou et al. 2008). Gerade Transbond LR erreicht in diesem Abscherversuch mit Bonding Werte von über 20MPa. Dieses Material ist von den untersuchten Kompositen mit das Stärkste. Es erzielt unabhängig von der Adhäsivapplikation und Temperaturwechselbad sehr hohe Werte.

Eine Studie von M. Holzmeier untersucht 2008 Transbond XT als Adhäsiv. Unter der Verwendung einer angeätzten Schmelzoberfläche wurden hierbei Werte bis zu 21MPa bis zur Bracketabscherung gemessen (Holzmeier et al. 2008). Solch hohe Werte sind nicht nur unter dem positiven Aspekt zu sehen, sondern auch unter dem Schutz des Schmelzes zu betrachten. So sind bei zu starkem Abscherwiderstand Frakturen des Schmelzes zu erwarten (Ryou et al. 2008).

In einer Studie von Azezullah wird der maximale Haftverbund des Brackets zum Schmelz betrachtet. Dabei führen Haftwerte von 19,7MPa bei 33% der untersuchten Zähne zu Schmelzausrissen. Haftwerte von 14,9MPa dagegen verursachen keine Hartschubstanzdefekte (Azezullah 2008).

Unter Berücksichtigung der vorangegangenen Ausführungen sind die besonders hohen Abscherwiderstände von Transbond LR kritisch zu betrachten. Transbond LR ist kein fließfähiges Komposit und unterscheidet sich damit in der Viskosität von den anderen Materialien. Ebenso ist die Indikation des Komposites zum Kleben von Lingualretainern eine andere als bei den übrigen Materialien, die größtenteils als Liner verwendet werden sollen.

Die Prüfkörperherstellung, der Versuchsaufbau und die Versuchsanordnung entsprechen den klinischen Vorgaben. Die Zähne werden vor der Bonding-Applikation mit einer 37% Säure angeätzt. Durch das Anätzen kommt es zum Herauslösen von Zahnschmelz, es entstehen Furchen und Gruben in der Zahnoberfläche, die so genannten „Tags“ (Heidemann 1999). Eine frisch angeätzte Oberfläche besitzt eine Oberflächenenergie, die mehr als doppelt so groß ist wie die einer nicht angeätzten Schmelzoberfläche. Weiterhin lässt sie sich mühelos durch Monomere mit Kunststofffüllern benetzen (Ruyter 1995). Durch die flüssige Konsistenz des Bondings und seinem hohen Monomeranteil kann ein ausreichender Verbund von Komposit und Zahn erreicht werden.

Die fließfähigen Komposite haben einen höheren Monomeranteil als die konventionellen. Aufgrund dieser Eigenschaft gilt es zu klären, ob sie nicht auch ohne Zwischenschicht (Bonding) ähnliche Abscherergebnisse erzielen.

Nach Durchführung des Versuches und Auswertung der Ergebnisse ist hierzu eine Aussage möglich. Die Komposite mit einem geringeren Füllstoffanteil erzielen ohne Bonding ebenso gute Werte wie mit Bonding. Als mögliche Ursache dafür ist die bessere Adaption durch erhöhte Fließfähigkeit, weniger Blasenbildung und gute Penetration in die sogenannten „Tags“ anzusehen. Komposite mit geringerer Fließfähigkeit, wie das Material Transbond LR, erreichen ohne Bonding die Schmelzoberfläche nicht ausreichend, können keine Mikroretentionen ausbilden und ergeben letztendlich auch geringere Haftwiderstände.

Die Prüfparameter des Abscherversuches sind so gewählt worden, dass die Ergebnisse mit anderen Studien gut vergleichbar sind.

Der gewählte Abscherversuch stellt ein geeignetes Verfahren dar, die in der Mundhöhle auftretenden Kräfte zu simulieren. Mit ihm ist eine praxisnahe Prüfung des Zahnschmelz-Kunststoff-Verbundes unter In-vitro-Bedingungen möglich, da die Richtung der auftretenden Scherkräfte denen im Mund entspricht. Diese Messung wird in der Universalprüfmaschine Zwick geprüft. Die individuelle Adaption des Kunststoffzylinders in diesem Versuchsaufbau, sowie die genaue Adaption des Abscherbügels ermöglicht eine sehr individuelle Rekonstruktion des Abscherversuches.

Neben dieser Methode werden auch noch andere Abschermethoden in der Literatur genannt. Eine ist die Quick-Test MCE 2000 STN Abschermethode. Wie auch bei der Zwick Maschine werden die Prüfkörper in eine Maschine gespannt und in einer Richtung abgeschert, jedoch ist eine Feinausrichtung in dieser Methode nicht beschrieben und daher nicht individuell adaptierbar (Lamper 2008; Wilke 2007). Eine andere Methode ist der Scherversuch nach Schmitz und Schulmeyer. In dieser Anwendung ist jedoch der Kraftangriffspunkt stets mehr oder weniger extraaxial und so entsteht ein Drehmoment, das die Ergebnisse verfälschen kann (Fielitz 2009).

Neben dem Schmelzverbund sind auch die Rolle des Dentinverbundes mit dem Komposit und die einzelnen Faktoren sehr entscheidend für die Haftung. In diesem Versuch wird allerdings nur die Haftung des Komposites an dem Zahnschmelz untersucht, und es wird nicht genauer auf den Dentinverbund eingegangen, da hier nur die Langzeitretention von Kompositen in der Kieferorthopädie unter dem Aspekt des Schmelzverbundes betrachtet wird. Des Weiteren werden nur Vergleiche mit Studien gezogen die sich ebenfalls auf den Schmelzverbund spezialisiert haben.

Im Allgemeinen ist zu behaupten, dass der Verbund von Zahnschmelz und Komposit mit einer Kraft von 10,4-23,9MPa um ein vielfaches stärker ist als der Verbund zum Dentin. Neuste Studien ergeben Werte zum Dentin in der Total-Etch-Technik von mehr als 10MPa (Villela-Rosa et al. 2011). Die Haftung ist unter vielen verschiedenen Punkten kritisch zu betrachten. Einer dieser Punkte ist die Mikrohärtigkeit des Schmelzes. Sie wird als Faktor für die Haftung angesehen und durch die Kalziumkonzentration im Zahnschmelz beeinflusst. Die Kalziumkonzentration ist dem Vorgang der Re- und Demineralisation unterworfen. Säuren haben einen demineralisierenden Einfluss auf den Schmelz und es gehen Kalzium-Ionen in Lösung. Gleichzeitig versucht das orale System, sie über Puffer im Speichel und ähnlichen Mechanismen zu remineralisieren. Nach den Untersuchungen von Sökücü und Siso ist ein harter Zahn durch eine hohe Kalziumkonzentration gekennzeichnet und zeigt wiederum gute Ergebnisse bei der Haftung. Damit ist der Verbundmechanismus durch die Topologie der Oberfläche und dessen Mineralgehalt kontrolliert und beeinflusst (Sökücü et al. 2010). Es gibt aber auch Grenzen des

Mineralgehaltes: Untersuchungen belegen, dass frisch fluoridierter Schmelz ein geringeres und nicht optimales Ätzmuster im Vergleich zu nicht fluoridiertem Schmelz aufweist. Eine Ursache dafür ist die unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen bzw. interprismatische Substanz und damit das Entstehen eines nicht einheitlichen Ätzmusters (Göbel 2003; Panighi, G'Sell 1993)

Frisch fluoridierte Zähne erzeugen also ein ungenügendes Ätzmuster und können in der Kieferorthopädie den vorzeitigen Verlust des Brackets bedeuten. Somit sollte ein Kleben der Brackets auf frisch fluoridierte Zähne möglichst vermieden werden.

Um ein eventuelles Austrocknen und eine Demineralisation des Schmelzes vorzubeugen, wurden die Zähne für diesen Versuch kurz nach der Extraktion feucht in einer Chloramin-T-Lösung gelagert. Weiterhin dient dies zu Standardisierung der Proben. Nach Vorgaben der International Organization of Standardization für Haft- und Scherhaftversuche (ISO 11405/2003) werden in diesem Versuch ausschließlich karies- und füllungsfreie Zähne der zweiten Dentition verwendet. Zähne mit sichtbaren Schmelzdefekten, Mineralisationsstörung und Füllungen an der zu untersuchenden Schmelzfläche wurden von der Untersuchung ausgeschlossen. In dem Versuchsaufbau dieser Untersuchung weisen die Schmelzflächen der Zähne keinerlei Auffälligkeiten an den untersuchten Flächen auf und sind kariesfrei bzw. nicht demineralisiert. Für den Versuch einigte man sich auf die Verwendung von ausschließlich humanoiden Zähnen. In vereinzelt Studien wird ebenfalls die Verwendung von bovinen Zähnen als Prüfkörper beschrieben, hierbei werden keine Unterschiede im adhäsiven Verbund von Rinder- und Menschenzähnen zum Schmelz angegeben (Nakamichi et al. 1983). Jedoch verwenden die Mehrzahl der Untersuchungen humanoide Zähne, da diese Tests als aussagekräftiger bewertet werden (Adanir et al. 2009; Azezullah 2008; Buchalla et al. 1997; Korkmaz et al. 2010; Oesterle et al. 1998).

Die Lagerung der Zähne bis zum Einbetten in Kunststoff erfolgte in einer 0,5% Chloramin-T-Lösung. Diese spezielle Lösung besitzt eine bakteriozide Eigenschaft, die die Schmelzstruktur der Zähne aber nicht verändert.

Nach dem Einbetten der Zähne in Kunststoff wurden die Zähne für den adhäsiven Verbund vorbereitet und in Wasser der Qualität 3 (DIN ISO 3696)

gelagert. Diese Maßnahme ist eine Prävention der möglichen Interaktion des adhäsiven Verbundes mit dem Desinfektionsmittel und dem sonst möglichen späteren Einfluss auf die Haftung (Haller et al. 1993).

Die Herstellung des adhäsiven Verbundes erfolgte streng nach Herstellerangaben und unter absoluter Trocknung. Nach einer Untersuchung von Barroso et al. sind Speichel und Wasserkontamination die häufigsten Ursachen für eine unzureichende Haftung des adhäsiven Verbundes (Barroso et al. 2005). Um keine Verfälschung der Ergebnisse zu riskieren, sind die Proben mit einem Luftbläser getrocknet und anschließender mit einem Tuch gereinigt worden.

Um die Proben unter unterschiedlichen Einflüssen zu testen, wurden sie Temperaturschwankungen von 5 bis 55°C für insgesamt 500 Zyklen ausgesetzt. Durch dieses Temperaturwechselbad soll das Material spröde und der Verbund von Schmelz und Komposit geschwächt werden (Bishara et al. 2003). Die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten von Schmelz-Haftverbund und Komposit können kleine Sprünge hervorrufen, durch die eine künstliche Alterung der Prüfkörper simuliert wird (Schmitz, Schulmeyer 1975; Korkmaz et al. 2010).

In der Literatur findet man sehr widersprüchliche Aussagen bezüglich der künstlichen Alterung durch Temperatureinflüsse. Söküsö untersucht 2010 den Abscherwiderstand von Kompositen und stellt fest, dass der Schmelz-Haftverbund der Proben unter Temperturschwankungen erheblich schlechter ist als ohne (Sökücü et al. 2010). In einer Studie von Hariri werden Schmelz und Dentinproben mit Komposit getestet. Die Proben werden einem Temperaturwechselbad mit unterschiedlicher Zyklenanzahl ausgesetzt mit dem Ergebnis, dass selbst nach 10.000 Zyklen der Abscherwiderstand von Schmelz nicht signifikant von dem Temperaturwechselbad betroffen ist. Nur die Proben des Dentins zeigen ab 2.000 Zyklen eine deutlich reduzierte Haftung (Hariri et al. 2011). Eine andere Untersuchungen von Huang, T.H. ergibt niedrigere Abscherwiderstände nach 500 Zyklen im Temperaturwechselbad (Huang, Kao 2001).

Wie bei Huang erreichen die meisten Materialien eine schlechtere Haftung zum Schmelz nach dem Temperaturwechselbad. Durch die ständig wechselnden

Temperaturen kommt es durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten zu kleinen Rissen an der Oberfläche des Komposit-Adhäsiv-Verbundes und letztendlich zum schlechteren Haftverhalten bzw. geringerem Abscherwiderstand (Korkmaz et al. 2010; Schmitz, Schulmeyer 1975; Huang, Kao 2001). Eine weitere Betrachtung ist die mögliche Hydrolyse der Silanschicht des Klebeverbundes, die unter dem Temperaturwechselbad geschwächt wird. Das Silanisieren ermöglicht eine bessere Einarbeitbarkeit der anorganischen Füllstoffe in die organische Monomermatrix und verbessert damit die mechanischen Eigenschaften des Materials (Janda 1988).

Die Löslichkeit der anorganischen Füllstoffe kann allerdings im Laufe der Jahre zu einer Oberflächenzerstörung und zu einer beschleunigten Abrasion des Komposits führen (Janda 1988).

In Betrachtung der oben genannten Studien sind 500 Zyklen ein Minimum, um eine ausreichende Aussage über den Einfluss des Temperaturwechselbades zu ermöglichen.

6.2.2 Diskussion der Ergebnisse des Abscherversuches

Sinn dieser Untersuchung ist es zu klären, ob eine Zwischenschicht aus niederviskösen Komposit (Bonding) nötig ist, um einen ausreichenden Verbund von Material und Zahnschmelz zu erhalten. Die Prüfkörper werden sowohl mit Bonding als auch ohne Bonding getestet. Durch Verringerung der Arbeitsschritte bei dem Applizieren eines Komposites sollen Zeit gespart und potentielle Störfaktoren wie die mögliche Kontamination der Oberfläche vermieden werden. Damit sind Schmelz-Ätz-Flow-Systeme mit vergleichbaren Haftwerten ohne Bonding denen gegenüber, die für gleiche Haftwerte noch ein Bonding benötigen, stark im Vorteil (Ryou et al. 2008). Die fließfähigen Komposite sind durch ihren geringeren Füllstoffgehalt und geringere Viskosität dem konventionellen Kompositen gegenüber in den mechanischen Eigenschaften noch etwas benachteiligt. Allerdings ermöglicht ihre erhöhte Viskosität und ihr höherer Monomeranteil eine bessere Penetration des

Schmelzes. Die damit verbundene Frage, ob ein Bonding notwendig ist muss in diesem Versuch differenziert werden.

Vergleicht man die einzelnen Werte mit und ohne Bonding und unter Berücksichtigung des Temperaturwechselbades, so kann man eine klare Aussage treffen. Die Versuchsgruppe ohne Temperaturwechselbad unterscheidet sich weder mit noch ohne Bonding signifikant voneinander. Das heißt, dass die Komposite unabhängig von einer Bondingzwischen-schicht und Temperatureinfluss die gleichen Haftwerte beim Abscherversuch ergeben.

In einer ähnlichen Untersuchung von Ryou kommt er zu dem Ergebnis, dass keine niedervisköse Zwischenschicht notwendig ist um gleiche Haftwerte zu erzielen (Ryou et al. 2008).

Die Gruppe mit dem Temperatureinfluss ergibt für den Großteil der Materialien eine ähnliche Aussage. Alle Materialien ergeben unter Temperatureinwirkung eine geringe Haftung als ohne. Lediglich drei Materialien bilden eine Ausnahme: Transbond LR, Gradia Direct LoFlo und Tetric EvoFlow.

Gradia Direct LoFlo und Tetric EvoFlow ergeben mit Temperaturwechselbad und Bonding durchaus stärkere Haftwerte als ohne Temperatureinfluss. Bei Tetric EvoFlow sind es mit Bonding $14,8 \pm 3,2$ MPa und ohne $10,9 \pm 3,4$ MPa. Gradia Direct LoFlo erreicht einen Mittelwert von $15,0 \pm 3,06$ MPa und ohne Temperatureinfluss ein Resultat von $11,2 \pm 4,4$ MPa. Transbond LR erzielt in dieser Untersuchung die besten Haftergebnisse mit Bonding und unter Temperatureinfluss zum Schmelz mit $27,5 \pm 5,3$ MPa und ohne $20,7 \pm 8,8$ MPa. Weiterhin fällt eine sehr hohe Standardabweichung der Ergebnisse von Transbond LR von bis zu 10,5 auf. Eine mögliche Ursache dafür könnte die fehlerhafte Verarbeitung des Bondings, oder auch eine durch die hohe Viskosität bedingte, fehlerhafte Applikation des Komposites sein.

Richtig appliziert erzielt es sehr hohe Abscherwiderstände. Jedoch ist die Konstistenz des Komposites ist eine sehr feste im Vergleich zu den übrigen fließfähigen Materialien. Daraus ergibt sich, dass bei einigen Proben Transbond LR die konditionierte bzw. gebondete Oberfläche des Schmelzes nicht ganz erreicht. Weiterhin ist die verwendete Applikationshilfe, eine Schablone aus biegsamem Silikon, für das Anbringen bzw. Stopfen ungenügend. Unter diesem Aspekt ist es anzunehmen, dass die sehr hohen Werte des Komposites durch

flächigen Komposit-Schmelz-Oberflächenkontakt erzielt werden. Gleichermaßen lassen sich die niedrigen Werte von Transbond LR durch einen sehr geringen Oberflächenkontakt und die dadurch möglichen Bruchstellen erklären (Tiller et al. 1988).

Wenn man die Werte der Messungen vergleicht, gelangt man zu einer Frage: Warum erzielt Venus Diamond Flow und X-Flow ohne Bonding höhere Werte als mit Applikation des Bondings?

Eine Erklärung für diese Erscheinung könnte die unterschiedliche Ätztiefe des Konditioners sein. Schon kleine Änderungen in der Ätzzeit führen zu unterschiedlicher Penetrationstiefe des Bondings. So können längere Ätzzeiten zu einem Kollabieren des Kollagengerüsts führen oder auch sehr tiefe Ätzmuster erzeugen. Diese werden zwar ausreichend von dem Bonding penetriert, jedoch nicht von dem Kunststoff erreicht. Ebenso sind kürzere Ätzzeiten durch geringe Ausbildung der Tags eine Ursache für ungenügende Verbundtiefe zwischen Bonding und Schmelzoberfläche.

Auch Vertise Flow zeigt mit 15,5MPa einen minimal höheren Mittelwert ohne Bonding und ohne Temperatureinfluss als mit Bonding (14,4MPa).

Betrachtet man die Ergebnisse unter Berücksichtigung der organischen Matrix und Füllkörperanteil, so ist keine Aussage über den Einfluss der Zusammensetzung des Komposites möglich, da sich alle Komposite in ihren Bestandteilen ähneln; Transbond LR wurde als Ausnahme bereits genannt.

Auch eine Korrelation von der Partikelgröße zu dem Abscherwiderstand ist nicht feststellbar. Tetric EvoFlo ist ebenso ein Nanokomposit wie Filtek Supreme XT, jedoch zeigen beide Komposite keine Zusammenhänge von Partikelgröße und Haftung am Zahnschmelz. Lediglich die Haftung von Transbond LR ist unabhängig von der Temperatureinwirkung signifikant höher.

Vergleichende Studien sind die von Park 2009. Er untersucht den Einfluss von fließfähigen Kompositen in Bezug auf die Brackets in einem Abscherversuch. Bei seiner Studie erreichte Tetric EvoFlow einen Wert von $13,0 \pm 1,8$ MPa und X-Flow einen Wert von $11,6 \pm 0,8$ MPa. Beide Ergebnisse wurden unter Applikation des gleichen Bondings erzielt, welches auch in diesem Versuch verwendet wurde (Transbond XT). Die Resultate dieses Versuches ähneln der Studie von Park 2009. Auch er unterscheidet die Proben nach der Verwendung von

Transbond XT als Adhäsiv und erzielt vergleichbare Ergebnisse zu dieser Studie (Park et al. 2009).

7 Schlussfolgerung

7.1 Schlussfolgerungen für den Abrasionsversuch

Um die Abrasion unter klinisch ähnlichen Umständen zu simulieren, wurde in diesem Versuch die Drei-Medien-Abrasion verwendet. Es sollte getestet werden, wie sich fließfähige Komposite im oralen System unter Einwirkung von einem dritten Medium verhalten. Dieses dritte Medium ist im stomatognathen System ein Speichel-Nahrungsbrei. In diesem Versuch wurde der Speichel-Nahrungsbrei durch ein Mohn-Wassergemisch ersetzt. Um die Abrasion des Nahrungsbreies zu bestimmen, wurden standardisierte Parameter, wie die abradierete mittlere Tiefe und der Volumenverlust der Probe gemessen. Von allen Materialien wurde ein Proberad hergestellt und dieses nach 150.000 und 300.000 Zyklen auf diese Parameter untersucht. Die Untersuchung ergab sehr eindeutige Ergebnisse. Die in der ACTA-Maschine getesteten Proben zeigten eine wiederkehrende Reihenfolge der Materialien: Filtek Supreme XT erreichte in beiden Messungen die besten Ergebnisse. Mit Werten von 15,3µm Tiefenverlust und 0,1245mm³ Volumenverlust nach 300.000 Zyklen führte es diese Untersuchung an erster Stelle an. Ähnlich gute Ergebnisse erzielten Transbond Supreme LV und Transbond LR. Nach gleicher Anzahl von Zyklen ergaben Transbond LR und Transbond Supreme LV Tiefenwerte von 16,0µm und 19,8µm sowie Volumenverlustwerte von 0,1358mm³ und 0,1765mm³.

In dem komplexen Gebiet der Abrasion sind verschiedene Faktoren von großer Bedeutung. Ein sehr wichtiger Faktor ist die Größe des Füllkörpers. Filtek Supreme XT und Transbond LR besitzen sehr kleine Füllkörper. Mit einer durchschnittlichen Größe von 20-75nm gehören sie zu den Nanokompositen. Sie bieten sehr guten Schutz vor Abrasion durch ihre sehr kleine Oberfläche und gute Einbettung in der organischen Matrix. Auch der Füllkörperanteil am Gesamtgewicht ist sehr entscheidend. Hochgefüllte Komposite wie Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV besitzen eine größere

Abrasionsresistenz als niedergefüllte. Das ist auch der Grund, weshalb diese Komposite sehr gute Werte in den Untersuchungen erzielten. Filtek Supreme XT und Transbond Supreme LV besitzen trotz ihrem fließfähigen Verhalten einen Füllkörperanteil von 65-70% bezogen auf das Gesamtgewicht. Transbond LR hat sogar noch einen höheren Füllkörperanteil von 75%, ist aber nicht den fließfähigen Kompositen zuzuordnen, da seine Viskosität höher ist als die der übrigen Materialien.

Nach den untersuchten Eigenschaften sind Filtek Supreme XT, Transbond LR und Transbond Supreme LV, bezogen auf die Abrasionsstabilität, besonders für die Langzeitretention im Mund geeignet.

7.2 Schlussfolgerungen für den Abscherversuch

Die Untersuchung sollte Klarheit darüber verschaffen, wie wichtig es noch ist, eine niedervisköse Zwischenschicht zwischen Zahn und Komposit zu applizieren, um einen idealen Haftverbund zu erzielen.

Acht unterschiedliche Materialien wurden mit und ohne Bonding als Zwischenschicht getestet und jeweils einem Temperaturwechselbad unterzogen. Der Temperaturwechsel sollte das künstliche Altern der Proben im Mund und die daraus resultierende geringere Verbundhaftfestigkeit simulieren (Schmitz, Schulmeyer 1975; Korkmaz et al. 2010). Die Proben wurden in einem Zug-Abscherverfahren getestet und die Ergebnisse durch die Statistik ausgewertet.

Nach Durchführung des Versuches und Auswertung der Ergebnisse erreichten die Komposite mit einem geringeren Füllstoffanteil ohne Bonding ebenso gute Werte wie mit Bonding. Dagegen erzielten Komposite mit hohem Füllstoffanteil und geringer Viskosität höhere Haftwerte mit Bonding als Zwischenschicht. Als Beispiel hierfür ist insbesondere das Material Transbond LR anzuführen, das mit einer Zwischenschicht aus Bonding Spitzenwerte von 27,5MPa erreichte.

Alle Ergebnisse dieses Versuches ergaben bis auf zwei Ausnahmen keinen Wert unter 8MPa. Diese zwei Ausnahmen waren Transbond LR mit einem Wert

von 7,4MPa ohne Zwischenschicht und Venus Diamond Flow mit einem Wert von 6,8MPa mit Zwischenschicht nach dem Temperaturwechselbad.

Nach einer Studie von Ryou 2008 sind Haftwerte ab 8MPa ausreichend für das Kleben von Brackets. Unter Berücksichtigung dieser Aussage können alle getesteten Materialien aufgrund ihrer Haftwerte bis zu 27,6MPa in der Kieferorthopädie verwendet werden (Ryou et al. 2008).

Eine weitere Fragestellung war, ob die Materialien von dem Temperaturwechselbad beeinflusst werden. Nach Auswertung der Statistik ging aus der Untersuchung hervor, dass die Komposite ohne Temperatureinfluss unabhängig von einer Adhäsivapplikation gleich gute Abscherwiderstände ergaben. Unter Einfluss des Temperaturwechsels erzielten Transbond LR, Tetric EvoFlow und Venus Diamond Flow signifikant bessere Haftverbunde mit einer niederviskösen Schicht (Adhäsiv). Alle weiteren Materialien schienen im Haftverbund von den Temperaturschwankungen unbeeinflusst zu sein.

Durch ihre fließfähige Eigenschaft ist es den meisten Kompositen möglich, einen Schmelz-Haft-Verbund zu erzielen, der den hochviskösen Kompositen gleich kommt. Durch Minimierung der Arbeitsschritte kann Zeit in der Verarbeitung der Komposite gespart und so mögliche Fehlerquellen reduziert werden. Beispielsweise wird die mögliche Kontaminierung des Verbundes durch Speichel durch die verkürzte Verarbeitungszeit weitestgehend verhindert. Die Vorbereitung des Schmelzes durch Konditionierung mit Säure ist auch weiterhin notwendig und darf nicht vergessen werden. Durch immer kleiner werdende Füller, besseren Verbund der einzelnen Phasen untereinander, ansteigendem Füllkörpervolumen und Optimierung der organischen Phase werden die fließfähigen Komposite auch in Zukunft an Bedeutung gewinnen. Sie werden nicht nur als Liner unter Füllungen verwendet werden, sondern ihr Anwendungsspektrum in der Kieferorthopädie und der Zahnheilkunde noch vergrößern.

8 Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden acht fließfähige Komposite auf unterschiedliche Parameter untersucht. Neben der Drei-Medien-Abrasion wurde auch ein Zug-Abscherverfahren verwendet, um die Eigenschaften der Materialien zu testen und Rückschlüsse auf die Langzeitretention im Mund zu schließen.

Die Drei-Medien-Abrasion und der Abscherversuch sind In-vitro-Methoden, die die Situation im Mund durch Stressfaktoren wie Nahrungsabrieb und Temperaturwechsel simulieren.

Weiterhin gilt die ACTA-Maschine (Drei-Medien-Abrasion) als eine standardisierte Möglichkeit die Dentalmaterialien auf Abrieb zu untersuchen und Aussagen zu ihrem klinischen Verhalten zu treffen. Die in der ACTA-Maschine getesteten Proben zeigten eine wiederkehrende Reihenfolge der Materialien. Filtek Supreme XT erreichte die besten Ergebnisse. Mit Werten von $15,3\mu\text{m}$ Tiefenverlust und $0,1245\text{mm}^3$ Volumenverlust nach 300.000 Zyklen führte es diese Abrasionsuntersuchung an erster Stelle an. Ähnlich gute Ergebnisse erzielten Transbond Supreme LV und Transbond LR.

Die Materialien wurden auf Volumenverlust und Tiefenverlust untersucht, diese Parameter sind zwar sehr wichtig, jedoch nicht alleine für die Wahl eines Komposites ausschlaggebend. Auch andere Faktoren wie Opazität, Dentinhftung, Verarbeitung, ästhetische Faktoren, sowie das passende Adhäsivsystem sind von großer Wichtigkeit für die Auswahl des richtigen Komposites.

Der zweite Teil der Untersuchung beschäftigte sich damit, ob eine Zwischenschicht aus niederviskösem Komposit (Adhäsiv/Bonding) bei fließfähigen Materialien noch notwendig ist.

Nach Durchführung des Versuches und Auswertung der Ergebnisse erreichten die Komposite mit einem geringeren Füllstoffanteil ohne Bonding ebenso gute Werte wie mit Bonding. Dagegen erzielten Komposite mit hohem Füllstoffanteil und geringer Viskosität, höhere Haftwerte mit Bonding als Zwischenschicht. Besonders das Material Transbond LR bestätigte diese Annahme und erreichte

als hochgefülltes Komposit mit einer Zwischenschicht aus Bonding Spitzenwerte von 27,5MPa.

Die Materialien wurden in dieser Studie auf werkstoffkundliche Parameter untersucht, sodass Hinweise auf bessere Verwendungsmöglichkeiten gegeben werden können. In Anbetracht der immer neueren Produkte auf den Markt wird die Wahl des richtigen Komposites zunehmender schwieriger und sollte wohl überlegt werden. Diese Studie soll durch die Untersuchung und Auswertung von Abrasion- und Abscherverhalten die Wahl des richtigen Komposites erleichtern.

9 Literaturverzeichnis

- Adanir N, Türkkahraman H, Yalc A, Güngör A. 2009. Effects of adhesion promoters on the shear bond strengths of orthodontic brackets to fluorosed enamel. *European Journal of Orthodontics*(31):276–280.
- Asmussen E. 1986. Composites: Klinische Bedeutung der physikalischen, chemischen und adhäsiven Eigenschaften. *Phillip Journal* 4:153-162.
- Azezullah F. 2008. Abscherversuche verschiedener Systeme von Kunststoff und Keramikbrackets mit ihren Befestigungskompositen. Frankfurt: Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main.
- Barroso JM, Torres CP, Lessa FC, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. 2005. Shear bond strength of pit-and-fissure sealants to saliva-contaminated and noncontaminated enamel. *J Dent Child (Chic)* 72(3):95-99.
- Bauer CM, Kunzelmann KH, Hickel R. 1995. Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen und Ormoceren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 50:635-638.
- Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF. 2003. Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:4-21.
- Bloem TJ, McDowell GC, Lang BR, Power JM. 1988. In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials. *J Prosthet Dent* 60(2):242-249.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. 2008. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 24:90-101.
- Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. 1990. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98(4):348-353.
- Buchalla W, Attin T, Hellwig E. 1997. Einfluß der Schmelzätztechnik auf die Haftung von Kompomer-Füllungsmaterialien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 52(7):463-465.
- Buonocore MG. 1955. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849-853.
- Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. 1968. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch oral Biolog* 13(1):61-70.

- Cavalcante LM, Masouras K, Watts DC, Pimenta LA, Silikas N. 2009. Effect of nanofillers size on surface properties after toothbrush abrasion. *Am J Dent* 22(1):60-64.
- Chuang SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH, García-Godoy F. 2003. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of class II resin-based composite restorations. *AM J Dent* 16:84-90.
- Condon JR, Ferracane JL. 1996. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater* 12:218-226.
- Condon JR, Ferracane JL. 1997. In vitro wear of composite with varied cure, filler level and filler treatment. *J Dent Res* 76(7):1405-1411.
- Condon JR, Ferracane JL. 1997. Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res* 38(4):303-313.
- Craig RG, Powers JM, Wataha JC. 2006. *Zahnärztliche Werkstoffe-Eigenschaften und Verarbeitung*. München: Urban & Fischer.
- Davidson CL, De Gee AJ. 1996. Verschleißverhalten dentaler Composite-Materialien. *Phillip Journal* 5-6:171-177.
- De Gee AJ, van Duinen RNB, Werner A, Davidson CL. 1996a. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. *J Dent Res* 75(8):1613-1619.
- De Gee AJ, Pallav P. 1994. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 22 Suppl 1:S21-27.
- De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. 1986. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65(5):654-658.
- DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng* 38 (4):339-345, 1991.
- Eichner K, Kappert HF. 1996. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig Verlag.
- Ekenel S. 2005. Verschleißverhalten dentaler Komposite in der Pin-On-Disc-Verschleißsimulation. Ludwig-Maximilians-Universität-München.
- Fielitz A-R. 2009. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen der Verbundfestigkeit zwischen experimentellen Metall-Kunststoff-Verbundsystemen unter verschiedenen Lagerungsbedingungen: Charité– Universitätsmedizin Berlin.

- Finger W, Thiemann J. 1987. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 3(5):280-286.
- Gallegos LI, Nicholls JI. 1988. In vitro two-body wear of three veneering resins. *J Prosthet Dent* 60(2):172-175.
- Göbel M. 2003. In-vitro-Untersuchung kieferorthopädischer Haftverbund Systeme mit Scher- und Zugkräften unter dem Aspekt standardisierter Prüfverfahren. Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br.
- Graf K, Müller FX, Rammelsberg P. 2002. In-vitro-Untersuchungen zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und dentalen Keramiken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 57:599-601.
- Graf K, Rammelsberg P, Mehl A, Kunzelmann KH. 2001. In-vitro-Untersuchung zur Drei-Medien-Abrasion von Zahnhartsubstanz und Metalllegierungen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 56:495-499.
- Gnauck M. 2005. Methodenkritische Untersuchungen zur Abrasionssimulation von Kompositen. Jena:Friedrich-Schiller-Universität Jena.
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U. 1993. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9:191-197.
- Hariri I, Shimada Y, Sadr A, Ichinose S, Tagami J. 2012. The effects of aging on shear bond strength and nanoleakage expression of an etch-and-rinse adhesive on human enamel and dentin. *J Adhes Dent* 14(3).
- Heidemann D. 1999. *Kariologie und Füllungstherapie*: Urban & Schwarzenberger.
- Heintze SD. 2006. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 22(8):712-734.
- Heintze SD, Zimmerli B. 2011. Relevanz von In-vitro-Untersuchungen von Adhäsiv- und Kompositmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 112(9).
- Hellwege KD. 2003. *Die Praxis der zahnmedizinischen Prophylaxe*: Thieme Verlag.
- Hellwig E, Klimek J, and Attin T. 2007. *Einführung in die Zahnerhaltung*. München: Urban & Fischer.
- Hewlett ER. 2003. Resin adhesion to enamel and dentin. *J Calif Dent Assoc* 31:469-476.
- Hickel R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 52:572-583.

- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. 1998. New direct restorative materials. *Int Dent J* 48:3-16.
- Holzmeier M, Schaubmayr M, Dasch W, and Hirschfelder U. 2008. Die neue Generation selbstkonditionierender Adhäsive im Vergleich zur konventionellen Ätztechnik. *Journal of Orofacial Orthopedics* 69(2).
- Huang TH, Kao CT. 2001. The shear bond strength of composite brackets on porcelain teeth. *Eur J Orthod* 23(4):433-439.
- Ikeda I, Otsuki M, Sada A, Nomura T, Kishikawa R, Tagami J. 2009. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dent Materials Journal* 28(6):679-685.
- Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. 2005. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 60:321-334.
- Imfeld C, Imfeld T. 2005. Essstörungen(II): Zahnmedizinische Aspekte. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 115(12):1163-1171.
- Imfeld C, Imfeld T. 2008. Reflux und Essstörungen-<<Ein Fall für Zwei>>. *Ther Umsch* 65(2):97-102.
- Jacobi R. 1995. Verschleißverhalten von Restaurationsmaterialien. *Phillip Journal* 1-2:35-38.
- Jain V, Platt JA, Moore BK, Borges GA. 2009. In vitro wear of new indirect resin composites. *Oper Dent* 34(4):423-428.
- Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe *Quintessenz* 39:1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.
- Joseph VP, Rossouw E. 1990. The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 97:121-125.
- Kaidonis JA. 2008. Tooth wear: the view of the anthropologist. *Clin Oral Investig* 12 Suppl 1:S21-26.
- Kappert HF, Schreck U, Prünke H, Barucha A, Erpelding E, Banholzer M. 1989. Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-Biege- und axialen Zugversuch. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 44:879-881.
- Klocke A, Kahl-Nieke B. 2005. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater* 21: 391-396.

- Korkmaz Y, Gurgan S, Firat E, Nathanson D. 2010. Effect of adhesives and thermocycling on the shear bond strength of a nano-composite to coronal and root dentin. *Oper Dent* 35(5):522-529.
- Krejci I, Heinzmann JL, Lutz F. 1990a. Verschleiss von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1285-1291.
- Krejci I, Lutz F. 1986. Seitenzahn-Composite. Warum noch nicht? *Phillip Journal* 3:5-12.
- Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. 1990b. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:953-960.
- Kunzelmann KH, Deigner M, Hickel R. 1993. Dreimedienabrasion von Befestigungskompositen adhäsiver Inlaysysteme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 48(2):109-111.
- Labella R, Lambrechts P, van Meerbeek B, Vanherle G. 1999. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent mater* 15:128-135.
- Lamper T. 2008. Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets bei Anwendung selbstätzender Haftvermittler nach Lichthärtung mit einer konventionellen Halogenlampe sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe zu jeweils zwei verschiedenen Polymerisationszeiten. München: Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
- Lussi A, Jaeggi T. 2009. Dentale Erosionen- von der Diagnose zur Therapie: Quintessenz Verlag.
- Lutz F, Krejci I, Frischknecht A. 1992. Lichtpolymerisation. Grundlagen und Praxistips für die korrekte Anwendung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 102:574-488.
- Mair LH. 1992. Wear in dentistry-current terminology. *J Dent* 20:140-144.
- Mair M. 2002. Nahrungsverschleiß im Kausimulator. München: Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
- Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC. 1984. Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 51:495.
- Meiers H, Lehmann KM. 1998. Klinische Materialkunde für Zahnärzte. München: Carl Hanser Verlag.
- Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. 2004. In vitro contact wear of dental composites. *Dent Mater* 20(1):63-71.

- Nakamichi J, Iwaku M, Fusayama T. 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 62:1076-1081.
- Newesely H. 1994. *Werkstoffe der Kieferorthopädie*. München: Urban und Schwarzenberg.
- Newman GV, Newman RA, Sun BI, Ha JL, Ozsoylu SA. 1995. Adhesion promoters, their effect on the bond strength of metal bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:237-241.
- Newman GV. 1965. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod* 51:901-12.
- Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. 2005. Effect of LED, curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness on a resin-based composite restoration. *Biomaterials* 26:3981-3986.
- Oesterle LJ, Shellharth WC, Belanger GK. 1998. Use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:514-519.
- Pallav P, De Gee A, Werner A, Davidson CL. 1993. Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing. *J Dent Res* 72(1):56-61.
- Panighi M, G'Sell C. 1993. Effect of the tooth microstructure on the shear bond strength of a dental composite. *J Biomed Mater Res* 27(8):975-981.
- Park SB, Son WS, Ko CC, Garcia-Godoy F, Park MG, Kim HI, Kwon YH. 2009. Influence of flowable resins on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Dent Mater J* 28(6):730-4.
- Pelka M, Frankenberger R, Sindlinger R, Petschelt A. 1998. Verschleißsimulation natürlicher Zahnhartsubstanzen im abrasiven Kontakt. *Deutsche Zahnärztliche Zeitung* 53:61-64.
- Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ. 1998b. Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 11(5):202-206.
- Rice SL, Bailey WF, Roto M, Wayne SF. 1984. Wear behavior of a composite restorative and various style in sliding contact *J Dent Res* 63(3):932-935.
- Rosentritt M, Behr M, Handel G. 2006. Der Abrasion auf der Spur. *dd Science* 7:148-153.
- Rosentritt M, Behr M, Schultz S, Handel G. 2003. Drei-Medien-Verschleiß von Füllungskompositen. *Quintessenz* 54(2):181-185.

- Ruyter EI. 1995. Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. Phillip Journal 10:481-488.
- Ryou DB, Park HS, Kim KH, Kwon TY. 2008. Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding. The Angle Orthodontist 78:1105-1109.
- Schmidlin PR, Pasqualetti T, Imfeld T, Besek M. 2003. Ein Modell zur Simulation des Approximalverschleisses in vitro. Schweiz Monatsschr Zahnmed 113 (4):427-433.
- Schmitz KH, Schulmeyer H. 1975. Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. Dent Lab 23:1416-1419.
- Schopf P. 2008. Kieferorthopädie. Berlin: Quintessenz-Verlag-GmbH.
- Setz J, Geis-Gerstorfer J, Lin W. 1991. Einfluß anorganischer Füller auf die Eigenschaften lichtpolymerisierender Komposite. Deutsche Zahnärztliche Zeitung 46:657-660.
- Sökücü O, Siso SH, Bektas ÖÖ, Babacan H. 2010. Shear bond strength comparison of a conventional and a self-etching fluoride-releasing adhesive following thermocycling. World J Orthod 11(1):6-10.
- Strietzel R. 2005. Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik Systeme. München: Verlags Neuer Merkur GmbH.
- Szep S. 2005b. Komposite Materialkunde Teil 1: Herkömmliche Komposite. Quintessenz Team Journal 35:203-210.
- Teaford MF. 1988. Is tooth wear a correlate of composite microwear? J Prosthet Dent 60(2):400.
- Tiller HJ, Eichler D, Musli R. 1988. Prüftests für Kunststoff-Metall-Verbunde, Bedeutung und Probleme der Anwendung. Dent Lab 36:1425-1431.
- Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL. 2006. Wear and fatigue behavior of nano-structured dental resin composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 78(1):196-203.
- Turssi CP, Ferracane JL, Serra MC. 2004. Abrasive wear of resin composites as related to finishing and polishing procedures. Dent Mater 21(7):641-648.
- Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. 2005b. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomaterials 26(24):4932-4937.

Villela-Rosa AC, Gonçalves M, Orsi IA, Miani PK. 2011. Shear bond strength of self-etch and total-etch bonding systems at different dentin depths. *Braz Oral Res* 25:109-115.

Wentzler A, Sander C, Sander F. 2004. Untersuchung des Einflusses der Oberflächenbeschaffenheit kieferorthopädischer Bänder und Befestigungszemente auf die Haftfestigkeit. *Inf Orthod Kieferorthop* 36:253-259.

Werner J. 1992. *Biomathematik und Medizinische Statistik*: Urban & Schwarzenberger.

Wilke F. 2007. Untersuchung der Scher-Abschäl-Festigkeit nach Verwendung selbstkonditionierender Primer in Abhängigkeit von der Polymerisation mit Halogen- bzw. Plasmalampe zu je zwei verschiedenen Polymerisationszeiten: Ludwigs-Maximilians-Universität zu München.

Willems G, Carels CE, Verbeke G. 1997. In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives. *J Dent* 25:263-270.

Wollschläger D. 2010. *Grundlagen der Datenanalyse mit R: Eine anwendungsorientierte Einführung*. Springer Verlag Berlin.

Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. 2008. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *J Prosthet Dent* 99:435-443.

Zantner C, Kielbassa AM, Kunzelmann KH 2002. Sliding-wear of 19 commercial composites and compomers. Abstract 3840 IADR 2002.

Zidan O, Hill G. 1986. Phosphoric acid concentration: Enamel surface loss and bonding strength. *J Prosthet Dent* 55:388.

<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/infra/kausi.html>

30.03.2012

<http://www.wissenschaft-online.de/abo/lexikon/bio/51660>

18.03.2010

http://www.voco.de/de/products/_products/GrandioSO_Flow/VC_84_002722__0711_DE.pdf

14.11.2011

<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/tribo/infra/pod.html>

25.11.2012

10 Anhang

DIN-Normen

- DIN 13990-2: Zahnheilkunde-
Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für
kieferorthopädische Befestigungselemente
Teil 2: Gesamtverbund Befestigungselement- Adhäsiv-
Zahnschmelz
- DIN 13973-1: Zahnärztliche Werkstoffe-
Anleitung zur Prüfung der Abriebfestigkeit
Teil 1: Abrieb durch Zähneputzen

Zusammensetzung der Komposite:

Tetric EvoFlow (Ivoclar Vivadent)

Durchschnittliche Partikelgröße: 0,6µm

Organische Phase:

Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA ca. 37,6Gew.%

Anorganische Phase:

Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Silizimoxid

Präpolymer, Pigmente ca. 61,6Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOTM53770

Verfallsdatum: 09/2013

X-Flow (Dentsply de Trey)

Durchschnittliche Partikelgröße: 1,6µm

Organische Phase:

multifunktionelle Acrylate und Methacrylate

anorganische Phase:

Diethylen-glykol-dimetacrylat, hochdisperses Siliciumdioxid

Campherchinon, Butylhydroxytoluol, Eisenoxidpigment, Titanoxid ca. 60Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOT1003001941

Verfallsdatum: 01/2012

Filetk Supreme XT (3M Espe)

Durchschnittliche Partikelgröße: 20-75nm

Organische Phase:

Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA

Anorganische Phase:

Siliziumoxid, Zirkoniumoxid und deren Clusterpartikel ca. 65Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOTN102970

Verfallsdatum: 07/2011

Venus Diamond Flow (Heraeus Kulzer)

Durchschnittliche Partikelgröße: 0,02 und 5µm

Organische Phase:

Mehrfunktionelle Methacrylat-Monomeren: UDMA, EBADMA

Anorganische Phase:

Ba-Al-F- Silikatglas, YbF₃, SiO₂ ca. 65Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOT010021

Verfallsdatum: 02/2013

Gradia Direct LoFlo (GC-Europe)

Organische Phase: ca. 37Gew.%

Anorganische Phase:

Fluor-Aluminium-Silikat-Glas- Füller, Nanofüller ca. 63Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOT0910151

Verfallsdatum: 10/2011

Transbond Supreme LV (3M Unitek)

Durchschnittliche Partikelgröße: 5-75nm

Organische Phase:

Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat ca. 30Gew.%

Anorganische Phase:

Silanisierte Keramik, Kieselsäure, Zirkonoxid ca. 70Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOT97854

Verfallsdatum: 05/2011

Transbond LR (3M Unitek)

Organische Phase:

Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat ca. 25Gew.%

Anorganische Phase:

u.a. Reaktionsprodukt mit Quarz, Propionsäure, Silan,

Reaktionsprodukte mit Siliciumdioxid ca. 75Gew.%

Farbe: A3

Chargennummer: LOT HP

Verfallsdatum: 07/2012

Vertise Flow (Kerr)

Durchschnittliche Partikelgröße: 1µm

Anorganische Phase:

Bariumglasfüller, kolloidaler Kieselsäure, Ytterbiumfluorid, vorpolymerisierte

Füller

Farbe: A2

Chargennummer: LOT3321565

Verfallsdatum: 03/2011

Adhäsiv:

Transbond XT-Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek)

Chargennummer: LOTN102285

Verfallsdatum: 07/2012

Ätzgel:

Unitek Etching Gel (3M Unitek)

Chargennummer: LOT9NX

Verfallsdatum: 06/2012

Danksagung

Mein ganz besonders herzlicher Dank geht an Frau Prof. Dr. Angelika Stellzig-Eisenhauer für die Überlassung des Promotionsthemas.

Weiterhin danke ich ganz besonders meinem Betreuer Dr. Marcus Holzmeier für die hervorragende wissenschaftliche Betreuung, fachliche Unterstützung, sein großes Engagement, seine Geduld und Hilfsbereitschaft. Bei allen fachlichen und methodischen Fragen war er stets gesprächsbereit und half mir mit konstruktiven Hinweisen und Anmerkungen. Neben diesen fachlichen Kompetenzen empfand ich seinen Enthusiasmus als sehr motivierend und hilfreich.

Außerdem danke ich Herrn Michael Eck für die nette Unterstützung in der Abrasionsmessung.

Weiterhin möchte ich Herrn Peter Wermke danken, für seine überaus kompetente und humorvolle Unterstützung bei der Materialprüfung und allen entstandenen Fragen.

Besonders danken möchte ich auch Marc für die Unterstützung, Motivation, und seine nie endende Geduld. Dein Glaube in mich hat mir sehr geholfen in schwierigen Zeiten.

Von ganzem Herzen danke ich meiner Familie für ihre liebevollen Worte und Unterstützung während dieser Zeit.

Lebenslauf

Persönliche Angaben:

Geburtsdatum: 11.07.1986
Geburtsort: Meiningen
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Konfession: keine

Schulische Laufbahn:

1992-1996 Grundschule Meiningen
1996-1998 Henfling Gymnasium Meiningen
1998-2005 Pierre de Coubertin Gymnasium Erfurt
Eliteschule für Sport
Abschluss: **Abitur**

Akademische Laufbahn:

2005-2010 Studium der Zahnmedizin
an der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
Abschluss: **Staatsexamen**
Oktober 2006 naturwissenschaftliche Vorprüfung
März 2008 zahnärztliche Vorprüfung
November 2010 Approbation