

Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Charakterisierung und Einordnung dünnfließender Komposite

Dissertation

**zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)**

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Andreas Härtwig
geboren am 04.11.1983 in Zschopau**

Gutachter:

1. _____

2. _____

3. _____

Tag der öffentlichen Verteidigung: _____

Abkürzungsverzeichnis

4-META	4-Methacryl-oxyäthyl-trimellitanhydrid
Abb.	Abbildung
b	Breite
Bearb	Bearbeitung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
Ce	Cer, chemisches Symbol
Comp	Compomaster, Poliersystem (Shofu, Ratingen, Deutschland)
D	Geschwindigkeitsgefälle [s^{-1}]
d	Tag
d1	nach einem Tag Lagerung in Aqua destillata
DGZ	Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Dia	Diamant, rotierendes Instrument
DIN	Deutsche Industrie Norm
et al.	et alii (lat.: und andere)
GDM	Glyceroldimethacrylat
Gew.-%	Gewichtsprozent
h	Höhe [mm]
H	Hybridkomposit
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Hf	Hafnium, chemisches Symbol
HM	Hartmetall Finierer, rotierendes Instrument
HPMA	3-Hydroxyproylmethacrylat
ISO	International Organisation for Standardisation
l	Länge
μm	Mikrometer, $1000000 \text{ nm} = 1000 \mu\text{m} = 1 \text{ mm}$
M	mikrogefülltes Komposit
mW/cm^2	Milliwatt pro Quadratzentimeter
n	Anzahl
N	Nanokomposit
Nb	Niob, chemisches Symbol
NH	Nanohybridkomposit
nm	Nanometer, $1000 \text{ nm} = 1 \mu\text{m} = 0,001 \text{ mm}$

Nr.	Nummer
p	relative Häufigkeit
Pa, MPa, GPa	1000000 Pascal (Pa) = 1000 Megapascal (MPa) = 1 Gigapascal (GPa)
PG	Partikelgröße
PMDM	Pyromellitin-dihydroxyethylacrylat
POSS	polyedrische Oligosilsesquioxane
R ²	Bestimmtheitsmaß (Varianzanalyse)
R _a	arithmetischer Mittenrauwert
s, sec.	Sekunde
SiO ₂	Siliziumdioxid
Sn	Zinn, chemisches Symbol
SuSn	Super Snap Disks, Poliersystem (Shofu, Ratingen, Deutschland)
Ta	Tantal, chemisches Symbol
Tab.	Tabelle
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
Ti	Titan, chemisches Symbol
TLW	Temperatur-Last-Wechsel
U/min	Umdrehungen pro Minute
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
v _{max}	maximale Geschwindigkeit
v _{min}	minimale Geschwindigkeit
Vol.-%	Volumenprozent
W	Lagerung bis Wassersättigung
x	signifikanter Unterschied (mit gelber Unterlegung)
Zr	Zirconium, chemisches Symbol
ZrO ₂	Zirconiumdioxid
Δ(x ₁ -x ₂)	Differenz aus x ₁ -x ₂
°C	Grad Celsius
Ø	Durchschnitt, durchschnittlich

Abkürzungen und Farbschemata der verwendeten Komposite

Abkürzungen, Farbschemata und Reihenfolge der Hybridkomposite (H), Nano hybridkomposite (NH), des Nanokomposits (N) und des mikrogefüllten Komposits (M) wurden beibehalten.

1. Gradia® Direkt Flo (GC Corporation, Tokio, Japan), H	GDF	
2. Luxa Flow®-Flourescence (DMG, Hamburg, Deutschland), H	LUX	
3. Coltène® Synergy® Flow (Coltène/Whaledent, Altstätten, Deutschland), H	SYN	
4. Tetric® Evo Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Deutschland), H	TEF	
5. Tetric® Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Deutschland), H	TET	
6. Venus™ Flow (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland), H	VEN	
7. X-Flow™ (Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland), H	XFL	
8. Artiste™ Flowable Composite (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Deutschland), NH	ART	
9. Grandio® Flow (VOCO, Cuxhaven, Deutschland), NH	GRA	
10. Filtek™ Supreme XT Flowable (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), N	FIL	
11. Gradia® Direkt LoFlo (GC Corporation, Tokio, Japan), M	GDL	

Inhaltsverzeichnis	Seite
Abkürzungsverzeichnis	3
Abkürzungen und Farbschemata der verwendeten Komposite	5
Inhaltsverzeichnis	6
1. Zusammenfassung	8
2. Einleitung	10
2.1. Aufbau und Einteilung der Komposite	11
2.1.1. Organische Phase	15
2.1.2. Anorganische Phase	18
2.1.3. Verbundphase	21
2.1.4. Polymerisationsmechanismus	22
2.1.5. Indikationen und Kontraindikationen von Kompositen	23
2.2. Dünnfließende Komposite	24
2.3. Adhäsive	30
2.4. Zahnhartsubstanz Dentin	33
3. Aufgabenstellung	34
4. Material und Methoden	35
4.1. Untersuchte Werkstoffe	35
4.1.1. Dünnfließende Komposite	38
4.1.2. Adhäsivsysteme	39
4.2. Herstellung der Prüfkörper für die Versuche	39
4.2.1. Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickers-Härte, Wasseraufnahme, Oberflächenrauigkeit, Struktur	40
4.2.2. Exogene Verfärbungsneigung	40
4.2.3. Druck-Scherfestigkeit zu Dentin	40
4.2.4. Abrasionsfestigkeit	42
4.3. Untersuchungsmethoden	42
4.3.1. Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	42
4.3.2. Mikrohärte nach Vickers	43
4.3.3. Wasseraufnahme	44
4.3.4. 3-Medien-Abrasion	44
4.3.5. Oberflächenrauigkeit	46

4.3.6.	Rheologische Untersuchung	48
4.3.7.	Struktur	50
4.3.8.	Exogene Verfärbungsneigung	50
4.3.9.	Druck-Scherfestigkeit zu Dentin	53
4.4.	Statistische Absicherung	54
5.	Ergebnisse	55
5.1.	Biegefestigkeit	55
5.2.	Elastizitätsmodul	56
5.3.	Mikrohärte nach Vickers	57
5.4.	Wasseraufnahme	59
5.5.	3-Medien-Abrasion	60
5.6.	Oberflächenrauigkeit	61
5.7.	Rheologische Untersuchung	66
5.8.	Struktur	68
5.9.	Exogene Verfärbungsneigung	71
5.10.	Druck-Scherfestigkeit zu Dentin	73
6.	Diskussion	74
6.1.	Biegefestigkeit	75
6.2.	Elastizitätsmodul	78
6.3.	Mikrohärte nach Vickers	81
6.4.	Wasseraufnahme	83
6.5.	3-Medien-Abrasion	86
6.6.	Oberflächenrauigkeit	88
6.7.	Rheologische Untersuchung	91
6.8.	Struktur	93
6.9.	Exogene Verfärbungsneigung	94
6.10.	Druck-Scherfestigkeit zu Dentin	96
7.	Schlussfolgerung	98
8.	Literaturverzeichnis	102
9.	Tabellenanhang	116
9.1.	Ergebnisse	116
9.2.	Statistische Auswertung	123
10.	Anhang	132

1. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die werkstoffwissenschaftliche Untersuchung von verschiedenen fließfähigen Füllungskompositen durch Bestimmung unterschiedlicher Eigenschaften sowie der Vergleich und Evaluation der aufgenommenen Daten. Es wurden sieben Hybridkomposite (Gradia[®] Direkt Flo, Luxa Flow[®] Fluorescence, Coltène[®] Synergy[®] Flow, Tetric[®] Evo Flow, Tetric[®] Flow, Venus[™] Flow, X-Flow[™]), zwei Nano-Hybridkomposite (Artiste[™] Nano-Hybrid Flowable Composite, Grandio[®] Flow), ein Nanokomposit (Filtek[™] Supreme XT Flowable) und ein mikrogefülltes Komposit (Gradia[®] Direkt LoFlo) gleicher Indikation für die Untersuchung verwendet.

Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Mikrohärt nach Vickers HV_{5-20} sind nach einem Tag Wasserlagerung (**d1**), nach 25000 Temperaturwechsellasten (**TLW**) und nach Wassersättigung (**W**) bestimmt worden. Des weiteren wurden Wasseraufnahme, 3-Medien-Abrasion, Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur, rheologische Eigenschaften, Struktur, exogene Verfärbungsneigung und Druck-Scherfestigkeit zu Rinderdentin untersucht. Die Struktur wurde nach einem Tag Wasserlagerung und Stressung, die Druck-Scherfestigkeit zu Dentin nach einem Tag Wasserlagerung bestimmt.

Aus den Messergebnissen erfolgte die Berechnung der Mittelwerte und der Standardabweichungen. Für die Prüfung auf Signifikanz fand der t-Test nach Student Anwendung, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ als signifikant galt. Zum Vergleich der Messreihen wurde das Bestimmtheitsmaß, eine Varianzanalyse, verwendet.

Die Mittelwerte der **Biegefestigkeit** lagen nach einem Tag Wasserlagerung zwischen 78,2 MPa (Tetric[®] Evo Flow) und 169,8 MPa (Tetric[®] Flow). Die Mittelwerte der **Elastizitätsmoduli** variierten nach einem Tag Wasserlagerung zwischen 3,7 GPa (Gradia[®] Direkt LoFlo) und 5,7 GPa (Grandio[®] Flow). Die **Mikrohärt nach Vickers HV_{5-20}** wies nach einem Tag Wasserlagerung Mittelwerte zwischen 31,1 (Gradia[®] Direkt LoFlo) und 94,4 (Grandio[®] Flow) auf. Für die **Wasseraufnahme** wurden nach 90 Tagen Lagerung Mittelwerte zwischen 0,6 Gew.-% (Artiste[™] Nano-Hybrid Flowable Composite) und 2,7 Gew.-% (X-Flow[™]) bestimmt. Den mit Abstand geringsten Abrasionsfaktor bei Testung der **3-Medien-Abrasion** hatte das Nanokomposit Filtek[™] Supreme XT Flowable. Alle anderen Produkte zeigten einen 2- bis 3,5-fach größeren Abrasionsfaktor. Die niedrigsten Mittelwerte der **Oberflächenrauigkeit** (R_a) wurden bei Polymerisation unter Folie mit $0,026 \mu\text{m}$ (Tetric[®] Evo Flow) ermittelt. Bei Oberflächenbearbeitung mit Hartmetallfinieren und nachfolgender Politur konnten die besten Werte aufgenommen werden. Für Gradia[®] Direkt Flo wurde nach

Bearbeitung und Politur mit Super Snap somit ein Wert von 0,05 µm erreicht. Bei der Untersuchung der **rheologischen Eigenschaften** wiesen alle dünnfließenden Komposite ein strukturviskoses, thixotropes Verhalten auf. Die **exogene Verfärbungsneigung** ergab nach 28 Tagen Lagerung einen mittleren Verfärbungsgrad (ΔE -Werte) zwischen 5,5 (Artiste™ Nano-Hybrid Flowable Composite) und 21,3 (Gradia® Direkt Flo). Bei der Messung der **Druck-Scherfestigkeit** zu Dentin zeigten sich nur geringe Produktunterschiede. Es wurden gute klinische Werte im Bereich von 10 bis 18 MPa aufgenommen.

Es zeigten sich zum Teil signifikante Unterschiede zwischen den mechanischen Eigenschaften, die nach Lagerung noch verstärkt wurden. Stressung und Wasserlagerung eigneten sich dabei zur Simulation von Alterung. Die Biegefestigkeit der Flowables zeigte im Vergleich zu korrespondierenden Füllungskompositen eines Herstellers keine Unterschiede. Vickers-Härte und Elastizitätsmodul waren jedoch deutlich geringer. Die höchste Abrasionsfestigkeit wies ein Nanokomposit auf. Verfärbungsneigung und Wasseraufnahme waren höher als bei herkömmlichen Materialien. Beide Eigenschaften ließen einen direkten Zusammenhang vermuten. Mit entsprechender Sorgfalt und optimalen Instrumenten sind Oberflächenrauigkeiten von $\leq 0,2$ µm erreichbar. Eine Plaqueanlagerung und die exogene Verfärbungsneigung sollten somit gemindert werden. Es ist daher die Polymerisation unter Folie zu empfehlen. Falls eine Bearbeitung erfolgt, sollte diese mit Hartmetallfinierern und sorgfältiger Politur durchgeführt werden.

Die Werte der Biegefestigkeit stehen einer Verwendung entsprechend DIN ISO 4049 (2001) für Füllungen der Klassen-I und -II nicht entgegen. Jedoch zeigen die Ergebnisse der Vickers-Härte, des Elastizitätsmoduls, des Abrasionsverhaltens teilweise schlechtere Werte, die einen Einsatz für okklusale Versorgungen einschränken. Aufgrund der hohen Biegefestigkeit, dem kleinen Elastizitätsmodul, der guten Benetzbarkeit sowie dem guten Penetrationsvermögen sollten diese Materialien besonders für Restauration der Klasse-V, als Befestigungsmaterial und für minimalinvasive Kavitäten der Klasse I und II eingesetzt werden. Die Funktion als Stressbrecher zur Reduktion der Mikroleakage scheint durch den geringen Elastizitätsmodul bei Verwendung als Liner oder auf der approximalen Stufe möglich zu sein. Nachteilig können sich auch die hohe Wasseraufnahme und die damit verbundene starke Verfärbungsneigung auswirken. Nach langer Liegedauer könnten Verfärbungen und Randdefekte eine Erneuerung einer adhäsiven Füllung notwendig machen.

Flowables stellen eine sinnvolle Erweiterung des Kompositsortiments dar. Mit ihnen steht dem Behandler eine weitere Alternative zur Verfügung, wobei jedoch streng nach Indikation vorgegangen werden sollte.

2. Einleitung

Zahnhartsubstanzdefekte werden bei entsprechender Indikationsstellung restaurativ versorgt. Ziel ist es, die ursprüngliche Form und Funktion auf ästhetische Weise wiederherzustellen (Hellwig et al. 2003). Abhängig von der Größe und Lage der Läsion sowie von dem jeweiligen ausgewählten Material ist eine unterschiedliche Präparation und Behandlung des Zahnes erforderlich. Für die Versorgung kommen bei direkten und indirekten Verfahren unterschiedliche Materialien zum Einsatz. Es kann dafür zwischen zahnfarbenen und metallenen Werkstoffen unterschieden werden (Hickel et al. 1998).

In Deutschland wurden in den 40er Jahren die ersten Erfahrungsberichte mit Kunststoffen für die Füllungstherapie veröffentlicht. Deppe und Schnebel verwendeten 1942 zum ersten Mal Autopalapont, einen schnellhärtenden und autopolymerisierenden Füllungskunststoff. Die Materialien waren jedoch noch unvollkommen (Fischer 1952). Seitdem wurden die Kunststoffe ständig weiterentwickelt. Entscheidende Schritte waren dabei die Entwicklung neuer Monomere, neuer Füllstoffsysteme sowie eines Verbundsystems (Viohl 1985b). Eine andere Entwicklung stellt die Einführung der Photopolymerisation dar. Sie erlaubt es, den Zeitpunkt der Härtung nach Modellation zu bestimmen.

Neben der Abrasionsfestigkeit des Füllungsmaterials, die anfangs ihren Einsatz im Kaulast tragenden Seitenzahnbereich stark limitierte, befinden sich weitere werkstoffkundliche Parameter wie Biegefestigkeit aber auch Langzeithydrolysestabilität, Polymerisationsschrumpfung und Viskosität im heutigen Mittelpunkt des Interesses. Auch das Verlangen der Anwender nach Füllungsmaterialien mit einfacheren Anwendungs- und Verarbeitungseigenschaften führte zu einer stetigen Weiterentwicklung (Lee et al. 2006, Strassler 2007).

In der modernen Zahnheilkunde ist seit der Einführung der adhäsiven Befestigung das Anwendungsspektrum der Komposite ständig erweitert worden. Sie dominieren die konservierende Zahnmedizin wie kaum eine andere Materialklasse. Es ist daher nicht verwunderlich, dass heute eine Vielzahl unterschiedlicher Produkttypen auf dem Markt vertreten sind. Gegen Ende von 1996 wurde mit den dünnfließenden Kompositen eine neue Produktklasse eingeführt (Strassler et al. 2007, Imperio et al. 2007).

Mit fließfähigen Kompositen steht dem Zahnarzt bei zahnfarbenen Füllungsmaterialien eine weitere Alternative zur Verfügung. Aufgrund ihrer Konsistenz, den Verarbeitungsmerkmalen und ihres Applikationssystems stellen sie in bestimmten Fällen eine attraktive Alternative dar.

2.1. Aufbau und Einteilung der Komposite

Kunststoffe sind hochmolekulare Verbindungen, die durch chemische Umwandlung von Naturstoffen oder durch Synthese aus niedermolekularen Substanzen hergestellt werden. Die niedermolekularen Substanzen, die Monomere, sind die kleinsten sich vielfach wiederholenden Baueinheiten, aus denen die hochmolekularen Makromoleküle aufgebaut sind (Janda 2008).

Verbundkunststoffe haben eine große Bedeutung in allen Bereichen des Bauwesens, Fahrzeugbau, Luft- und Raumfahrt sowie in der Medizin aber auch in vielen Bereichen des täglichen Lebens. In der Zahnmedizin werden unter Kompositen zahnfarbene plastische Füllungsmaterialien verstanden, welche aus mindestens zwei Phasen bestehen und unter Energiezufuhr polymerisieren. Der Aufbau der Verbundkunststoffe ist sehr komplex. Die Zusammensetzung dieser polymerisierbaren Verbundkunststoffe verläuft aber grundsätzlich nach demselben Schema (**Abb. 1**), wobei sich die Komponenten, je nach Produkttyp, in ihrer Mischung ändern. Hauptbestandteile sind die **organische Matrix**, die **disperse Phase** aus anorganischen Füllstoffpartikeln und Farbpigmenten und die **Verbundphase** aus einem multifunktionellen Silan zur Haftvermittlung zwischen organischer und anorganischer Phase (Hellwig et al. 2003).

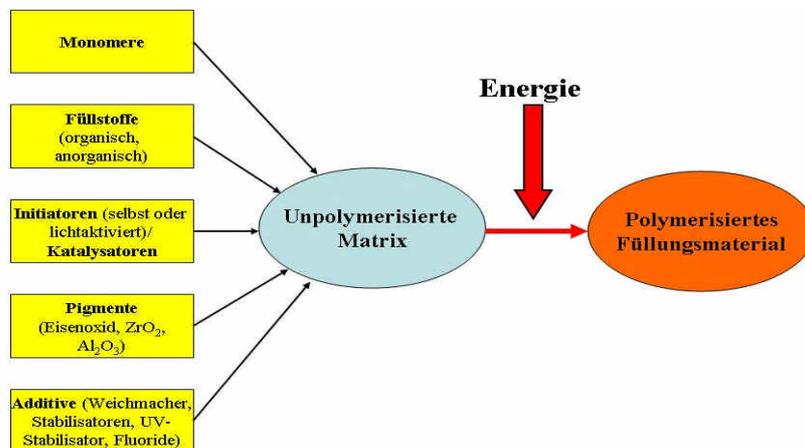


Abb. 1: Aufbau eines Verbundkunststoffes (Schema nach Janda 2007a)

Zwischen den einzelnen Bestandteilen besteht eine Wechselwirkung. Die Monomere reagieren durch die Verwendung von Initiatoren und Katalysatoren über radikalische Polymerisation zu Polymeren. Das Polymer wird dabei häufig als Matrixharz bezeichnet, da es die einzelnen Komponenten in einem neuen Werkstoff mit neuen Eigenschaften zusammenfasst. Die Füllstoffe, Pigmente und Additive sind für die charakteristischen Merkmale wie Festigkeit, Elastizität, Abrieb oder Farbe verantwortlich. Aber auch die Verbindungen sowie die räumliche Anordnung der Makromoleküle beeinflussen den Charakter des Materials (Janda 2008).

Es bestehen derzeit mehrere Ansätze, die polymerisierbaren Füllungsmaterialien zu klassifizieren, wie zum Beispiel nach Anwendung, Größe und Art des Füllstoffsystems, Verarbeitungseigenschaften und Aushärtereaktion. Eine für die Verwendung nach dem Medizinproduktegesetz maßgebliche Klassifikation besteht nach der DIN EN ISO 4049 (2001): „Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe“ (**Abb. 2**).

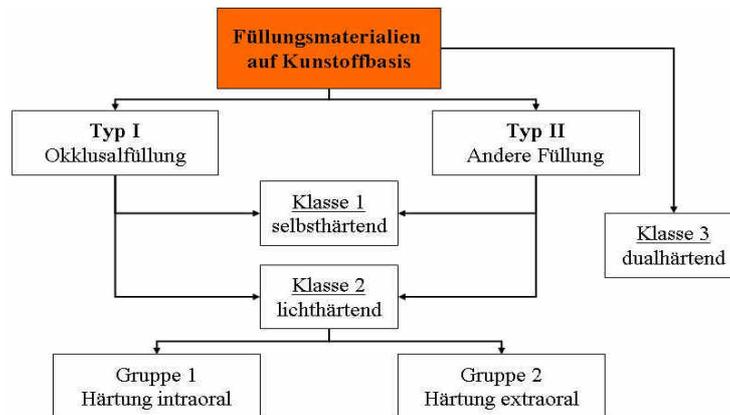


Abb. 2: Einteilung polymerisierbarer Füllungsmaterialien nach DIN EN ISO 4049 (2001)

Es handelt sich dabei um eine Einteilung ausgerichtet nach der klinischen Anwendung, nach Polymerisationsart und nach Herstellung der Restauration. Sie enthält Anforderungen an direkte, lichthärtende Kunststoffe, die für die Restauration von Okklusalfächen vorgesehen sind (Kunststoffe vom Typ 1, Klasse 2, Gruppe 1). Die DIN EN ISO 4049 (2001) schließt aber nicht die Kunststoffe ein, die für die Kariesprophylaxe bestimmt sind oder die zur Verblendung von Metallgerüsten verwendet werden.

Eine der ältesten Klassifikation stammte von Lutz et al. (1981, 1983a, 1992). Es handelt sich um eine Klassifikation der Kompositkunststoffe nach Füllstoffmorphologie bzw. Partikelgröße (**Abb. 3**). Es wurden konventionelle Komposite, homogene Mikrofüllstoffkomposite, inhomogene Mikrofüllerstoffkomposite und Hybridkomposite unterschieden, da das klinische Verhalten und die werkstoffkundlichen Eigenschaften der Kompositmaterialien trotz prinzipiell gleicher Zusammensetzung in hohem Maße vom Füllstofftyp beeinflusst werden.

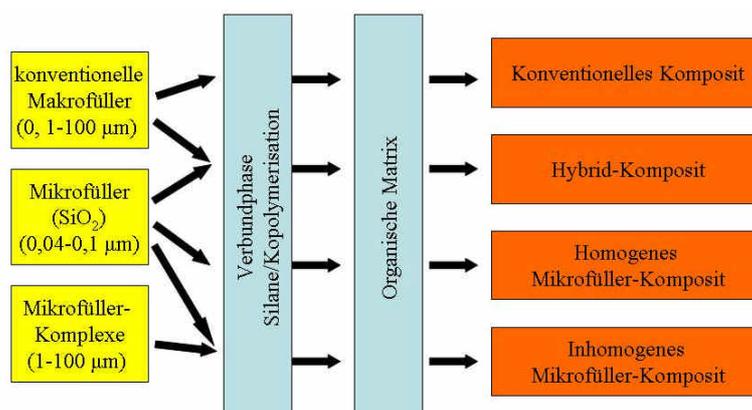


Abb. 3: Kompositklassen nach Lutz et al. (1992)

Aufgrund der schlechten Polierbarkeit und der starken Verschleißrate haben die aufgeführten konventionellen Makrofüllstoffkomposite heute keine klinische Bedeutung mehr. Daher muss die Klassifikation von Lutz et al. diesbezüglich als überholt betrachtet werden. Zum Schaffen eines Überblicks ist sie jedoch hilfreich.

Mikrofüller werden aufgrund ihrer guten Poliereigenschaften und des Glanzverhaltens immer noch eingesetzt (Manhart 2006). Die Siliziumdioxid-Füllstoffe, welche in agglomerierter Form vorliegen, erhöhen durch ihre große spezifische Oberfläche bei Zugabe zur organischen Matrix sehr stark die Viskosität. Folge ist ein geringerer Füllstoffgehalt, welcher die hauptsächlich von dem anorganischen Füllstoff bestimmte mechanische Belastbarkeit reduziert. Eine Möglichkeit zur Verbesserung der mechanischen Fähigkeiten besteht in der Zugabe von Vorpolymerisaten, sie gleichen den Nachteil aber nicht ganz aus (Ilie et al. 2005, Manhart 2006). Bei Mikrofüllern wurde im Vergleich zu Hybrid-Kompositen, besonders beim Einsatz in hoch belasteten Bereichen, durch ihre niedrigeren mechanischen Eigenschaften vermehrt Füllungsinsuffizienz durch Frakturen festgestellt (Manhart et al. 2001). Auch bei Eckenaufbauten kann nach längerer Liegedauer Materialverschleiß in Form von kohäsiven Materialbrüchen beobachtet werden. Die Verwendung solcher Materialien beschränkt sich somit auf Kavitäten ohne hohe Belastungen, wie Klasse-III-Versorgungen und Zahnhalsdefekte (Manhart 2006).

Hybrid-Komposite bezeichnen primär die Verwendung von Makro- und Mikrofüllstoffen, sie enthalten ein Gemisch aus gemahlene Gläsern und Quarzfüllstoffen und Siliziumdioxid-Mikrofüller im Mikrometerbereich. Eine weitere Differenzierung nach der durchschnittlichen Größe der Füllstoffteilchen ist sinnvoll (Weber 1999, Kunzelmann und Hickel 2001, Ernst und Willershausen 2003, Manhart 2006):

- Grobpartikel-Hybridkomposit (\emptyset PG: 5-10 μm),
- Feinpartikel-Hybridkomposit (\emptyset PG: kleiner 5 μm),
- Feinstpartikel-Hybridkomposit (\emptyset PG: kleiner 3 μm),
- Submikrometer-Hybridkomposit (\emptyset PG: kleiner 1 μm).

Durch den höheren Füllstoffanteil im Vergleich zu reinen Mikrofüllern eignen sich Hybridkomposite auch für große Frontzahnaufbauten und für die Kaulast tragende Klasse-I- und -II-Kavitäten. Feinpartikel-Hybrid-Komposite, Feinstpartikel-Hybrid-Komposite und Submikrometer-Hybrid-Komposite erreichen eine gute Polierbarkeit und eine lange Glanzbeständigkeit (Manhart 2006). Sie sind für alle Black-Kavitätenklassen geeignet.

Aufgrund unterschiedlicher Anforderungen weisen die Komposite starke Unterschiede in ihrer Konsistenz auf. Dies wird durch ihren Anteil an anorganischen Füllstoffen und ihre

Monomerzusammensetzung hervorgerufen. Im Allgemeinen nimmt mit der Erhöhung des Füllstoffanteils die Viskosität zu. In der von Willems et al. (1992, 1993) vorgeschlagenen Einteilung der Komposite werden die Füllstoffart und der Füllstoffgehalt berücksichtigt. Daraus ergaben sich fünf Hauptgruppen mit entsprechenden Untergruppen.

1. Dichtgepackte Komposite
 - a) Durchschnittlich hoch gefüllte Komposite (< 60 Vol.-%)
 - ultrafein gefüllt (Partikelgröße < 3 µm)
 - fein gefüllt (Partikelgröße > 3 µm)
 - b) Kompakt gefüllte Komposite (> 60 Vol.-%)
 - ultrafein gefüllt (Partikelgröße < 3 µm)
 - fein gefüllt (Partikelgröße > 3 µm)
2. Mikrofein gefüllte Komposite
3. Gemischt gefüllte Komposite
4. Konventionelle Komposite
5. Faserverstärkte Komposite

Die Einteilung nach Willems gewinnt seit der Einführung der stopfbaren und der fließfähigen Komposite immer mehr an Bedeutung. Bayne et al. 1998 stellt für seine Einteilung die unterschiedlichen Viskositäten in den Mittelpunkt. Er listete dabei die Materialien mit zunehmendem Füllstoffgehalt auf:

- Grübchen- und Fissurenversiegeler,
- Gering gefüllte Komposite,
- dünnfließende Komposite (Flowable),
- Hybrid-Komposite,
- hoch gefüllte, stopfbare Komposite (Condensable).

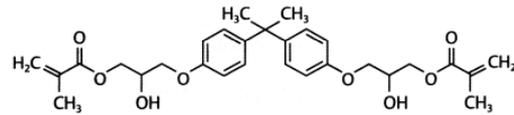
Die stopfbaren Komposite stellen Abkömmlinge der Hybrid-Komposite dar. Es handelt sich bei ihnen um speziell für den Kaulast tragenden Bereich entwickelte hochvisköse Werkstoffe, deren erhöhter Füllstoffanteil für die stopfende Verarbeitung verantwortlich ist. Häufig werden auch größere Füllstoffe, Fasern oder auch chemisch optimierte Füllstoff verwendet (Kunzelmann 2008). Diese Materialien weisen aufgrund ihrer Zusammensetzung eine verminderte Durchhärtetiefe auf, sie müssen schichtweise eingebracht und polymerisiert werden. Sie sind den Hybridmaterialien nicht überlegen (Manhart et al. 2000) und weisen nachteilig Eigenschaften wie das mangelnde Anfließverhalten, eine nicht akzeptable Porosität und eine ungenügende Polierbarkeit auf (Manhart et al. 2000).

Nano-Komposite sind neuere Entwicklungen auf dem Markt der Komposite. Nach Ernst und Willershausen (2003) nehmen sie eine Sonderstellung zwischen Mikrofüllerkompositen und Hybridkompositen ein. Die nanoskaligen Füllstoffpartikel werden nicht durch Mahlprozesse, sondern durch die Sol-Gel-Chemie aus verschiedenen Bausteinen gezielt hergestellt. Dieser Prozess kann nach einer bestimmten Zeit abgebrochen werden. Resultat sind sphärische Teilchen mit genau definierter Korngröße und Zusammensetzung (Manhart 2006). Gegenüber den konventionellen Füllstoffen weisen sie andere Eigenschaften auf. So wirken sie weniger viskositätssteigernd als herkömmliche Füllstoffe. Es ist somit gelungen, den Füllstoffgehalt eines Mikrofüllerkomposits auf den eines Hybridkomposits zu erhöhen (Lindberg 2005, Ernst und Willershausen 2003). Sie beinhalten eine Füllstoffgröße von weniger als 10 - 20 nm (0,01 - 0,02 μm) und lassen eine bessere Ästhetik, Festigkeit und Haltbarkeit erwarten (Lindberg 2005, Ernst und Willershausen 2003, Manhart 2006). Im Gegensatz zu Hybridkompositen liegen bei Nanokompositen die Füllstoffe in Agglomeraten vor. Nanohybridkomposite beinhalten neben diesen Agglomeraten auch herkömmliche Füllstoffe wie andere Hybridmaterialien.

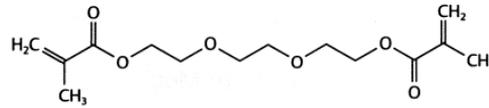
Aufgrund ihrer guten Werkstoffeigenschaften dominieren heute weitgehend die Feinstpartikel-Hybridkomposite (Ernst und Willershausen 2003). Eine Zunahme der Nano-Komposite bzw. der Nanohybridkomposite ist erkennbar. Man forscht auch schrumpfreduzierten Kompositen. Ansätze bestehen dabei einerseits im Verzicht von kurzkettigen Monomeren und Steigerung des Füllstoffgehaltes durch Verwendung von Vorpolymerisaten und Nanofüllern. Weitere Anstrengungen werden für die Entwicklung von neuen Monomersystemen aufgebracht. Dabei weisen die Silorane mit einer Ringöffnungspolymerisation hinsichtlich der Reduktion der Polymerisationsschrumpfung den erfolgsversprechendsten Ansatz auf.

2.1.1. Organische Phase

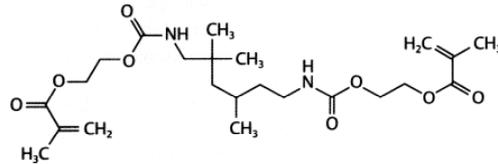
Die organische Matrix stellt eine wichtige Komponente der Komposite dar. Die Ära der modernen Komposite begann 1962 mit dem von Bowen synthetisierten Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) einem aromatischen Monomer mit Methacryl-Endgruppen. Normalerweise beruht die organische Matrix auf der Methacrylat-Chemie, in welcher besonders quer vernetzende Dimethacrylate wie Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), ethoxyliertes Bis-GMA (EBPDMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Diethylenglycoldimethacrylat (DEGMA) verwendet werden (Beispiele in **Abb. 4**).



Bis-GMA = Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat =
2,2-Bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)phenyl]propan



TEGDMA = Triethylenglycoldimethacrylat =
1,2-Ethandiyl-bis(oxy-2,1-ethandiyl)bis(2-methyl-2-propenoat)



UDMA = Urethandimethacrylat =
1,6-Bis(methacryloxy-2-ethoxycarbonylamino)-2,4,4-trimethylhexan =
Urethan(-ethylenglycol)-dimethacrylat

Abb. 4: In Kompositen häufig verwendete Dimethacrylate (Kunzelmann 2008)

Durch freie radikalische Polymerisation bilden diese Monomere ein dreidimensionales Netzwerk. Die Auswahl der verwendeten Monomere beeinflusst dabei sehr die Reaktivität, Viskosität, mechanischen Eigenschaften, die Wasseraufnahme, die Schrumpfung, den Polymerisationsgrad und zahlreiche andere Eigenschaften (Rzanny et al. 2003a, Hellwig et al. 2003, Moszner 2001, Ilie et al. 2005, 2004, Beun et al. 2009). Der Charakter der Monomere kann gezielt durch die Modifikation der Seitenketten angepasst werden. Nach Moszner et al. (2001) lassen sich für die Bewertung von Monomeren ableiten:

- die Volumenschrumpfung ist um so größer, je kleiner die polymerisierten Moleküle sind,
- aliphatische Moleküle sind flexibler als aromatische Moleküle,
- aliphatische Moleküle können mehr Doppelbindungen umsetzen, haben aber nach der Polymerisation einen geringeren Elastizitätsmodul als aromatische Moleküle,
- aliphatische Moleküle haben eine geringere Neigung zur Verfärbung als die aromatischen.

Bis-GMA ist aufgrund der Phenolringe ein relativ starres Molekül, was durch einen höheren Elastizitätsmodul gezeigt wird. Wasserstoffbrücken, welche sich zwischen den Hydroxylgruppen der Seitenketten ausbilden, sind der Grund für die hohe Viskosität des Monomers. Durch die Hydroxylgruppen ist das Monomer hydrophil, was eine Wasseraufnahme und Quellung im feuchten Milieu verursachen kann (Kunzelmann 2008, Janda 2007a). Durch die Wasseraufnahme können mechanische Eigenschaften infolge von Alterung vermindert werden, da Wasser die Silanverbindungen zwischen der Matrix und den Füllstoffen hydrolysieren kann (Kunzelmann 2008, Janda 2005).

Die Anzahl der umgesetzten Doppelbindungen ist ein Maß für die Vernetzung der Matrix. Eine geringe Netzwerkdicke, ein hoher Anteil nicht umgesetzter Doppelbindungen, führt zu einer Erhöhung der Anfälligkeit gegen Verfärbung und Verschleiß (Janda 2005). So können Moleküle von Farbstoffen in ein Netzwerk mit geringer Maschendichte leichter eindiffundieren. Bei mechanischer Beanspruchung werden Molekülketten gedehnt und gestreckt. Gerät eine Molekülkette zufällig in den Reaktionswahrscheinlichkeitsraum einer verbliebenen Doppelbindung, kann die mechanisch belastete Kette aufgetrennt werden, wobei die Gesamtstruktur der exogen einwirkenden Belastung nicht mehr standhalten kann und reißt (Kunzelmann 2008).

Gegenüber den ursprünglichen Methylmethacrylaten ist die lineare Polymerisationsschrumpfung der Dimethacrylate erheblich geringer. Die Volumenkontraktion durch lineare Polymerisationsschrumpfung beträgt bei MMA 21 %, DMA etwa 10 %, DMA-Komposite 1,4-2,3 % (Rzanny 1999b, 2000). Nach Moszner et al. (2001) wird eine Polymerisationsschrumpfung für TEGDMA mit 14,3%, für UDMA 6,7% und für Bis-GMA 6,1% angegeben. Ein Ansatz die Polymerisationsschrumpfung zu reduzieren ist die Nutzung eines Monomersystems, welches im ersten Reaktionsschritt expandiert, wie Ring öffnende Epoxide.

Da die eigentlichen Monomere durch ihre komplexe Molekülstruktur eine zu hohe Viskosität aufweisen, die den Füllstoffgehalt zu stark limitieren würde, werden Verdünnungsmittel mit kleineren C-Einheiten zugesetzt. Bis-GMA (500000-800000 mPas) weist eine signifikant höhere Viskosität als beispielsweise TEGDMA (100 mPas) oder UDMA (5000-10000 mPas) auf (Moszner et al. 2001). Die Idee des Zusatzes von Comonomeren zur Einstellung der Viskosität stammt ursprünglich von Bowen (1965). Verwendung dafür finden heute besonders Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Diethylenglycoldimethacrylat (DEGMA) (Ilie et al. 2005) aber auch UDMA. UDMA kann substituiert werden um bei der Polymerisationsschrumpfung vergleichbare Ergebnisse zu erzielen (Kunzelmann 2008). UDMA hat im Gegensatz zu Bis-GMA keine Phenolringe, sondern flexible Seitenketten, welche über Einfachbindungen verbunden sind. Sie begünstigen dadurch eine fast freie Rotation innerhalb der Kohlenstoffkette (Kunzelmann 2008). Die somit erreichte Verdünnung dient der Erhöhung des Füllgrades und ermöglicht eine gute Verarbeitbarkeit (Janda 2007a). Eine niedrige Viskosität birgt aber auch Nachteile, da es zu einer Sedimentierung großer Füllstoffe führen kann.

Die Monomere TEGDMA, Bis-GMA, UDMA haben sehr günstige toxikologische Eigenschaften. Sie haben moderate und teilweise keine Haut bzw. Schleimhaut reizende

Wirkungen. Auch bezüglich der sensibilisierenden Wirkung sowie mutagener Effekte verhalten sich die meisten Monomere unauffällig. Anzumerken ist, dass die gleichen Verbindungen auch als Acrylatverbindungen Verwendung finden. Jedoch stellen sie dabei starke Allergene dar. Eine niedrige Molmasse scheint eine wesentliche Rolle bezüglich der sensibilisierenden Wirkung zu haben (Janda 2007b).

Der organischen Phase sind außerdem Inhibitoren, Initiatoren, Akzeleratoren und Stabilisatoren zugesetzt. Initiatoren wie Campherchinon sind Moleküle, welche unter Energieeinfluss Radikale bilden, die für die radikalische Polymerisation benötigt werden. Inhibitoren können Radikale abfangen, um eine nicht gewollte vorzeitige radikalische Polymerisation zu verhindern oder die Lagerfähigkeit eines Materials zu erhöhen. Ein üblicher Inhibitor ist Hydrochinonmethylether. Akzeleratoren beschleunigen die Polymerisation. Stabilisatoren dienen der Lagerstabilität.

2.1.2 Anorganische Phase

Durch Füllstoffe erfolgt eine Beeinflussung einer Vielzahl von Materialeigenschaften (**Tab. 1**). In der Werkstoffwissenschaft werden aktive und inaktive Füllstoffe eingeteilt. Aktive Füllstoffe wirken auf das Material verstärkend, passive sollen eine Verbilligung der Produkte bewirken (Janda 2008).

Tab. 1: Wirkung der Füllstoffe auf die Eigenschaften von Kompositen

Wirkung der Füllstoffe auf Eigenschaften von Kompositen			
physikalisch	chemisch	verarbeitungstechnisch	optisch
Abrasionsstabilität Biegefestigkeit Druckfestigkeit E-Modul Härte Reißfestigkeit Scherfestigkeit Zugfestigkeit Röntgenopazität	Beständigkeit gegen - Chemikalien - Depolymerisation UV-Stabilität Wasseraufnahme Wasserlöslichkeit	Aushärtungsschrumpfung Beschleifbarkeit Fließverhalten Fräsbarkeit Viskosität Polierbarkeit Thermische Schrumpfung	Farbe Glanz Oberflächenqualität Transparenz

Die mechanischen Eigenschaften steigen durch Erhöhung des Anteils an Füllstoffen an. Sie können dadurch jedoch nicht beliebig optimiert werden (Hoffmann 2004). Mit dem Ersatz von Monomer durch Füllstoff kann die Volumenschrumpfung von Kompositen während der Polymerisation auf Werte zwischen einem und fünf Volumenprozent reduziert werden. Auch andere nachteilige matrixbedingte Eigenschaften, wie Quellung durch Wasseraufnahme und hoher Wärmeausdehnungskoeffizient, werden durch eine Erhöhung des Fülleranteils minimiert. Des Weiteren ist der Brechungsindex der Füllstoff zur Entwicklung eines ästhetischen zahnfarbenen Kompositwerkstoffes von Bedeutung. Er sollte möglichst dem der Matrix entsprechen (Kunzelmann 2008).

Durch die Füllstoffe werden auch klinische Anforderungen, wie zum Beispiel die Röntgenopazität und kariespräventive Effekte durch Fluoridfreisetzung erfüllt (Ilie et al. 2005, Kunzelmann 2008, Janda 2007a). Für die Röntgenopazität werden Elemente (**Ordnungszahl**) mit hohen Ordnungszahlen zugesetzt, da diese die Röntgenstrahlen stärker absorbieren als Elemente mit niedriger Ordnungszahl. Prinzipiell kann dies über das Monomer und über das Füllstoffsystem erfolgen (Ott 1990). Derzeit wird die Röntgenopazität kommerzieller Komposite über das Füllstoffsystem realisiert (Kunzelmann 2008). Es fanden hierfür Schwermetalle wie Barium (**56**) und Strontium (**38**) in den Gläsern Verwendung. Jedoch machen nach Ilie et al. (2005) die hydrolytische Instabilität des Barium-Glases im Mundmilieu und die mögliche Toxizität den Einsatz dieser Stoffe zum Problem. Daher wurden andere schwere Elemente wie z. B. Zink (**30**), Zirkonium (**40**), Lanthan (**57**), Ytterbium (**70**) eingesetzt (Ilie. et al. 2005). Nach DIN EN ISO 4049 (2001) wird für die Röntgenopazität ein Äquivalentwert wie bei Aluminium von 1 mm Dicke (100%) gefordert. Unter klinischen Gesichtspunkten gilt ein Füllungswerkstoff als ausreichend röntgenopak, wenn er den Äquivalentwert von Schmelz erreicht (Kunzelmann 2008, Städtler 2005). Die relative Röntgenopazität von Schmelz schwankt zwischen 197-215 % Aluminium, Dentin wird mit 100-118 % Aluminium angegeben (Haak und Noack 1996, Städtler 2005).

Ytterbiumtrifluoridpartikel als Füllstoff zeigen nicht nur gute Röntgenopazität, sondern auch eine langsame Abgabe von Fluoridionen (Braden 1997, nicht Janda 2007a). Nach Janda (2007b) ist die Löslichkeit der Füllstoffe sehr gering und daher als biologisch inert zu betrachten.

Die ersten Füllstoffe waren gemahlene Quarzfüllstoff-Makrofüller. Die durchschnittliche Füllergröße lag über 10 µm (Kunzelmann 2008). Die Größe der Füllstoffe war durch den damaligen Entwicklungsstand des Mahlprozesses definiert. Sie wiesen aufgrund des Brechungsindex hervorragende ästhetische Eigenschaften auf, jedoch waren sie nicht röntgenopak und wiesen ein schlechtes Verschleißverhalten auf.

In den letzten zwanzig Jahren wurde innerhalb aller Füllstoffgruppen die durchschnittliche Partikelgröße enorm reduziert, wodurch der Füllstoffanteil gesteigert und die Werkstoffeigenschaften verbessert wurde. Als anorganische Füllstoffe werden feinstteiliges Siliziumdioxid, Zirkoniumoxid, Borosilikatgläser, mikrofeine Barium- oder Strontiumsilikatgläser, auch poröse Gläser, Quarze, Zirkoniumdioxidgläser und Yttrium- oder Ytterbiumtrifluorid verwendet (Janda 1996, 2007a, 2007b). Die vielfältigen Füllstoffe zur Herstellung von dentalen Kompositen sind in **Abbildung 5** aufgeführt.

Füllstoffe in Dentalpolymeren
Nicht agglomerierte silanierte SiO ₂ Nanopartikel (ca. 0,007-0,04 µm)
Silanierte Ba-, Sr-Borosilikatgläser, splinterförmig, kompakt oder porös (0,7-1,5 µm)
Silanisierter Quarz, splinterförmig (0,7-1,5 µm)
Silanisierter ZrO ₂ , splinterförmig (0,7-1,5 µm)
Nanocluster aus co-gefällten silanierten SiO ₂ /ZrO ₂ (0,0001-0,1 µm)
Nicht agglomerierte Nanocluster aus co-gefällten silanierten SiO ₂ /ZrO ₂ (0,0001 µm)
Silaniertes Yttrium oder Yttriumtrifluorid, kugelförmig (1 µm)
Silanierte Fluorosilikatgläser, splinterförmig (1,5 µm)
Splinterpolymere, gefüllt mit nicht agglom. silanierten SiO ₂ Nanopartikel (1-100 µm)
Perlpolymere, gefüllt mit nicht agglom. silanierten SiO ₂ Nanopartikel (1-100 µm)
Perlpolymer, vernetzt und unernetzt (20 µm)

Abb. 5: Füllstoffe zur Herstellung von dentalen Kompositen (nach Janda 2007a)

Neu sind die Nanopartikelkomposite, welche strukturelle Komponenten mit einer Größenordnung in der unteren Nanometerskala (ca. 1 – 100 nm) enthalten (Kickelbick 2005). Es muss allerdings zwischen nanohergestellten Kompositen und Kompositen mit Füllstoffen in Nanopartikelgröße unterschieden werden. In den in Nanotechnologie hergestellten Kompositen finden sich sogenannte Cluster, wie das Agglomerat von 5 - 20 nm großen Füllkörpern bezeichnet wird (Ernst und Willershausen 2003). Typische Vertreter von definierten Nanobausteinen sind Käfigverbindungen, die sich von Silsesquioxanen oder Spherosilikaten ableiten. Die meisten dieser Systeme lassen sich durch die allgemeine Formel $[xSiO_{1,5}]_n$ beschreiben. In Abhängigkeit von x unterscheidet man zwischen polyedrischen Oligohydrosilsesquioxanen, polyedrischen Oligosilsesquioxane (POSS), wenn x eine organische Gruppe ist, und Spherosilikaten, wenn x eine Siloxy-Gruppe darstellt (Kickelbick 2005). Weitere Nanobausteine, die in letzter Zeit häufig in der Herstellung von Nanokompositen eingesetzt werden, sind Metalloxocluster (Sanchez et al. 2001). Häufig dabei verwendete Metalle sind Sn, Ti, Zr, Ta, Hf, Ce, Nb (Kickelbick 2005). Die aus diesen Partikeln bestehenden Komplexe erreichen eine Gesamtgröße von 0,6 µm bis 1,4 µm (Ernst und Willershausen 2003). Zusätzlich werden feinstkörnige Siliziumdioxid-Füllkörper in die Kompositmatrix integriert, die als „Nanomere“ bezeichnet werden. Die nicht agglomerierten Mikrofüllkörper in Größen um 20 nm befinden sich frei in der Matrix (Ernst und Willershausen 2003, Ernst et al. 2003). Die Partikel werden nicht durch Mahlprozesse hergestellt, sondern durch die Sol-Gel-Chemie über Hydrolyse und Kondensation aus Vorstufen. Der Prozess kann bei einem bestimmten Zeitpunkt abgebrochen werden, um sphärische Partikel mit definierter Größe zu erhalten (Manhart 2006).

Durch die Agglomeration wird es ermöglicht den Füllgrad zu erhöhen, wodurch er dem der Hybridkomposite entspricht (Ernst et al. 2003, Manhart et al. 2004, Kickelbick 2005). Bessere mechanische Eigenschaften, wie eine höhere Abriebhärte, höhere Festigkeit, Haltbarkeit sowie eine niedrigere Polymerisationsschrumpfung und bessere Ästhetik sind dadurch zu erwarten (Lindberg 2005, Ernst und Willershausen 2003, Manhart 2006, Kickelbick 2005).

Damit die Eigenschaften der verwendeten Füllstoffe auf das Komposit übertragen werden können, muss ein guter Verbund zwischen Matrixharz und Füllstoff vorhanden sein. Dieser Wechselwirkung wird bei den Kompositwerkstoffen durch Oberflächenbehandlung der Füllstoffoberflächen erreicht, durch eine Verbundphase.

2.1.3. Verbundphase

Die Eigenschaften eines Komposits werden von der vorhandenen organischen Matrix, den verwendeten Füllstoffen und der Verbundphase bestimmt, wobei die Verbundphase einen wesentlichen Teil übernimmt. Der Verbund zwischen organischen und anorganischen Bestandteilen wird bei den Kompositwerkstoffen durch Oberflächenbehandlung der Füllstoffe erreicht. Die Verbundphase hat verschiedene Aufgaben (Janda 2007a):

- kovalente Verbund zwischen Füllstoffoberfläche und Polymermatrix,
- Hydrophobierung des Füllstoffes,
- die Optimierung der Benetzung der Füllstoffe mit der Kunststoffmatrix,
- das Erreichen hoher Füllgrade.

Silane sind eine Stoffgruppe, welche aus einem Siliziumgrundgerüst und Wasserstoff bestehen. Man kann die Struktur der Silane von der Formel SiR_{1-4} ableiten, R wird dabei mit organischen Resten substituiert. Bis zu drei der vier vorhandenen Reste, die eine Verbindung mit den Füllstoffen eingehen können, werden durch funktionelle Gruppen ersetzt (Kunzelmann 2008). Das in methacrylatbasierten Matrixsystemen oft verwendete Silan ist 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan.

Die Silane besitzen einen hydrophoben und einen hydrophilen Molekülanteil, welcher über eine hydrolysierbare Siliziumgruppe mit der Füllstoffoberfläche reagiert. Der hydrophobe Teil des Haftsilans ist ein organofunktioneller Rest, welcher den Verbund zur Kunststoffmatrix ermöglicht. Durch Anlagerung der Haftsilane an die hydrophile Oberfläche der Füllstoffe wird deren Oberfläche hydrophob und die Verbindung mit der hydrophoben Kunststoffmatrix kann erfolgen. Es werden nicht nur Silane, welche einen Verbund eingehen, verwendet, sondern auch solche, die unreaktiv bleiben. Die nicht funktionellen Silanmoleküle können die Eigenschaften des Komposits beeinflussen (Wilson et. al. 2005).

2.1.4. Polymerisationsmechanismus

Lichthärtende Komposite sind Einkomponentenmaterialien. Bei lichthärtenden Kompositen kann man UV-Licht-härtende und Halogen-Licht-härtende Materialien unterscheiden. Heutzutage werden fast ausschließlich Halogen-Licht-härtende Werkstoffe verwendet, da das UV-Licht eine schädigende Wirkung auf die Netzhaut haben und nur eine limitierte Durchhärtung bewirken kann.

Die Materialien enthalten einen Photoinitiator, ein Diketon (z. B. Kampferchinon) mit einem Reduktionsagens (aliphatisches Amin). Die Initiatoren starten die Polymerisationsreaktion des Komposits, wenn sie von Licht ausreichender Intensität und im kompatiblen Wellenlängenbereich aktiviert werden. Die funktionelle Gruppe des Initiatorsystems absorbiert ein Photon. Das Molekül wird dadurch in einen angeregten Zustand versetzt. Wenn das Initiatorsystem in diesem reaktionsfähigen Zustand auf ein Amin trifft, beginnt ein Elektronentransfer. Er führt zur Bildung eines freien Radikals, welches ein extrem energiereiches Molekül mit einem ungepaarten Elektron in seiner äußersten Schale darstellt. Dieses Radikal strebt eine kovalente Bindung mit einer anderen Gruppe an. Es reagiert mit den ungesättigten C=C-Doppelbindungen der Monomere und es folgt ein radikalisches Kettenwachstum. Bei diesem Kettenwachstum wird der Radikal-Monomer-Komplex selbst zum Radikal und sucht seinerseits nach einer C=C-Verbindung, um zu reagieren. Die Polymerisationsreaktion bricht ab, wenn zwei Radikale aufeinandertreffen (Janda 2005).

Andere Initiatoren, wie Lucerin, werden aufgrund der fehlenden gelben Eigenfarbe vorrangig bei Bleach-Farben oder bei lichtpolymerisierenden Lacken zur Reduktion der Sauerstoffinhibitionsschicht eingesetzt (Ernst 2005).

Bei Anwesenheit von Sauerstoff entsteht eine Sauerstoffinhibitionsschicht. Dabei reagieren die Radikale bevorzugt mit Sauerstoff, wodurch Peroxide entstehen. Es findet dabei keine Polymerisationsreaktion statt und es bleiben unveränderte Monomere zurück (Rueggeberg et al. 1999). Diese Schicht ermöglicht den Verbund zwischen den Lagen bei der Schichttechnik. Bei der definitiven Füllungstherapie ist die Sauerstoffinhibitionsschicht mit ihrem erhöhten Restmonomergehalt nicht erwünscht, sodass eine abschließende Oberflächenbearbeitung erfolgen muss.

Der meist eingesetzte Initiator für polymerisierbare Füllungsmaterialien, Kampherchinon, zeigt ein Absorptionsspektrum zwischen 360 nm und 550 nm mit einem Absorptionsmaximum bei 470 ± 20 nm (Hofmann et al. 2002). Alternative Initiatorsysteme (wie z. B. Lucerin) haben ein Maximum des Absorptionsspektrums bei Wellenlängen kleiner als 450 nm (Hofmann et al. 2002). Das beste Ergebnis für die Aktivierung des Photoinitiators

wird erreicht, wenn die Energie der Photonen der benötigten Aktivierungsenergie der Initiatoren gleicht (Ilie et al. 2005).

Für eine optimale Polymerisation ist das Erreichen einer hohen Konversionsrate notwendig. Sie kann durch eine minimale Anzahl von aktivierten Fotoinitiatoren erreicht werden. Dafür ist entweder ein Minimum an Photonen oder ein Minimum an Lichtdosis notwendig. Althoff und Hartung stellten folgende Richtlinien für eine optimale Polymerisation eines Materials auf (Althoff und Hartung 2000):

- durch eine optimierte Wellenlänge wird eine optimale Polymerisation durch eine minimale Lichtdosis erreicht,
- die Belichtung eines Materials soll so gestaltet sein, dass interne Spannungen durch Fließen des Materials vor dem Erreichen des Gelpunktes abgebaut werden können,
- eine oberste Intensitätsbegrenzung muss respektiert werden.

Für die Polymerisation einer Füllung ist jedoch aus ökonomischen Gründen eine kurze Aushärtungszeit erwünscht. Eine Halbierung der Zeit und eine Verdoppelung der Lichtintensität sind erforderlich, um die gleiche Dosis zu erreichen. Eine Erhöhung der Intensität kommt jedoch mit der zweiten Richtlinie nach Althoff und Hartung (2000) in Konflikt. Eine hohe Lichtintensität und eine verkürzte Polymerisationszeit lässt keine Zeit für die Reduktion innerer Spannungen. Außerdem wird durch eine höhere Intensität auch die Effizienz der Fotoinitiatoren herabgesetzt, was eine höhere Dosis für eine gleiche Konversionsrate erfordert (Ilie et al. 2005, Trixner 2006).

Nach Ernst (2005) besteht trotz der gestiegenen Leistung der Lichtgeräte weiterhin die Faustregel mindestens 40 sec. pro Inkrement zu polymerisieren. Ein Komposit kann nicht überpolymerisiert werden. Jedoch kann eine Erhöhung der Polymerisationsleistung zu einer Steigerung der einwirkenden Temperatur führen. Nach Zach et al. (1965) führte bereits eine Erhöhung der Temperatur des pulpalen Gewebes um 5,5°C in 15% zu einer irreversiblen Pulpaschädigung. Uhl et al. (2006) lassen jedoch keine negative Einflussnahme auf Pulpazellen bei Steigerung der einwirkenden Temperatur befürchten.

2.1.5. Indikation und Kontraindikationen von Kompositen

Nach einer gemeinsamen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde (DGZMK) können Komposite für Klasse-I-Läsionen und Klasse-II-Läsionen (einschließlich mit Ersatz einzelner Höcker) und Klasse-V-Versorgungen eingesetzt werden. Eine weitere Indikation besteht bei Patienten mit bestehender Allergie gegen Metalllegierungen oder anderen

Füllungsmaterialien. Ziel ist eine kavitätenbezogene Restauration zur Wiederherstellung der ursprünglichen Zahnform oder eine von Kavitäten unabhängige Versorgung zur Zahnkorrektur (Hickel et al. 2005, Heidmann et al. 2003). Ernst (2010) führt an, dass die Indikationen für Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich heute deutlich weiter gestreckt werden können als noch vor einigen Jahren. Als Grund dafür werden Verbesserungen der Füllungsmaterialien und der Adhäsivsysteme sowie das ansteigende Maß an Erfahrungen angeführt.

Komposite können nicht bedingungslos angewendet werden. Einschränkungen bestehen bei zahnbezogenen Variablen, wie erschwerter Zugänglichkeit, bei eingeschränkter Darstellung, wie unsicherer marginaler Adaptation der Matrize, bei funktionsbezogenen Variablen, wie bei starken Parafunktionen, bei fehlender okklusaler Abstützung am Zahnschmelz und durch verhaltensbezogenen Variablen, wie eingeschränkte Mundhygiene. Kontraindikationen bestehen bei der nicht gegebenen Möglichkeit der adäquaten Trockenlegung und bei Patienten mit klinisch relevanten Allergien gegenüber Inhaltsstoffen von Kompositen sowie Adhäsiven (Hickel et al. 2005).

2.2. Düninfließende Komposite

Seit Einführung der adhäsiven Befestigung haben die dentalen Verbundwerkstoffe viele Anwendungsmöglichkeiten dazugewonnen. Dabei hat vor allem das Interesse der Behandler an Materialien mit einfachen Anwendungs- und Verarbeitungseigenschaften die Entwicklung neuer Produkttypen vorangebracht (Lee et al. 2006, Strassler 2007). Gegen Ende von 1996 wurde mit den düninfließenden Kompositen eine neue Produktklasse eingeführt (Strassler et al. 2007, Imperio et al. 2007). In den folgenden Jahren erlebten diese Materialien einen kommerziellen Boom (Frankenberger et al. 1999).

Die Zusammensetzung der düninfließenden Komposite entspricht, abgesehen von einem reduzierten Füllstoffgehalt und einer veränderten Zusammensetzung der Monomermatrix, durch Erhöhung des Anteils an Verdünnermolekülen, dem der normalen Füllungskomposite (Behle 1998, Bayne et al. 1998, Manhart 2006, Baroudi et al. 2007, Christensen 2003, Garcia et al. 2006, Imperiano et al. 2007, Labella et al. 1999, Frankenberger et al. 1999). Die verwendeten Comonomere sind dünnflüssige Acrylate wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Diethylenglycoldimethacrylat (DEGMA). Die ersten düninfließenden Komposite waren nicht hoch gefüllt und damit sehr anfällig in belasteten Bereichen (Strassler 2007). Abhängig von dem verwendeten Füllstofftyp wiesen sie einen Volumenanteil von 37 bis 46 Vol.-% (52 bis 68 Gew.-%) an anorganischen Füllstoffen auf. Der Volumenanteil war

damit 20% bis 25% geringer als bei konventionellen Kompositen (Bayne et al. 1998). In einer späteren Untersuchung gaben Bonilla et al. (2003) Werte von 41 bis 55 Vol.-% (50 bis 70 Gew.-%) an. Die in dieser werkstoffkundlichen Untersuchung verwendeten Flowables wiesen einen Volumenanteil von 31 bis 66 Vol.-% (55 bis 80 Gew.-%) auf. Eine stetige Zunahme des Füllstoffanteils bei einer Verringerung der mittleren Füllstoffgröße kann vermutet werden.

Durch den verminderten Füllstoffgehalt haben fließfähige Komposite schlechtere mechanische Eigenschaften als herkömmliche Hybrid-Komposite (Attar et al. 2003, Bonilla 2003, Labella et al. 1999, Bayne et al. 1998, Sabbagh et al. 2002, Garcia et al. 2006, Giachetti et al. 2007, Frankenberger et al. 1999). Der geringere Füllstoffgehalt bedingt eine niedrigere Vickers-Härte, Röntgenopazität und eine höhere Wasseraufnahme (Bouschlicher et al. 1999, Sabbagh et al. 2004, Ilie et al. 2005, Murchison et al. 1999, Attar et al. 2003). Auch die Farbe, Transluzenz und Fluoreszenz dünnfließender Materialien unterscheiden sich teils signifikant von korrespondierenden herkömmlichen Materialien (Yu und Lee 2008).

Murchison et al. (1999) und Attar et al. (2003) untersuchten die Röntgenopazität verschiedener Flowables. Nur ein Teil der untersuchten Materialien zeigte gleiche oder höhere Äquivalenzwerte wie die Zahnhartsubstanz Schmelz. Der Äquivalenzwert des Schmelzes wird als Mindestwert für Füllungsmaterialien empfohlen (Murchison et al. 1999, Bouschlicher et al. 1999, Imperio 2007). Eine geringere Radioopazität sollte vor allem bei Klasse-II-Kavitäten vermieden werden. Sie könnte dort als Spalt unter der radioopakeren Schicht eines Hybrid-Komposits erscheinen und beispielsweise als eine Sekundärkaries interpretiert werden (Strassler 2007, Murchison et al. 1999).

Die Eigenschaften der Komposite werden auch durch die Art der verwendeten Monomere beeinflusst (Hellwig et al. 2003, Moszner et al. 2001, Ilie et al. 2005). Da die meisten Kunststoffe, die heute in der Zahnmedizin verwendet werden, aus einer Mischung komplexer mono- und polyfunktionaler Monomere bestehen, ist deren Einfluss verschieden. Die einzelnen Monomere sind für mechanischen Eigenschaften, Wasseraufnahme, Polymerisationsschrumpfung, Polymerisationsgrad, Viskosität und zahlreichen anderen Eigenschaften mit verantwortlich (Hellwig et al. 2003, Moszner et al. 2001, Ilie et al. 2005, Beun et al. 2009). Die Eigenschaften der organischen Matrix werden von der molekularen Struktur und der Konversionsrate der Kohlenstoffdoppelbindungen der Acrylgruppen bestimmt (Ilie et al. 2005).

Das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung wird durch Faktoren wie Molekulargewicht, Zusammensetzung und Menge der Monomere im Komposit, dem Füllstoffanteil sowie durch den Grad der Vernetzung der organischen Matrix definiert (Janda 2007, Ilie et al. 2005,

Labella et al. 1999). Der Füllstoffgehalt beeinflusst dabei umgekehrt proportional die Höhe der gemessenen Werte (Baroudi et al. 2007). Fließfähige Komposite weisen daher eine höhere Polymerisationsschrumpfung als Hybridkomposite auf. Nach Baroudi et al. (2007) zeigen die untersuchten Flowables eine Polymerisationsschrumpfung von 2,61 % bis 6,25 % bei 23 °C.

Das Anwendungsspektrum der Flowables ist durch ihre Fließeigenschaften breit gefächert. Nach Christensen (2003) liegt in der Leichtigkeit ihrer Verarbeitung ein Grund für ihre Popularität. Hauptindikationen von dünnfließenden Materialien sind aufgrund ihrer werkstoffkundlichen Eigenschaften in Bereichen mit niedrigem Verschleiß zu sehen (Attar et al. 2003, Bonilla et al. 2003, Labella et al. 1999, Bayne et al. 1998, Sabbagh et al. 2002, Garcia et al. 2006, Giachetti et al. 2007, Frankenberger et al. 1999, Clelland et al. 2005, Gallo et al. 2006). Rada (1998) empfiehlt fließfähige Komposite allgemein für kleine Versorgungen der Klassen I, II und V, als Unterfüllungsmaterial und Liner und für kleine Reparaturen von Kunststoffversorgungen. Weitere Anwendungsmöglichkeiten bestehen für Klasse-III-Restaurationen, zur Reparatur von Kronenrändern, für Kernaufbauten und zur Nutzung für die adhäsive Befestigung (Bayne et al. 1998).

Während die ersten Flowables nur für sehr kleine konservative Klasse-I-Präparationen verwendet wurden, gibt es heute Berichte über ausgedehnte Anwendungen der Flowables (Strassler 2007). Die unterlegenen mechanischen Eigenschaften sollten diese Verwendung jedoch auf gering belasteten Bereichen beschränken. Sie passen aufgrund ihrer Eigenschaften gut in den Trend der minimalinvasiven Behandlungsmöglichkeiten (Bayne et al. 1998, Peters und Mc Lean 2001, Strassler et al. 2005). Nach Peters und McLean (2001) zählen zu den minimalinvasiven Möglichkeiten verschiedene Präparationen von Okklusalfächen (präventive Restaurationen, die den Fissurenbereich umfassen; kleine okklusale Präparationen mit erheblichen Anteil an den Fissuren, Versiegelungen unter Nutzung spezieller Fräsen), approximale Slot- und Tunnelpräparationen sowie zervikale Präparationen. Auch bei koronalen Infrakturen kann das dünnfließende Material im Bereich des leicht erweiterten Risses injiziert werden. So besteht die Möglichkeit einer ultrakonservativen minimalinvasiven Alternative zu einer Versorgung mit Onlay oder Krone (Behle 2002). Durch das gute Anfließen und Adaptionsvermögen (Frankenberger et al. 1999) und die Applikationsform können die Materialien direkt in die Kavität injiziert (Moon et al. 2002) werden und mit einer Sonde oder beispielsweise mit einer kleinen Bürste verteilt werden (Abedian 2006, Frankenberger et al. 1999). Entsprechend dieser Verwendung werden sie von den meisten Herstellern in Spritzen oder Cavifils abgefüllt.

Flowables können auch für Klasse-V-Versorgungen verwendet werden. Eine okklusale Belastung führt zu einer Biegung des Zahnes, die das Einwirken von Verschiebekräften auf Versorgungen im Zahnhalsbereich zur Folge hat. Fließfähige Komposite sind gerade durch ihren geringeren Elastizitätsmodul für Zahnhalsfüllungen geeignet (Garcia et al. 2004, Althaus 2008, Fortin und Vargas 2000).

Bei ihrer Verwendung als Liner erfüllen Flowables nicht die ursprüngliche Aufgabe eines Unterfüllungswerkstoffes im Sinne des Pulpenschutzes, da ihre Zusammensetzung aus denselben Komponenten resultiert wie bei konventionellen Kompositen (Cristensen, 2003). Grund für die Verwendung als Liner oder Unterfüllungsmaterial ist besonders in der leichten Applikation und der guten Benetzbarkeit der Oberfläche in Unterschnitten und Unregelmäßigkeiten der Kavität zu sehen (Garcia et al. 2006, Frankenberger et al. 1999, Hugo 1999, Behle 2002). Flowables als Zwischenschicht zeigten sich als eine effektive Art und Weise, um Fehlstellen zwischen der Restauration und der Kavitätenwand zu reduzieren (Estafan et al. 2000, Cilli et al. 2000, Chuang et al. 2001). Nach Christensen (2002) besteht die Möglichkeit der Reduktion von Sensitivitäten bei Anwendung der Total-Etch-Technik. Man schließt daraus, dass sie einen Puffer zwischen Zahn und der Füllung bilden und Undichtigkeiten zwischen Bonding und geätzter Dentinoberfläche schließen können.

Fließfähige Komposite weisen zwar eine höhere Polymerisationsschrumpfung auf, jedoch ist es die Polymerisationsspannung, die eine negative Beeinflussung bewirkt (Filtek, Firmenschrift 3M ESPE). Vermutlich gleichen die geringen Elastizitätsmoduli im Vergleich zu den herkömmlichen Kompositen die stärkere Schrumpfung aus (Labella et al. 1999, Giachetti et al. 2007). Braga et al. (2003) stellte in einer Untersuchung die Abhängigkeit des Kontraktionsstress im Verhältnis zur Mikroleakage dar. Es wurde gezeigt, dass die gemessene Polymerisationsspannung nicht größer als bei normalen Kompositen war. Der Kontraktionsstress ist dabei abhängig von den Materialeigenschaften des Komposits. Es wird vermutet, dass bei Verwendung eines Flowables mit geringem Elastizitätsmodul als Liner einen Teil der Polymerisationsspannung eines konventionellen Komposits aufgefangen werden kann (Cilli et al. 2000, Garcia et al. 2004, Frankenberger et al. 1999, Manhart 2006, Braga et al. 2003). Die Autoren stellten fest, dass fließfähige Komposite einen positiven Einfluss auf die Reduktion der Belastung an den gebondeten Kontaktflächen durch physikalische und chemische Reize haben können. Der Vorteil, gemessen an der Mikroleakage, wurde in Studien festgestellt (Hennig et al. 2004, Glockner et al. 2007, Korkmaz et al. 2007, Beer et al. 2008, Belli et al. 2007, Olmez et al. 2007), in anderen nicht oder nur eingeschränkt (Jain und Blecher 2000, Wibowo und Stockton 2001, Cilli et al. 2000,

Chuang et al. 2001, Lindberg 2005, Sensi et al. 2004, Efes et al. 2006, Reis et al. 2003). Es muss aber auch darauf hingewiesen werden, dass bei Nutzung dünnfließender Materialien im approximalen Kasten die Gefahr der Bildung von interdentalen Überhängen besteht. Bei schichtweiser Einbringung sollte daher unbedingt eine schichtweise Härtung erfolgen (Frankenberger et al. 1999).

Durch die leichte Anwendung der dünnfließenden Materialien werden in der Literatur weitere Anwendungsmöglichkeiten beschrieben. So können sie für die Reparatur kleinerer Defekte an Füllungen eingesetzt werden. Die Reparatur mit diesen Kompositen ist eine effektive, minimalinvasive und kostengünstige Technik, die zu einer ausreichenden Verbundfestigkeit mit Kompositen auf Bis-GMA Basis führt (Hagge et al. 2002). Pappacchini (2006) zeigt, dass der Einsatz eines dünnfließenden Materials einen positiven Einfluss auf die Qualität und die Festigkeit des Verbundes bei der Kompositreparatur aufwies. Auch die marginale Integrität von reparierten kompositbegrenzten Klasse-II-Kavitäten konnte durch deren Einsatz verbessert werden (Frankenberger et al. 2003). Tezvergil et al. (2004) führten in ihrer Veröffentlichung jedoch keine eindeutige Erhöhung der Reparaturfestigkeit auf.

Große Vorteile weisen die dünnfließenden Materialien bei der parodontalen Verblockung auf. Es entfällt nach Applikation die teils umständliche Modellation mit dem Spatel, da das Material eigenständig in den Approximalraum fließt (Frankenberger et al. 1999). Die drucklose Applikation und das gute Anfließverhalten ermöglichen somit eine Verblockung gelockerter Zähne in physiologischer Stellung. Es entfallen iatrogene Stellungsänderungen der Zähne, die nach Polymerisation zu Einschleifmaßnahmen führen würden. Auch zum Fixieren von Kieferbruchschienen oder bei der Akutversorgung eines Frontzahntraumas eignen sich fließfähige Komposite bei der Draht-Mesh-Technik oder Draht-Komposit-Schienen (Küttner 2004, Berthold und Petschelt 2009).

Die Möglichkeit, Versorgungen adhäsiv zu befestigen, nimmt heute einen immer höheren Stellenwert ein. Eine sichere und langlebige Befestigung ist die Voraussetzung. Nach Rab (2008) wiesen Komposite im Vergleich zu Zementen durch ihre höheren mechanischen Eigenschaften eindeutige Vorteile bei der Befestigung von Restaurationen auf. Sie lassen daher einen besseren und langjährigen Sitz dieser Versorgungen erwarten. Vor allem bei der minimalinvasiven Restaurationsform Veneer wird auf eine retentive Präparationsform verzichtet, somit ist eine adhäsive Befestigung zwingend notwendig. Für die Befestigung solcher und anderer Versorgungen können niedrig visköse Komposite ebenso gut wie normalvisköse verwendet werden (Kunzelmann und Kern 2005).

Der Gebrauch der Flowables als gefülltes Adhäsiv wird nach Frankenberger et al. (2002) nicht empfohlen. Die untersuchten Komposite erfüllten nicht die Anforderungen, um als Dentinadhäsiv zu fungieren. Sie konnten das geätzte und geprimte Dentin nicht vollständig hybridisieren, da sie die Oberfläche nur unvollständig penetrierten. Auch die Funktion als Schmelzbonding ohne ein zwischengeschaltetes Bonding konnten sie nicht ganz erfüllen.

Die Hauptvorteil der dünnfließenden Komposite besteht in der guten Benetzbarkeit, welche eine Penetration jeder Unregelmäßigkeit ermöglicht. Sie können als Liner von minimaler Stärke verwendet werden und dadurch Lufteinschlüsse und Blasen vermieden werden (Olmez et al. 2007) und der hohen Flexibilität, um in stressreichen Zonen eingesetzt zu werden. Nachteile bestehen in ihrer hohen Polymerisationsschrumpfung, indirekt ausgelöst durch den verminderten Füllstoffanteil und schwächere mechanische Eigenschaften.

Mit fließfähigen Kompositen steht dem Zahnarzt bei zahnfarbenen Füllungsmaterialien eine weitere Alternative zur Verfügung. Aufgrund ihrer Konsistenz, den Verarbeitungsmerkmalen und ihres Applikationssystems stellen sie in bestimmten Fällen eine attraktive Alternative dar. Flowables sind somit eine sinnvolle Erweiterung des Kompositorsortiments.

2.3. Adhäsive

Basierend auf der Entdeckung der Schmelzhaftung von Buonocore im Jahr 1955 hat sich die zahnärztliche Adhäsivtechnik entwickelt. Die Schmelzhaftung wird durch einfaches Ätzen der Zahnoberfläche erreicht. Zurzeit hat diese Technik eine sehr große Bedeutung in der Zahnheilkunde, vor allem bei der Versorgung mit zahnfarbenen plastischen Materialien oder zahntechnisch gefertigten Arbeiten. Sie wird aber auch in der Kieferorthopädie oder präventiven Zahnheilkunde verwendet. Während die Schmelz-Ätz-Technik seit einigen Jahren als technisch gelöst betrachtet werden kann, sind bei der Dentinhaftung optimale Ergebnisse weiter offen (Janda 2009, Frankenberger 2006).

Die Zusammensetzung (**Abb.: 6**) der Adhäsive ist untereinander recht ähnlich. Es sind in der Regel hydrophobe (Bis-GMA, UDMA), hydrophile (HEMA, HPMA) und amphiphile (GDM) Monomere enthalten.

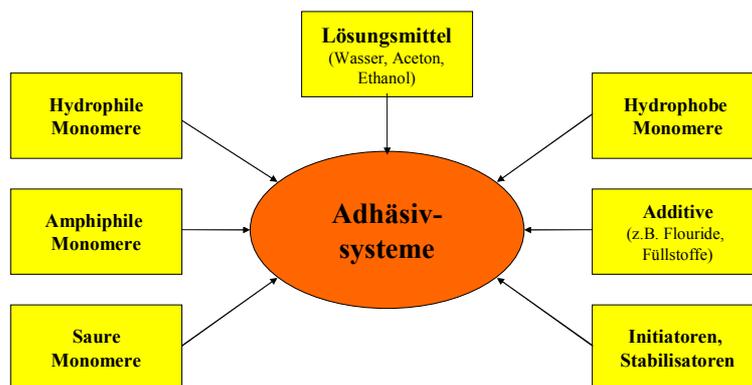


Abb. 6: Grundsätzliche Zusammensetzung der Zahnadhäsive (nach Janda 2009)

Bei amphiphilen Monomeren ist der hydrophobe und der hydrophile Charakter enthalten. Hydrophile und amphiphile Monomere werden häufig mit sauren Monomeren (Maleinsäure, PMDM, 4-Meta) kombiniert. Bei den sauren Monomeren handelt es sich um Carbonsäuren oder methacrylierte oder acrylierte Phosphorsäureester (Janda 2009). Besonders bei den selbstätzenden Monomeren spielen sie eine bedeutende Rolle. Weiterhin sind auch Lösungsmittel, wie Wasser, Aceton und Ethanol, Füllstoffe, Initiatoren und teilweise Stabilisatoren enthalten. In der Regel sind Adhäsive lichthärtend. Ausnahmen sind selbsthärtende Adhäsive, welche zur Befestigung von Wurzelstiften eingesetzt werden können.

Während die Adhäsivsysteme bislang chronologisch nach Generationen eingeteilt wurden, besteht seit Kurzem die Erkenntnis, dass diese Einteilung nicht mehr vertretbar ist. Dies ergab sich vor allem aus der Tatsache, dass die Art der Konditionierung und die Anzahl der Applikationsschritte (**Abb. 7**) wichtiger als der Zeitpunkt der Markteinführung sind (Frankenberger 2006, Frankenberger 2009, Janda 2009). Bei einer Kavität mit Schmelz- und

Dentinbegrenzung können als Arbeitsschritte die Schmelzätzung, die Konditionierung des Dentins, die Primer-Vorbehandlung und der Vorstrich des Adhäsivs anfallen (Haller und Blunk 2008). Die Konditionierung kann auf verschiedene Weisen erfolgen. Bei der Etch-and-rinse-Technik werden häufig 30-40%-ige Phosphorsäuregele verwendet, die nach der Einwirkzeit abgespült werden müssen. Bei der Self-Etch-Technik werden saure Monomerlösungen eingesetzt, die nicht abgespült werden müssen. Bei der selektiven Schmelzätzung wird nur der Schmelzrand geätzt. Dentin wird ausgespart.

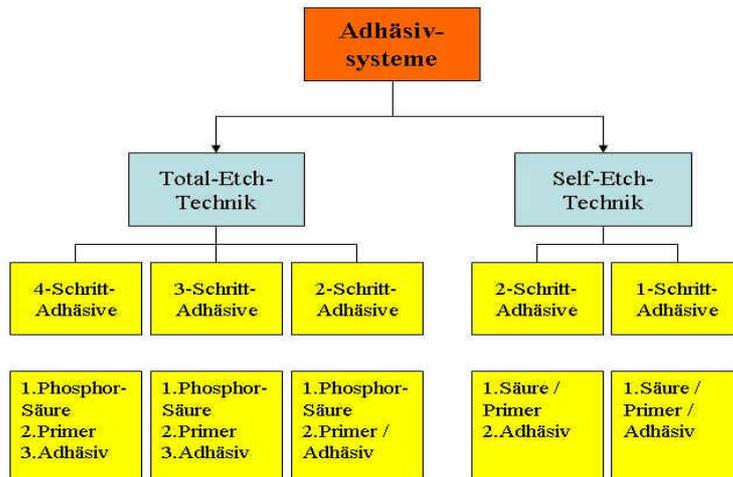


Abb. 7: Klassifikation der Adhäsive nach Verarbeitung und Anzahl der Applikationsschritte

Im Gegensatz zum Schmelz ist Dentin weniger stark mineralisiert. Dentin besteht zu 50-70 Gew.-% aus anorganischem und zu 20-30 Gew.-% aus organischem Material sowie zu 10-20 Gew.-% aus Wasser bzw. Dentinflüssigkeit (Marshall et al. 1997). Aufgrund des heterogenen Gefüges des Dentins ist eine Haftung wesentlich schwieriger aufzubauen als am relativ gleichförmig strukturiertem Schmelz (Eick et al. 1997, Perdigao und Lopes 1999, Haller und Blunk 2008, Frankenberger 2006, Janda 2009). Dennoch sind Dentin und Schmelz aufgrund ihrer Struktur und ihres Aufbaus ungeeignet, ohne Vorbehandlung eine Haftung zu polymerisierbaren Füllungsmaterialien einzugehen.

Während beim Schmelz ein hydrophobes Adhäsiv in die getrockneten Mikroporositäten des Ätzmusters fließen kann, ist dies beim Dentin nicht möglich. Es kann als hydrophil bezeichnet werden. Hervorgerufen wird dies durch den Dentinliquor, der für die intrinsische Feuchtigkeit verantwortlich ist (Haller und Blunk 2008, Perdigao und Lopes 1999). Ein hydrophobes Material kann daher ohne Vorbehandlung keine Haftung aufbauen.

Im Rahmen der Total-Etch-Technik, dem simultanen Ätzen von Schmelz und Dentin mit 30 bis 40 %-iger Phosphorsäure, werden 2- und 3-Schritt-Adhäsive verwendet. Durch die Total-Etch-Technik wird ein stabiles Gefüge aus Kollagenfasern freigelegt. Dem instabilen Kollagenfasergeflecht wird bei der Trocknung wichtige Feuchtigkeit entzogen, was zu einem Kollaps des Kollagens führt und es verklebt. Dieser Zusammenhang führte zum Ausdruck

„wet bonding“, da das Belassen von Feuchtigkeit diese Kollagenfaserkoagulation verhindert und somit die Penetration in die interfibrillären Räume ermöglicht.

4- und 3-Schritt-Adhäsive stellen eine der ältesten Klassen der Adhäsive dar. Die Haftung erfolgt durch drei (vier) getrennte Arbeitsschritte: Ätzen von Schmelz und Dentin, Applikation eines (zwei) hydrophilen Primers und die Applikation des Adhäsivs. Primer können dabei aus einer dünnflüssigen Mischung von hydrophilen, amphiphilen und sauren Monomeren bestehen. Sie enthalten auch Lösungsmittel, wie Aceton, Wasser und Ethanol. Der Primer soll das durch die Ätztechnik freigelegte Kollagenetzwerk benetzen und infiltrieren. Nach Verdunstung des organischen Lösungsmittels bleibt ein dünner Monomerfilm zurück. Die hydrophilen Gruppen weisen dabei eine Affinität zu den mit einer Hydrathülle umgebenen Kollagenfasern auf. Die hydrophoben Bestandteile sind für die Benetzung mit dem Adhäsiv verantwortlich. Das Adhäsiv enthält überwiegend hydrophobe Monomere, wie Bis-GMA und UDMA. Deren Viskosität wird durch Verdünnermonomere wie TEGDMA und HEMA herabgesetzt. Des Weiteren sind Photoinitiatoren für die Lichthärtung enthalten. Die Penetration des Adhäsivs in das mit Primer behandelte demineralisierte Dentin führt zur Bildung der Hybridschicht und das Einfließen in die eröffneten Tubuli zur Entstehung von Kunststofftags.

Bei 2-Schritt-Adhäsiven werden Primer und Adhäsiv in einer Komponente bereitgestellt. Der Primer entfällt. Das Adhäsiv enthält daher hydrophile, hydrophobe, amphiphile oder saure Monomere sowie Lösungsmittel. Neben den typischen hydrophilen Primer-Monomeren sind auch längere Monomere enthalten, die in der Regel weniger hydrophob sind als die der Mehr-Schritt-Systeme (Haller und Blunk 2008). Der Wegfall des Primer-Auftrags führt zu einer Arbeitserleichterung.

Bei den Self-Etch-Adhäsiven kann auf die Schmelzätzung mit Phosphorsäure verzichtet werden. Die Schmelz- und Dentinkonditionierung erfolgt mit einem ausreichend sauren Monomer, wie Maleinsäure. Auf Schmelz entstehen Ätzmuster wie durch Phosphorsäure (Moura et al. 2006). Beim Dentin kommt es zur Auflösung der Smear Layer sowie zur Demineralisierung (Moll et al. 2002).

Bei selbstätzenden 2-Schritt-Adhäsive muss ein Primer aufgetragen werden, der ein Lösungsmittel enthält. Dieses muss durch Verblasen verdunstet werden. Das Adhäsiv besteht aus einer Mischung von hydrophoben, hydrophilen und amphiphilen Monomeren.

Bei Selbstätzenden 1-Schritt-Adhäsive sind der saure selbstätzende Primer und das Adhäsiv in einer Komponente zusammengefasst. Zusätzlich sind Lösungsmittel enthalten. Sie werden als All-In-One-Adhäsive bezeichnet.

2.4. Zahnhartsubstanz Dentin

Im Gegensatz zum Schmelz ist Dentin weniger stark mineralisiert. Dentin ähnelt in seiner Zusammensetzung dem Knochen (Schroeder 2000). Es besteht zu 50-70 Gew.-% aus anorganischem und zu 20-30 Gew.-% aus organischem Material sowie zu 10-20 Gew.-% aus Wasser bzw. Dentinflüssigkeit (Marshall et al. 1997). Die anorganische Komponente liegt als Kalzium und Phosphor in Form von Hydroxylapatitkristallen vor. Die organische Phase enthält etwa 91% Kollagen, überwiegend von Typ I und in einem geringeren Anteil vom Typ V. Des Weiteren sind Proteoglykane, Phosphoproteine, γ -Carboxyglutaminsäure, Glykoproteine, Plasmaproteine enthalten (Schumacher et al. 1990). Dentin ist infolge seines hohen Anteils an organischer Substanz hochelastisch und verformbar. Dentin dient als Stressbrecher oder Stoßempfänger des Schmelzes (Pashley 1996).

Das Dentin wird in Primär-, Sekundär-, und Tertiärdentin eingeteilt. Zum Primärdentin zählen das Manteldentin, das intertubuläre Zirkumpulpdentin, das peritubuläre Zirkumpulpdentin, die Dentinkanälchen, der Dentinliquor, der Odontoblastenfortsatz und pulpare Nervenendigungen.

Die bezüglich der Haftung relevanten Strukturelemente sind das intertubuläre Zirkumpulpdentin und die Dentintubuli. Das intertubuläre Dentin ist ein aus Typ-I-Kollagen bestehendes perpendikulares Fasernetzwerk, in welches plättchenförmige Hydroxylapatit-Kristalle und Flüssigkeit, Dentinliquor, eingelagert sind. In den Tubuli sind das peritubuläre Dentin, ein Kollagenfaserschlauch, Odontoblastenfortsätze und Dentinliquor enthalten. Das peritubuläre Dentin kleidet die Kanalwände aus. Es ist homogen und dicht. Peritubuläres Dentin verfügt über einen höheren Mineralgehalt als intertubuläres (Miller et al. 1971).

Die adhäsive Verbindung von hydrophoben Materialien und Dentin gestaltet sich durch die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und den höheren Gehalt an organischem Material im Vergleich zum Schmelz, erheblich schwieriger und diffiziler (Eick et al. 1997, Perdigao und Lopes 1999, Haller und Blunk 2008, Frankenberger 2006, Janda 2009).

3. Aufgabenstellung

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die werkstoffkundlichen Eigenschaften von dünnfließenden Kompositwerkstoffen zu bestimmen und diese zu vergleichen. Zwischen den Kompositen wird ein Ranking angestrebt.

Die elf kommerziell erhältlichen Hybrid-, Nanohybrid-, Nano- und mikrogefüllten Komposite gleicher Indikation waren Gradia[®] Direkt Flo, Luxa Flow[®], Synergy[®] Flow, Tetric[®] Evo Flow, Tetric[®] Flow, Venus[™] Flow, X-Flow[™], Artiste[™] Flowable Composite, Grandio[®] Flow, Filtek[™] Supreme XT Flowable und Gradia[®] Direkt LoFlo.

Für die Charakterisierung der Materialeigenschaften sollen Ergebnisse der Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Mikrohärtigkeit nach Vickers HV₅₋₂₀, Wasseraufnahme, 3-Medien-Abrasion, Oberflächenrauigkeit nach Ausarbeitung und Politur, rheologische Eigenschaften, Struktur, exogene Verfärbungsneigung und Druck-Scherfestigkeit zu Dentin untersucht werden.

Nach einem Tag Wasserlagerung, nach 25000 Temperaturwechsellasten und nach Wassersättigung bei 37 °C werden Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul und Mikrohärtigkeit nach Vickers aufgenommen. Die Oberflächenrauigkeit ist nach Polymerisation unter Folie, nach Ausarbeitung mit Diamant und Finierer sowie unter Verwendung dieser Vorbearbeitung nach Politur zu bestimmen. Die Struktur soll mithilfe eines Rasterelektronenmikroskops untersucht werden. Dabei ist die Bruchfläche der ausgewählten Produkte nach einem Tag Wasserlagerung und nach 25000 Temperaturwechsellasten und der Materialkontrast nach einem Tag Wasserlagerung zu untersuchen. Die Druck-Scherfestigkeit zu Dentin soll unter Verwendung eines materialspezifischen Adhäsivs nach einem Tag Wasserlagerung ermittelt werden.

Aus den Einzelmesswerten der jeweiligen Untersuchungsreihen sind Mittelwerte und die Standardabweichungen zu errechnen. Für die Prüfung auf Signifikanz findet der t-Test nach Student Anwendung, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,05$ als signifikant gelten soll.

4 Material und Methoden

4.1. Untersuchte Werkstoffe

4.1.1. Dünnfließende Komposite

Die Materialien wurden mit Abkürzungen und Farbcodes versehen (Seite 5, Abb. 9, 10). Aufgrund von Herstellerangaben (Produktdossiers) sowie eigener Beobachtung erfolgte die nachstehende Einteilung der dünnfließenden Komposite. Die Produkte lagen in Spritzenform vor, außer X-Flow (Abb. 8).



Abb. 8: Verwendete dünnfließende Materialien (Beschriftung von links nach rechts)

Hybrid-Komposit (H)

1. Gradia[®] Direkt Flo (GC Corporation, Tokio, Japan), **H**
2. Luxa Flow[®] Fluorescence (DMG, Hamburg, Deutschland), **H**
3. Coltène[®] Synergy[®] Flow (Coltène Whaledent, Altstätten, Deutschland), **H**
4. Tetric[®] Evo Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), **H**
5. Tetric[®] Flow (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), **H**
6. Venus[™] Flow (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland), **H**
7. X-Flow[™] (Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland), **H**

Nano-Hybrid- (NH) und Nano-Komposit (N)

8. Artiste[™] Nano-Hybrid Flowable (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Deutschland), **NH**
9. Grandio[®] Flow (VOCO, Cuxhaven, Deutschland), **NH**
10. Filtek[™] Supreme XT Flowable Restorative (3M ESPE, Seefeld, Deutschland), **N**

Mikrogefülltes Komposit (M)

11. Gradia[®] Direkt LoFlo (GC Corporation, Tokio, Japan), **M**

Produkt	Hersteller	Abk.	Farbe/ Charge	Zusammensetzung nach Herstellerangaben	Füllstoffanteil
Gradia® Direkt Flo / H	GC Corporation (Tokio, Japan)	 GDF	A1 / 0607101	Monomere: Methacrylat Monomer Füllstoffe: SiO ₂ , Fluoro-Alumino-Silicat-Glas	45 Vol.-% 67 Gew.-%
Luxa Flow® Flourescence / H	DMG (Hamburg, Deutschland)	 LUX	A1 / 569036	Monomere: Bis-GMA Füllstoffe: Dentalglas	41 Vol.-% 63 Gew.-%
Coltene® Synergy® Flow / H	COLTÈNE WHALEDENT® (Altstätten, Schweiz)	 SYN	A2/ 0090776	Monomere: Bis-GMA, Bisphenol-A-diethoxymethacrylat, TEGDMA Füllstoffe: Strontiumglas, SiO ₂	32 Vol.-% 55 Gew.-%
Tetric® Evo Flow / H	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lichtenstein)	 TEF	A1/ J19444	Monomere: Dimethacrylate Füllstoffe: Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, SiO ₂	30,7 Vol.-% 57,5 Gew.-%
Tetric® Flow / H	Ivoclar Vivadent (Schaan, Lichtenstein)	 TET	A1/ J06332, J06332	Monomere: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA Füllstoffe: Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas, hochdisperses Siliziumdioxid, sphäroides Mischglas	43,8 Vol.-% 68,1 Gew.-%
Venus™ Flow / H	Heraeus Kulzer (Hanau, Deutschland)	 VEN	A1/ 010106	Monomere: Mehrfunktionelle Meth-Acrylat-Monomere Füllstoffe: Ba-Al-F-Glas, SiO ₂	62 Gew.-%

Abb. 9: Dünnfließende Materialien 1; H = Hybrid-, NH = Nanohybrid-, N= Nano- und M = mikrogefülltes Komposit

Produkt	Hersteller	Abk.	Farbe/ Charge	Zusammensetzung nach Herstellerangaben	Füllstoffanteil
X-Flow™ / H	Dentsply De Trey GmbH (Konstanz, Deutschland)	 XFL	B1/ K10550/ 0608000 053	Monomere: Bi- und multifunktionelle Acrylate und Methacrylate, Diethylenglykoldimethacrylat Füllstoffe: Strontium-alumino-sodium-fluoro-phosphor-silicate-glass, hochdisperses Siliziumdioxid	38 Vol.-% 60 Gew.-%
Artiste™ Nano-Hybrid Flowable Composite / NH	Jeneric Pentron (Kusterdingen, Deutschland)	 ART	A1/ N28VA	Monomere: Epoxy Methacrylate, Dimethacrylatharzä, Füllstoffe: Bariumborosilicatgläser, Zirconiumsilicate, Polysilsesquioxane (POSS)	n.a.
Grandio® Flow / NH	VOCO (Cuxhaven, Deutschland)	 GRA	A3/ 650542	Monomere: Methacrylatmatrix (Bis-GMA, TEGDMA, HEDMA), Füllstoffe: Glaskeramikpartikel, Nanopartikel	65,6 Vol.-% 80 Gew.-%
Filtek™ Supreme XT Flowable Restorative / N	3M™ ESPE™ (Seefeld, Deutschland)	 FIL	A1/ 6AJ	Monomere: Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA, DMA-Polymer Füllstoffe: SiO ₂ -Nanopartikel, ZrO ₂ -Nanopartikel, ZrO ₂ /SiO ₂ -Nanocluster	55 Vol.-% 65 Gew.-%
Gradia® Direkt LoFlo / M	GC Corporation (Tokio, Japan)	 GDL	A1/ 0606292	Monomere: UDMA Füllstoffe: HDR-Filler, Fluoro-Alumino-Silicate Glas	63 Gew.-%

Abb. 10: Dünnfließende Materialien 2; H = Hybrid-, NH = Nanohybrid-, N= Nano- und M = mikrogefülltes Komposit

4.1.2. Adhäsivsysteme

Die Materialien wurden nach Herstellerangaben verarbeitet.

Für die Säureätztechnik wurde Gluma Etch (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland, LOT 275005) verwendet.

Zur Anwendung kamen die in der Tabelle (**Tab. 2**, **Tab. 3**) aufgeführten materialspezifischen Adhäsivsysteme.

Tab. 2: Komposite und entsprechende Adhäsive eines Herstellers

Komposit	Adhäsiv	Charge
GDF	G-Bond (GC Corporation, Tokio, Japan)	0509291
LUX	Contax (DMG, Hamburg, Deutschland)	589774 589774
SYN	One Coat Self-Etching (Coltène Whaledent, Altstätten, Schweiz)	0130036 0134507
TEF	AdheSE One (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)	K14344
TET	AdheSE One (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein)	K14344
VEN	Gluma Solid Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)	010039 010053
XFL	Xenon III (Dentsply De Trey, Konstanz, Deutschland)	0702000546 0702000547
ART	Bond-1 (Jeneric Pentron, Kusterdingen, Deutschland)	144138
GRA	Admira Bond (VOCO, Cuxhaven, Deutschland)	750303
FIL	Adper Prompt L-Pop (3M Espe, Seefeld, Deutschland)	297281
GDL	G-Bond (GC Corporation, Tokio, Japan)	0509291

Tab. 3: Verwendete Adhäsive nach Verarbeitung

	One-Bottle	Multi-Bottle
Self Etch	AdheSE One (Vivadent) Adper Prompt L-Pop (3M ESPE) G-Bond (GC) Xeno III (Dentsply)	Contax (DMG) One Coat SE Bond (Coltène)
Total Etch	Admira Bond (VOCO) Bond-1 (Jeneric Pentron)	Gluma Solid Bond (Kulzer)

4.2. Herstellung der Prüfkörper

4.2.1. Prüfkörper für die Untersuchungen der Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul, Vickers-Härte, Wasseraufnahme, Politur, Struktur

Die Prüfkörper der Größe 15mm × 5mm × 2mm wurden mithilfe einer geteilten Messingform hergestellt. Dabei ist die Form mit einer durchsichtigen, hochglänzenden Polyesterfolie ausgelegt worden. Die einzelnen Trennwände wurden eingefügt und durch Drehen der Befestigungsschraube fixiert. Die Beschickung der Form erfolgte bei den Spritzensystemen mithilfe der vom Hersteller mitgelieferten Einweg-Applikationskanülen. Für das Komposit X-Flow lag kein Spritzensystem vor, das Einbringen erfolgte daher durch einen Spatel. Bei der Beschickung wurde besonders auf ein porenfreies Gefüge der Prüfkörper und einen leichten Überschuss in der Form geachtet. Während der Applikation ist eine direkte Beleuchtung vermieden worden, um einer vorzeitigen Polymerisation entgegenzuwirken. Die Form wurde mit einer Polyesterfolie abgedeckt und Überschüsse durch leichtes Andrücken verteilt. Die Polymerisation erfolgte im Lichtpolymerisationsgerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland). Dadurch sollte ein gleichzeitiges und homogenes Aushärten der gesamten Oberfläche gewährleistet werden. Die Polymerisation erfolgte für je 180 Sekunden pro Probenseite, um eine ausreichende Polymerisation zu gewährleisten. Nach Rzanny et al. (1998) führt eine lange, intensive, gleichmäßige Belichtung zu einer besseren Durchhärtung und höheren Festigkeitswerten. Es scheint von untergeordneter Bedeutung zu sein, dass einige Proben dem Tageslicht etwas länger ausgesetzt waren als andere (Kollmannsperger 1977). Nach Entformung und Kontrolle der Prüfkörper auf Fehlerfreiheit erfolgte eine grobe Entgratung der Prüfkörper mit einem Skalpell. Leichte Grate im Randbereich wurden mit Korundpapier der Körnung 600 nachgearbeitet. Die Lagerung der Proben für die mechanische Testung erfolgte:

1. **d1**, für einen Tag Lagerung bei 37 °C in destilliertem Wasser,
2. **TLW**, Lagerung im Temperaturwechselbad (Thermocycler V2.5 Willytec, München, Deutschland) für 25000 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 30 sec. bei 5°C und 55°C,
3. **W**, Lagerung bis Sättigung in destilliertem Wasser bei 37 °C.

Eine Simulation der Alterung erfolgte durch Wassersättigung und Stressung durch Wechsellasten. Bei den Prüfkörpern für die Politur erfolgte eine 24 stündige Lagerung in destilliertem Wasser. Zur Beurteilung der Struktur durch das Rasterelektronenmikroskop wurden die Prüfkörper der Biegefestigkeitsprüfung nach erfolgtem Bruch verwendet.

4.2.2. Prüfkörper für die Untersuchungen der exogenen Verfärbungsneigung

Es wurde eine Kunststoffform für zylindrische Prüfkörper mit einem Durchmesser von 5 mm und einer Höhe von 2 mm verwendet. Deren Unterseite ist mit einer Polyesterfolie bedeckt worden. Die Form wurde mit einem leichten Überschuss befüllt und eine Polyesterfolie aufgelegt. Die Überschüsse wurden unter leichtem Druck verteilt. Anschließend erfolgte die beidseitige Photopolymerisation für je 180 sec. im Lichtpolymerisationsgerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer). Nach Entformung und vorsichtiger Entgratung mit einem Skalpell sowie Kontrolle der Oberfläche der Prüfkörper auf Unversehrtheit wurden die Proben in einer Kunststoffschiene fixiert und in die entsprechenden färbenden Medien eingebracht.

4.2.3 Prüfkörper für die Untersuchungen der Druck-Scherfestigkeit zu Dentin

Zur Anwendung kamen Frontzähne von Rindern. Ihre chemischen, biologischen, mechanischen und physikalischen Eigenschaften stimmen weitgehend mit denen der menschlichen Zähne überein (Esser 1998, Frankenberger 2001).

Zur Herstellung der Prüfkörper wurde die Zahnwurzel unter Wasserkühlung mit einer Diamanttrennscheibe abgesetzt und die mesialen und distalen Zahnflächen eingekürzt. Die Zahnkronen sind nach Entfernung des pulpalen Gewebes mit der Vestibulärfläche voran in eine Silikonhohlform gelegt und mit Kallocryl eingebettet worden. Die Verarbeitung des Kallocryl erfolgte nach Herstellerangaben. Die eingebetteten Zähne sind mit einem Trimmer unter Wasserkühlung bearbeitet worden. Bei den quaderförmigen Prüfkörpern wurde der Zahnschmelz an der Vestibularfläche abgetragen. Ziel war die Darstellung einer mindestens 5 mm breiten und planen Dentinfläche. Als Grundvoraussetzung für jede Testreihe erfolgte die Bearbeitung der Prüfkörper mit Korundpapier der Körnung 600 unter Wasserkühlung. Die Dentinproben wurden vor weiterer Bearbeitung auf Unversehrtheit überprüft.

Die Verarbeitung des Haftvermittlers wurde entsprechend Herstellerangaben durchgeführt. Zum Auftragen des Komposits wurde ein Messingring mit einem Innendurchmesser von 5mm und einer Höhe von 2mm als Formhilfe genutzt. Die Photopolymerisation erfolgt mit Bluephase[®] C8 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) für 40 sec. im HIP-Modus. Die Formhilfe wurde vorsichtig entfernt. Die Verbunde wurden vor Scherhaftfestigkeits-Prüfung für einen Tag der Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung bei 37 °C unterzogen.

4.2.4. Prüfkörper für die Untersuchungen der Abrasionsfestigkeit

Für die Untersuchung der Abrasionsfestigkeit wurde ein Probenrad mit 12 Prüfkammern verwendet. Eine Prüfkammer hatte eine Länge von 11 mm, Breite von 10 mm und Tiefe von 2,5 mm. Für einen stabilen Verbund zwischen Radmaterial und Probenmaterial wurden die

Kammern des Probenrades mit Edelkorund (Körnung 110 µm, Druck 3 bar) bearbeitet. Die Prüfkammern wurden von eins bis zwölf nummeriert. In Prüfkammer zwölf wurde unter Verwendung von Luxatemp[®] (DMG, Hamburg, Deutschland) ein vorgefertigtes Stück einer Aluminium-Magnesium-Legierung befestigt. Dieses diente als Referenzwerkstoff und setzte sich aus Silizium 0,2 Gew.-%, Eisen 0,35 Gew.-%, Kupfer 0,15 Gew.-%, Magnesium 4,0 - 5,0 Gew.-%, Chrom 0,15 Gew.-%, Zink 0,25 Gew.-%, Mangan 0,7 Gew.-%, Titan 0,10 Gew.-% und Aluminium ad 100 zusammen. Die AlMg_{4,5}Mn_{0,7} Legierung zeigt zwar gegenüber dem bisher meist eingesetzten Vergleichswerkstoff Amalgam eine signifikant geringere Härte, weist aber Vorteile, wie Homogenität, Zeitersparnis und keine verschmierte Oberfläche auf (Gnauck 2005, Gnauck et al. 2005).

Unter Einsatz des Formteilsatzes (zwei Messingscheiben mit einem Durchmesser von 51 mm und eine Achse mit Flügelschrauben) wurde das Prüfrad eingespannt und für die Befüllung vorbereitet. Die Prüfkammern füllte man zur Einsparung von Komposit zum Teil mit Luxatemp[®] (DMG). Pro Prüfrad waren drei Komposite zufällig ausgewählt worden. Die Kammern wurden zusammenhängend auf die Materialien (1. drei Kammern, 2. vier Kammern, 3. vier Kammern) verteilt. Die Befüllung erfolgte schichtweise, die äußere Schicht wurde unter Folie für ca. 10 bis 20 sec. mit der Elipar Highlight (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) polymerisiert. Anschließend erfolgte die Endpolymerisation im Lichtpolymerisationsgerät Dentacolor XS (Heraeus Kulzer, Hanau) für je 180 sec. pro Seite. Nach 24-stündiger Lagerung wurde das Probenrad im Nassschleifverfahren von einem Durchmesser von 51 mm auf einen Durchmesser von 50 mm geschliffen. Unter Verwendung von 400 ml Wasser wurde die Glättung der Oberfläche in zwei Schritten durchgeführt:

1. grobes Diamantrad (Kraft 15 N, Frequenz des linken Motors: 140 U/min, Frequenz des rechten Motors: 60 U/min),
2. feines Diamantrad (1 min, rechter und linker Motor mit jeweils 130 U/min).

4.3. Untersuchungsmethoden

4.3.1. Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Geprüft wurde mit einer 3-Punkt-Biegeanordnung an der Universalprüfmaschine Zwick Z005 (Zwick, Ulm, Deutschland) in Anlehnung an DIN EN ISO 4049 (2001) „Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe“. Die Stützweite und Prüfkörpermaße wurden zur Materialeinsparung und zur Reduzierung der Fehlerquote bei der Prüfkörperherstellung vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena gegenüber der ISO-Norm verändert (Rzanny et al. 1999, Rzanny und Welker 1993). Die quaderförmigen Prüfkörper ($b = 5 \text{ mm}$, $h = 2 \text{ mm}$, Länge = 15 mm) wurde auf zwei Stützen mit einer Stützweite l von 12 mm mit einer Einzelkraft mittig durch eine Druckfinne bis zum Bruch belastet. Dies erfolgte bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min und einer Vorkraft von 1 N.

Die Biegeproben wurden kontinuierlich immer stärker belastet, bis sie brachen. Bei Prüfung erfolgte zuerst eine elastische Dehnung, welche nach Entlastung reversibel war. Bei weiterer Belastung ging sie in eine irreversibel, plastische Dehnung über. Sie resultiert aus Atomverschiebungen innerhalb des Probenmaterials (Houwink 1958, van Vlack 1971). Steigt die einwirkende Kraft F weiter an, erfolgt der Bruch. Bei Versuchsdurchführung werden Kraft und Weg aufgezeichnet. Aus den Kurven lässt die Biegefestigkeit σ in Abhängigkeit von der Probengröße ermittelt.

$$\sigma = \frac{3 \times F \times l}{2 \times h^2 \times b}$$

- F** Kraft, in [N]
- l** Stützweite, festgelegt mit 12 mm
- b** Breite des Probekörpers, in [mm]
- h** Höhe des Probekörpers, in [mm]

Der Zusammenhang zwischen ansteigender Spannung und Dehnung lässt sich grafisch in einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm darstellen. Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit des Prüfkörpers und wird durch Messung der Verformung bei anfänglicher Belastung bestimmt. Für den E-Modul besteht nach dem Hooke'schen Gesetz der Zusammenhang $\sigma = E \times \varepsilon$, wobei σ die Spannung und ε die dazugehörige Verformung ist. Aus der linearen Spannungs-/ Längenänderungsbeziehung der Biegeprüfung wird der Elastizitätsmodul E berechnet:

$$E = \frac{4 \times F \times l^3}{b \times h^3 \times f}$$

- F** Kraft, in [N]
l Stützweite, festgelegt mit 12 mm
b Breite des Probekörpers, in [mm]
h Höhe des Probekörpers, in [mm]
f Durchbiegung, in [mm]

Vor Versuchsdurchführung wurden mit einem Messschieber (Helios und Preisser, Esslingen, Deutschland) Probendicke und Breite bestimmt. Der kleinste Ablesebereich lag bei 0,01 mm (Genauigkeit nach DIN 862). Die Werte wurden in das Prüfprogramm eingegeben. Die Berechnung von der Biegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls erfolgte automatisch nach Beendigung der Prüfserie.

Der Biegeversuch erfolgte in 3 Teilversuchen nach einem Tag Lagerung (**d1**), nach Stressung im Temperaturwechselbad (**TLW**) und nach Wassersättigung (**W**).

4.3.2. Mikrohärte nach Vickers

Unter Härte versteht man die Eigenschaft eines Stoffes dem Eindringen eines festen Körpers Widerstand entgegenzusetzen. Das Prinzip dieses Versuches bestand darin, dass man als Eindringkörper eine quadratische Diamantpyramide mit einem Flächenöffnungswinkel von 136° mit einer bestimmten Kraft über einen festgelegten Zeitraum in den Prüfkörper eingedrückt. Aus dem zurückgebliebenen Eindruck kann ein vergleichbares Maß für die Härte aus den Eindruckdiagonalen **d** errechnet werden. Die Berechnung der Vickers-Härte **HV** erfolgt mit der Formel

$$HV = 1,8544 \times \frac{F}{d^2}$$

- F** Kraft, in [N]
d Länge Diagonale, in [mm]

Die ermittelte Härte ist dimensionslos und wird unter der Angabe von „Belastung und Belastungszeit“ hinter dem Kurzzeichen HV angegeben.

Zur Bestimmung der Vickers-Härte wurde das Härteprüfgerät 3212 (Zwick, Ulm, Deutschland) bei einer Raumtemperatur von 23°C verwendet. Die Prüfkörper wurden mit 5 kg für 20 Sekunden (HV_{5-20}) auf einem Messtisch belastet. Auf den Prüfkörpern wurde je einmal auf der Oberseite und der Unterseite eine Messung vorgenommen. Die zwei Eindruckdiagonalen wurden mit einem Auflichtmikroskop (Zeiss, Jena, Deutschland) bei einer 100-fachen Vergrößerung vermessen. Die entsprechenden Härtewerte HV_{5-20} für die

gemessene Diagonale **d** konnten Tabellen entnommen werden. Es erfolgten 3 Versuchsserien: nach einem Tag Lagerung (**d1**), nach Stressung im Temperaturwechselbad (**TLW**) und nach Wassersättigung (**W**).

4.3.3. Wasseraufnahme

Bei der Polymerisation eines Füllungswerkstoffes entsteht ein dreidimensional verknüpftes Netzwerk. Wassermoleküle können aufgrund ihrer geringen Größe in das Polymernetzwerk eindiffundieren (Janda et al. 2006). Die Wasseraufnahme wird dabei besonders durch Struktur von Monomer und Polymer sowie Kristallisations- und Vernetzungsgrad bestimmt. Es ist festzustellen, dass die Wasseraufnahme umso größer ist, je mehr Atomgruppen in einem Monomer, Polymer in der Lage sind, Wasserstoffbrücken auszubilden (Janda 2005). Der Gehalt der anorganischen Füllstoffe und der Verbund zwischen anorganischen und organischen Bestandteilen gelten als verantwortlich für ihre Höhe. Wasser kann die Grenzflächenhaftung zwischen Matrix und Füllstoff vermindern und so die Festigkeit des Werkstoffes herabsetzen. Es bewirkt eine Expansion des Materials. Es kommt zu einer Vergrößerung der Intermolekularabstände, die den Abbau innerer polymerisationsbedingter Spannungen ermöglicht. Es wirkt als Weichmacher (Kunzelmann 2008).

Zur Untersuchung wurden je fünf Prüfkörper (15 mm x 5 mm x 2 mm) verwendet. Mittels der Waage BP 2105 (Satorius, Göttingen, Deutschland) wurde das Trockengewicht nach 24 Stunden Lagerung bei Raumtemperatur aufgenommen und das mittlere Trockengewicht errechnet. Die Prüfkörper sind nach Reinigung der Oberfläche bei 37 °C in destilliertem Wasser aufbewahrt worden. Eine Gewichtsmessung erfolgte zunächst im Abstand von einem bis zwei Tagen, später vergrößerten sich die Messabstände. Die Messung wurde bis zum Erreichen eines Sättigungswertes weitergeführt. Bei jeder Messung wurden die Proben mit Zellstofftüchern vorsichtig getrocknet und gewogen. Aus der Differenz des Mittleren Trockengewichtes und der gemessenen Werte ergab sich die Gewichtszunahme. Aus ihr wurde die Zunahme in Gewichtsprozent errechnet. Eventuelle Löslichkeitsverluste blieben unberücksichtigt.

4.3.4. 3-Medien-Abrasion

Verschleiß bedeutet einen graduellen Substanzverlust an der Oberfläche eines Materials als Folge physikalischer oder chemischer Einwirkungen (Lambrechts et al. 2006). Es bestehen mehrere Verschleißarten, zu ihnen zählt der erosive Verschleiß oder Drei-Medien-Verschleiß. Er wird durch ein Medium von harten abrasiven Partikeln zwischen zwei gegeneinander schleifenden Körpern erzeugt.

Für die Simulation des Nahrungsabriebes und die Simulation des Verschleißes von Werkstoffen bei der Nahrungszerkleinerung ist die ACTA-Maschine (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) international anerkannt (de Gee et al. 1986, 1990, 1994, Lambrechts et al. 2006). 1986 entwickelte de Gee die ACTA-Maschine (Willytec, München, Deutschland).

Das ACTA-Verschleißgerät, abgebildet in **Abb. 11**, besteht aus einem Probenrad und einem gegenläufig rotierenden Antagonistenrad, zwischen denen sich ein Zwischenmedium z. B. aus Reis, Schalen von Hirsekeimen oder Ähnlichem befindet. Das Probenrad enthält 12 Prüfkammern bei einem Durchmesser von 47 mm. Das kleinere Edelstahlrad, das Antagonistenrad, V₂A-Stahl ungehärtet, mit einem Durchmesser von 19 mm ist mit 10 diagonalen Nuten in einem Winkel von 45° und einer Tiefe von 1 mm, bei einer Schräge von 30° versehenen.

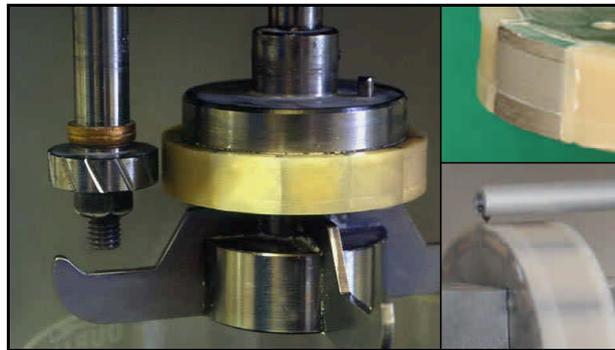


Abb. 11: Versuchsanordnung ACTA-Maschine. Links: Antagonistenrad, mittig: Probenrad. Rechts oben: Probenrad nach Abrasion (AlMg-Legierung), rechts unten: Messung im Profilometer Hommel-Tester T8000 (Hommelwerke)

Das Probenrad und das Antagonistenrad wurden durch zwei separat ansteuerbare Elektromotoren angetrieben. Durch ein Gewicht wird das bewegliche Antagonistenrad mit einer Kraft von 15 N an das starre Probenrad gepresst. Unter Versuchsbedingungen wurde das Antagonistenrad mit 130 U/min gegen das im Uhrzeigersinn mit 60 U/min gegensinnig laufende Probenrad bewegt. So bewegen sich die Flächen der Räder aufeinander zu, aber mit unterschiedlicher Geschwindigkeit, mit einer Verzögerung von 15%. Das Abrasionsmedium, eine Suspension, wurde aus 50 g Zahnpastaputzkörpern Hydrated Silica 11000015 und 200 ml Wasser hergestellt. Sie wurde verwendet, da eine gut messbare, lineare Abrasion in einer annehmbaren Zeitspanne erreicht werden konnte (Gnauck 2005). Nach jeweils 50000 Zyklen erneuerte man die Suspension. Messungen erfolgten nach 50000, 100000, 150000 und 200000 Zyklen. Die Messung erfolgte mit dem Profilometer Hommel-Tester T8000 (Hommelwerke, Villingen-Schwenningen). Je Prüfkammer wurden fünf Werte der abradierten Fläche im Querschnitt in mm² erfasst (**Abb. 11**) und mit einem computergestützten Programm

dargestellt. Die Messwerte wurden mit den Werten der enthaltenen AlMg-Legierung ins Verhältnis gesetzt ($AlMg = 1$), um den Abrasionsfaktor darzustellen.

4.3.5 Oberflächenqualität

Durch Schleifen und Polieren Füllung wird Einfluss auf die Oberflächengestalt und Eigenschaften genommen. Schleifen stellt ein Oberflächenbearbeitungsverfahren dar, bei dem durch Abtragen von Substanz die Gestalt und Oberfläche eines Werkstoffes verbessert wird. Beim Polieren werden die verbliebenen Rauigkeiten ohne wesentlichen Substanzverlust am Werkstück eingeebnet und hochglänzende Oberflächen erzielt. Eine weitere Formänderung ist dabei nicht mehr beabsichtigt. Zwischen Schleifen und Polieren bestehen keine grundsätzlichen, sondern nur quantitative Unterschiede (Welker und Lenz 1978, Jung und Borchers 2005).

Es ist unbestritten, dass durch entsprechende Ausarbeitung der Restauration eine verbesserte Ästhetik und größere Lebensdauer erzielt werden kann. Überschüsse, kantige oder zerklüftete Oberflächen und große Oberflächenrauigkeiten fördern die Plaqueakkumulation, Gingivairritation und begünstigen somit parodontale Erkrankungen und Verfärbungen (Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003a, 2003b). Füllungen mit glatten gut polierten Oberflächen zeigten eine geringere Verschleißrate. Sie erwiesen sich außerdem als weniger abrasiv als raue schlecht bearbeitete Oberflächen (Willems et al. 1991, Tjan et al. 1989).

Bei der Beschreibung der Oberflächengestalt wird die wirkliche von der Ist-Oberfläche, welche ein messtechnisch erfassbares, angenähertes Abbild darstellt, unterschieden. Die Formabweichungen von der idealen geometrischen Oberfläche werden in sechs Ordnungen unterteilt. Dabei sind besonders die als Rauheit bezeichneten Abweichungen von Interesse (Jung und Borchers 2005).

Mittels mechano-elektrischer Abtastgeräte lässt sich die Oberfläche von Werkstoffen profilometrisch erfassen. Nach Noppen und Sigalla (1985) sind besonders Rauheitsgrößen wie der arithmetische Mittenrauwert R_a und die gemittelte Rautiefe R_z relevant. Beide Werte beruhen auf einer gedanklich konstruierten mittleren Linie, welche zur Richtung eines erfassten Profils der Länge l parallel verläuft und dieses so teilt, dass die Summe der Flächen im werkstoffgefüllten Bereich über und werkstofffreien Bereich unter der Linie gleich groß sind (Hommelwerke GmbH, 1993). Im Versuch ist der arithmetische Mittenrauwert R_a unter Verwendung des Hommeltester T1000 (Hommelwerke, Villingen-Schwenningen) aufgenommen worden. Der Hommeltester arbeitet nach dem Prinzip des Tastschnittverfahrens mit Kufentaster. Bei diesem elektromechanischen Abtastverfahren bewegte sich eine Diamantspitze horizontal zur Werkstückoberfläche auf einer Taststrecke

Im. Die beim Vorschub des Tasters erzeugte vertikale Bewegung der Diamantspitze wurde durch ein Hebelsystem erfasst und in ein elektrisches Signal umgewandelt (Jung und Borchers 2005).

Durch die Verwendung des oben beschriebenen Mittenrauwert R_a kann eine bearbeitete, polierte Kompositoberfläche quantitativ beschrieben werden. Dadurch wird die Vergleichbarkeit der Oberflächen untereinander möglich (Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003a, 2003b).

Es sind 15 mm x 5 mm x 2 mm große Prüfkörper verwendet worden. Bei Prüfkörperherstellung wurde besonders auf eine unbeschädigte Probenoberfläche geachtet. Prüfkörper mit Fehlstellen wurden daher verworfen. Die Messwerte wurden in verschiedenen Serien aufgenommen. Jede Bearbeitung wurde unter Wasserkühlung, bei 12000 U/min mit einem Anpressdruck von 0,3-0,6 N entsprechend der Herstellerempfehlungen durchgeführt. Die Messungen erfolgten mit Abstand zum Rand. Die Messrichtung wurde senkrecht zur Bearbeitungsrichtung festgelegt.

Nach Polymerisation unter Folie erfolgte die Aufnahme von je 2 Werten. Als nächstes erfolgte die **Bearbeitung** zur Schaffung der Ausgangssituation für die Politur. Es fanden dafür Verwendung:

- **Diamant** (rot), 806 314 141514 012, Diamantkörnung 46 μm (Gebr. Brasseler GmbH, Lemgo, Deutschland),
- **HM-Finierer**, 500 314 289072 012, 12 Schneiden, (Gebr. Brasseler GmbH, Lemgo, Deutschland).

Es folgte jeweils die gleichmäßige Bearbeitung von zwei Proben mit Diamant und HM-Finierer. Je Prüfkörper sind vier Messwerte nach Bearbeitung aufgenommen worden. Die Bearbeitungsstufen wurden als Ausgangssituation für die Politur verwendet. Für die Politur wurden:

- **Compomaster**, kelchförmig, 065 (SHOFU DENTAL, Ratingen, Deutschland) und
- **Super Snap**, violett (mittel) L528, grün (fein) L519, rosa (extrafein) L502, Mandrell CA-PN0439 (SHOFU DENTAL, Ratingen, Deutschland) verwendet.

Bei Super Snap wurde auf die schwarze Polierstufe verzichtet. Vorversuche zeigten, dass bei Bearbeitung mit der schwarzen Polierstufe keine Verbesserung des Mittenrauwert R_a im Vergleich zur Vorsituation mit normalem HM Finierer erzielt wurde.

4.3.6. Rheologische Untersuchung

Die Rheologie beschreibt, wie sich ein Körper bei dem Einfluss durch äußere Kräfte verformt. Ideale Festkörper verhalten sich elastisch, ideale Fluide, wie Flüssigkeiten und Gase. Sie

werden irreversibel verformt, sie fließen. Die Deformationsenergie wird in der Flüssigkeit in Wärme umgesetzt. Sie kann nicht zurückgewonnen werden, wenn die einwirkende Schubspannung entfällt (Schramm 1995).

Angenommen wird das Fließen einer Flüssigkeit zwischen zwei ebenen parallelen Platten. Eine Platte wird bewegt, während die andere ruht. Folge ist eine laminare Schichtströmung zwischen den Platten. Die entstehenden Schichten lassen sich gegeneinander verschieben. Wirkt eine Kraft (F) an der oberen Platte mit der Fläche (A) in eine bestimmte Richtung, kommt die im Spalt befindliche Flüssigkeit zum Fließen. Der Quotient aus Kraft und der Oberfläche wird als Schubspannung (τ) definiert. Die Fließgeschwindigkeit der Flüssigkeit wird durch den inneren Widerstand der Flüssigkeit gegen das Fließen bestimmt, d.h. durch ihre Viskosität (η). D ist dabei das Geschwindigkeitsgefälle, die Schergeschwindigkeit. Das Geschwindigkeitsgefälle in der laminaren Schichtströmung zwischen den beiden Platten ist je nach verwendeter Flüssigkeit unterschiedlich. Die maximale Geschwindigkeit (v_{\max}) kann an der oberen sich bewegendes Platte gemessen werden. Auf der unteren Grenzfläche kann die minimale Geschwindigkeit gemessen werden, wobei sie bis auf $v_{\min} = 0$ abfällt. Isaac Newton fand das Grundgesetz der Viskosimetrie, durch welches das Verhalten einer idealen Flüssigkeit beschrieben wird.

$$\tau = \eta \times D$$

τ Schubspannung in [Pa]

η dynamische Viskosität in [Pa×s]

D Geschwindigkeitsgefälle in [s^{-1}]

Bei einer Viskositätskurve (**Abb. 12**) wird der Zusammenhang zwischen Viskosität (Ordinate) und Geschwindigkeitsgefälle (Abszisse) grafisch dargestellt.

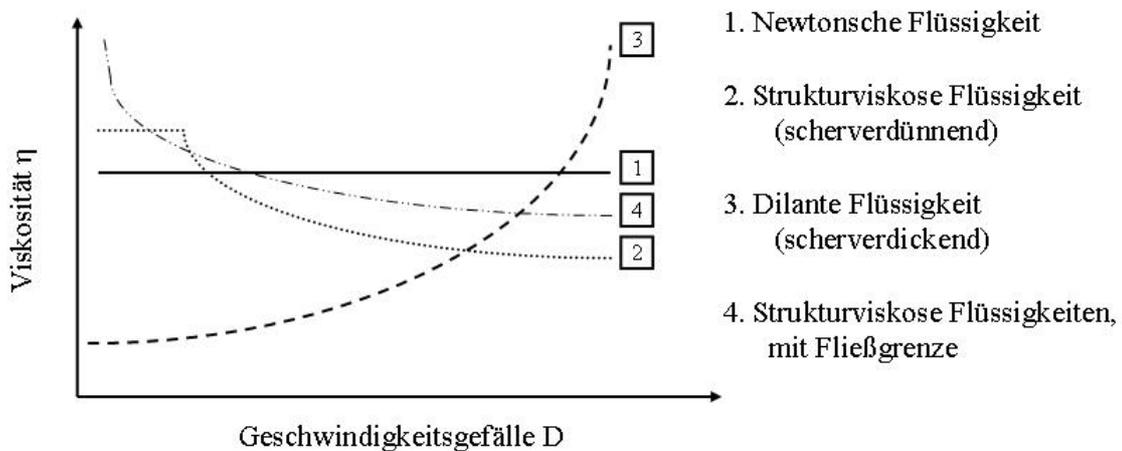


Abb. 12: Viskositätskurven

Bei einer Newtonschen Flüssigkeit ist die Viskosität konstant und unabhängig vom Geschwindigkeitsgefälle. Flüssigkeiten, die dieses Verhalten nicht aufweisen, nennt man „nicht-Newtonsch“. Zu den nicht-Newtonschen Flüssigkeiten zählen nach Schramm (1995):

- strukturviskose Flüssigkeiten,
- dilatante Flüssigkeiten,
- strukturviskose Flüssigkeiten mit Fließgrenze.

Die Viskosität beschreibt das physikalische Verhalten einer Flüssigkeit, während sie gesichert wird. Das heißt, sie als Folge einer Schubspannung einer entsprechenden Fließgeschwindigkeit unterworfen. Die Viskosität ist stoffspezifisch, temperaturabhängig, druckabhängig, abhängig von der Fließgeschwindigkeit und abhängig von der Scherzeit. Thixotropie ist ein rheologisches Verhalten, welches eine Erklärung von den Wechselwirkungen zwischen den Molekülen notwendig macht. Unter Einfluss eines wachsenden Geschwindigkeitsgefälles werden strukturviskose Flüssigkeiten niedrigviskoser. Grund dafür ist meist eine Orientierung und Entschlafung von Fadenmolekülen oder Partikelformveränderung von dispergierten Partikeln in Fließrichtung unter Überwindung der entgegenwirkenden Braunschen Molekularbewegung. Zwischen den Komponenten einer Dispersion können sich noch weitere chemisch-physikalische Bindungskräfte, wie Wasserstoffbrüchen, Van-der-Waals-Kräfte, usw., ausbilden, welche bei Scherung zerstört und sich im Ruhezustand der Dispersion vollständig neu bilden, d.h. reversibel sind. Diese Bindungskräfte lassen sich durch Höhe der Scherzeit und Scherintensität reduzieren, womit die Viskositätsabnahme nach Geschwindigkeit und Größe beeinflusst wird. Im Ruhezustand, nach einer Regenerationszeit liegen solche Substanzen in einer Gelstruktur vor (Schramm 1995, Mezger 2006).

Aus der oben aufgeführten Gleichung folgt, dass die dynamische Viskosität über zwei Messmethoden bestimmt werden kann:

- Vorgabe der Schubspannung τ und Ermittlung der Schergeschwindigkeit \mathbf{D} (CS Modus)
- Vorgabe der Schergeschwindigkeit \mathbf{D} und Erfassung der Schubspannung τ (CR Modus)

Für die Messung wurde das **CR** Modul genutzt, bei dem eine Schergeschwindigkeit vorgegeben wurde. Die Untersuchung wurde mit der RheoStress RS100 (Haake, Karlsruhe) durchgeführt. Als Voraussetzung für die Versuche wurde eine Versuchstemperatur von 23 ± 1 °C und die Verwendung der Messeinrichtung PP20 bei einem Versuchsspalt von 0,5 mm vorausgesetzt.

Für die Aufnahme der Viskositätskurve wurde eine Aufwärts-Scherrampe genutzt. Bei der Aufwärtsscherrampe wurden 91 Messwerte in 90 Sekunden bei einer Geschwindigkeitszunahme von 0 U/min, zum Zeitpunkt 0, bis 150 U/min bei 90 Sekunden aufgezeichnet.

Zur Bestimmung der Thixotropie ist ein Verfahren für die Bestimmung des zeitabhängigen Fließverhaltens verwendet worden. Dabei wurde eine Aufwärts-CR-Scherrampe, eine konstanten Phase und eine Abwärts-CR-Scherrampe verwendet. Bei der Aufwärtsscherrampe wurden 91 Messwerte in 90 Sekunden bei einer Geschwindigkeitszunahme von 0 U/min auf 150 U/min in 90 Sekunden aufgenommen. Danach wurde die Geschwindigkeit für 30 Sekunden konstant gehalten und 30 Messwerte aufgenommen. Abschließend folgte die Abwärtsrampe. Die Geschwindigkeit wurde von 150 U/min auf 0 U/min verringert und 91 Messwerte aufgenommen.

4.3.7. Struktur

Hierbei erfolgte die Untersuchung von jeweils zwei Prüfkörpern mit dem Rasterelektronenmikroskop des Elektronenmikroskopischen Zentrums der FSU Jena. Zur Untersuchung kamen Prüfkörper nach Schliff und Bruch. Die Prüfkörper für den Bruch wurden in zwei Serien, nach einen Tag Lagerung im destillierten Wasser bei 37 °C (**d1**) und einer Stressung im Thermocycler V2.5 (Willytec) für 25000 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 30 sec. bei 5 °C und bei 55 °C (**TLW**), vorbereitet. Nach dem Bruch wurden die Prüfkörper, je Material und Serie zwei, auf Träger für das Elektronenmikroskop aufgebracht. Für die Untersuchung des Schliffes sind die Prüfkörper in ein Epoxidharz eingebettet worden. Die Bearbeitung erfolgte mit SiC-Papier, die Politur mit einer Diamantpaste. Die Proben wurden im Elektronenmikroskopischen Zentrum vorbereitet. Sie wurden in einer Sputteranlage in einer Argonatmosphäre mit einer dünnen Goldschicht beschichtet.

Es erfolgten für den Schliff Aufnahmen bei 1000-facher Vergrößerung und für den Bruch Aufnahmen bei 2000-facher Vergrößerung. Die Untersuchung wurden mit dem Elektronenmikroskop REM Stereoscan 260 (Cambridge Instruments, Memphis) ausgeführt.

4.3.8. Exogene Verfärbungsneigung

Nach der DIN-Definition (DIN 5033 1979) ist Farbe diejenige Gesichtsempfindung eines dem Auge des Menschen strukturlos erscheinenden Teiles des Gesichtsfeldes, durch die sich dieser Teil bei einäugiger Beobachtung mit unbewegtem Auge von einem gleichzeitig gesehenen, ebenfalls strukturlosen angrenzenden Bezirk allein unterscheiden kann. Eine Farbe wird durch

drei Dimensionen definiert, die zusammengefügt werden können und so einen dreidimensionalen Körper darstellen.

- **Farbton:** Ist die Qualität, mit der eine Farbfamilie von einer anderen unterschieden wird, Grundfarbe eines Objektes, wie Rot von Gelb, Grün von Blau oder Purpurfarben (Tung et al. 2002, Egger 1997).
- **Sättigung:** Qualität der Buntheit oder Stärke einer Farbe (Joiner 2004, Egger 1997). Eine hohe Sättigung setzt ein starkes Überwiegen von ein oder zwei Primärfarben voraus.
- **Farbwert:** Gibt die Helligkeit eines Farbtons an. Je weniger weiß eine Farbe enthält, desto niedriger ist ihr Farbwert (Burkinshaw 2004, Egger 1997).

Die zwei weltweit bekanntesten von CIE entwickelten Methoden für die numerische Einordnung der Farben sind der Yxy-Farbraum und der CIE-Lab-Farbraum (**Abb. 13**).

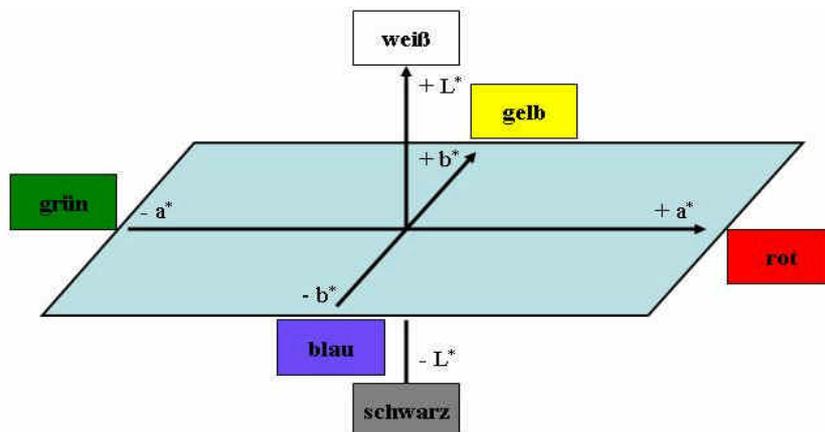


Abb.: 13. CIE-Lab Farbraum

In dem 1976 entwickelten CIE-Lab-Farbraum zeigt der L-Wert den Farbwert. Die Farbkoordinaten a und b zeigen Farbrichtungen an: +a ist die rote Richtung, -a die grüne Richtung, +b die gelbe Richtung und -b die blaue Richtung (Seghi et al. 1986, Baltzer und Kaufmann-Jinoian 2004). Die Mitte ist achromatisch. Während die a- und b- Werte sich erhöhen und der Punkt sich aus der Mitte herausbewegt, erhöht sich die Sättigung der Farbe. Die Sättigung kann als Länge des Vektors a und b berechnet werden.

Exogene Verfärbungen können sowohl durch Adhäsion von Farbpigmenten, wie sie z. B. in färbenden Medien wie Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Methylenblau enthalten sind, als auch durch Adsorption von organischen Substanzen entstehen. Letztere können durch Adsorption von Nahrungsmitteln und Medikamenten in Rauigkeiten, Porositäten und feinsten Haarrissen der Kompositoberfläche, welche durch chemische, physikalische und thermische Beanspruchung während der Herstellung und Gebrauchsperiode hervorgerufen werden, verursacht werden (Welker 2005).

Je Komposit wurden 12 zylinderförmige Prüfkörper mit einem Durchmesser von 5 mm und einer Höhe von 2 mm hergestellt. Jeweils zwei Proben eines Komposits wurden in je fünf färbenden Medien eingebracht. Ein Prüfkörper wurde in Aqua destillata gelagert und einer ohne Medium als Vergleichswert. Es erfolgte die Lagerung bei 37 °C unter Lichtabschluss zur Herstellung der färbenden Medien (Joachim 1991) Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Methylenblau wurden verwendet:

- 5,67 g Kaffee, Melitta Harmonie naturmild, mit 100 ml kochendem Wasser überbrüht und für 10 min ziehen lassen,
- 4,58 g Tee, Lipton Assam, mit 100 ml kochendem Wasser überbrüht und für 10 min ziehen lassen,
- 3,67 g Tabak, American Blend Scout, mit 100 ml kochendem Wasser überbrüht und für 10 min ziehen lassen,
- 100 ml des Rotwein, Paron Pilers, Cabernet Sauvignon 1998, Chile,
- 100 ml, 0,05%-igen Methylenblau-Lösung.

Nach Abkühlung der Lösungen erfolgte die Einbringung der Prüfkörper in die Medien mittels Kunststoffschienen. Die Messungen wurden alle sieben Tage durchgeführt.

Die Farbmessung erfolgte gemäß dem CIE-Lab-System unter standardisierten Versuchsbedingungen. Die Prüfkörper wurden nach Entnahme aus den Kunststoffschienen und vorsichtiger Reinigung mit Zellstoff unter mittigem und senkrechtem Kontakt der Messspitze des Farbmessgerätes, auf einer weißen Unterlage gemessen. Von allen Proben wurden die Lab-Farbwerte über den „analyze-mode“ des Farbmessgerätes Shade Eye NCC (Shofu, Ratingen) aufgenommen. Das Messverfahren des Shade Eye NCC (Shofu, Ratingen) beruht auf einem spektralen Messverfahren. Als Lichtquelle wird eine Impulsxenon-Lampe verwendet, die dem Normlichtstandard D65 sehr nahe kommt. Über eine Glasfaserleitung wird bei einer Messung der Lichtimpuls in einen Messstrahl und einen Referenzstrahl aufgeteilt. Der Referenzstrahl wird an ein Empfangselement weitergeleitet und der andere Teil an die Messspitze. Das reflektierte Licht wird von Messkopf in senkrechter Richtung aufgenommen und über Glasfaserkabel an mit Tristimulus-Analyseempfänger ausgestattete Silizium-Fotozellen geführt, in denen die Messung erfolgt. Das Licht aus den Empfangszellen, aus der Referenz und der Empfangsseite gelangt als Messsignal an einen Mikrocomputer, in dem die Farbparameter berechnet werden. Fremdeinflüsse können durch das hell pulsierende Xenon-Licht weitestgehend ausgeschlossen werden (Betke et al. 2005).

Aus den aufgenommenen Messwerten L, a und b wurde der Verfärbungsgrad **V** errechnet, der die Streuung der L- a- und b-Werte um die Kontrollprobe (Lagerung trocken, dunkel, 37°C) widerspiegelt.

$$V = \sqrt{\frac{\sum (x_i - x)^2}{(n - 1)}}$$

x ist der Messwert des Kontrollprüfkörpers, **x_i** Messwert der im Medium gelagerten Proben und **n** die Anzahl der unterschiedlichen Medien.

Um das Gesamtausmaß der Farbdistanz zweier Punkte im Lab-Farbraum des verfärbten Prüfkörpers zum Kontrollwert darzustellen, wurde aus den drei Komponenten der Mittlere Farbabstand **ΔE** berechnet (ΔL-V der L-Werte, Δa-V der a-Werte, Δb-V der b-Werte).

$$\Delta E = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Die Lage eines Farbortes im dreidimensionalen Farbraum wird durch den Raumvektor **E** bestimmt. **ΔE** ist unter günstigen Bedingungen ein Maß für den visuell erkennbaren Farbunterschied (CIE-Lab Systembeschreibung 2002; Egger 2002; Kolbeck et al. 2003, Balzer und Kaufmann-Jinoian 2004). Farbschwankungen zwischen 0 und 1 sind nicht, zwischen 1 und 2 nur mit geübtem Auge sowie zwischen 2 und 3,3 - 3,5 gerade erkennbar. Werte zwischen 3,3 - 3,5 und 5 weisen auf deutliche, Werte größer 5 - 10 auf starke Abweichungen hin (Betke et al. 2005, Staufenbiel 2005). Es gibt Untersuchungen, dass **ΔE**-Werte unter den Bedingungen der Mundhöhle nur relevant und wahrnehmbar sind, wenn sie mehr als 3,3 - 3,6 betragen (Betke et al. 2005).

4.3.9. Druck-Scherfestigkeit zu Dentin

Die Messungen erfolgten entsprechend DIN EN 10477. Die Zahnblöcke mit aufsitzendem Zylinder aus den Versuchsmaterialien (Durchmesser von 5 mm) wurden mit der planen Seite so auf das Metalllager der speziellen Abschervorrichtung gelegt, dass der Stempel senkrecht auf die Achse des Zylinders traf. Der Stempel wurde nicht von dem Trägerbarren berührt. Der auf der Traverse der Universalprüfmaschine (Zwick Z005) befestigte Übertragungsstößel wurde mit einer Vorkraft $F = 1 \text{ N}$, mit einem Druck von 0,5 N und einer Vorschubgeschwindigkeit 1 mm/min gegen den im Querschnitt des spitzen Stempels der Abschervorrichtung gefahren bis die zylinderförmigen Prüfkörper abgeschert waren. Die Haftfestigkeit beim Schertest errechnet sich als Quotient von aufzubringender Kraft und Haftfläche in MPa. Die Haftfläche betrug, entsprechend einem Radius von 2,5 mm, jeweils 19,6 mm². Mit jedem Werkstoff und produktspezifischen Adhäsiv wurden die Messungen nach einem Tag Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung durchgeführt.

4.4. Mathematisch-statistische Auswertung

Die mathematisch-statistische Auswertung beinhaltete die Bestimmung der Mittelwerte (\bar{x}) und der Standardabweichung (s) mithilfe Microsoft Office Excel (Microsoft Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland).

Der Mittelwert ist das arithmetische Mittel der Messwerte und berechnet sich aus der Summe der Einzelergebnisse geteilt durch deren Anzahl. Die Standardabweichung ist ein Maß für die Streuung um den Mittelwert. Sie ist für eine Zufallsvariable (x_n) definiert als die positive Quadratwurzel aus der Varianz, wobei sich die Varianz aus der mittleren quadratischen Abweichung der Beobachtungswerte von ihrem Mittelwert errechnet (Koch 2005, Rehak 1998, Martin 1999).

Mittelwert:
$$\bar{X} = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

Standardabweichung:
$$S = \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \times p}$$

- $x_1 \dots x_n$ Zufallsvariablen, Messwerte
- n Anzahl der Messwerte
- p relative Häufigkeit

Es wurde von einer angenäherten Normalverteilung und angenäherten gleichen Varianz der Zufallsvariablen in den zu vergleichenden Gruppen ausgegangen. Es wurden folgende Voraussetzungen angenommen: Stetigkeit der Meßskale, angenäherte Symmetrie der Verteilung in jeder Gruppe, Eingipfligkeit der Verteilung in jeder Gruppe, Varianzgleichheit durch prinzipiell ähnliche Variabilitätsursachen (Koch 2005). Aufgrund dieser Voraussetzungen wurde für die Überprüfung der Messergebnisse auf Signifikanz der t-Test nach Student verwendet, es handelte sich dabei um einen zweiseitigen Test für unabhängige Stichproben. Die Signifikanzschwelle wurde mit $p \leq 0,05$ festgelegt.

Für die Auswertung wurde auch das Bestimmtheitsmaß (R^2) genutzt. Es ist ein Maß der Statistik für den erklärten Anteil der Varianz einer abhängigen Variablen Y durch ein statistisches Modell. Die Maßzahl R^2 ist der Prozentanteil der Varianz von Y, der durch lineare Regression erklärt wird. Bei 1 liegt eine perfekte lineare Abhängigkeit und bei 0 keine Übereinstimmung vor.

5. Ergebnisse

5.1. Biegefestigkeit

Im Diagramm (Abb. 14) ist die Biegefestigkeit nach eintägiger Wasserlagerung (**d1**), nach 25000 Temperaturwechsellasten (**TLW**) und nach Wassersättigung (**W**) der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse wurden im Tabellenanhang 9.1 (Tab. 5) und die Signifikanztests im Tabellenanhang 9.2 (Tab. 9 bis 12) zusammengefasst.

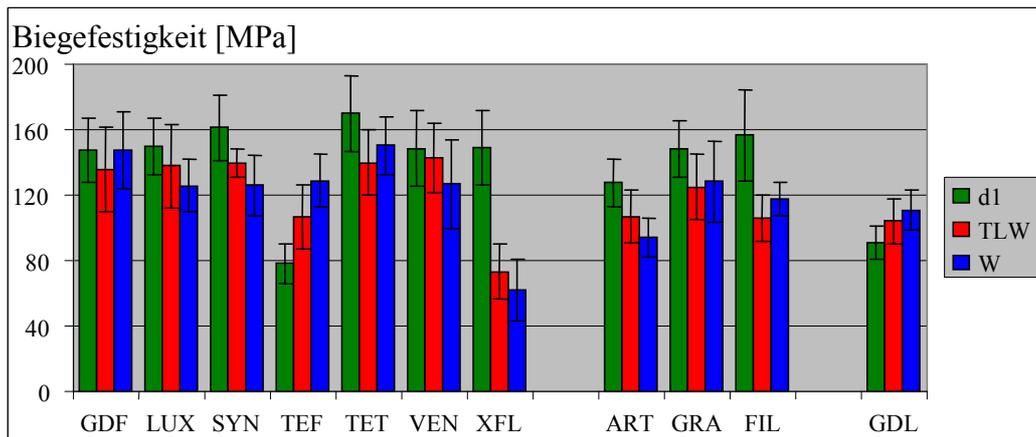


Abb. 14: Biegefestigkeit der untersuchten Produkte (erste Gruppe Hybrid-, zweite Gruppe Nanohybrid- und Nano- und dritte Gruppe mikrogefülltes Komposit) nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen

Nach einem Tag Wasserlagerung (**d1**) wurden Werte zwischen 78,2 und 169,8 MPa erzielt. Das Hybrid-Komposit Tetric Flow erlangte das beste Ergebnis. Im Ranking der Mittelwerte folgen absteigend Synergy Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Luxa Flow, X-Flow, Venus Flow, Grandio Flow, Gradia Direkt Flo und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite. Die niedrigsten Ergebnisse wurden bei dem mikrogefüllten Komposit Gradia Direkt LoFlo mit 91,0 MPa und bei dem Hybrid-Komposit Tetric Evo Flow mit 78,2 MPa gemessen.

Nach Lagerung im Wechselbad für 25000 Temperaturwechsellasten (**TLW**) und anschließendem Bruch wies das Hybrid Komposit Venus Flow mit 144,4 MPa den höchsten Wert auf. Mit fallenden Werten folgten Tetric Flow, Synergy Flow, Luxa Flow, Gradia Direkt Flo, Grandio Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Tetric Evo Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative und Gradia Direkt LoFlo. Den signifikant schlechtesten Wert wies das Hybrid-Komposit X-Flow mit 73,3 MPa auf.

Nach Wasserlagerung (**W**) erzielten die Hybrid-Komposite Tetric Flow mit 152,4 MPa und Gradia Direkt Flo mit 149,2 MPa die höchsten Resultate. In absteigender Reihenfolge waren Tetric Evo Flow, Grandio Flow, Synergy Flow, Luxa Flow, Venus Flow, Filtek Supreme XT

Flowable Restorative, Gradia direkt LoFlo und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite aufzuzählen. Signifikant das schlechteste Ergebnis wurde bei dem Hybrid Komposit X-Flow mit 62 MPa ermittelt.

Durch Temperaturwechsellasten erfolgte bei Synergy Flow, Tetric Flow, X-Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Grandio Flow und Filtek Supreme XT Flowable Restorative eine signifikante Herabsetzung der Werte im Vergleich zu einem Tag Wasserlagerung. X-Flow wies eine Verringerung um 50,8% auf. Eine signifikante Erhöhung der Werte konnte hingegen bei Tetric Evo Flow und Gradia Direkt LoFlo nachgewiesen werden. Sie betrug bei Tetric Evo Flow 36,3%.

Nach Wassersättigung waren ähnliche Tendenzen zu erkennen. Es erfolgte eine signifikante Erniedrigung der Werte von Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, X-Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT Flowable Restorative. X-Flow wies mit 58,4% die höchste Reduzierung des Wertes nach Wassersättigung auf. Eine signifikante Erhöhung der Werte war bei Tetric Evo Flow und Gradia Direkt Flo zu erkennen. Mit 65% war die Erhöhung bei Tetric Evo Flow am höchsten.

Nach einem Tag Lagerung lag die Streuung bei 14,2% im Durchschnitt. Sie stieg nach Stressung und Wasserlagerung leicht an. Die höchste Streuung war mit 30% bei dem Komposit X-Flow nach Wasserlagerung zu beobachten sowie bei Stressung mit 23,2%.

5.2. Elastizitätsmodul

Im Diagramm (Abb. 15) ist der Elastizitätsmodul nach eintägiger Wasserlagerung (d1), nach 25000 Temperaturwechsellasten (TLW) und nach Wassersättigung (W) der Werkstoffe dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse wurden im Tabellenanhang 9.1 (Tab. 5) und die Signifikanztests im Tabellenanhang 9.2 (Tab. 13 bis 16) aufgeführt.

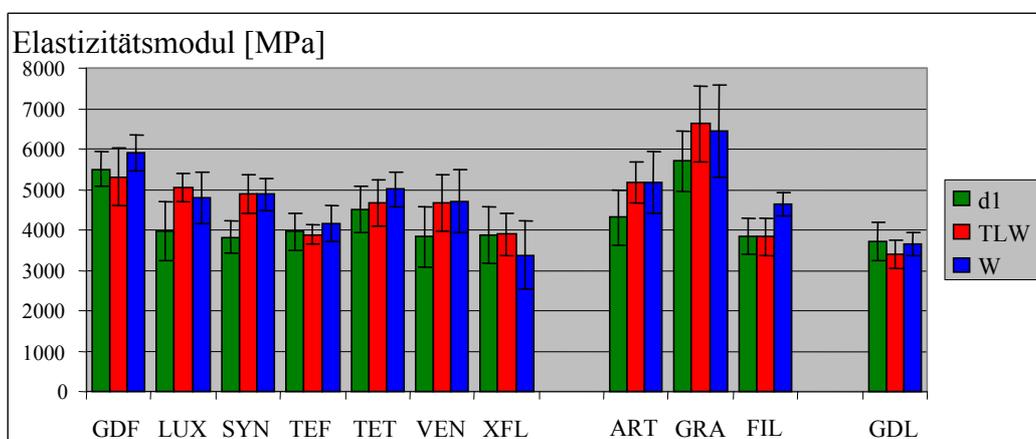


Abb. 15: Elastizitätsmodul der untersuchten Produkte nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen

Bei der Messung der Elastizitätsmoduli nach eintägiger Wasserlagerung (**d1**) wurden Werte im Bereich von 3,7 - 5,7 GPa gemessen. Die signifikant höchsten Ergebnisse wurden bei dem Nano-Hybrid-Komposit Grandio Flow mit 5,7 GPa und dem Hybrid-Komposit Gradia Direkt Flo mit 5,5 GPa erfasst. Es folgten entsprechend der Reihenfolge Tetric Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Luxa Flow, Tetric Evo Flow, X-Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Venus Flow, Synergy Flow und das Mikrogefüllte Komposit Gradia Direkt LoFlo.

Nach 25000 Temperaturwechsellasten (**TLW**) wies der Elastizitätsmodul des Nano-Hybrid-Komposits Grandio Flow mit 6,6 GPa signifikant das höchste Ergebnis auf. Absteigend folgten Gradia Direkt, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Luxa Flow, Synergy Flow, Tetric Flow und Venus Flow, X-Flow, Tetric Evo Flow und Filtek Supreme XT Flowable Restorative. Der signifikant geringste Wert trat bei dem mikrogefülltem Komposit Gradia Direkt LoFlo mit 3,4 GPa auf.

Nach Wassersättigung (**W**) wurde bei Grandio Flow mit 6,4 GPa und Gradia direkt Flo mit 5,9 GPa die signifikant besten Ergebnisse gemessen. Es folgten die Komposite Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Tetric Flow, Synergy Flow Luxa Flow, Venus Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Tetric Evo Flow und Gradia Direkt LoFlo. Signifikant unterschied sich das Hybrid-Komposit X-Flow mit 3,4 GPa von den anderen.

Bei den Werten, welche eine signifikante Veränderung durch Temperaturwechsellasten oder Wassersättigung erfuhren, erfolgte eine Erhöhung. Dies war bei den Kompositen Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Grandio Flow nach Stressung im Wechselbad zu verzeichnen. Nach Wassersättigung wiesen Gradia Direkt Flo, Luxa Flow, Synergy Flow, Tetric Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT Flowable Restorative eine Erhöhung auf.

Im Durchschnitt zeigten die d1-Werte prozentual die höchste Streuung mit 13,7%. Die höchste Einzelstreuung wies X-Flow nach Wassersättigung mit 24,6% auf.

5.3. Mikrohärtigkeit nach Vickers

In **Abb. 16** sind die Ergebnisse der Mikrohärtigkeit nach Vickers HV_{5-20} nach einem Tag Lagerung (**d1**), 25000 Wechsellasten (**TLW**) und Wassersättigung (**W**) der dünnfließenden Komposite dargestellt. Die Zahlenwerte und die Ergebnisse wurden im Tabellenanhang **9.1 (Tab. 5)** und der Signifikanztests im Tabellenanhang **9.2 (Tab. 17 bis 20)** zusammengefasst.

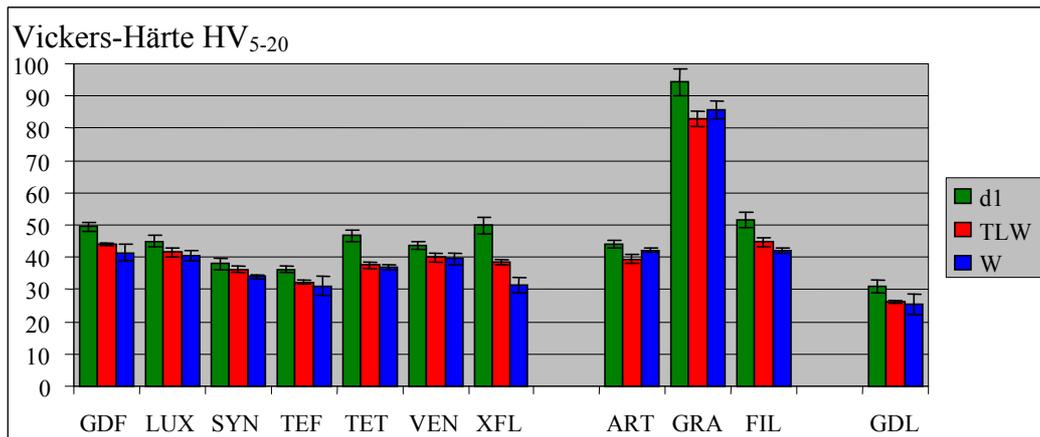


Abb. 16: Vickers-Härte der untersuchten Produkte nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen

Bei allen Messreihen zeigte das Nano-Hybrid-Komposit Grandio Flow die mit Abstand höchsten Werte. Nach einem Tag Lagerung (**d1**) hatte Grandio Flow mit 94,4 eine um 83 % höhere Härte als das zweitbeste Komposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative. Die Messungen der anderen Komposite variierten zwischen 31,1 bis 51,6. Absteigend waren Grandio Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, X-Flow, Gradia Direkt Flo, Tetric Flow, Luxa Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Venus Flow, Synergy Flow, Tetric Evo Flow und das Mikrogefüllte Komposit Gradia Direkt LoFlo aufzuzählen.

In Folge Stressung (**TLW**) waren mit fallenden Werten Grandio Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Gradia Direkt Flo, Luxa Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, X-Flow, Tetric Flow, Synergy Flow, Tetric Evo Flow und Gradia Direkt LoFlo mit 26,2 zu nennen.

Nach Wassersättigung (**W**) konnten Grandio Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Gradia Direkt Flo, Luxa Flow, Venus Flow, Tetric Flow, Synergy Flow, X-Flow, Tetric Evo Flow und Gradia Direkt LoFlo im Ranking der Mittelwerte aufgenommen werden. Gradia Direkt LoFlo hatte dabei den signifikant geringsten Wert mit 25,4.

Bei allen Werten nach Stressung und nach Wassersättigung wurde im Vergleich zu den Werten nach einem Tag Lagerung eine signifikante Erniedrigung nachgewiesen. Vor allem bei dem Hybrid-Komposit X-Flow trat nach Stressung eine Verringerung um 22,8% und nach Wassersättigung um 37% auf.

Die Streuung der Mittelwerte war sehr gering, folglich waren die Wertunterschiede oft signifikant. Die d1-Werte zeigten die höchste Streuung. Gradia Direkt LoFlo hatte eine Streuung von 6,37%.

5.4. Wasseraufnahme

Dargestellt ist die Wasseraufnahme im Verlauf (Abb. 17) und nach 90 Tagen (d90) (Abb. 18). Die Mittelwerte und die Ergebnisse sind im Tabellenanhang 9.1. (Tab. 5) und der Signifikanztests ist dem Tabellenanhang 9.1. (Tab. 21) zu entnehmen.

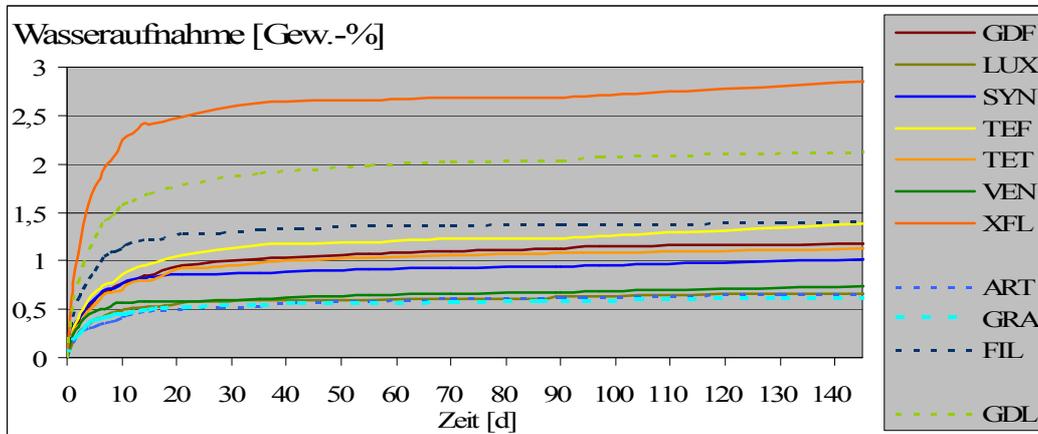


Abb. 17: Wasseraufnahme der untersuchten Produkte im Verlauf

Es war jeweils eine Annäherung an einen maximalen Sättigungswert festzustellen. Bei allen Kompositen war am ersten Tag die größte Gewichtszunahme im Bereich von 21,2 - 32,3% zu erkennen. Artiste Nano-Hybrid Flowable (21,3%) und Tetric Evo Flow (21,2%) wiesen die geringste Wasseraufnahme, Synergy Flow (30,8%) und Venus Flow (32,3%) die höchste auf. Nach 35 Tagen konnten Werte zwischen 80-90% gemessen werden. Bis zum 90. Tag erfolgten 88% (Tetric Evo Flow) bis 96% (Filtek Supreme XT) der Wasseraufnahme.

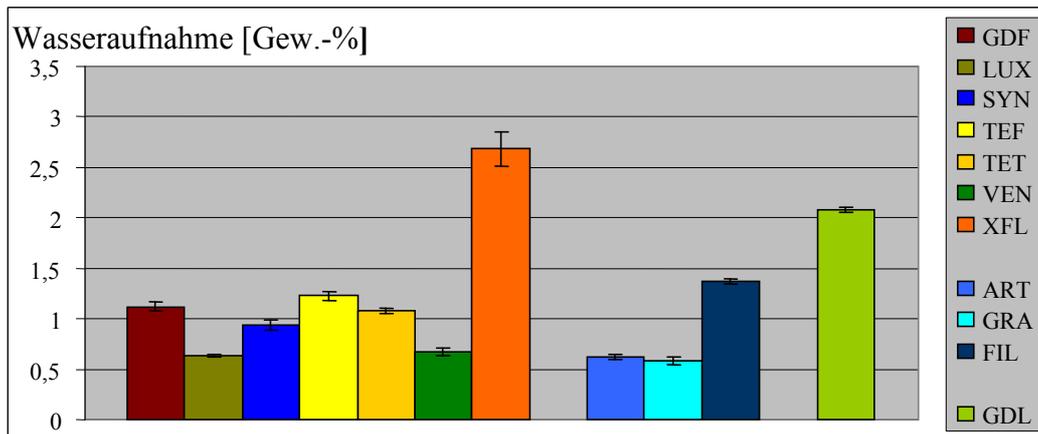


Abb. 18: Wasseraufnahme am 90. Tag (d90) der untersuchten Produkte

Bei der am 90. Tag erfolgten Messung ergab sich die signifikant größte Wasseraufnahme von X-Flow mit 2,685 Gew.-%. Es folgten abfallend von Gradia Direkt LoFlo, Filtek Supreme XT Flowable, Tetric Evo Flow, Gradia Direkt Flo, Tetric Flow, Synergy Flow, Venus Flow. Bei Luxa Flow mit 0,633 Gew.-%, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite mit 0,622 Gew.-% und Grandio Flow mit 0,585 Gew.-% wurde die geringste Wasseraufnahme festgestellt.

Die Streuung der Messwerte lag im Bereich von 0,02-0,17 Gew.-% (1,1-7,1%). Für Grandio Flow galt dabei die höchste errechnete prozentuale Standardabweichung.

5.5. 3-Medien-Abrasion

Dargestellt ist der Abrasionsfaktor im Verlauf von 200.000 Zyklen (Abb. 19) und nach 200.000 Zyklen (Abb. 20). Zahlenwerte und Ergebnisse sind im Tabellenanhang 9.1. (Tab. 5) und der Signifikanztests im Tabellenanhang 9.2. (Tab. 22) aufgeführt.

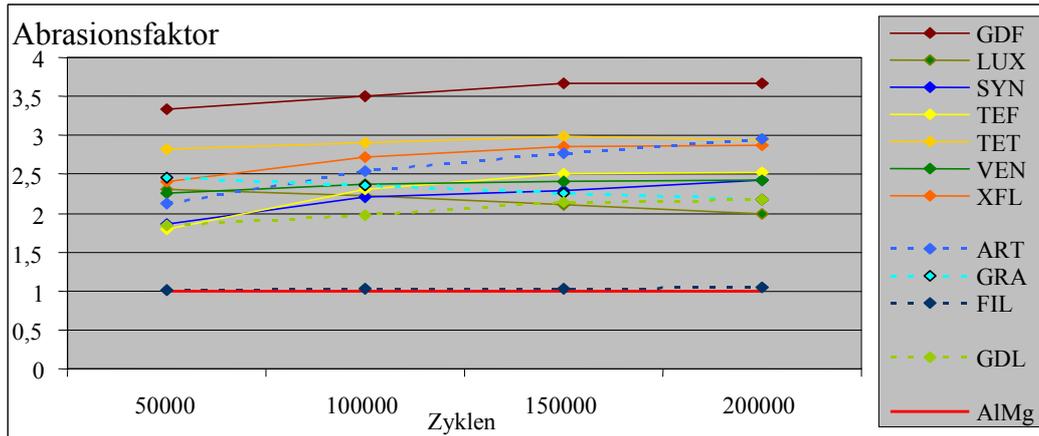


Abb. 19: Abrasionsfaktor (Verhältnis zu AIMg = 1) nach x Zyklen

Im Verlauf war bei den Kompositen Gradia Direkt Flo, Synergy Flow, Tetric Evo Flow, Tetric Flow, Venus Flow, X-Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Gradia Direkt LoFlo eine Steigerung der Werte zu erkennen. Eine Verringerung der Werte lag bei den Kompositen Luxa Flow und Grandio Flow vor. Das Nanokomposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative wies hingegen einen sehr stabilen Wert auf, welcher um einen Mittelwert von 1,03 schwankte. Somit wies Filtek Supreme XT Flowable den mit Abstand geringsten Wert auf, das Hybrid-Komposit Gradia Direkt Flo hingegen den höchsten mit einem Mittelwert von 3,54. Die anderen Werte bewegten sich zwischen beiden Messreihen.

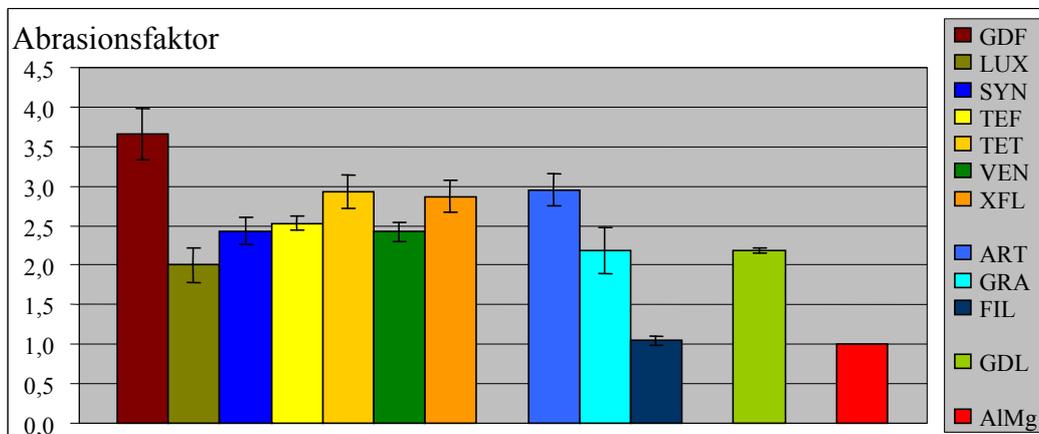


Abb. 20: Abrasionsfaktor (Verhältnis zu AIMg = 1) der untersuchten Produkte bei 200000 Zyklen

Nach 200000 Zyklen (**Abb. 20**) zeigte das Komposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative den niedrigsten Wert. Es folgten im Ranking der Werte das Hybrid-Komposit Luxa Flow, Grandio Flow, Gradia Direkt LoFlo, Venus Flow, Synergy Flow, Tetric Evo Flow, X-Flow, Tetric Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite. Den höchsten Abrasionsfaktor hatte das Hybrid-Komposit Gradia Direkt Flo.

Die Streuung bewegte sich nach 200000 Zyklen im Bereich von 1,5% bis 13,4%.

5.6. Oberflächenrauigkeit

Untersucht wurde der arithmetische Mittenrauwert R_a als Maß für die Oberflächengüte nach Polymerisation unter Folie, nach Bearbeitung und nach Politur mit unterschiedlichen Instrumenten. Im Tabellenanhang 9.1. (**Tab. 6**) wurden die Werte und die Signifikanztests im Tabellenanhang 9.2. (**Tab. 22 bis 31**) aufgeführt.

In **Abbildung 21** sind die Werte des Mittenrauwertes R_a nach Polymerisation unter Folie dargestellt. Sie galt als Ausgangssituation für die folgende Bearbeitung mit feinem Diamanten und feinem Hartmetallfinierer. Dargestellt ist die Oberfläche nach Bearbeitung im Diagramm (**Abb. 22**), mit Politur in den **Abbildungen 23, 24**. Für die Politur wurden die Poliersysteme Super Snap und Compomaster verwendet. Die damit erreichte Oberflächengüte wurde in den **Diagrammen 23, 24** sowie **25** für Super Snap und **26** für Compomaster dargestellt.

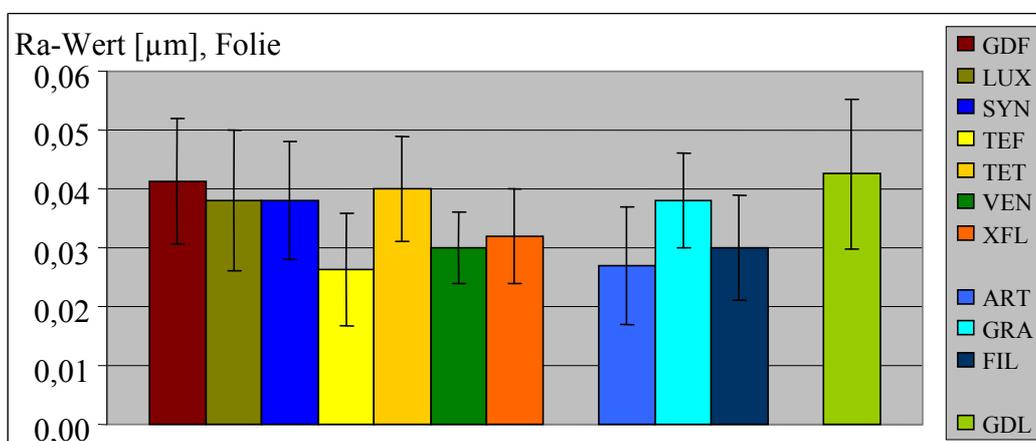


Abb. 21: R_a -Werte der untersuchten Materialien nach Polymerisation unter Folie

Bei der Messung der Werte nach Härtung unter **Folie** wurden Ergebnisse im Bereich von 0,026 μm bis 0,043 μm bestimmt. Tetric Evo Flow (0,026 μm) und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite (0,027 μm) zeigten die besten Ergebnisse. Ohne Signifikanz folgten Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Venus Flow, X-Flow, Luxa Flow, Synergy Flow. Weiter reihten sich Grandio Flow, Tetric Flow, Gradia Direkt Flo und Gradia Direkt LoFlo mit dem höchsten Mittelwert von 0,043 μm an. Die Werte lagen dicht beieinander.

Die Streuung der Werte war bei dieser Versuchsanordnung im Vergleich zu den Mittelwerten relativ hoch. Aufgrund dessen stellten sich wenig signifikante Unterschiede dar. Die verhältnismäßig höchste Streuung wiesen Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Tetric Evo Flow mit $0,01 \mu\text{m}$ (ca. 35%) auf.

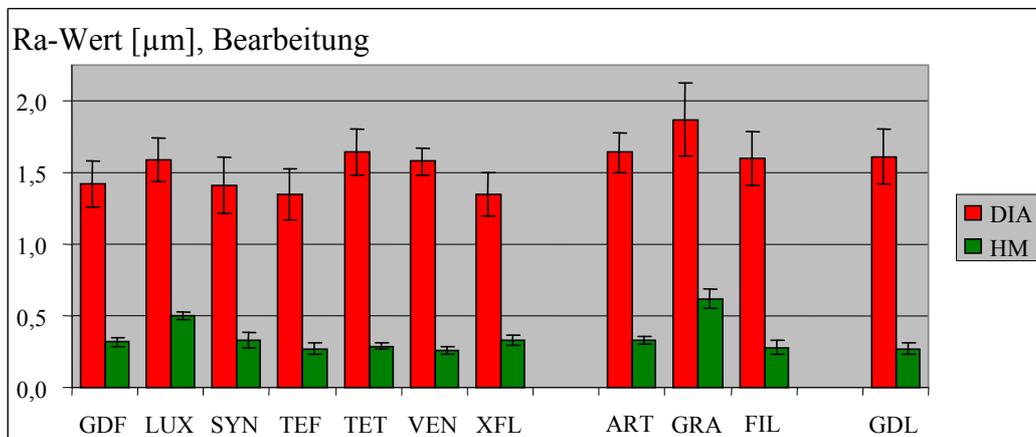


Abb. 22: R_a -Werte der untersuchten Materialien nach Bearbeitung mit Diamanten und HM-Finierer
Als Ausgangssituation galt die unbearbeitete Oberfläche nach Polymerisation unter Folie, daran schloss sich die Bearbeitung mit den entsprechenden rotierenden Instrumenten an. Die Mittenrauwerte unter Folie wurden erwartungsgemäß nach Bearbeitung um ein Vielfaches übertroffen. Es bestand ein signifikanter Unterschied der bearbeiteten Oberfläche mit feinem Diamanten und HM-Finierer. Die Bearbeitung mit Diamant ergab Werte zwischen $1,35 \mu\text{m}$ und $1,87 \mu\text{m}$, mit Finierer zwischen $0,26 \mu\text{m}$ und $0,62 \mu\text{m}$. Bei Grandio Flow wurde jeweils der höchste Wert gemessen. Beide Messabfolgen unterschieden sich signifikant.

Im Vergleich zur unbearbeiteten Oberfläche wurde beispielsweise bei Tetric Evo Flow mit dem niedrigsten R_a unter Folie ($0,026 \mu\text{m}$) nach Bearbeitung mit HM-Finierer das 9-fache und nach Bearbeitung mit Diamant sogar das 51-fache des Wertes der unbearbeiteten Oberfläche ermittelt. Bei Grandio Flow wurde die Oberflächenrauheit bei Bearbeitung mit Diamant um das 48-fache und bei Bearbeitung mit Finierer um das 15-fache erhöht.

Die Streuung lag zwischen $0,09 \mu\text{m}$ und $0,20 \mu\text{m}$ für Diamant und $0,02 - 0,07 \mu\text{m}$ für Finierer.

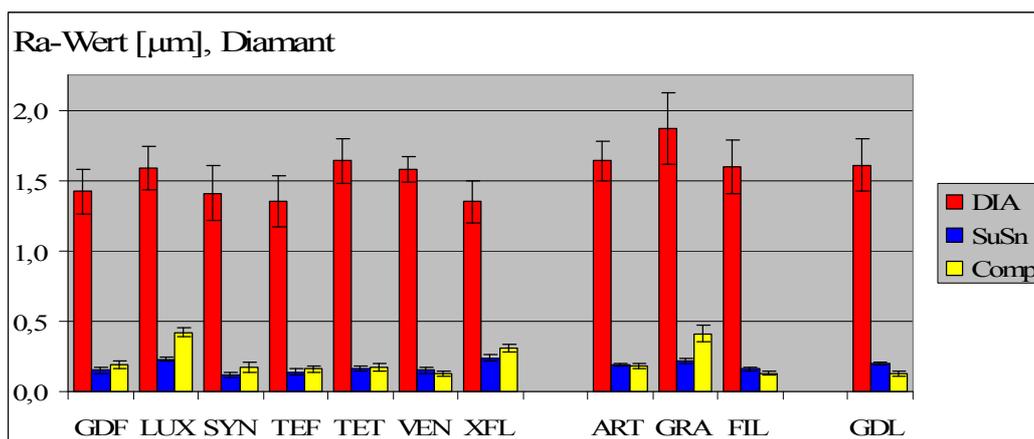


Abb. 23: R_a -Werte der untersuchten Materialien nach Bearbeitung der Oberfläche mit feinem Diamanten, feinem Diamanten und Super Snap sowie feinem Diamanten und Compomaster

Die Unterschiede der R_a -Werte zwischen den Arbeitsschritten der Bearbeitung mit Diamant allein und der Politur wurden in jedem Fall als signifikant ermittelt. Bei der **Politur mit Super Snap** erzielten die Hybrid-Komposite Synergy Flow mit $0,12 \mu\text{m}$ und Tetric Evo Flow mit $0,14 \mu\text{m}$ die niedrigsten Ergebnisse. Es folgten ansteigend Synergy Flow, Gradia Direkt Flo, Venus Flow, Tetric Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Gradia Direkt LoFlo. Die signifikant schlechtesten Werte zeigten sich bei Grandio Flow, Luxa Flow und X-Flow.

Nach **Politur mit Compomaster** stellte sich ein anderes Resultat dar. Die signifikant besten waren das Hybrid-Komposit Venus Flow, das Nano-Hybrid-Komposit Filtek Supreme XT Flowable Restorative und das mikrogefüllte Komposit Gradia Direkt LoFlo jeweils mit einem R_a -Wert von $0,13 \mu\text{m}$. Es folgten Tetric Evo Flow, Tetric Flow, Synergy Flo, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, die Hybrid-Komposite Gradia Direkt Flo und X-Flow und das Nano-Hybrid-Komposit Grandio Flow und Luxa Flow. Besonders Grandio Flow mit R_a -Wert von $0,41 \mu\text{m}$ und Luxa Flow mit R_a -Wert von $0,42 \mu\text{m}$ hoben sich signifikant von den anderen Kompositen ab.

Im Vergleich der Polierstufen Super Snap und Compomaster nach Diamantbearbeitung war bei Tetric Flow und Venus Flow kein Unterschied zu verzeichnen. Die anderen Komposite unterschieden sich signifikant. Bei den Werkstoffen Gradia Direkt Flo, Luxa Flow, Synergy Flow, Tetric Evo Flow, X-Flow und Grandio Flow erwies sich das Poliersystem Super Snap als bessere Wahl. Der Compomaster zeigte bei Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Filtek Supreme XT Flowable Restorative und Gradia Direkt LoFlo optimalere Ergebnisse. Das signifikant beste Ergebnis nach der Bearbeitung mit Diamant und Politur stellte sich bei dem Hybrid-Komposit Synergy Flow mit Super Snap dar, es wurde ein R_a -Wert von $0,12 \mu\text{m}$ erreicht.

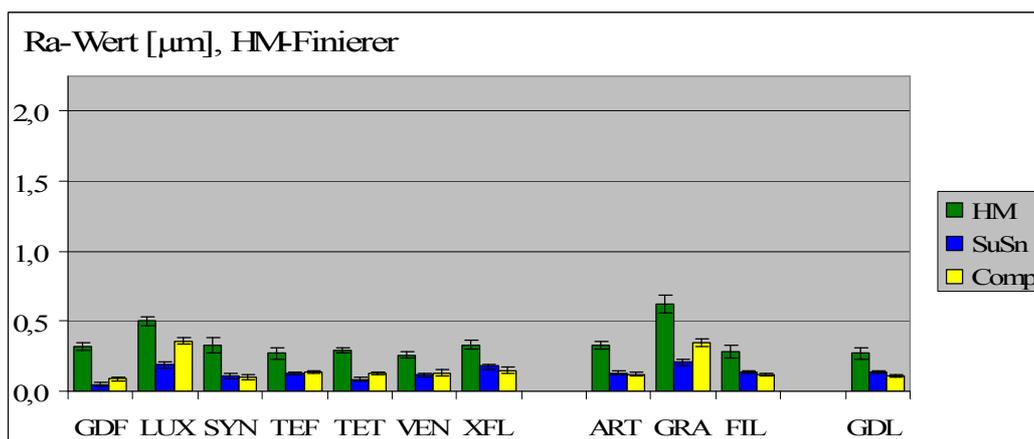


Abb. 24: R_a-Werte der untersuchten Materialien nach Bearbeitung der Oberfläche mit normalen HM-Finierer und Super Snap sowie normalen HM-Finierer und Compomaster

Die Unterschiede zwischen Bearbeitung und Politur waren in jedem Fall signifikant.

Nach **Politur mit Super Snap** wurde bei dem Hybrid-Komposit Gradia Direkt Flo der mit Abstand niedrigste R_a-Wert von 0,05 µm gemessen. Es folgten absteigend die Komposit Tetric Flow, Synergy Flow, Venus Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Tetric Flow, Tetric Evo Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Gradia Direkt LoFlo, X-Flow, Luxa Flow und Grandio Flow. Dabei unterschieden sich das Hybrid-Komposit Luxa Flow mit 0,19 µm und das Nano-Hybrid-Komposit Grandio Flow mit 0,21 µm signifikant von allen anderen Kompositen.

In Folge der **Politur mit Compomaster** stellten sich für Gradia Direkt Flo mit 0,09 µm und Synergy Flow mit 0,10 µm die besten Werte dar. Es folgten Gradia Direkt Flo, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Tetric Flow, Venus Flow, Tetric Evo Flow und X-Flow. Signifikant von allen anderen unterschieden sich das Nano-Hybrid-Komposit Grandio Flow mit 0,35 µm und das Hybrid-Komposit Luxa Flow mit 0,36 µm.

Der Vergleich der Endpolituren von Super Snap und Compomaster zeigte bei den Kompositen Synergy Flow, Venus Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite keinen signifikanten Unterschied. Bei den Kompositen Grandio Flow und Luxa Flow, Tetric Flow, Tetric Evo Flow kam es zu einer signifikanten Verringerung der Werte unter Benutzung von Super Snap. Der Compomaster erwies sich als statistisch besser für Gradia Direkt Flo, Filtek Supreme XT Flowable Restorative und X-Flow.

Im Vergleich beider Poliersysteme ergaben sich die besten Werte für Gradia Direkt Flo mit Super Snap (0,05 µm), für Tetric Flow mit Super Snap (0,08 µm) und für Gradia Direkt Flo mit Compomaster (0,09 µm).

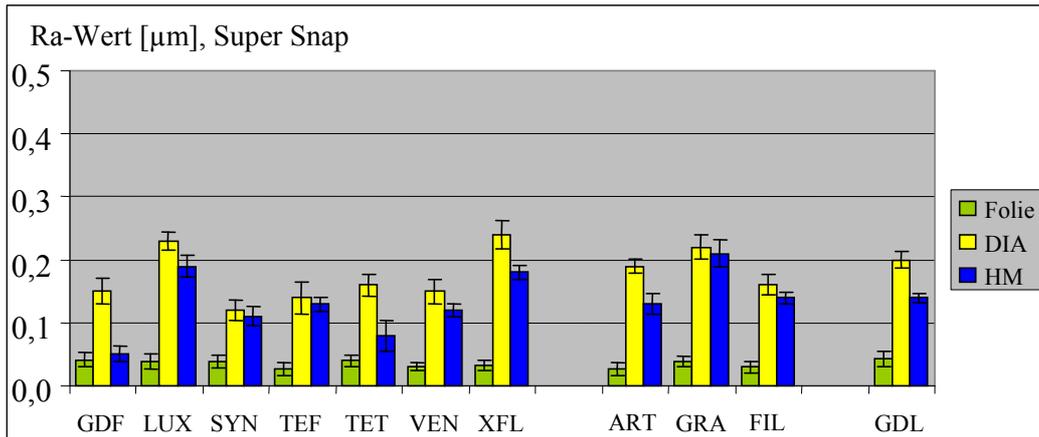


Abb. 25: R_a -Werte der untersuchten Materialien nach Polymerisation unter Folie, nach Politur mit Super Snap bei Bearbeitung der Oberfläche mit feinem Diamanten und mit HM-Finierer

Dargestellt wurde die Politurstufe **Super Snap** nach vorheriger Bearbeitung mit Diamant und Hartmetallfinierer. Bei den Kompositen Synergy Flow, Tetric Evo Flow und Grandio Flow lag kein signifikanter Unterschied vor. Bei allen anderen Produkten ergab die Bearbeitung mit Hartmetallfinierer vor Politur geringere Oberflächenrauheiten. Die größten Unterschiede zwischen der Ausarbeitung mit Diamant und Hartmetallfinierer und deren Politur mit Super Snap waren bei Gradia Direkt Flo und bei Tetric Flow zu verzeichnen. Gradia Direkt Flo erzielte nach Bearbeitung mit Diamant und Politur einen Wert von $0,15 \mu\text{m}$. Hingegen lag nach Bearbeitung mit HM-Finierer und anschließender Politur einen R_a -Wert nur bei $0,05 \mu\text{m}$. Dies bedeutet eine Verringerung der Werte um 66%.

Die Situation nach Polymerisation unter Folie konnte nur bei dem Komposit Gradia Direkt Flo erreicht werden. Bei allen anderen Politurergebnissen von Super Snap bestand ein signifikanter Unterschied zum R_a -Wert nach Polymerisation unter Folie.

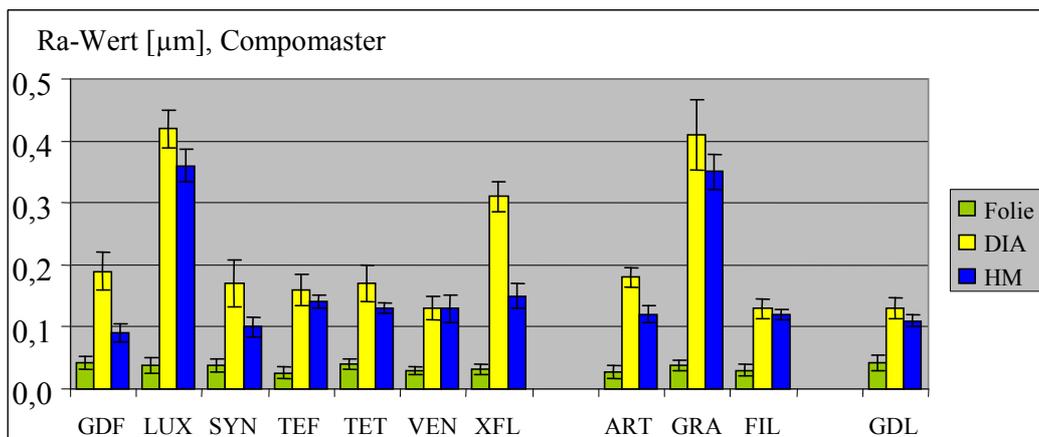


Abb. 26: R_a -Werte der untersuchten Materialien nach Polymerisation unter Folie, nach Bearbeitung der Oberfläche mit feinem Diamanten und Compomaster und feinem HM-Finierer und Compomaster
Abbildung 28 zeigt die Ergebnisse der Politur mit **Compomaster** nach vorheriger Bearbeitung mit Diamant und Hartmetallfinierer. Die Bearbeitung der Komposite erfolgte vor

Politur mit Diamant und HM-Finierer. Die Werte von Tetric Evo Flow, Venus Flow und Filtek Supreme XT Flowable Restorative weisen keine signifikante Unterschiede auf. Bei den anderen Materialien war nach Bearbeitung mit Hartmetallfinierer und Politur das Resultat besser. Dabei zeigten vor allem die Materialien Gradia Direkt Flo und X-Flow eine deutliche Verbesserung der Oberflächenrauigkeit. So sank der Wert des Komposits Gradia Direkt Flo von $0,19 \mu\text{m}$ auf $0,09 \mu\text{m}$ um 53%, und bei X-Flow von $0,31 \mu\text{m}$ auf $0,15 \mu\text{m}$ um 52%.

Der Vergleichswert nach Polymerisation unter Folie konnte bei keinem Komposit wieder erreicht werden. Es bestanden signifikante Unterschiede, welche vor allem bei Luxa Flow, X-Flow und Grandio Flow deutlich zu erkennen waren.

5.7. Rheologische Untersuchung

Untersucht wurde das rheologische Verhalten der Komposite. Die Werte sind im Tabellenanhang 9.1. (Abb. 6) dargestellt. In **Abbildung 27** sind die Viskositätskurven und in **Abbildung 28** die Fließkurve der untersuchten Materialien dargestellt.

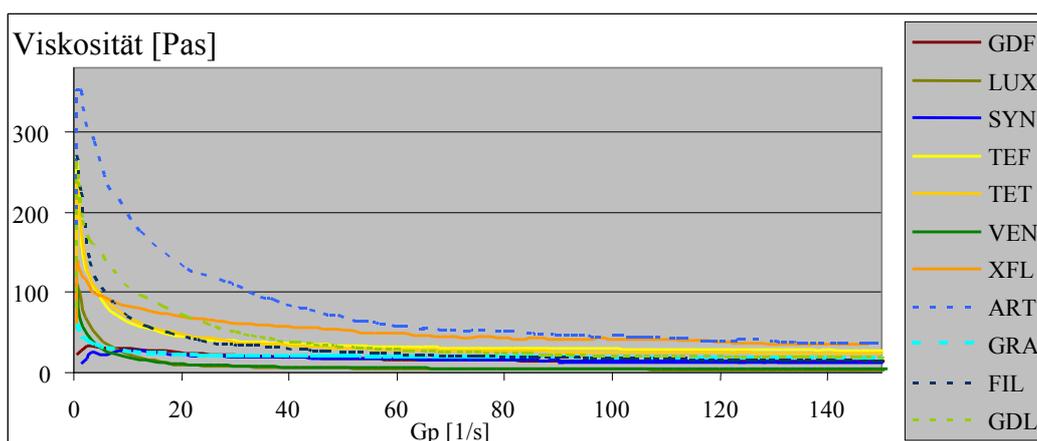


Abb. 27: Darstellung der Viskositätskurven der untersuchten Materialien

Fast alle Materialien wiesen ein eindeutiges Maximum bei einer niedrigen Schergeschwindigkeit auf, was als Nullviskosität η_0 bezeichnet werden kann. Gradia Direkt Flo und Synergy Flow zeigen einen niedrigen Höchstwertebereich bei einer geringen Scherung. Bei allen Materialien fiel bei steigender Schergeschwindigkeit die Viskosität ab. Es kam dabei zu einer Annäherung an einen konstanten Endwert η_∞ .

Die Materialien lassen sich nach der Höhe der Viskositätsmaxima η_0 in vier Gruppen aufteilen. Den höchsten Wert weist das Nano-Hybrid-Komposit Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite mit 350 Pas auf. Die zweite Gruppe umfasst die Materialien Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Gradia Direkt LoFlo, Tetric Evo Flow und Tetric Flow mit Werten zwischen 271 Pas bis 242 Pas. Die dritte Gruppe beinhaltet X-Flow, Luxa Flow, Venus Flow und Grandio Flow bei einer Nullviskosität von 137 Pas bis 60 Pas auf. Eine

vierte Gruppe stellen die Werkstoffe Gradia Direkt Flo mit einer maximalen Viskosität von 33 Pas und Synergy Flow mit 25 Pas dar. Die Werte fallen von diesem Maximum mit Zunahme der Schergeschwindigkeit bis auf einen konstanten Endwert η_{∞} ab. Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und X-Flow wiesen bei einer Schergeschwindigkeit von 150 s^{-1} die höchsten Viskositätswerte um 36 Pas auf. Es folgen die Werte von Tetric Evo Flow und Tetric Flow mit ca. 26 Pas, Gradia Direkt LoFlo, Grandio Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Gradia Direkt Flo, Synergy Flow mit Werten im Bereich zwischen 19 bis 13 Pas. Venus Flow und Luxa Flow wiesen mit unter 5 Pas die geringsten Werte auf.

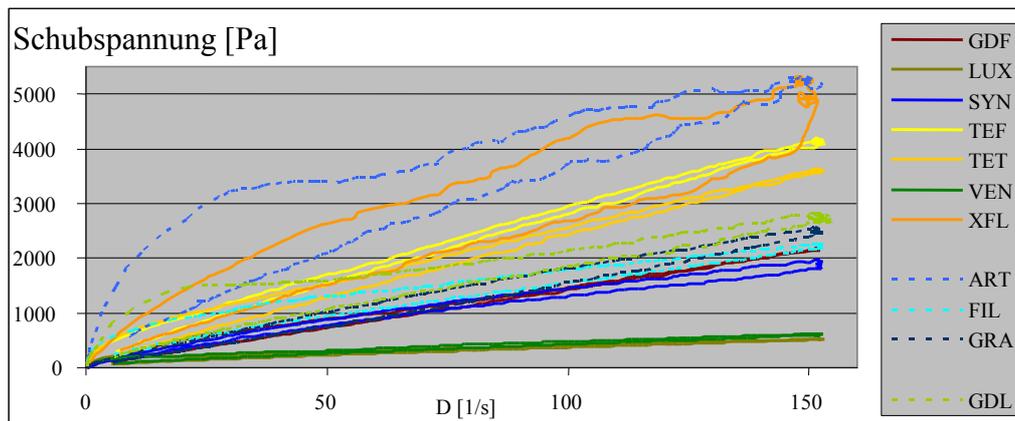
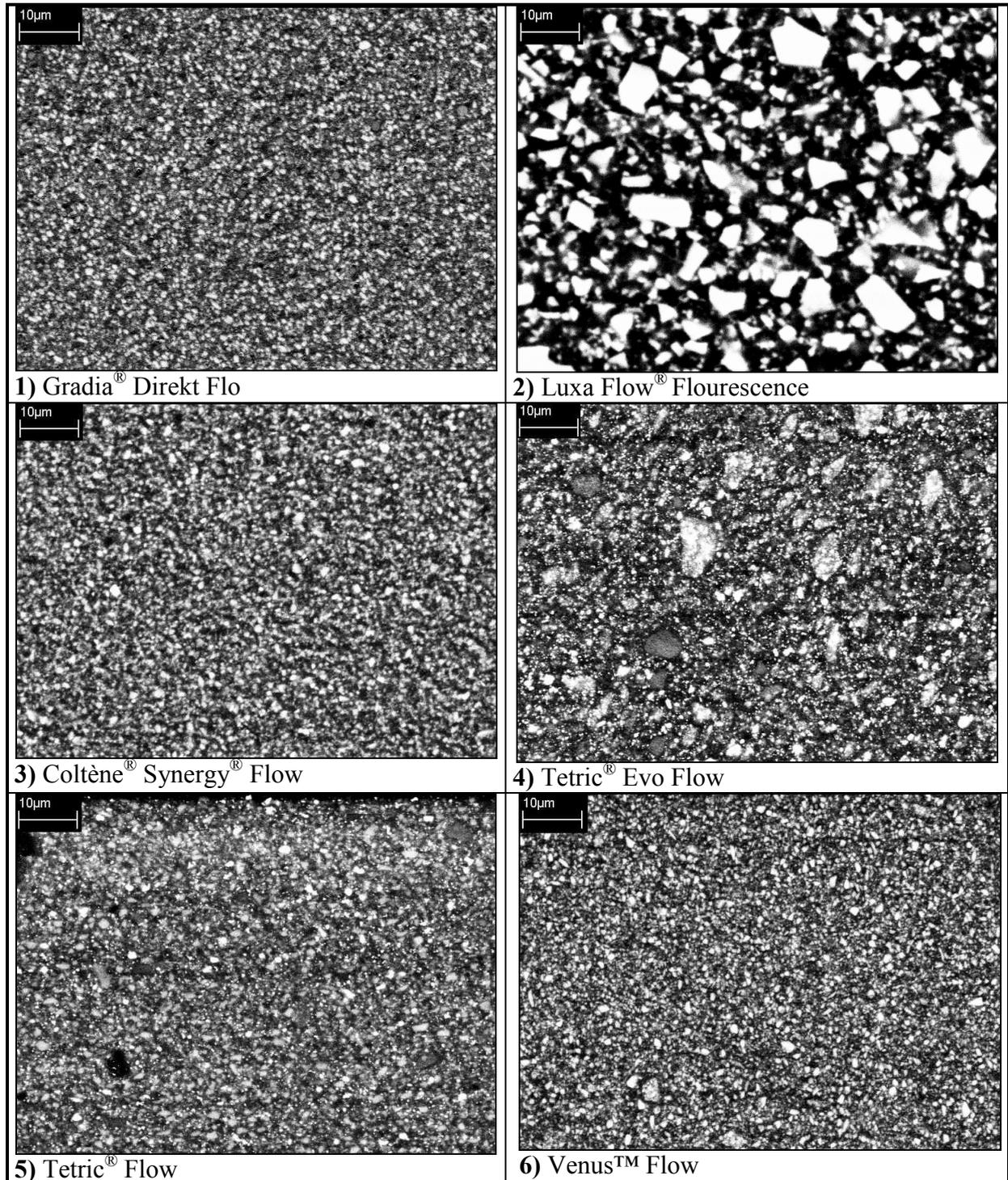


Abb. 28: Fließkurve, Schubspannung und Geschwindigkeitsgefälle der untersuchten Materialien
Es wurde die Fließkurve bei ansteigender und absteigender Schergeschwindigkeit dargestellt. Bei allen Materialien konnten Unterschiede bei den Graphen festgestellt werden. Im Versuch kam es bei Erhöhung der Schergeschwindigkeit zu einer Erhöhung der Schubspannung. Die Viskosität, charakterisiert durch den Anstieg der Graphen, nahm ab. Die Viskositätswerte η_{∞} aus **Abb. 27** konnten bestätigt werden. In der Abwärtskurve stieg die Viskosität weniger an, als sie in der Aufwärtskurve abgefallen war. Erkennbar war dies an der geringeren Steigung der Abwärtskurve. Bei konstanter Scherung bildete sich eine konstante Viskosität aus.
Die Differenz der Flächen unter den Graphen entsprach der Hysterese fläche, die proportional der Energie ist, welche zum Zerstören der thixotropen Struktur erforderlich war. Alle Materialien waren daher thixotrop. Der höchste Wert war bei dem Material Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite zu verzeichnen. Es folgen X-Flow, Gradia Direkt Flow, Grandio Flow, Tetric Flow, Tetric Evo Flow, Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Venus Flow, Synergy Flow, Gradia Direkt Flo und Luxa Flow. Luxa Flow wies den geringsten Wert auf.

5.8. Struktur

Eine Möglichkeit zur Beurteilung der Struktur ist durch die Rasterelektronenmikroskopie (REM) gegeben. Nachfolgend wurden Komposite im Materialkontrast, nach Schliff, bei einer Vergrößerung von 1000 dargestellt. Die Auswertung befindet sich im Tabellenanhang 9.1.,

Tab. 7.



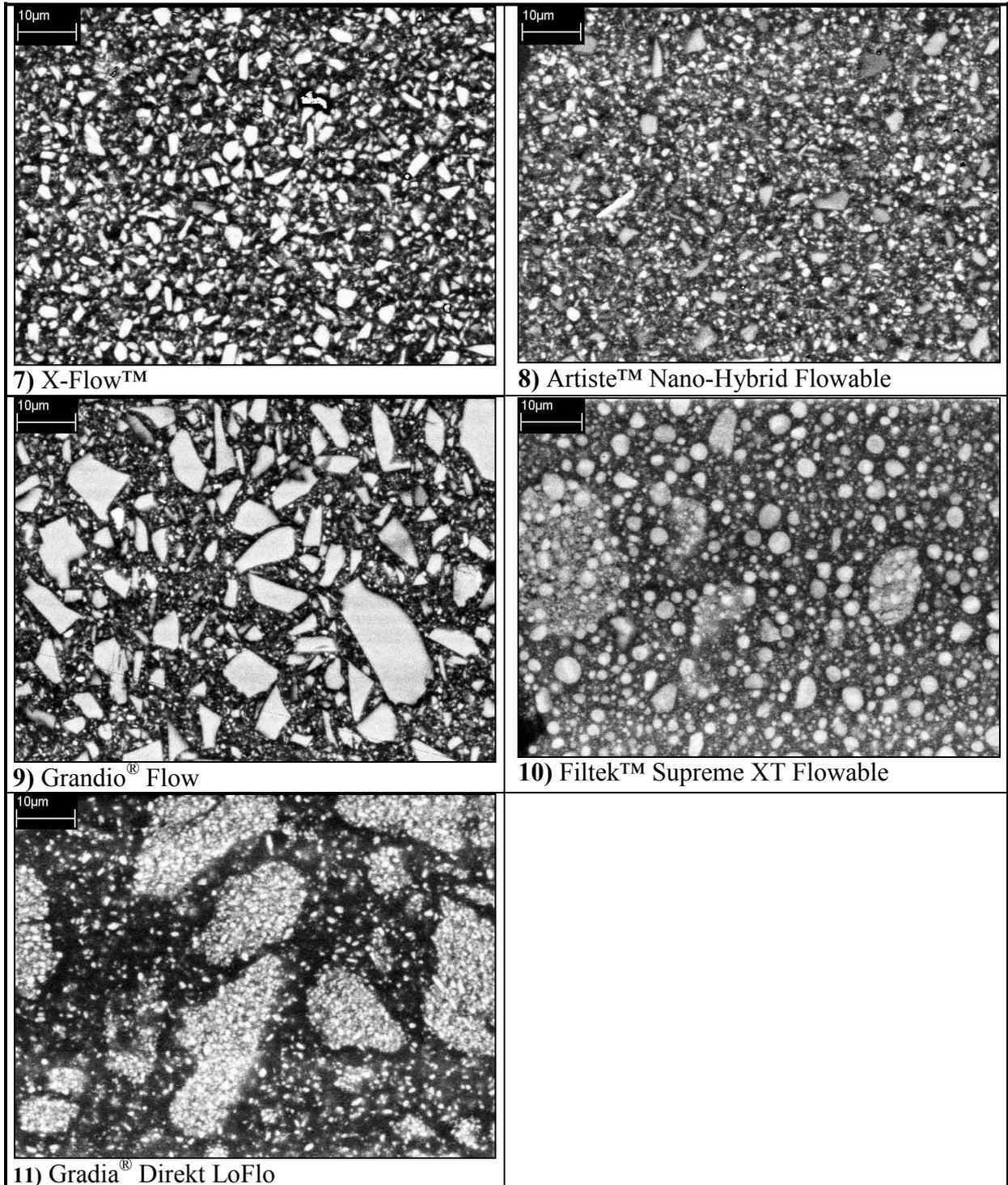


Abb. 29: REM-Aufnahmen 1000 fache Vergrößerung, Materialkontrast der untersuchten Materialien
Die Auswertung erfolgte subjektiv. Bei allen Kompositen war das Gefüge porenfrei, es waren keine Gefügefehler oder Schleifspuren zu erkennen. Vereinzelt wurden Artefakte, möglicherweise Verunreinigung durch Staub, Pollen mit abgebildet. Die Füllstoffstruktur stellte sich im Materialkontrast deutlich dar. Durch die Untersuchung unter gleichen Bedingungen waren die Proben untereinander vergleichbar. Es lagen klare Produktunterschiede vor.

Die Größe (aufgeführt im Tabellenanhang **9.1., Tab. 7**) der Füllstoffe stellte sich unterschiedlich dar. Sie wurden im beurteilbaren Bereich von $0,39 \mu\text{m}$ - $13,6 \mu\text{m}$ gemessen. Größere Einzelfüllstoffe waren bei Gradia Direkt LoFlo ($13,6 \pm 3,65 \mu\text{m}$), Grandio Flow ($6,67 \pm 2,29 \mu\text{m}$) und Luxa Flow ($6,51 \pm 1,87 \mu\text{m}$) zu erkennen. Die großen Füllstoffe des mikrogefüllten Komposits Gradia Direkt LoFlo stellten sich inhomogen dar. Sie enthielten kleinere Füllstoffe mit einer Größe von $0,79 \pm 0,15 \mu\text{m}$. Weitere inhomogene Füllstoffe lagen bei Tetric Evo Flow, Tetric Flow, Venus Flow (vereinzelt) und Filtek Supreme Flowable Restorative (nur sehr vereinzelt) vor.

Im Gesamtbild wurden die kleinsten Füllstoffe bei Gradia Direkt Flo ($0,78 \pm 0,19 \mu\text{m}$) und Synergy Flow ($1,61 \pm 0,34 \mu\text{m}$, $0,69 \pm 0,1 \mu\text{m}$) beobachtet. Bei Luxa Flow und Grandio Flow stellte sich hingegen im Überblick die größten einzelnen Füllstoffe dar. Eine sehr unterschiedliche Füllstoffmorphologie lag bei Tetric Evo Flow, Tetric Flow, Venus Flow, X-Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Grandio Flow, Filtek Supreme Flowable Restorative und Gradia Direkt LoFlo vor. Vor allem bei Grandio Flow stellten sich die Größenunterschiede sehr deutlich dar. Die Füllstoffe wurden mit $0,63 \pm 0,22 \mu\text{m}$ bis $6,67 \pm 2,29 \mu\text{m}$ gemessen. Nanofüller konnten aufgrund der gewählten Vergrößerung nicht beurteilt werden.

Die Form der Füllstoffe variierte stark. Bei fast alle Materialien lagen eher unregelmäßig ausgebildete Füllstoffe vor. Bei Gradia Direkt Flo, Synergy Flow konnte dies aufgrund der geringen Füllstoffgröße nicht genau beurteilt werden. Filtek Supreme Flowable Restorative wies als einziges Komposit sphärische Füllstoffe auf.

Die Gegenüberstellung der REM-Aufnahmen nach Bruch bei einem Tag Lagerung (**d1**) und Stressung (**TLW**) wurden im Tabellenanhang **9.1. Abb. 40** aufgeführt. Zu sehen waren materialspezifische Bruchflächen. Bei allen Kompositen war das Gefüge porenfrei. Es waren keine Fehler in Form von Einschlüssen oder Blasen zu erkennen.

Zwischen den einzelnen Abbildungen eines Komposits waren leichte Helligkeitsunterschiede infolge unterschiedlicher Einstellung des REMs zu beobachten. Geringe Unterschiede konnten bei den Materialien Gradia Direkt Flo, Grandio Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Venus Flow und Synergy Flow beobachtet werden. Es stellten sich keine Unterschiede dar, welche auf eine Verminderung der mechanischen Werte schließen lassen würden.

5.9. Exogene Verfärbungsneigung

Dargestellt ist die exogene Verfärbungsneigung im Verlauf und nach vier Wochen. Die Werte des Farbabstandes wurden im Tabellenanhang **9.1. Tab. 6** dargestellt.

Die Werkstoffe wurden für vier Wochen in sechs Lösungen (Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Methylenblau und destilliertem Wasser) bei 37 °C gelagert. Die Messungen erfolgten aller 7 Tage. Methylenblau zeigte einen sehr hohen Farbabstand. Außer bei Luxa Flow, X-Flow und Gradia Direkt LoFlo wurden nach vier Wochen bei Methylenblau die höchsten Werte ermittelt. Filtek Supreme Flowable Restorative zeigte den höchsten Wert von bis zu 50,5 nach vier Wochen Lagerung. Absteigend folgten Gradia Direkt Flo (37,8), Tetric Evo Flow (28,3) und Synergy Flow (26,6), Gradia Direkt LoFlo (23,8), Tetric Flow (23,1), X-Flow (22,4), Venus Flow (19,4), Grandio Flow (17,5), Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite (14,9) und Luxa Flow (10). Auch Rotwein (Gradia Direkt Flo mit 32,2, Gradia Direkt LoFlo mit 29,2, Tetric Evo Flow mit 28,1 und X-Flow mit 26,1) und Tee (Gradia Direkt LoFlo mit 28,2, Gradia Direkt Flo mit 23) zeigten neben Methylenblau sehr starke Verfärbungen im Vergleich zum Kontrollwert. Kaffee und Tabak verfärbten die Prüfkörper etwas geringer, aber trotzdem deutlich.

Der mittlere Farbabstand wurde aus den Farbabständen der fünf Medien Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Aqua destillata bestimmt. In **Abb. 30** wurde der Verlauf des Versuches dargestellt.

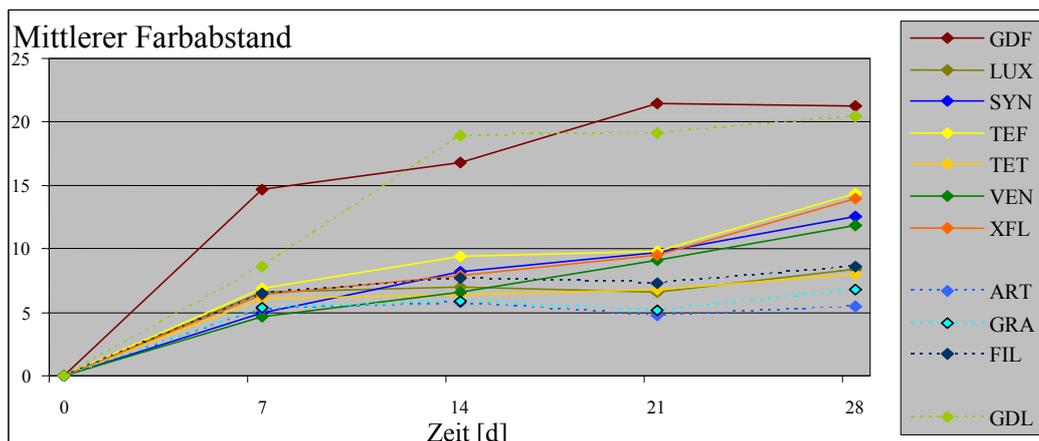


Abb. 30: Mittlerer Farbabstand ΔE der untersuchten Materialien im Verlauf von 28 Tagen [d] durch färbende Medien (Tee, Tabak, Rotwein, Kaffee, Aqua dest.)

Im Verlauf stellten sich drei **Gruppen** mit ähnlichem Verlauf dar: **1.** Gradia Direkt Flo, Gradia Direkt LoFlo, **2.** Tetric Evo Flow, X-Flow, Synergy Flow, Venus Flow, **3.** Filtek Supreme Flowable Restorative, Luxa Flow, Tetric Flow, Grandio Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite.

Die **erste Gruppe** wies die höchsten Werte, mit über 20, auf. Bei Gradia direkt LoFlo war nach 14 Tagen ein Großteil der Verfärbung erfolgt. Bei Gradia Direkt Flo konnte zur dritten Woche ein weiterer leichter Anstieg der Werte beobachtet werden.

Die **zweite Gruppe** zeigte eine kontinuierliche Erhöhung der Werte über den Versuchszeitraum. Es wurden die zweithöchsten Werte, mit 11,9 - 14,4, aufgezeichnet.

Die **dritte Gruppe** stellte sich in ihrer Abfolge etwas anders dar. Bereits nach zwei Wochen stellten sich relativ hohe Farbabstände dar, welche sich bis zum 28. Tag nur noch gering erhöhten.

Im nachfolgenden Diagramm (**Abb. 31**) wurde der mittlere Farbabstand der Medien Tee, Tabak, Rotwein, Kaffee und Aqua dest. nach Messung am 28. Tag abgebildet.

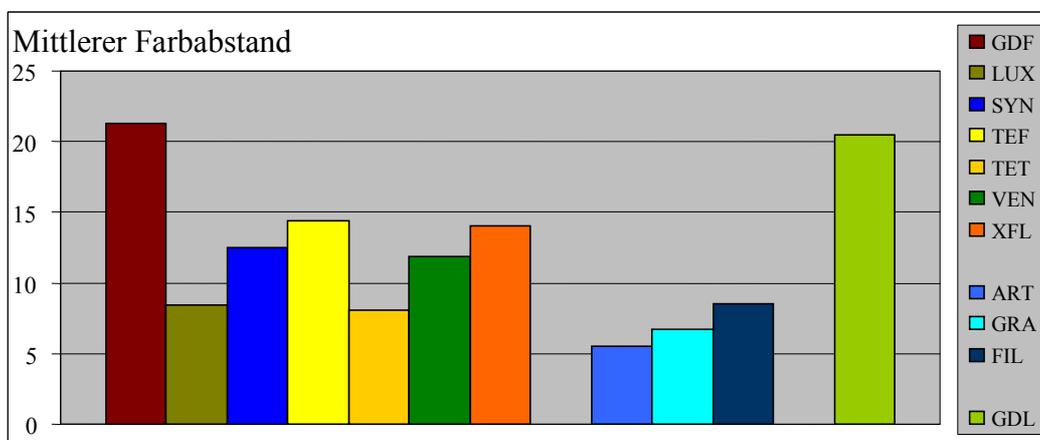


Abb. 31: Mittlerer Farbabstand ΔE der untersuchten Materialien nach **28** Tagen Lagerung in färbenden Medien (Tee, Tabak, Rotwein, Kaffee, Aqua dest.)

Der größte Farbabstand konnte bei dem Hybrid-Komposit Gradia Direkt Flo mit 21,3 und dem und dem mikrogefüllten Komposit Gradia direkt LoFlo mit 20,5 bestimmt werden. Es folgten absteigend Tetric Evo Flow, X-Flow, Synergy Flow, Venus Flow, Filtek Supreme Flowable Restorative, Luxa Flow, Tetric Flow, Grandio Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite. Das Nano-Hybrid-Material Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite wies einen Mittleren Farbabstand von 5,5 auf.

5.10. Druck-Scherfestigkeit zu Dentin

Dargestellt wurde die Druck-Scherfestigkeit zu Dentin nach einem Tag Lagerung in physiologischer Natriumchloridlösung. Die Herstellung der Verbunde erfolgte unter Verwendung von firmenspezifischen Adhäsiven (Tab. 3, Tab 4), entsprechend dem verwendeten dünnfließenden Komposit. Im Tabellenanhang 9.1. (Tab. 6) wurden die Werte und die Signifikanztests im Tabellenanhang 9.2. (Tab. 32) zusammengefasst.

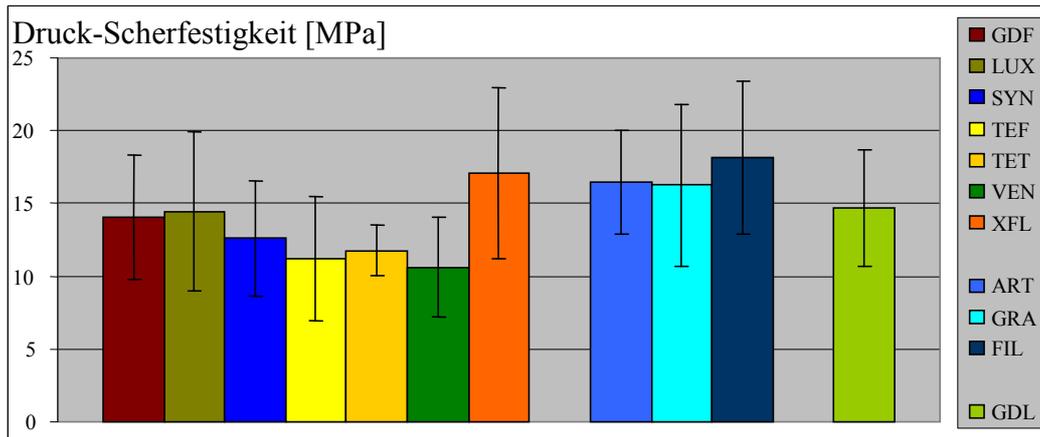


Abb. 32: Druck-Scherfestigkeit zu Dentin der untersuchten Produktkombinationen nach einem Tag Lagerung

Der höchste Mittelwert konnte bei der Kombination Filtek Supreme XT Flowable Restorative / Adper Prompt L-Pop mit 18,2 MPa aufgenommen werden. Im Ranking der Mittelwerte folgten absteigend die Kombinationen X-Flow / Xenon III, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite / Bond-1, Grandio Flow / Admira Bond, Gradia Direkt LoFlo / G-Bond, Luxa Flow / Contax, Gradia Direkt Flo / G-Bond, Synergy Flow / One Coat SE, Tetric Flow / AdheSE One, Tetric Evo Flow / AdheSE One und Venus Flow / Solid Bond Gluma. Venus Flow / Solid Bond Gluma unterschieden sich signifikant von den anderen Werten.

Die Streuung lag im Bereich von 14,7 - 38 %.

6. Diskussion

Die physikalisch-mechanischen Eigenschaften sind ein wichtiger Teil bei der Bewertung von Füllungsmaterialien. Sie hängen von der Zusammensetzung, der Struktur der Matrix, dem Volumenanteil, der Art und des Aufbaus der Füllstoffe und dem Ablauf der Polymerisation ab (Ilie et al. 2005, Janda 2008, Rzanny et al. 2003a, Moszner 2001, Trixner 2006). Die vielfältigen Einflussfaktoren erschweren den Vergleich handelsüblicher Kompositmaterialien und die Auswertung der Ergebnisse.

Experimentelle Untersuchungen richten sich auf einzelne werkstoffkundliche Parameter. Es sollten dabei Werte unter standardisierten Bedingungen ermittelt werden. Der **d1**-Wert wurde als Standardwert in Anlehnung an DIN EN ISO 4049 (2001) gemessen. 24 Stunden nach Polymerisation erfolgte die Testung. Für die Simulation der in der Mundhöhle herrschenden komplexen Bedingungen wurden die Serien Stressung im Temperaturwechselbad (**TLW**) und Wassersättigung (**W**) genutzt. In der Untersuchung wurden die Materialien für 25000 Zyklen dem Temperaturwechselbad ausgesetzt, um signifikante Resultate zu erhalten. Andere Studien weichen von dieser Zyklenanzahl deutlich ab. Durch die Bedingungen sollte beurteilt werden, wie sich die Eigenschaften der Materialien nach längerer klinischer Anwendung verhalten (Rzanny et al. 1995). Sie erfahren eine künstliche Alterung (Haller und Jacob 1998, Manhart et al. 1999, Hannig et al. 1994, Kunzelmann 2008, Janda et al. 2006). Allgemein können Alterungsprozesse biologischer, chemischer, mechanischer und physikalischer Natur sein. Ein physikalischer Einfluss, der zu einer Alterung oder Depolymerisation führen kann, ist Wärme. Prozesse, die durch Wärme ausgelöst werden, können durch den Einsatz von Stabilisatoren vermieden oder hinausgezögert werden. Aber auch Kälte kann zu Spannungen in einem Komposit führen. Aufgrund der unterschiedlich starken Ausdehnung entwickeln sich Spannungen an den Kontaktflächen von Materialien mit stark unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten. Komposite werden durch diese Temperaturwechsel auf zwei Ebenen beeinflusst: innerhalb eines Komposits zwischen Füllstoff und Matrix und im Verbundbereich zwischen Zahn und Füllung. Bei Überschreiten der Adhäsionskraft kann es zu Spalt- und Rissbildungen an den Grenzflächen kommen (Kunzelmann 2008, Janda 2005). Chemische Einflüsse können durch Wasser, Säuren, Laugen, organische Lösungsmittel sowie Reduktions- und Oxidationsmittel bestehen. Wasser kann dabei die Grenzflächenhaftung zwischen der Polymermatrix und anorganischen Füllstoffen stark vermindern und somit die Festigkeit des Verbundkunststoffes insgesamt herabsetzen (Janda 2005, Kunzelmann 2008).

6.1. Biegefestigkeit

Zahnärztliche Füllungsmaterialien werden beim Kauen starken Druckbelastungen ausgesetzt. Daher sollten sie sollten zahnhartsubstanzähnliche mechanische Eigenschaften aufweisen (Sabbagh et al. 2002). Die Bestimmung der Biegefestigkeit stellt einen wichtigen Parameter der mechanischen Festigkeit dar. Es werden die Festigkeit der Kunststoffmatrix und die Verbundphase, die Verbindung zwischen Füllstoffen und Matrix, bei der Testung beansprucht (Venz 1979). Nach Viohl (1985a) wird die Bruchfestigkeit durch die Festigkeit der jeweils schwächsten Phase innerhalb des Verbundwerkstoffes bestimmt.

Die Bestimmung der Biegefestigkeit erfolgte mittels 3-Punkt-Biegeversuch, einem nach Kollmannsperger (1980) und Rzanny et al. (1993) gut reproduzierbaren Prüf- und Messverfahren, mit dem die mechanischen Anforderungen an Komposite geprüft werden können. Die Stützweite und auch die Prüfkörpermaße wurden vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena gegenüber der ISO-Norm verändert. Die von der Norm abweichende Dimensionierung reduziert die Fehlerquote, führt zur Materialeinsparung und ergibt geringere Varianzen bei der Versuchsdurchführung selbst (Rzanny et al. 1995, Rzanny et al. 1993).

In der DIN EN ISO 4049 (2001) werden für Kunststoffe, die für Restaurationen des Typ I, Klasse 2, Gruppe 1 (okklusale, direkt, für lichtpolymerisierbare Füllungsmaterialien) mindestens 80 MPa und für Typ II (andere Kavitäten) mindestens 50 MPa gefordert. Wegen der abgeänderten Versuchsanordnung ist eine Umrechnung der Werte erforderlich. Sie erfolgte mittels einer Regressionsformel $y = 0,96x - 12,3$ nach Rzanny et al. (1993). Es ergaben sich Biegefestigkeiten von 95,6 MPa für **Typ-I-** und 64,4 MPa für **Typ-II-** Materialien. Diese Umrechnung weist eine schwer abschätzbare Bestimmtheit auf. Daher werden diese Werte nur als Richtwerte aufgeführt.

Die untersuchten Werkstoffe unterschieden sich in der Biegefestigkeit teils stark voneinander. Bei der **d1**-Messung lag die Biegefestigkeit in einem Bereich von 78,2 bis 169,8 MPa. Einem Einsatz im nicht Kaulast tragenden Bereich würde jedes Material entsprechen. Ein direkter okklusaler Einsatz wäre hingegen nach einem Tag Lagerung bei den Kompositen Gradia Direkt LoFlo und Tetric Evo Flow nur eingeschränkt zu empfehlen. Jedoch war bei beiden Kompositen ein Anstieg der Werte nach Alterung zu verzeichnen. Dies relativiert die Einschränkung für Typ-I-Versorgungen. Die Erhöhung der Werte kann mit einer länger anhaltenden Nachpolymerisation erklärt werden (Rzanny und Welker 1998), welche die Konversionsrate steigert (Kunzelmann 2008, Irie et al. 2006).

Die besten Werte nach einem Tag (**d1**) konnten bei Tetric Flow mit $169,8 \pm 22,8$ MPa im Mittel beobachtet werden. Tendenziell zeigte damit dieses Komposit mit einem hohen Anteil von UDMA die höchste Biegefestigkeit (UDMA 14,2 Gew.-%, Bis-GMA 13,6 Gew.-%, TEGDMA 7,3 Gew.-%). Reed et al. belegten, dass UDMA in einer Comonomermischung aus Bis-GMA und UDMA eine höhere Konversionsrate der Matrix verursachen kann. Asmussen und Peutzfeldt zeigten, dass in einer Comonomermischung aus Bis-GMA, UDMA und TEGDMA die Biegefestigkeit mit der Erhöhung des UDMA-Gehaltes stieg und mit der Erhöhung des TEGDMA-Gehaltes sank (Ilie 2005). Dem entsprach auch Dombrowsky (2006).

Nach Alterung war eine Reduzierung der Mittelwerte, ausgenommen bei Gradia Direkt Flo, Gradia Direkt LoFlo und Tetric Evo Flow zu erkennen. Wasserlagerung führte bei den Kompositen Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, X-Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite zu niedrigeren Mittelwerten. Sie wiesen aber keine Signifikanz zur Lagerung im Temperaturwechselbad auf. Vor allem X-Flow ($d1$ -Messung = $149,0 \pm 22,8$ MPa) erfuhr eine sehr starke Verminderung der Werte auf $62,0 \pm 18,6$ MPa nach Wasserlagerung. Diese Beobachtung stimmt mit der signifikant höchsten Wasseraufnahme des Komposits in Höhe von 2,7 Gew.-% überein. Bei den Materialien, welche eine Verminderung der Biegefestigkeit durch Wasserlagerung zeigten, bestand ein direkter Zusammenhang zwischen dem Werteabfall (**d1-W**) und der Wasseraufnahme mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 von 0,84. Je höher die Wasseraufnahme war, umso höher war auch der Werteabfall. Man kann daraus die hohe Einflussnahme der Wasseraufnahme auf die mechanische Festigkeit ableiten.

Bei den Kompositen Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, X-Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite bestand die Vermutung, dass die Wasseraufnahme einen größeren Einfluss als die Stressung im Temperaturwechselbad hat. Bei Grandio Flow und Tetric Flow war nur nach Stressung ein signifikanter Unterschied zu erkennen. Filtek Supreme XT Flowable Restorative zeigte als einziger Werkstoff eine signifikante Abweichung des $d1$ -Wertes zur Wasseraufnahme und zur Stressung. Bei den drei letztgenannten Kompositen war der Einfluss der Stressung im Temperaturwechselbad größer als der durch Wasseraufnahme.

Bei reinen Kunststoffen wird durch den Zusatz von unbehandelten Füllstoffen die Biegefestigkeit nicht erhöht (Viohl 1985a). Es wird eine Verbundphase zwischen Füllstoffen und organischer Matrix benötigt. Die Qualität der Silanisierung ist dabei für die Festigkeit von Kompositen hauptverantwortlich (Viohl 1985a). Die mechanischen Eigenschaften können

durch Steigerung des Anteils an Füllstoff bis zu einer gewissen Obergrenze erhöht werden (Hoffmann 2004). Manhart (1999) bestätigte den Zusammenhang zwischen dem Gewichtsanteil der Füllstoffe und der Höhe der Biegefestigkeit, Bonilla et al. (2003) hingegen nicht. In **Abb. 33** ist die Abhängigkeit der Biegefestigkeit vom Füllstoffgehalt in Volumenprozent dargestellt.

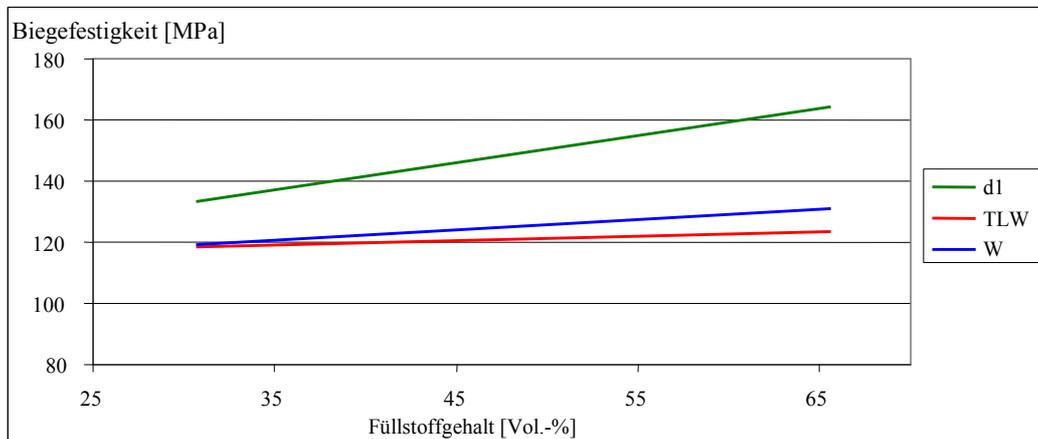


Abb. 33: Zusammenhang zwischen dem Füllstoffgehalt [Vol.-%] und der Biegefestigkeit [MPa] nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen (d1, TLW, W), es gelten die Funktionen mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$\begin{aligned}y_{d1} &= 0,8807x + 106,37, & R^2 &= 0,13 \\y_{TLW} &= 0,1408x + 114,28, & R^2 &= 0,005 \\y_W &= 0,3344x + 109,07, & R^2 &= 0,02\end{aligned}$$

Zwischen dem Füllstoffgehalt in Vol.-% und der Biegefestigkeit nach einem Tag Wasserlagerung konnte ein Trend vermutet werden. Tetric Flow würde den Zusammenhang bestätigen, da es mit einem hohen Füllstoffgehalt von 68,1 Gew.-% den höchsten d1-Mittelwert aufwies. Jedoch zeigte Synergy Flow mit dem geringsten Füllstoffgehalt den zweitbesten Wert, Grandio Flow mit dem höchsten Füllstoffgehalt nur den siebt höchsten Biegefestigkeitswert. Es müssen daher noch weitere Faktoren wie z. B. die Art der Füllstoffe und deren Konditionierung verantwortlich sein (Rzanny et al. 1995). Nach Stressung und Wasserlagerung war kein Zusammenhang zu erkennen. Man kann vermuten, dass die Simulation der Alterung zu einer Verminderung der Qualität der Silanisierung führte.

In der Literatur wurde angegeben, dass fließfähige Komposite schlechtere mechanische Eigenschaften als herkömmlichen Kompositen haben (Attar et al. 2003, Bonilla 2003, Labella et al. 1999, Bayne et al. 1998, Sabbagh et al. 2002, Garcia et al. 2006, Giachetti et al. 2007, Frankenberger et al. 1999). Für die in dieser Arbeit ermittelten Werte der Biegefestigkeit traf dies nicht zu. Vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena wurde in

Untersuchungen für Tetric Ceram Werte von 108 MPa (**d1**) bis 142 MPa (**TLW**) ermittelt (Rzanny et al. 1998). Für Tetric Evo wurde im Mittel ein **d1**-Wert von 118 ± 11 MPa und ein **TLW**-Wert von 97 ± 10 MPa gemessen (Messung Rzanny 2009). Tetric Flow zeigte nach einem Tag Lagerung einen weitaus höheren Wert. Nach Stressung kam es zu einer Annäherung. Tetric Evo Flow wies zumindest nach Stressung, verursacht durch Nachpolymerisation, einen ähnlichen Wert wie Tetric Evo auf. Für hochviskose korrespondierende Komposite von Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Grandio Flow, Gradia Direkt Flo, Synergy Flow, Venus Flow konnten in Messungen nach Rzanny (Messung 2009) ähnliche Tendenzen aufgenommen werden. Auch Dombrowsky (2006) und Janda et al. (2006) fanden keinen signifikanten Unterschied der Werte von Tetric Flow zu herkömmlichen Kompositen. Ähnliche Verhältnisse der Biegefestigkeit stellte Manhart (2006) in einem Artikel fest. Für Flowables gab er 113,8 MPa, für Hybridkomposite 126,6 MPa und für stopfbare Komposite 113,9 MPa im Durchschnitt an. Bei Attar et al. (2003) lag hingegen die Biegefestigkeit der Flowables bei etwa 80% der Biegefestigkeit normaler Komposite.

Alle dünnfließenden Materialien kamen den Anforderungen nach DIN EN ISO 4049 (2001) für die Restauration von Okklusalfächen nahe oder übertreffen diese weit. Sie zeigten im Vergleich ähnliche Werte wie herkömmliche Füllungskomposite. Daher würden sie einem Einsatz im Okklusion tragenden Bereich entsprechen. Versorgungen der Klasse I, II, III sowie die Verwendung für die adhäsive Befestigung sind möglich. Es ist aber darauf hinzuweisen, dass in der Literatur generell der Einsatz von dünnfließenden Kompositen für ausgedehnte Okklusion tragende Restaurationen nicht empfohlen wird (Attar 2003, Bonilla 2003 Labella et al. 1999, Bayne et al. 1998, Sabbagh et al. 2002, Garcia et al. 2006, Giachetti et al. 2007, Frankenberger et al. 1999).

6.2. Elastizitätsmodul

Nicht allein die Biegefestigkeit ist von klinischer Bedeutung, sondern auch die bereits vor dem Bruch stattfindende Verformung. Der Grad der Durchbiegung oder die Steifigkeit lässt sich unabhängig von der Festigkeit zahlenmäßig mit dem Elastizitätsmodul angeben. Materialien mit kleinem E-Modul haben eine geringe Steifigkeit und dehnen sich bei Belastung stärker. Je starrer ein Körper ist, umso höher ist der E-Modul (Kunzelmann 2008). Der Elastizitätsmodul wurde aus dem durch das Hookesche Gesetz formulierten linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung im Dreipunkt-Biegeversuch in Anlehnung an die EN ISO 4049 (2001) maschinell ermittelt.

Bei der **d1**-Messung traten Werte im Bereich von 3,7 GPa bis 5,7 GPa auf. Für Grandio Flow ($5,7 \pm 0,7$ GPa) und Gradia Direkt Flo ($5,5 \pm 0,4$ GPa) wurden die signifikant höchsten Ergebnisse gemessen. Bei Gradia Direkt LoFlo ($3,7 \pm 0,5$ GPa) und Tetric Evo Flow ($4,0 \pm 0,5$ GPa) lagen die niedrigsten Mittelwerte vor. Nach Belastung im Temperaturwechselbad (**TLW**) und Wassersättigung (**W**) verhielten sich die Werte ähnlich. Das Nano-Hybridkomposit Grandio Flow zeigte mit dem höchsten Füllstoffgehalt den signifikant höchsten Wert. Hingegen zeigte Gradia Direkt LoFlo als mikrogefülltes Komposit in Übereinstimmung mit Rzanny et al. (1995) und Staufenbiel (2005) eine sehr niedrige Elastizität im Verhältnis zu den anderen Materialien.

Ein signifikanter Unterschied durch Erhöhung der Werte infolge von Stressung (**TLW**) konnte bei Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Grandio Flow gemessen werden. Für Synergy Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Grandio Flow konnte eine Versprödung vermutet werden. Nach Wassersättigung (**W**) erfuhren Gradia Direkt Flo, Luxa Flow, Synergy Flow, Tetric Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT Flowable Restorative eine bedeutende Steigerung der Werte. Somit bestand nach Wassersättigung die Vermutung einer Versprödung für die Materialien Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT. Keine Beeinflussung durch die Lagerung erfuhren Gradia Direkt LoFlo, Tetric Evo Flow und X-Flow. X-Flow wies eine Reduzierung des Mittelwertes nach Wasserlagerung um 13% zum **d1**-Wert auf, jedoch ohne Signifikanz. Der Werteabfall könnte auf die Beeinflussung durch die signifikant hohe Wasseraufnahme hinweisen. Entsprechend der Entwicklung der Werte ist zu erkennen, dass einige Materialien für Alterungsprozedere anfällig waren. Hingegen fand Finger et al. (1975) keine signifikanten Alterungsvorgängen. Die Materialien in seiner Untersuchung zeigten nach einmonatiger Wasserlagerung leicht geringere oder gleiche E-Moduli.

Nach Bream et al. (1987) besteht ein exponentieller Zusammenhang zwischen Füllstoffgehalt in Volumenprozent und dem Elastizitätsmodul. In dieser Untersuchung wurde in **Abb. 34** der Elastizitätsmodul dem Volumenanteil der Füllstoffe gegenübergestellt. Ein linearer Zusammenhang konnte vermutet werden. Ein direkter Zusammenhang wurde auch durch eine Untersuchung von Rzanny et al. (1995) an 21 Verblendkomposits festgestellt, sowie von Masouras et al. (2008), Lohbauer et al. (2006) und Mesquita (2006).

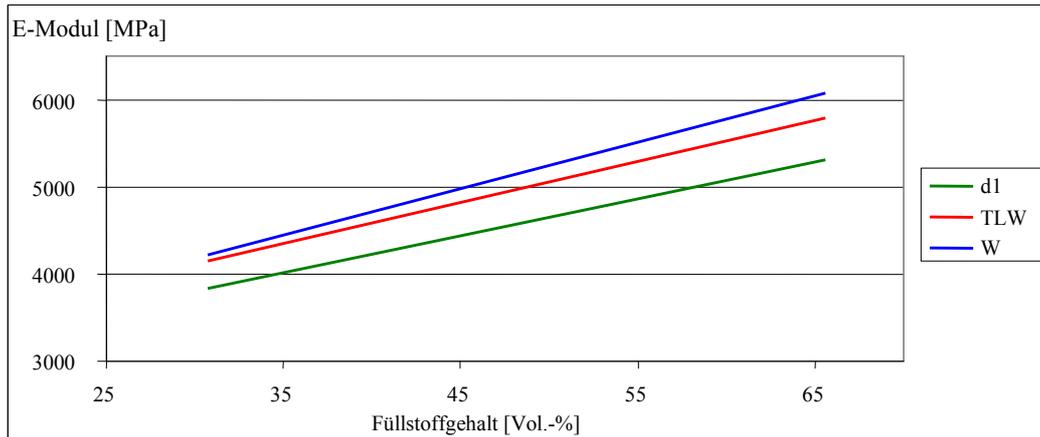


Abb. 34: Zusammenhang zwischen dem Füllstoffgehalt [Vol.-%] und der E-Moduli [MPa] nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen (d1, TLW, W), es gelten die Funktionen mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$\begin{aligned}y_{d1} &= 42,239x + 2542,6, & R^2 &= 0,40 \\y_{TLW} &= 53,433x + 2572, & R^2 &= 0,43 \\y_W &= 47,018x + 2707,3, & R^2 &= 0,34\end{aligned}$$

Vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena wurde in Untersuchungen für Tetric Evo ein d1-Wert von $7,5 \pm 1$ GPa und nach TLW $7,2 \pm 0,6$ GPa (Messung Rzanny 2009) ermittelt. Für Tetric Ceram wurde bei der Tagesmessung ein Ergebnis von 5,8 GPa, nach Wassersättigung 8,3 GPa und nach Stressung 8,2 GPa gemessen (Rzanny und Welker 1998). Für die dünnfließenden Materialien Tetric Flow und Tetric Evo Flow von Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein, lagen die E-Moduli deutlich niedriger. Dieser Trend konnte auch in einer weiteren Messung (Messung Rzanny 2009) von den hochviskosen korrelierenden Kompositen zu Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Grandio Flow, Gradia Direkt Flo, Synergy Flow, Venus Flow bestätigt werden. Auch Attar et al. (2003), Helvatjogglu-Antoniades et al. (2006), Janda et al. (2006) und Dombrowsky (2006) stellten in ihren Studien einen signifikant niedrigeren E-Modul für Flowables fest. Beun et al. (2007b) zeigten für Grandio Flow einen höheren Mittelwert des Elastizitätsmoduls als für Tetric Ceram. Die in dieser Untersuchung für Grandio Flow gemessenen Werte nach einem Tag Lagerung wiesen im Vergleich zu Werten von Rzanny (Messung Rzanny 2009) keinen Unterschied auf.

Nach DIN ISO 4049 (2001) wird kein Grenzwert der Elastizitätsmoduli für Füllungsmaterialien angegeben. Bei klinischer Anwendung ist ein optimaler Elastizitätskoeffizient im Grunde genommen nicht zu bestimmen, da dieser immer von der Indikation der Versorgung abhängt. So sollte der E-Modul für eine Klasse-V-Füllung

vergleichsweise niedriger sein (Kemp-Scholte und Davidson 1990, Garcia et al. 2004, Althaus 2008, Fortin und Vargas 2000) als für okklusale Versorgungen. Unterbrink und Liebenberg (1999) gaben daher einen Minimalwert von 10 GPa für die Verwendung in belasteten Gebieten vor. Sabbagh et al. (2002) und Willems et al. (1993) empfahlen für ein optimales Füllungsmaterial mindestens die mechanischen und physikalischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin. Xu et al. (1998) gaben für Dentin 19 GPa und 94 GPa für Schmelz an. Auch Beun et al. (2007b) empfehlen für die Verwendung in Kaulast tragenden Bereichen hohe mechanische Festigkeitswerte, wie einen hohen E-Modul. Durch dünnfließende Materialien konnten solche Werte nicht erreicht werden. Ein Material mit einem geringeren E-Modul kann bei einer Restauration im Seitenzahnbereich durch Kaubelastung zu einer Deformation und somit zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität der Füllung führen (Lambrechts et al. 1987, Schwickerath und Nolden 1982). Eine Indikation zur Verwendung für okklusale Füllungen kann damit nur eingeschränkt für kleine Kavitäten gegeben werden. Diese eingeschränkte Nutzung wird auch von Attar 2003, Bonilla 2003 Labella et al. (1999), Bayne et al. (1998), Sabbagh et al. (2002), Garcia et al. (2006), Giachetti et al. (2007) und Frankenberger et al. (1999) bestätigt. Die Literatur führt auch Vorteile an, welche mit einem geringeren E-Modul in Verbindung stehen. So können sie zum Beispiel als Stressbrecher bei der Verwendung als Liner oder auf der marginalen Stufe, zur Reduktion der Mikroleakage fungieren.

6.3. Mikrohärtة nach Vickers

Härte ist die Eigenschaft eines Werkstoffes dem Eindringen eines festen Körpers Widerstand entgegenzusetzen. Die Härteprüfung stellt ein einfaches Verfahren zur Bestimmung plastischer Verformung dar. Am gebräuchlichsten sind heute die Eindruck-Härteprüfverfahren, wie die Prüfung der Mikrohärtة nach Vickers. Dieses Verfahren ist nicht Bestandteil der EN ISO 4049 (2001) für zahnärztliche Füllungsstoffe, dennoch ergänzte es die werkstoffkundliche Untersuchung. Die Oberflächenhärtة von Werkstoffen steht im Zusammenhang mit der Verschleißfestigkeit. Je größer die Härte, desto verschleißfester ist der Werkstoff. Sie bestimmt auch die Kratzfestigkeit während der Gebrauchsperiode und die Polierbarkeit eines Materials (Manhart 1999).

Die **d1**-Werte der Vickers-Härte HV₅₋₂₀ lagen in einem breiten Bereich von 31,1 bis 94,4. Grandio Flow, ein Nano-Hybridkomposit, hatte den signifikant höchsten Wert. Filtek Supreme XT Flowable Restorative wies den zweitbesten Wert mit 51,6 auf. Das mikrogefüllte Gradia Direkt LoFlo zeigte mit 31,1 den signifikant niedrigsten Wert. Im Ranking war bei den

unterschiedlichen Serien eine ähnliche Abfolge zu erkennen. Die Komposite X-Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite wichen dabei leicht ab. X-Flow zeigte im Ranking eine Verschlechterung und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite eine Verbesserung bei Wassersättigung. Im Mittel zeigte sich nach einem Tag (**d1**) die höchsten Durchschnittswerte, gefolgt von den der Lagerung im Temperaturwechselbad (**TLW**) mit einer Reduzierung von 12,6% und bei Wassersättigung (**W**) mit einer Verringerung um 16,2%. Nach Wassersättigung zeigte Gradia Direkt LoFlo den niedrigsten Wert aller Versuchsserien. Zwischen den Messreihen herrschten zum großen Teil signifikante Unterschiede. Nach Ziener (1983) überwiegt nach anfänglicher Härtesteigerung ein Härteverlust bei Wasserlagerung. Erst nach Abschluss der Diffusionsvorgänge stellt sich im feuchten Milieu ein stabiler Endwert für die mechanische Festigkeit ein. Daher sind die geringeren Härtewerte nach Wasserlagerung als nach Stressung nicht verwunderlich. Bei Wasserlagerung erfolgte eine wesentlich längere Verweildauer im feuchten Milieu. Bei Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Grandio waren die Werte nach Stressung geringer. Beide Materialien wiesen eine sehr geringe Wasseraufnahme, die bereits nach kurzer Zeit Sättigungswerte zeigten, auf. Es besteht ein klarer Zusammenhang zwischen dem Füllstoffgehalt und der Härte (Rzanny et al. 1999, Gnauck 2005, Gomolka 2003). Ein zunehmender Füllstoffgehalt bedingt eine Härtezunahme. In **Abb. 35** ist dieser Zusammenhang dargestellt. Füllstoffgröße und Füllstoffverteilung sind dabei auch von Bedeutung (Gomolka 2003). Des Weiteren waren Zusammenhänge zwischen der Vickers-Härte, der Biegefestigkeit, dem Elastizitätsmodul, der Oberflächenrauigkeit und der Scherhaftigkeit zu Dentin zu vermuten.

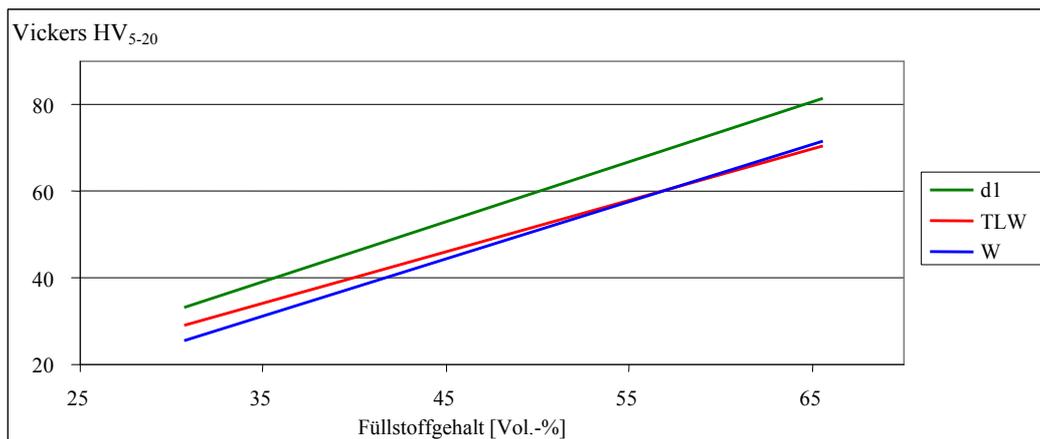


Abb. 35: Zusammenhang zwischen Füllstoffgehalt [Vol.-%] und Vickers-Härte nach unterschiedlichen Lagerungsbedingungen (d1, TLW, W), es gelten die Funktionen mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$y_{d1} = 1,3848x - 9,3841, \quad R^2 = 0,79$$
$$y_{TLW} = 1,3172x - 14,908, \quad R^2 = 0,74$$

$$y_w = 1,1899x - 7,5082, \quad R^2 = 0,76$$

Vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena wurde in Untersuchungen für Tetric Evo ein d1-Wert von 63 ± 3 und nach TLW 60 ± 2 (Messung Rzanny 2009) ermittelt. Für Tetric Ceram konnte bei der d1-Messung eine Härte von 57 ± 2 (Rzanny und Welker 1998) bestimmt werden. Für Filtek Supreme XT Flowable Restorative, Grandio Flow, Gradia Direkt Flo, Synergy Flow, Venus Flow, Tetric Flow und Tetric Evo Flow ist im Vergleich zu den jeweiligen Füllungskompositen des gleichen Herstellers (Messung Rzanny 2009) ein niedrigerer Wert zu erkennen. Auch im Vergleich der dünnfließenden Materialien mit anderen firmenfremden hochviskosen Hybrid-Kompositen, Nano- und Nano-Hybrid-Materialien zeigte sich mit Ausnahme von Grandio Flow der gleiche Trend. Die Werte von Grandio Flow wurden durch herkömmliche Hybridkomposite (Messung Rzanny 2009) nur teilweise erreicht. Beun et al. (2007) bestätigten diese Tendenz in ihrer Studie. Für Grandio Flow lag der Wert signifikant über dem von Tetric Ceram und wies gegenüber Grandio einen signifikant niedrigeren Wert auf. Dombrowsky (2006) zeigte ein ähnliches Verhältnis zwischen Tetric Ceram und Tetric Flow.

Dünnfließende Komposite haben im Verhältnis zu ihren konventionellen Füllungskompositen eine signifikant niedrigere Härte. Dies wird vor allem durch ihren konsistenzbedingten niedrigeren Füllstoffgehalt hervorgerufen. Durch die geringere Oberflächenhärte kann eine erhöhte Verschleißanfälligkeit und erniedrigte Kratzfestigkeit zu vermuten.

6.4. Wasseraufnahme

Dentale Füllungskunststoffe sind in der Mundhöhle ständig Feuchtigkeit ausgesetzt. Wassermoleküle können in ihr dreidimensional verknüpftes Netzwerk eindiffundieren (Bastiolio et al. 1990, Janda 2006). Die Zusammensetzung der organischen Matrix, Art und Gehalt der anorganischen Füllstoffe, deren Verbund, der Polymerisations- und Vernetzungsgrad gelten als verantwortlich für das Ausmaß der Wasseraufnahme (Toledano et al. 2003, Feilzer et al. 1990, Viohl 1975).

Durch Wasseraufnahme kommt es zu einer Gewichtszunahme (Moiseenko 2007). Das Material expandiert. Dadurch soll die Polymerisationsschrumpfung kompensiert werden (Feilzer et al. 1990, Rzanny und Welker 1999a). Das Ausmaß der Quellung lässt sich jedoch nicht exakt einstellen. Entstehen zu große Druckspannungen kann die Zahnhartsubstanz beschädigt werden und somit Hypersensibilitäten oder Frakturen die Folge sein (Frankenberger und Krämer 1997, Kunzelmann 2008). Durch Quellung werden auch die

Intermolekularabstände der Polymerketten vergrößert. Dies begünstigt eine Reorganisation der Polymerketten und erleichtert damit den Abbau innerer polymerisationsbedingter Spannungen. Wasser hat damit einen Weichmachereffekt (Kunzelmann 2008). Wassermoleküle bilden Wasserstoffbindungen oder andere schwache polare Bindungen, wie Hydroxyl- oder Carboxylgruppen aus. Gleichzeitig können vorhandene Bindungen, wie Van-der-Waal-Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen oder Interaktionen zwischen den Polymerketten gelöst werden (Kunzelmann 2008, Söderholm 1984). Neben der Diffusion in das Polymer können Wassermoleküle entlang der Füllstoffoberfläche eindiffundieren. Wassermoleküle können die Füllstoffoberfläche dabei hydrolysieren. Nach Kunzelmann (2008) sind hierfür besonders Füllstoffe mit Ionenzusätzen zur Modifikation der Glaseigenschaften anfällig. Folge sind innere Spannungen, welche beispielsweise zu einer Reduktion der Abriebfestigkeit und der allgemeinen Festigkeit führen (Kunzelmann 2008, Bunte 2001). Daher ist die Wasseraufnahme eine wenig gewünschte Eigenschaft und sollte möglichst gering ausgeprägt sein (Rzanny und Welker 1998).

Die gemessenen Sättigungswerte lagen im Bereich von 0,68 Gew.-% bis 2,86 Gew.-%. Die geringsten Werte wurden für Grandio Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, der höchste für X-Flow aufgenommen. Nach 90 Tagen war eine Annäherung an einen Maximalwert erkennbar. Im folgenden Diagramm (Abb. 36) wurde der Zusammenhang zwischen Wasseraufnahme und Füllstoffgehalt in Volumenprozent grafisch dargestellt. Im Trend war ein linearer Zusammenhang zu vermuten. Ein solcher konnte auch bei Staufenberg (2005) nachgewiesen werden. Es ließ sich eine direkte Korrelation der Wasseraufnahme mit der Verfärbungsneigung der Flowables vermuten.

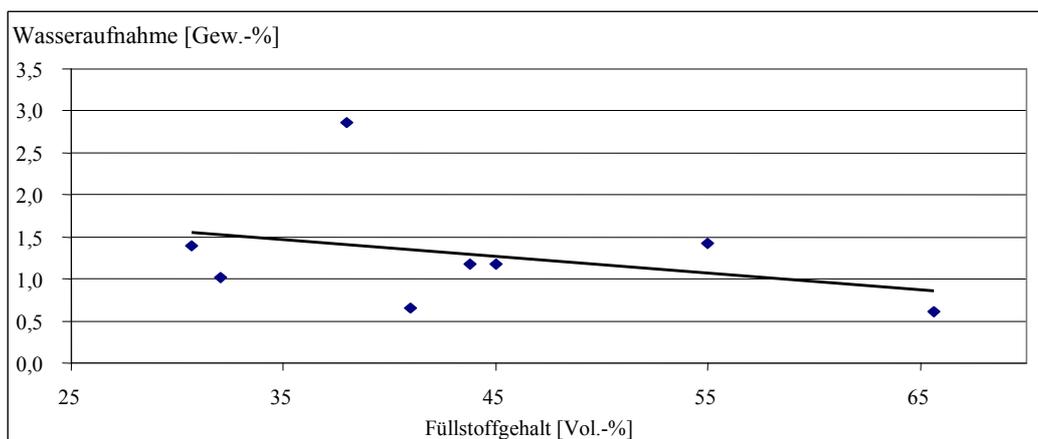


Abb. 36: Zusammenhang zwischen dem Füllstoffgehalt [Vol.-%] und der maximalen Wasseraufnahme [Gew.-%], es gelten die Funktionen mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$y_{d90} = -0,0193x + 2,1482, \quad R^2 = 0,11.$$

Dieser Zusammenhang war besonders bei Grandio Flow mit dem höchsten Füllstoffgehalt zu erkennen. Jedoch bestanden auch Abweichungen. So wies Synergy Flow mit einem geringen Füllstoffgehalt eine durchschnittliche Wasseraufnahme auf. Es müssen daher weitere Einflussfaktoren bestehen, wie zum Beispiel ausgehend von der organischen Matrix, der Art der anorganischen Füllstoffe, deren Verbund und der Polymerisations- und Vernetzungsgrad. Bei Auswertung der mechanischen Werte stellte sich vor allem bei Materialien mit hoher Wasseraufnahme nach Wasserlagerung eine teils hohe Änderung dar. Meist zeigte sich sogar ein signifikantes Ergebnis. Besonders X-Flow deutet mit einer extrem hohen Wasseraufnahme, einer starken Verminderung der Biegefestigkeit und Erniedrigung der Vickers-Härte eine mögliche Alterung durch Hydrolyse an. Eine längere Wasserlagerung war für diese Materialien geeignet, eine Alterung zu simulieren.

Vom Arbeitsbereich Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena wurde für Tetric Evo ein Sättigungswert von 0,98 Gew.-% (Messung Rzanny 2009), für Tetric Ceram 0,72 Gew.-% (Rzanny et al. 1999) ermittelt. Es zeigt sich eine geringere Wasseraufnahme als bei den korrespondierenden dünnfließenden Materialien Tetric Flow und Tetric Evo Flow. Im Vergleich anderer dünnfließender Materialien mit herkömmlichen Füllungsmaterialien eines Herstellers ist ein ähnliches Verhältnis aufgrund der unterschiedlichen Gewichtsanteile der Füllstoffe zu erwarten. Im allgemeinen Vergleich sind jedoch auch Unterschiede zu erkennen. So weisen beispielsweise Luxa Flow, Venus Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite mit eindeutig niedrigerem Füllstoffgehalt eine geringere Wasseraufnahme als die oben erwähnten Füllungskomposite auf. Es müssen auch hier weitere Einflussfaktoren wie die organische Matrix, die Füllstoffe, deren Verbund und der Vernetzungsgrad bestehen. Ein Ansatz um den Unterschied zu erklären liegt in der Oberflächenqualität. So nehmen Komposite mit kleineren oberflächlichen Poren mehr Wasser auf (Schwickerath 1980). Aufgrund der Fließeigenschaften konnten die Materialien bei Prüfkörperherstellung direkt in die Form appliziert werden. Es mussten keine Instrumente zum Stopfen verwendet werden und durch Polymerisation unter Folie konnten weitere mögliche negative Einflüsse vermindert werden.

Die Wasseraufnahme fiel erwartungsgemäß höher als bei hochviskösen Materialien eines Herstellers aus. Eine hohe Wasseraufnahme ließ einen stärkeren Werteabfall durch Alterung folgen sowie eine höhere Verfärbungsneigung vermuten. Die Wasseraufnahme ist eine wenig gewünschte Eigenschaft und sollte möglichst gering ausgeprägt sein (Rzanny und Welker 1998). Möglichkeiten der Minimierung liegen in einem höheren Füllstoffgehalt oder einer optimalen Oberflächenbeschaffenheit.

6.5. 3-Medien-Abrasion

Abrasionsfestigkeit ist der Widerstand eines Werkstoffes gegen einen reibenden Materialabtrag (Ludwig 2005). Verschleiß der Komposite ist beispielsweise durch die Verwendung von Zahnbürsten und Zahnpasten sowie durch Speisepartikel zu erwarten. Die Verschleiß- bzw. Abriebfestigkeit der dünnfließenden Komposite wurde mit Hilfe der von De Gee entwickelte ACTA-Abrasionsmaschine (Willytec, München) aufgenommen. Sie gilt als internationaler Standard zur Simulation des Nahrungsabriebes durch die 3-Medien-Abrasion (De Gee 1986, 1990, 1994, Lambrechts et al. 2006). Der Mensch übt durchschnittlich 240.000 Kauzyklen im Jahr aus und bringt dabei Kaukräfte zwischen 50 und 500 N im Seitenzahnbereich auf (Krejci et al. 1990). Demzufolge wurde bei der Testung mit 200.000 Zyklen ein Zeitraum von ca. zehn Monaten simuliert.

Nach 200000 Zyklen in der ACTA-Abrasionsmaschine erzielte Filtek Supreme Flowable Restorative signifikant den besten Wert mit 1,05 (Verhältnis zur Aluminium-Magnesium-Legierung =1). Der Hauptteil der Materialien ergab zwei bis dreifach höheren Abrasionsfaktor. Der höchste Wert wurde für Gradia Direkt Flo mit 3,66 bestimmt.

Der Einfluss der einzelnen Kompositbestandteile auf die Abrasionsfestigkeit und die mechanischen Eigenschaften wird kontrovers diskutiert. Die Einflussnahme der Matrix auf die Abrasionsfestigkeit stellte sich nach Büttinghaus (2004) als vernachlässigbar gering heraus oder nach Rosentritt et al. (2003) als nicht näher verifizierbar. Die Festigkeit der Matrix und der Verbund zu den Füllstoffen schienen nach Rzanny et al 2003a, Gnauck 2005 bedeutsam für die Abrasionsfestigkeit zu sein. In der Literatur wird der Einfluss der Menge, der Eigenschaften und der Verteilung der Füllstoffe als sehr groß eingeschätzt (Janda 2000, Rzanny et al. 2003, Rosentritt et al. 2003, Gnauck 2005, Ikejima et al. 2003). Im Allgemeinen gilt, dass die Füllstoffe die gegen Verschleiß anfälligere Matrix schützen (Bayne et al. 1992). Laut Ikejima et al. (2003) vergrößert sich der Widerstand eines Komposits gegen Oberflächenkontaktermüdung mit Füllstoffzunahme bis zu einem bestimmten Punkt. Bei weiterer Erhöhung kommt es zu einem Abfall dieser Eigenschaft. Wirksame Abrasionsmechanismen bestehen nach Gnauck (2005) am häufigsten in der Zertrümmerung der anorganischen Füllstoffe sowie deren Herauslösung aus der organischen Matrix, Einbrüche der organischen Matrix im Bereich von Lufteinschlüssen sowie exzessiver Verschleiß der organischen Matrix mit Freilegung und schichtweisem Verlust der anorganischen Füllstoffteilchen. Vermutlich schützen große Füllkörper vor Attrition, kleine Füllstoffe vor Abrasion. Die Verwendung verschiedener Füllstoffgrößen erhöht nach Rosentritt et al. (2003) nicht die Verschleißfestigkeit.

Die Korrelation zwischen Abrasionsfestigkeit und dem Elastizitätsmodul ist in der nachfolgenden **Abbildung 37** dargestellt.

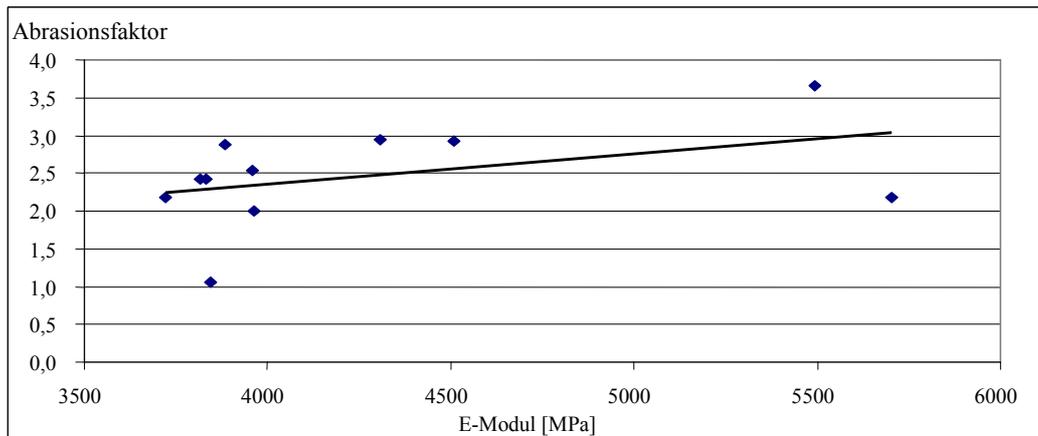


Abb. 37: Zusammenhang zwischen dem Abrasionsfaktor und dem Elastizitätsmodul [MPa], es gelten folgende Funktion mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$y = 0,0004x + 0,7512, \quad R^2 = 0,18$$

Es kann ein Zusammenhang zwischen der Abrasionsfestigkeit und dem Elastizitätsmodul mit einem Bestimmtheitsmaß von 18% vermutet werden, aber auch ein indirekter Zusammenhang zwischen Füllstoffgehalt und dem Abrasionsfaktor ($R^2 = 0,12$). Komposite mit einem niedrigen E-Modul und einem hohen Füllstoffgehalt sollten daher eine hohe Festigkeit aufweisen. Durch die enge Korrelation des E-Moduls und des Füllstoffgehalts ist daher ein optimales Abrasionsverhalten bei Materialien mit einem mittleren Füllstoffanteil zu vermuten. Gradia Direkt LoFlo und Filtek Supreme Flowable Restorative mit dem niedrigsten Mittelwert des E-Moduls und einem mittleren Füllstoffgehalt zeigten eine sehr gute Abrasionsfestigkeit.

Dem Zusammenhang des Abrasionsfaktors mit einem hohen Füllstoffgehalt führten auch Tappe et al. (1995), Gomolka (2003) und Büttinghaus (2004), nicht Rosentritt et al. (2003) und Staufenbiel (2005) auf. Eine Korrelation des Abriebs mit der Oberflächenrauigkeit als auch der Härte (Mandikos et al. 2001, Manhart 1999, Xu et al. 2004, Staufenbiel 2005) konnte nicht bestätigt werden.

In einer Untersuchung unter gleichen Versuchsparametern des Arbeitsbereichs Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Friedrich Schiller Universität Jena wies Tetric Evo einen Abrasionsfaktor von 1,12 im Verhältnis auf. Es ist ein klarer Unterschied zu den dünnfließenden Materialien von Ivoclar Vivadent zu erkennen. Tetric Evo Flow erreichte einen Wert von 2,53 und Tetric Flow 2,93. Eine mögliche Ursache dafür kann in dem niedrigeren Füllstoffgehalt der dünnfließenden Materialien liegen. Bei einer Messung von Rzanny 2009 für die hochviskosen Materialien Gradia Direct, Synergy, Venus, Grandio und Filtek Supreme (Messung Rzanny

2009) stellten sich im Vergleich zu den dünnfließenden Materialien ein unterschiedliches Bild dar. Nur für Gradia Direkt Flo und die oben aufgeführten Komposite von Ivoclar Vivadent konnte ein höherer Abrasionsfaktor aufgezeichnet werden. Die anderen Materialien wiesen ähnliche Werte auf. Gradia Direkt LoFlo erreichte als mikrogefülltes Komposit einen verhältnismäßig guten Wert. Dies war in Übereinstimmung mit Clelland et al. (2005). Rzanny et al. (2006) zeigten jedoch für Mikrofüllerkomposite eine stärkere Abrasionsneigung als für Hybridkomposite. Filtek Supreme XT Flowable zeigte auch im technischen Produktprofil (2005) ähnliche Verhältnisse zu weiteren dünnfließenden Kompositen. Filtek Supreme XT wies dabei ein besseres Abrasionsverhalten als seine dünnfließende Variante auf. Das Flowables eine geringere Abrasionsfestigkeit als herkömmliche Komposite aufweisen (Clelland et al. 2005, Lim et al. 2002) scheint sich nur innerhalb Produktfamilien zu bestätigen, nicht generell.

Komposite für den Gebrauch im Seitenzahngebiet sollten eine möglichst hohe Abrasionsfestigkeit aufweisen (Rzanny und Welker 2000a). Die untersuchten Materialien sollten daher entsprechend ihrer Untersuchungsergebnisse teilweise nur eingeschränkt Verwendung finden.

6.6. Oberflächenrauigkeit

Im Anschluss an das Einbringen einer Füllung sollten die ausgehärteten Füllungsmaterialien ausgearbeitet und poliert werden. Ziel ist es, ein ästhetisch anspruchsvolles Gesamtbild zu erzielen sowie die Voraussetzungen für eine funktionell lang haltbare Restauration zu schaffen. Der Oberflächenzustand hat erheblichen Einfluss auf die Lebensdauer und Dauerfestigkeit eines Werkstoffes (Stümke 2005).

Durch Schleifen und Polieren einer Materialoberfläche wird Einfluss auf die Oberflächengestalt und Eigenschaften genommen. Durch Ausarbeiten sollen eventuell vorhandene Kompositüberschüsse entfernt werden, das Oberflächenrelief konturiert werden und eine Feinausarbeitung erfolgen. Die Politur dient einer weiteren Oberflächenvergütung. Eine weitere Formänderung ist nicht mehr beabsichtigt (Welker und Lenz 1978, Jung und Borchers 2005).

Für die Oberflächen der Füllungen sollen eine möglichst geringe Oberflächenrauigkeit und eine möglichst dichte Struktur, die wenig Fremdstoffen ein Eindringen ermöglicht, angestrebt werden. Sie soll so eine Plaqueretention verhindern (Rzanny und Welker 1997). Eine Plaqueanlagerung ist schon bei einer Oberflächenrauigkeit von 0,7-1,44 µm feststellbar (Bunte 2001). Nach Bollen et al. (1997) sollte die Oberflächenrauheit kleiner als 0,2 µm sein,

um eine Bakterienretention zu verhindern. Der Übergang vom Zahn zur Füllung soll nahtlos verlaufen. Überstände und Kanten sind Plaqueretentionsstellen und können somit eine Gewebeirritation hervorrufen. Auch können höhere Mittenrauheitswerte durch das Zusammenwirken mit anderen Faktoren zu vermehrter Plaqueanlagerung und Verfärbung führen.

Die Polymerisation von Füllungswerkstoffen unter einer Folie ergibt bekanntermaßen niedrigste initiale Rauheitswerte (Bollen et al. 1997, Staufenbiel 2005, Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003b). In dieser Untersuchung wurden für die unter Folie polymerisierten Oberflächen die signifikant besten R_a -Werte erzielt. Sie lagen im Bereich von 0,03 - 0,04 μm . Durch eine Politur der bearbeiteten Fläche konnten diese Werte nur in einer Messung erreicht werden. Jedoch müssen Füllungsoberflächen häufig nachbearbeitet werden. Die Frage, ob sich Diamant- oder Hartmetallinstrumente besser dafür eignen, wird unterschiedlich bewertet (Siegel und Frauenhofer 1999). Die Mehrzahl der Autoren schlägt mehrschneidige Hartmetallfinierer und Fräsen für die abschließende Ausarbeitung von Kompositfüllungen vor. In dieser Untersuchung konnte dies deutlich bestätigt werden. Durch Hartmetallfinierer konnte eine signifikant niedrigere Grundrauheit und damit eine bessere Ausgangssituation für die nachfolgende Politur geschaffen werden als mit Diamant (Rzanny und Welker 2000). Die Verwendung von Diamantinstrumenten verursachen durch ihren zertrümmernden Abtrag nachteilige Oberflächenstrukturen. Es ist aber auch aufzuführen, dass sie subjektiv eine bessere Abtragleistung erzielen.

Im Vergleich der Polierstufen nach unterschiedlicher Ausarbeitung zeigte sich für die Verwendung eines Hartmetallfinierers in jedem Fall ein niedriger Mittelwert, häufig sogar mit Signifikanz. Für die Polierstufe Super Snap konnte bei unterschiedlicher Vorarbeit bei Synergy Flow und Tetric Flow kein signifikanter Unterschied beobachtet werden. Beide Materialien hatten einen sehr niedrigen Füllstoffgehalt, der dafür ausschlaggebend gewesen sein könnte. Jedoch war auch bei Grandio Flow mit dem höchsten Füllstoffgehalt und einer hohen Partikelgröße kein Unterschied festzustellen.

Die Oberflächenqualität wird durch verschiedene Faktoren bestimmt. Dazu zählen neben anderen die Füllstoffe des Komposits und damit letztlich der Komposittyp (Tanoue et al. 2000). Für die Polymerisation unter Folie war nur ein Zusammenhang der Oberflächenrauigkeit mit der maximalen Partikelgröße zu erkennen. Bei der Untersuchung der Oberflächenqualität nach Bearbeitung und nach Politur konnte ein Zusammenhang des R_a -Wertes mit dem Volumenanteil des Füllstoffes, der maximalen Partikelgröße und der Vickers-Härte vermutet werden. Einen Sonderfall stellt das mikrogefüllte Komposit Gradia

Direkt LoFlo und dessen Zusammenhang der maximalen Partikelgröße mit der Oberflächengüte dar. Bei Polymerisation unter Folie zeigte sich jedoch der Zusammenhang mit der maximalen Partikelgröße der HDR (High Density Radioopaque Prepolymerized Filler). Nach Bearbeitung und Politur ergab sich eine Abhängigkeit von den kleineren Siliziumdioxid- und Fluoro-Alumino-Silicate-Füllstoffen der präpolymerisierten Partikel.

Die Größe der Partikel konnte durch eine subjektive Auswertung der REM-Aufnahmen in 5.7. ermittelt werden. Die größten homogenen Füllstoffe konnten bei Grandio Flow, Luxa Flow und X-Flow ermittelt werden. Diese Materialien erreichten die höchsten Rauheitswerte. Kunzelmann (2008) bestätigte diesen Zusammenhang. Durch Oberflächenbearbeitung wird vor allem die Kompositmatrix zwischen den Füllstoffen abradiert. Folge sind höhere Mittenrauheitswerte. Auch Mundhygienemaßnahmen führen zu einer weiteren Erhöhung der Rauheit. Die Füllung kann dadurch „sichtbar“ werden.

Die nach Bollen et al. (1997) angegebene Oberflächenrauheit von maximal 0,2 µm wurde nicht von allen Materialien nach Politur erreicht. Vor allem nach der Konturierung mit Diamant konnte dieser empfohlene Grenzwert teils nicht erreicht werden. Hier erfüllen die Materialien Grandio Flow, Luxa Flow, X-Flow nicht die Anforderung. Gradia Direkt LoFlo erreicht diesen Wert nicht bei Politur mit Super Snap. Hingegen bei Politur mit Compomaster wurde ein Ergebnis von 0,13 µm erzielt. Bei der Vorarbeit mit HM-Finierer konnten die Ergebnisse bei Grandio Flow für beide Polierstufen und für Luxa Flow bei der Politur mit Compomaster nicht erreicht werden.

Dombrowsky (2006) untersuchte die Oberflächenrauigkeit von verschiedenen Kompositen, unter anderen von Tetric Flow. Es erfolgte dabei die Politur der Ausgangssituation der Materialien mittels SoFlex-Scheiben (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland). Es wurden Mittenrauheitswerte für die untersuchten Proben im Bereich von 0,046 µm für Tetric Flow bis 0,082 µm für Solitaire 2 (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) bestimmt. Tetric Flow (0,0461 µm) und Tetric Ceram (0,0464 µm) wiesen keinen signifikanten Unterschied auf. Aufgrund der anderen Versuchsanordnung ist nur ein eingeschränkter Vergleich der Werte möglich. In dieser Untersuchung lag für Tetric Flow nach Bearbeitung mit HM-Finierer und dem Super Snap-Poliersystem ein R_a -Wert von 0,08 µm vor. Rzanny und Welker (1999) führten bei Polymerisation unter Folie höhere Werte für Tetric Ceram (0,06 µm) auf. Bei Bearbeitung mit Diamant und Politur mit Polierdiscs wurde ein Wert von 0,07 µm für Tetric Ceram aufgenommen. Es ist zu erkennen, dass die Werte in Folge Bearbeitung und Politur stark streuen. Individuelle Ungleichheiten und unterschiedliche Versuchsaufbauten bei der Oberflächenbearbeitung schienen dabei ausschlaggebend zu sein. Ein Wert, der unbeeinflusst

sein sollte, ist in der Mittenrauheit nach Polymerisation unter Folie zu sehen. Rzanny und Welker maßen für Tetric Ceram einen R_a -Wert von $0,06 \mu\text{m}$. Für die unter Folie polymerisierten Flowables konnten eindeutig niedrigere Werte beobachtet werden. Eine mögliche Ursache der geringeren R_a -Werte kann in dem geringeren Füllstoffgehalt und damit im höheren Anteil der organischen Phase vermutet werden.

Die besten Resultate können durch Polymerisation unter Folie erzielt werden. Falls eine Bearbeitung der Oberfläche notwendig ist, sollten Hartmetallfinierer verwendet werden. Eine nachfolgende Politur mit einem entsprechenden Poliersystem ist weiterhin unumgänglich. Jedoch zeigten nicht alle Materialien optimale Polierergebnisse. Bei der Auswahl eines Füllungsmaterials sollte daher neben den werkstoffkundlichen Parametern auch auf eine geringe Füllstoffgröße geachtet werden.

6.7. Rheologische Untersuchung

Rheologie beschreibt, wie sich Körper bei Beanspruchung durch äußere Kräfte verformen. Ideale Festkörper verhalten sich bei Beanspruchung elastisch, ideale Fluide, wie Flüssigkeiten und Gase, werden irreversibel verformt. Nur wenige Flüssigkeiten verhalten sich wie ideale Fluide. Die meisten können in den Bereich zwischen Festkörper und Flüssigkeiten eingestuft werden. Sie sind in verschiedenem Maße sowohl elastisch als auch viskos (Schramm 1995).

Flowables scheinen aufgrund ihres Fließverhaltens eine einheitliche Gruppe zu bilden. Jedoch können unter den untersuchten Flowables Produktunterschiede bei den rheologischen Eigenschaften beobachtet werden (**Abb. 38**).



Abb. 38: Verhalten bei Applikation aus Kanüle nach 30 Sekunden, links Luxa Flow, rechts Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite bei Raumtemperatur

Die in dieser Analyse untersuchten Komposite konnten als strukturviskose Flüssigkeiten eingestuft werden, welche zu den Nicht-Newtonschen Flüssigkeiten zählen. Bei Nicht-Newtonschen Flüssigkeiten ist die Viskosität und das Geschwindigkeitsgefälle nicht konstant. Ursache dafür sind die in den Kompositen mehr oder weniger homogen verteilten unterschiedlichen Füllstoffe (Schramm 1995, Mezger 2006). Man kann sie daher als gefüllte

Suspensionen, welche aus anorganischen Füllstoffen in einer organischen Matrix bestehen, bezeichnen (Beun et al. 2009). Lee et al. (2005) und Beun et al. (2007, 2008) zeigten, dass die organischen Monomere allein ein Newtonsches Verhalten aufweisen. Ihre Viskosität und das Geschwindigkeitsgefälle sind bei Testung konstant. Für die komplexen rheologischen Eigenschaften sind daher die anorganischen Füllstoffe verantwortlich. Die Flowables weisen ein viskoelastisches Verhalten auf. Das heißt, sie weisen ein Flüssigkeits-ähnliches und ein Feststoff-ähnliches Verhalten auf (Beun et al. 2009).

Das Fehlen eines initialen Newtonschen Plateaus bei einer niedrigen Belastung lässt die Vermutung aufkommen, dass die Materialien eine Fließgrenze aufweisen (Beun 2008, Benun et al. 2009, Schramm 1995, Mezger 2006). Die Fließgrenze bezeichnet denjenigen Schubspannungswert, bei dem der Bereich der reversiblen elastischen Deformation endet und der Bereich der irreversiblen Deformation beginnt, das heißt sie beginnen zu fließen (Mezger 2006). Die ungeordnete innere Struktur bietet bei Kompositen einen großen inneren Widerstand gegen ein erzwungenes Fließen.

Bei niedrigen Schubspannungen konnten bei allen Materialien die höchsten Viskositätswerte beobachtet werden. Dies kann auf Strukturbildung innerhalb der dispersen Phase zurückgeführt werden. Im Bereich hoher Schubspannungen stellt sich hingegen ein vom weiteren Anstieg des Geschwindigkeitsgefälles unabhängiges Newtonsches Plateau ein. Es ist durch eine konstant bleibende Viskosität gekennzeichnet.

Schmidt (2007) und Beun et al. 2009 zeigten eine Abhängigkeit der relativen Viskosität vom Füllstoffgehalt. Je höher der Füllstoffgehalt ist, um so geringer ist die relative Viskosität bei Testung. Zumindest Synergy Flow bestätigt dies durch seinen geringeren Füllstoffgehalt. Die anderen Materialien jedoch nicht. Weitere Einflussfaktoren müssen gegeben sein. Neben Synergy Flow zeigte auch Gradia Direkt Flo niedrige Viskositätswerte. Beide Materialien unterscheiden sich deutlich in ihrem Füllstoffgehalt, jedoch weisen beide eine sehr geringe Partikelgröße auf. Grandio Flow mit einem Füllstoffgehalt von 80 Gew.-% zeigte ein ähnliches Viskositätsverhalten. Dies ist wahrscheinlich auf den Einsatz von Nanopartikeln zurückzuführen (Beun et al. 2007). In dieser Untersuchung konnte kein Zusammenhang zwischen Viskosität und Füllstoffgehalt gefunden werden, dem entsprach Lee et al. 2003. Nach Mesquita 2006 wird die Viskosität sowohl von der organischen und anorganischen Phase bestimmt. Für das komplexe rheologische Verhalten sind daher der Füllstoffgehalt, die Füllstoffmorphologie und die Füllstoffoberfläche mitverantwortlich (Beun et al. 2007, 2009). Durch Scherung verringerte sich die Viskosität. Die Komposite gehen aus einem Gelzustand in einen Solzustand bei Belastung über. Ursache dafür ist die sich ändernde Struktur im Fluid.

Während einer Ruhephase ohne Belastung gehen die Materialien wieder in den Gelzustand mit niedrigerer Fluidität über. Ursache können nach Schramm (1995) spezielle chemische und physikalische Bindungskräfte zwischen den enthaltenen Partikeln sein. Bei allen Kompositen war dieses zu erkennen, was als Thixotropie zu bezeichnen ist. Dieser Beobachtung entsprachen auch Beun et al. (2007, 2008, 2009). Ein Zusammenhang mit dem Füllstoffgehalt in Volumenprozent kann in dieser Untersuchung nur tendenziell vermutet werden. Mit einer Bestimmtheit von 2% zeigten Flowables mit niedrigem Füllstoffgehalt höhere Werte der Thixotropie.

Die in dieser Arbeit untersuchten Materialien variierten teils stark in ihrem Fließ- und Viskositätsverhalten. Das stellten auch Attar et al. (2003), Beun et al. (2007, 2008, 2009) in ihren Untersuchungen fest. Die Flowables stellen alle thixotrope Nicht-Newtonsche Flüssigkeiten mit Fließgrenze dar. Das Viskositätsverhalten der Materialien sorgt für eine leichte und schnelle Applikation in jede Kavität. In der Literatur sind daher viele Beispiele für die Anwendung der Flowables zu finden. Jedoch sind mit dem Fließverhalten auch Nachteile verbunden. So verursacht die viskositätsbedingte veränderte Zusammensetzung der dünnfließenden Komposite beispielsweise teils geringere mechanische Parameter und ein teilweise schwer zu steuerndes Fließverhalten. Die Folge könnte eine Neigung zur Überschuss- und Tropfenbildung sein.

6.8. Struktur

Die Darstellungen und Erkenntnisse der REM-Aufnahmen im Materialkontrast stimmten mit den Herstellerangaben, so weit vorhanden, überein. Es konnte die Füllstoffstruktur der Komposite dargestellt werden. Kleinere Füllstoffe konnten bei der Betrachtung der REM-Abbildungen nicht berücksichtigt werden, da die Auflösung zu gering war. Es waren klare Unterschiede zwischen den Kompositen und den Kompositklassen zu erkennen.

So wie in der Untersuchung von Beun et al. (2007) und Sabbagh et al. (2004) wiesen die meisten der untersuchten Materialien eine unregelmäßige Füllstoffmorphologie auf. Es wurden auch kugelförmige Füllstoffe dargestellt, so bei Filtek Supreme Flowable Restorative. Sphärische Füllstoffe weisen Vorteile auf, wie zum Beispiel einen Anstieg der Biegefestigkeit, da sich die Belastungen an Kanten und Vorwölbungen der Füllstoffpartikel konzentrieren (Suzuki et al. 1995). Unregelmäßige, inhomogene Füllstoffe konnten auch gefunden werden, wie bei dem mikrogefüllte Komposit Gradia Direkt LoFlo. Es zeigte große Füllstoffe bestehend aus Mikrofüllern in einer vorpolymerisierten organischen Matrix. Nach Ilie et al. (2005), Manhart (2006) dient dies der Verbesserung der mechanischen Fähigkeiten.

Bei der Betrachtung der Brüche konnten keine Unterschiede, welche für eine eventuelle Verschlechterung der Materialeigenschaften verantwortlich waren, festgestellt werden.

6.9. Exogene Verfärbungsneigung

Dünnfließende Komposite sind definitive Füllungsmaterialien, welche unter anderem für Frontzahnfüllungen der Klassen III und IV, sowie der Klassen V induziert sind. Diese Bereiche befinden sich zum Teil im sichtbaren Bereich. Verfärbungen können dort sehr ästhetisch störend sein und sogar eine Füllungserneuerung notwendig machen.

Exogene Verfärbungen entstehen sowohl durch Adhäsion von Farbpigmenten, wie sie in Medien wie Kaffee, Tee, Tabak oder Rotwein enthalten sind, als auch durch Adsorption von organischen Substanzen, Nahrungsmitteln und Medikamenten in Rauigkeiten, Porositäten und feinsten gebrauchsbedingten Haarrissen der Kompositoberfläche (Welker 2005).

Es ist Tatsache, dass Menschen ein unterschiedliches Farbempfinden haben. So kann die Farbestimmung von Person zu Person teils stark differieren (Paul und Kern 2004, Balzer und Kaufmann-Jinoian 2004, Dobberstein 2009). Daher erfolgten die Messungen der Prüfkörper mit dem computergestützten Farbmessgerät Shade Eye NCC (Shofu, Ratingen). Witzel (2004) zeigte, dass solche Farbmessgeräte messtechnisch dem menschlichen Sehsinn ebenbürtig oder gar überlegen sind. Die Farbmessungen waren auf farbmetrischer Ebene zumindest vordergründig einer visuellen Farbabmusterung überlegen. Dies bestätigten auch Paul und Kern (2004), Balzer und Kaufmann-Jinoian (2004) und Dobberstein (2009).

Da die Verfärbungstendenz und Farbmessung von der Oberfläche abhängig ist (Balzer und Kaufmann-Jinoian 2004, Staufenbiel 2006, Welker 2005), wurden Prüfkörper durch Polymerisation unter Folie hergestellt. Der arithmetische Mittenrauwert zeigte bei allen Materialien sehr niedrige Werte mit nur teilweise signifikantem Unterschied. Es wurde daher bei den Proben von optimalen Oberflächeneigenschaften ausgegangen.

Nach den Angaben in der Literatur und den Messergebnissen von Staufenbiel (2005) wurde ein Wahrnehmungsgrenzbereich von $\Delta E = 3,3$ bis $3,6$ festgelegt. Werte über dem Grenzbereich galten als deutlich sichtbare Verfärbung, Werte über 10 als starke Verfärbung.

Vor allem nach Lagerung in Methylenblau, Rotwein und Tee ergaben sich relativ hohe Werte. Durch Methylenblau wurden nach vierwöchiger Lagerung außer bei Luxa Flow und Gradia Direkt LoFlo die höchsten Verfärbungswerte erzielt. Die Farbabstände waren sehr beträchtlich. Filtek Supreme Flowable Restorative erwies sich als besonders anfällig bei Lagerung in diesem Medium. Kaffee und Tabak erreichten deutliche bis starke Verfärbungen. Für Wasser konnten keine eindeutig sichtbaren Unterschiede festgestellt werden. Die

Ergebnisse von Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite, Luxa Flow, Gradia Direkt LoFlo, X-Flow lagen unter dem als Grenze festgelegten Wahrnehmungsbereich. Aufgrund der hohen Potenz des färbenden Mediums Methylenblau wurde es für die Berechnung des mittleren Farbabstandes nicht berücksichtigt. Die Werte mit Methylenblau sind im Tabellenanhang 7.9. aufgeführt.

Die extremen Bedingungen riefen bei allen Materialien deutliche, teils beträchtliche Verfärbungen hervor. Die Materialien Gradia Direkt Flo und Gradia Direkt LoFlo der Firma GC Corporation hatten die höchsten Farbabstände mit einem Wert über 20. Die Materialien Tetric Evo Flow, X-Flow, Synergy Flow und Venus Flow zeigten starke Verfärbungen. Für die Komposite Filtek Supreme Flowable Restorative, Luxa Flow, Tetric Flow, Grandio Flow und Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite konnten die besten Ergebnisse aufgenommen werden. Jedoch stellten auch sie deutliche Verfärbungen dar.

Zu vermuten war, dass Komposite mit hoher Wasseraufnahme zum großen Teil auch einen hohen Farbabstand aufwiesen. In **Abb. 39** ist dieser Zusammenhang dargestellt.

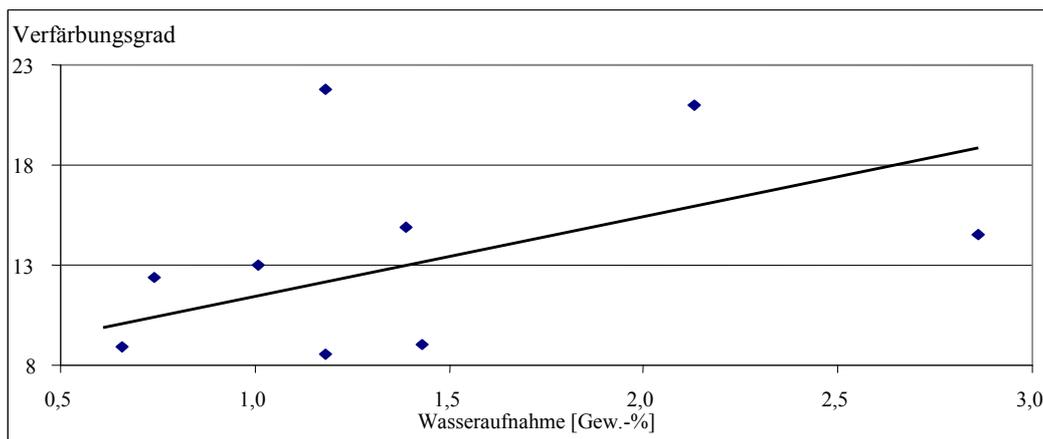


Abb. 39: Zusammenhang zwischen der Wasseraufnahme [Gew.-%] und dem Mittleren Verfärbungsgrad, es gilt die Funktion mit einem Bestimmtheitsmaß R^2 :

$$y = 3,9526x + 6,9519, \quad R^2 = 0,26$$

Dies konnte auch bei Rzanny (Rzanny und Welker 1997, 1998, 1999b) und Gomolka (2003) nachgewiesen werden. Staufenbiel (2005) fand keinen Zusammenhang. Reis et al. (2003) wiesen nach, dass die Verfärbungstendenz und die Oberflächenrauigkeit von Kompositen direkt von deren Materialzusammensetzung (Monomer- und Füllstoffpartikelzusammensetzung) und der angewendeten Politurmethode beeinflusst wurde. Eine geringe Verfärbungstendenz korrelierte demnach generell mit einer geringen Wasserabsorptionsrate, einem geringen Matrixanteil und einem ausreichenden Glanz nach der Oberflächenbearbeitung.

Der Vergleich der dünnfließenden Komposite mit den herkömmlichen lässt aufgrund ihres geringeren Füllstoffgehaltes und der damit verbundenen größeren Wasseraufnahme eine höhere Verfärbungstendenz vermuten. Für Verblendkomposite führte Rzanny et al. (2006) einen mittleren Farbabstand aller Materialien von unter 10 auf, Rzanny et al. (2007) ca. zwischen 5,5 und 8,5.

In diesem Versuch wurden die Materialien extremen Bedingungen ausgesetzt. Unter klinischen Verhältnissen sind solche teils sehr starken Verfärbungen jedoch nicht zu erwarten.

6.10. Druck-Scherfestigkeit zu Dentin

Für die vorliegende Arbeit wurden unterschiedliche Arten von produktspezifischen Dentinadhäsiven ausgewählt um Produktunterschiede aufzuzeigen.

Nach einem Tag Lagerung wurden Scherwerte zwischen 10,6 MPa und 18,2 MPa aufgenommen. Die besten Werte konnten bei den One-Bottle Self Etch Adhäsiven Adper Prompt L-Pop (3M ESPE) mit Filtek Supreme Flowable Restorative (18,2 MPa) und Xeno III (Dentsply De Trey) mit X-Flow (17,1 MPa) ermittelt werden. Jedoch wurden auch niedrigere Werte von One-Bottle Self Etch Adhäsiv erzielt. Der zweit- und drittbeste Wert konnte mit Total Etch One-Bottle Adhäsiven erzielt werden. Es folgten die Ergebnisse der Self Etch Multi-Bottle-Präparate. Der niedrigste Wert wurde für das Total Etch Multi-Bottle-Adhäsiv Gluma Solid Bond (Heraeus Kulzer) mit Venus Flow aufgenommen. Materialien eines Herstellers zeigten ähnliche Tendenzen. Bei der Aufnahme der Messwerte muss die hohe Streubreite berücksichtigt werden. Sie lässt ein eindeutiges Ranking nur bedingt zu, da signifikante Unterschiede nur teilweise zu erkennen waren.

Gomolka (2003) untersuchte unter anderem die Scherfestigkeit von Stumpfaufbauwerkstoffen zu Dentin. Es lagen gleiche Versuchsbedingungen vor. Die aufgenommenen Werte nach einem Tag Wasserlagerung lagen zwischen 1,8 MPa und 22,3 MPa. Der Höchstwert konnte mit Syntac Classic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) erreicht werden. Im Durchschnitt wurden geringere Werte als in dieser Untersuchung aufgenommen.

Die Gegenüberstellung mit weiteren Studien ist schwierig. Die Messung in dieser Arbeit wurde mittels Schertest durchgeführt. Andere Studien nutzen meist den Microtensile-Test, bei dem die Verbundfläche reduziert ist. Die Messwerte fallen erheblich höher als bei herkömmlichen Zugtests aus (Haller und Blunk 2005).

Als Beispiel führt Janda (2009) die niedrigsten Werte bei Self-Etch-1-Schritt, gefolgt von Self-Etch-2-Schritt auf. Für Total-Etch-Adhäsiven, vor allem die 3-Schritt-Präparate, wurden

die höchsten Werte aufgeführt. Mit diesem Ergebnis stimmen auch Frankenberger (2006, 2009, 2010) überein.

Bei der Ermittlung der Werte der Druck-Scherfestigkeit zu Dentin kann eine direkte Abhängigkeit zum Füllstoffgehalt in Volumenprozent vermutet werden. Eine Abhängigkeit von der Vickers-Härte kann nur erahnt werden, ergibt sich aber indirekt aus dem engen Zusammenhang zwischen Vickers-Härte und Füllstoffgehalt.

Es wurde von allen Produktkombinationen eine ausreichend hohe Druck-Scherfestigkeit erreicht. Einer klinischen Anwendung kann nicht widersprochen werden.

7. Schlussfolgerung

Die vorliegenden Untersuchungen und die aktuelle Literatur führen zu nachstehenden Schlussfolgerungen und Empfehlungen:

Ein Zusammenhang der Biegefestigkeit mit dem Füllstoffgehalt in Volumenprozent kann vermutet werden. Der Einfluss von weiteren Faktoren ist jedoch sehr wahrscheinlich.

Die Messwerte der Flowables unterscheiden sich nicht bedeutend von vergleichbaren herkömmlichen Kompositen. Die Ergebnisse kamen den Anforderungen nach DIN ISO 4049 (2001) nahe oder übertrafen diese weit. Einer Verwendung in belasteten Bereichen kann nicht widersprochen werden. Von der Versorgung ausgedehnter okklusaler Defekte sollte dennoch entsprechend der aktuellen Literatur Abstand genommen werden.

Die Korrelation des Elastizitätsmoduls mit dem Füllstoffgehalt lässt mit hoher Wahrscheinlichkeit eine direkte Abhängigkeit erkennen. Durch den viskositätsbedingten niedrigeren Füllstoffgehalt ist der Elastizitätsmodul geringer als bei konventionellen Kompositen ausgeprägt. Da die Literatur zahnhartsubstanzähnliche Elastizitätsmodule für die Füllungstherapie fordert, kann einer Verwendung in belasteten Bereichen nur bedingt entsprochen werden. Durch ihre höhere Elastizität können diese Materialien beispielsweise für Zahnhalsfüllungen, für die Verwendung als Liner oder als erste Schicht auf der approximalen Stufe genutzt werden. Sie können dabei als Stressbrecher fungieren und so beispielsweise die Mikroleakage reduzieren.

Die Vickers-Härte ist eine sehr füllstoffabhängige Größe. Ein direkter Zusammenhang ist wahrscheinlich. Weitere Abhängigkeiten können zur Biegefestigkeit, zum Elastizitätsmodul, zur Oberflächenrauigkeit nach Bearbeitung und zur Scherhaftigkeit zu Dentin vermutet werden. Die Vickers-Härte als mechanische Eigenschaft sollte für ein Füllungsmaterial hoch ausgeprägt sein.

Durch Wasseraufnahme und Lagerung im Temperaturwechselbad sollte eingeschätzt werden, wie sich die Materialien nach längerer klinischer Anwendung verhalten. Beide Methoden waren geeignet, eine Alterung zu simulieren. Je höher die Wasseraufnahme war, umso mehr reduzierte sich unter anderem die Biegefestigkeit. Ein direkter Zusammenhang wurde festgestellt. Des Weiteren konnte nach Alterung bei fast allen Materialien eine Erhöhung des Elastizitätsmoduls und eine Verminderung der Vickers-Härte beobachtet werden. Nach Stressung im Temperaturwechselbad trat bei den Materialien Synergy Flow, Artiste Nano-

Hybrid Flowable Composite und Grandio Flow und nach Wasserlagerung für Luxa Flow, Synergy Flow, Venus Flow, Artiste Nano-Hybrid Flowable Composite und Filtek Supreme XT eine Versprödung auf.

Alterungsprozesse stellen eine unerwünschte Größe dar. Durch eine weitere Erhöhung des Füllstoffgehaltes und einer Verbesserung der Silanisierung der Füllstoffe sollten sie weiter minimiert jedoch können sie nicht ausgeschlossen werden.

Abrasion ist der Widerstand gegen reibenden Materialabrieb und sollte gering ausgeprägt sein. Zwischen der Abrasionsfestigkeit und dem Elastizitätsmodul ist ein Zusammenhang möglich. Indirekt kann dies auch zwischen Abrasionsfestigkeit und dem Füllstoffgehalt vermutet werden. Komposite mit einem niedrigen Elastizitätsmodul und einem hohen Füllstoffgehalt sollten daher ein optimales Abrasionsverhalten aufweisen. Im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen ist der Verschleiß nicht generell höher ausgeprägt. Lediglich innerhalb einer Produktfamilie lagen die Werte für Flowables eindeutig höher. Bei Filtek Supreme XT kann ein positiver Einfluss der Nanopartikel auf die Verschleißfestigkeit vermutet werden.

Da vor allem im Seitenzahnbereich die Abrasionsfestigkeit der verwendeten Materialien möglichst hoch sein sollte, ist eine Verwendung der dünnfließenden Komposite in stark belasteten Bereichen nur bedingt zu empfehlen.

Die Oberflächenqualität sollte bei Füllungen möglichst optimal sein. Bei Polymerisation unter Folie wurden die besten Werte ermittelt. Ist eine Oberflächenbearbeitung notwendig, sollte diese mit Hartmetallfinierern ausgeführt werden. Eine gewissenhafte Politur ist danach obligat. Bei Härtung ohne Folie muss zur Entfernung der Sauerstoffinhibitionsschicht eine Bearbeitung erfolgen.

Eine Abhängigkeit der Oberflächenrauigkeit von der maximalen Partikelgröße, dem Füllstoffgehalt und der Vickers-Härte konnte vermutet werden. Vor allem bei Kompositen mit großen und kantigen Füllstoffen wurden hohe Rauheitswerte gemessen. Um einer weiteren Verstärkung der Verfärbungsneigung vorzubeugen, sollte immer eine bestmögliche Oberflächengüte angestrebt werden.

Dünnfließende Komposite zeigten strukturviskose Eigenschaften und weisen eine Fließgrenze auf. Alle Komposite waren thixotrop. Die Werte der Viskosität und der Thixotropie wiesen starke Materialunterschiede auf.

Exogene Verfärbungen entstehen sowohl durch Adhäsion von Farbpigmenten als auch durch Adsorption von organischen Substanzen. Bei optimalen Oberflächenverhältnissen konnten für

alle Materialien deutlich sichtbare und teilweise sogar starke Verfärbungen festgestellt werden. Besonders Methylenblau, Rotwein und Tee führten zu hohen Farbabständen. Bei Materialien mit einer hohen Wasseraufnahme konnte eine deutliche Verfärbungsneigung erkannt werden.

Aufgrund des geringeren Füllstoffgehalts im Vergleich zu konventionellen Materialien liegt bei dünnfließenden Kompositen eine stärkere Verfärbungsneigung vor. Durch eine optimale Oberfläche können mögliche Verfärbungen minimiert, nach längerer Verweildauer in der Mundhöhle aber nicht ausgeschlossen werden.

Alle Adhäsiv-Komposit-Kombinationen erzielten bei Testung ausreichend gute Resultate.

Für die klinische Anwendung sollten vor allem Materialien mit einem hohen Füllstoffgehalt verwendet werden. Diese Materialien wiesen meist gute mechanische Werte, eine geringere Wasseraufnahme und demzufolge eine geringere Verfärbungsneigung auf. Eine optimale Oberflächengüte könnte die hohe Verfärbungstendenz weiter einschränken. Materialien mit einer geringen durchschnittlichen Füllstoffgröße sind daher wünschenswert. Bei Verarbeitung sollte die Polymerisation unter Folie, die Ausarbeitung mit Hartmetallfinierern, sowie die Politur unter Verwendung eines entsprechenden Poliersystems erfolgen. Natürlich ist auch eine hohe Abrasionsfestigkeit bei der Verwendung als Füllungsmaterial unabdingbar.

Mit fließfähigen Kompositen steht dem Zahnarzt in der Kategorie zahnfarbener Füllungsmaterialien eine weitere Alternative zur Verfügung, wobei jedoch streng nach Indikation vorgegangen werden sollte. Ein weiterer Fortschritt der Materialien kann durch Einführung neuer Monomere- und Füllstoffsysteme sowie durch eine Erhöhung des Füllstoffgehaltes erwartet werden.

Eine direkte Produktempfehlung soll aufgrund der unterschiedlichen Resultate in den einzelnen Testreihen der Materialien nicht gegeben werden. Nachfolgend ist in **Tab. 4** ein Ranking der Materialien in den untersuchten Kategorien dargestellt. Daraus können die Tendenzen und Materialunterschiede abgeleitet werden. Abhängigkeiten der Versuchsreihen können aus der Übersicht des Bestimmtheitsmaßes auf Seite **131 (Tab. 33)** abgelesen werden.

Tab.: 4. Ranking der Komposite. Werte eines Ranges weisen keine signifikanten Unterschiede zum höchsten auf. Grüne Unterlegung - Rang 1, rote Unterlegung - letzter Rang. * keine Ordnung nach Signifikanz möglich, Ranking nach Mittelwerten, grün Rang 1-3, rot Rang 9-11 (8-10). ¹ Ordnung vom höchsten zum niedrigsten Wert. ² Ordnung vom niedrigsten zum höchsten Wert.

	Füllstoffgehalt ¹		Biegefestigkeit ¹				E-Modul ¹				Vickers-Härte ¹			
	in [Gew.-%]	Rang	dI	TLW	W	dI	TLW	W	dI	TLW	W	dI	TLW	W
GDF	67	3	2	1	1	2	2	1	3	3	3	3	3	3
LUX	63	5	2	1	2	3	2	2	5	4	2	4	4	4
SYN	55	10	1	1	2	4	2	2	7	8	2	8	6	6
TEF	57,5	9	5	3	2	4	4	4	8	9	4	9	7	7
TET	68,1	2	1	1	1	3	3	2	4	7	2	7	5	5
VEN	62	7	2	1	2	4	3	2	6	5	2	5	4	4
XFL	60	8	1	4	5	4	4	5	3	6	3	6	7	7
ART	n.a.	-	3	3	4	3	2	2	6	5	2	5	2	2
GRA	80	1	2	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1
FIL	65	4	1	3	2	4	4	3	2	2	2	2	2	2
GDL	63	5	4	3	3	4	5	5	9	10	5	10	8	8

	max. P.G. ²		Wasser- aufnahme ²		R _a Werte ²					3-Medien- Abrasion ²		Ver- färbung ²		Dentib ¹
	in [µm]	Rang	Folie	Dia SuSn	Dia Comp	Dia SuSn	HM SuSn	HM Comp	dI	TLW	dI	TLW	dI	
GDF	0,78 ± 0,19	1	4	2	2	2	1	1	1	8	11	1	1	1
LUX	6,51 ± 1,87	9	2	4	5	6	6	6	2	2	4	1	1	1
SYN	1,61 ± 0,34	3	3	1	2	3	1	1	4	4	7	2	2	2
TEF	2,72 ± 0,51	5	5	1	2	3	4	4	5	5	9	2	2	2
TET	4,61 ± 0,37	8	4	2	2	2	3	3	7	7	3	2	2	2
VEN	1,33 ± 0,28	2	2	2	1	3	2	2	4	4	6	2	2	2
XFL	3,3 ± 1,07	7	8	5	3	5	5	5	6	6	8	1	1	1
ART	3,22 ± 0,91	6	1	3	2	3	2	2	6	6	1	1	1	1
GRA	6,67 ± 2,29	10	1	4	4	6	6	6	3	3	2	1	1	1
FIL	2,15 ± 0,34	4	6	2	1	4	2	2	1	1	5	1	1	1
GDL	13,6 ± 3,65	11	7	3	1	4	2	2	3	3	10	1	1	1

8. Literaturverzeichnis

Abedian B. 2006. Spreader technique for flowable composites. *Oper Dent*, 30:151-154.

Althaus AC. 2008. Eine Methode zur Verlängerung der Verarbeitungszeit von lighthärtendem Komposit [Dissertation]. Marburg: Philipps-Universität.

Althoff O, Hartung M. 2000. Advances in light curing. *Am J Dent*, 13: 77-81.

Attar N, Tam LE, McComb D. 2003. Flow, Strength, Stiffness and Radiopacity of Flowable Resin Composites. *Journal de l'Association dentaire canadienne*, 69(8): 516-521.

Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. 2004. Die digitale Farbmessung der Zähne. *Quintessenz Zahntech*, 30(8): 834-858.

Baroudi K, Saleh AM, Silikas N, Watts DC. 2007. Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction. *J Dent*, 35: 651-655.

Bastioli C, Romano G, Migliaresi C. 1990. Water sorption and mechanical properties of dental composites. *Biomaterials*, 11: 219-223.

Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO. 1992. Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater*, 8: 305-309.

Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ jun, Stamatiades P, Wilkerson M. 1998. A characterization of first-generation flowables composites. *J Am Dent Assoc*, 129: 567-517.

Beer S, Badziong T, Beer R. 2008. Koronale Abdichtung: Grundlage endodontischen Langzeiterfolges. *ZWR*, 117(11): 550-559.

Behle C. 1998. *Pract Periodontics*. Flowable composites: properties and applications. *Aesthet Dent*, 10(3): 347-350.

Belli S, Orucoglu H, Yildirim C, Eskitascioglu G. 2007. The Effect of Fiber Placement or Flowable Resin Lining on Microleakage in Class II Adhesive Restorations. *J Adhes Dent* 9(2): 175-181.

Berthold C, Petschelt A. 2009. Schienung nach Zahntrauma. *Quintessenz*, 60: 613-619.

Betke H, Revas P, Werner C, Attin T. 2005. Der Einfluss von Desensibilisierungslacken auf die Zahnaufhellung in der Bleichtherapie. *Quintessenz*, 56(6): 589-597.

Beun S, Bailly C, Dabin A, Devaux J, Leloup G. 2007a. Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dental Materials*, doi: 10.1016 / j.dental.2007.05.019.

Beun S, Bailly C, Dabin A, Vreven J, Devaux J, Leloup G. 2009. Rheological properties of experimental Bis-GMA/TEGDMA flowable resin composites with various macrofiller / microfiller ratio. *Dental Materials*, 25: 198-205.

- Beun S, Bailly C, Devaux J, Leloup G. 2008.** Rheological properties of flowable resin composites and pit and fissure sealants. *Dental Materials* 24(4): 548-555.
- Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. 2007b.** Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials* 23: 51–59.
- Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. 1997.** Comparison of surface roughness of oral hard materials the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of literature. *Dent Mater J*, 13: 258-269.
- Bonilla ED, Yashar M, Caputo AA. 2003.** Fracture toughness of nine flowable resin composites. *J Prost Dent*, 89(3): 261-267.
- Bouschlicher MR, Cobb DS, Boyer DB. 1999.** Radiopacity of compomers, flowable and conventional resin composites for posterior restorations. *Oper Dent* 24(1): 20-25.
- Bowen RL. 1965.** Method of preparing a monomer having phenoxy and methacrylate groups linked by hydroxy glycerol groups. US Patent No. 3179623.
- Braden M. 1997.** Polymeric dental materials. Heidelberg: Springer Verlag.
- Braga RR, Hiltion TJ, Ferracane JL. 2003.** Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *JADA*, 134: 721-728.
- Bream M, Davidson CL, Vanherle G, van Doren V, Lambrechts P. 1987.** The relationship between test methodology and elastic behavior of composites. *J Dent Res*, 66: 1036-1039.
- Bunte H. 2001.** Der Einfluß der Ausarbeitung mit verschiedenen rotierenden Instrumenten auf die Randqualität und Oberflächenmorphologie von zahnfarbigen lichthärtenden Restaurationen [Dissertation]. Berlin: Humboldt-Universität.
- Buonocore MG. 1955.** A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34: 849-853.
- Burkinshaw SM. 2004.** Colour in relation to dentistry. *Foundamentals of colour science*. *Brit Dent J*, 196: 33-41.
- Christensen GJ. 2002.** Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V restorations. *J Am Dent Assoc*, 5(3): 217-223.
- Christensen GJ. 2003.** Direct restorative materials. What goes where? *JADA*, 134: 1395-1397.
- Chuang SF, Liu JK, Chao, CC, Liao FP, Chen YHM. 2001.** Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent*, 85 :177-183.
- CIE-LAB-Systembeschreibung. 2002.** Internetveröffentlichung.

- Cilli R, Prakki A, De Araújo MAJ. 2000.** Mikroleakage comparison of Class II restorations with flowable composite as a liner: condensable composites versus universal composite. Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos, 3(2): 25-29.
- Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE, Seghi RR. 2005.** Relative wear of flowable and highly filled composite. J Prosth Dent, 93(2): 153-157.
- De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. 1986.** Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress-bearing Composites and Amalgam in vitro. Journal of Dental Research, 65(5): 654-658.
- De Gee AJ, Pallav P, Werner A, Davidson CL. 1990.** Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater, 6: 266-270.
- De Gee AJ, Pallav P. 1994.** Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J. Dent. Suppl, 22: 21-27.
- DIN 5033 Teil 1. 1979.** Farbmessung, Grundbegriffe der Farbmeterik. Berlin: Deutsches Institut für Normung.
- DIN EN ISO 4049. 2001.** Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe. Berlin: Deutsches Institut für Normung.
- Dobberstein I. 2009.** Objektiv bestimmen – subjektiv wahrnehmen. Vorstellung eines neuen Farbmesssystems. Quintessenz Zahntech, 35(4): 420-422.
- Dombrowsky E. 2006.** Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchung von stopfbaren und fließfähigen Kompositmaterialien mit zwei handelsüblichen Hybridkompositen [Dissertation]. Berlin: Charité.
- Efes BG, Dörter C, Gömec Y, Koray F. 2006.** Two-year Clinical Evaluation of Ormocer and Nanofill Composite With and Without a Flowable Liner. J Adhes Dent, 8(2): 119-126.
- Egger B. 1997.** Der Status quo der Ästhetik. Eine Analyse der gegenwärtigen Methoden und Materialien zur Farbproduktion. Quintessenz Zahntech, 23: 191-204.
- Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH, Robinson SJ. 1997.** Current concepts on adhesion to dentin. Crit Rev Oral Biol Med, 8: 306-335.
- Ernst CP, Brandenbusch M, Canbek K, Meyer GR, Fiedler T, Gottschalk F, Willershausen B. 2003.** Nanofüller- und Feinstpartikel-Hybridkomposit im klinischen Vergleich. Dental Praxis, 11: 327-335.
- Ernst CP, Willershausen B. 2003.** Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. ZM, 93: 790-800.
- Ernst CP. 2005.** Aktuelle klinische Aspekte der Lichtpolymerisation. ZWR, 114(11): 513-518.

- Esser M, Tinschert J, Marx R. 1998.** Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53: 713-717.
- Feilzer A J, De Gee A J, Davidson C L. 1990.** Relaxation of polymerisation contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*, 69(484): 36-39.
- Filtek, technical product profile. 2005.** Firmenschrift 3M ESPE.
- Finger W. 1975.** Elastizität von Komposit-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 30: 345-349.
- Finger W. 1985.** Begriffsbestimmung in der Werkstoffprüfung. In: Eichner K, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. Fünfte Auflage. Heidelberg: Hüthig Verlag.
- Fischer CH. 1952.** Die Kunststoff-Füllung aus schnellhärtenden Polymerisaten. *Zahnärztliche Fortbildung*, 9.
- Fortin D, Vargas MS. 2000.** The spectrum of composites: New techniques and materials. *JADA*, 131: 26-30.
- Frankenberger R, Krämer N. 1997.** Die Füllungstherapie im Milchgebiss. *Philip J*, 14: 169-183.
- Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. 2002.** The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*, 18: 227-238.
- Frankenberger R, Roth S, Krämer N, Pelka M, Petschelt A. 2003.** Effect of preparation mode on Class II resin composite repair. *J Oral Rehabil*, 30: 559-564.
- Frankenberger R, Schipper HM, Roggendorf MJ. 2010.** Adhäsivtechnik 2010 – Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme. *Quintessenz*, 61(5): 537-542.
- Frankenberger R, Schmidt G, Krämer N, Petschelt A. 1999.** Fließfähige Komposite (Flowables). *Quintessenz*, 50: 1145-1154.
- Frankenberger R. 2001.** Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. In Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts, Hrsg. *Die Adhäsivtechnologie*. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Erste Auflage. Seefeld: 3M ESPE.
- Frankenberger R. 2006.** Bonding 2006 – Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz*, 57(5): 485-495.
- Frankenberger R. 2009.** Adhäsivtechnik 2009 – Neuigkeiten, Tipps und Trends. *Quintessenz*, 60(4): 415-423.
- Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Bell MJ, Turpin-Mair JS, Mercante DE, Davidson JM. 2006.** Clinical evaluation of 2 flowable composites. *Quintessence Int*, 37: 225-231.

- Garcia AH, Martinez Lozano MA, Vila JC, Escribano AB, Galve PV. 2006.** Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 11: 215-220.
- Garcia AH, Wang L, D'Alpino PHP, de Souza JH, de Araújo PA, de Lia Mondelli RT. 2004.** Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after Simulated toothbrushing abrasion. *Oral Res*, 18: 156-161.
- Giachetti L, Bertini F, Bambi C, Scaminaci Russo D. 2007.** A rational use of dentat materiats in posterior direct resin restaurations in order to control polymeration shrinkage stress. *Minerva Stomatol*, 56: 129-138.
- Glockner K, Gateva N, Reich ME, Ebeleseder KA. 2007.** Randdichtigkeit von Klasse-II-Versorgungen bei zusätzlicher Verwendung von flowable Kompositen, eine in-vitro-Studie. *Stomatologie*, 104(6): 149-153.
- Gnauck M, Rzanny A, Welker D, Küpper H. 2005.** Experimentelle 3-Medien- und Bürstenabrasion von Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 60: 100-104.
- Gnauck M. 2005.** Methodenkritische Untersuchungen zur Abrasionssimulation von Kompositen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Haak R, Noack M. 1996.** Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. *Quintessenz* 47: 1551-1559.
- Haders JW. 2007.** Die wichtigsten Indikationen für ein modernes „Flowable“. *Teamwork*, 2: 208-213.
- Hagge MS, Lindemuth JS, Jones AG. 2002.** Shear bond strength of bis-acryl composite provisional material repaired with flowable composite. *J Esthet Restor Dent*, 14(1): 47-52.
- Haller B, Blunck U. 2008.** Schmelz- und Dentinhaftung. In: Kappert H, Eichner K, Hrsg. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band 2. Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Sechste Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Haller B, Jacob MO. 1998.** Beständigkeit der Dentinhaftung von Komposit und Kompomereine In-vitro-Studie über sechs Monate. *Acta Med Dent Helv*, 3(2): 15-22.
- Hannig M, Kreuzkamp H, Albers HK. 1994.** Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 49: 595-600.
- Heidemann D, Hellwig E, Hickel R, Klaiber B, Staehle HJ. 2003.** Die Bewertung direkter Komposit-Restaurationen. *DGZ, Deutsche Hochschullehrer für Zahnerhaltung*: 1-17.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T, Hrsg. 2003.** Einführung in die Zahnerhaltung. Dritte Auflage. München, Jena: Urban & Fischer Verlag.

- Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis Y, Lakes RS, Dionysopoulos P, Papadogiannis D. 2006.** Dynamic and static elastic moduli of packable and flowable composite resins and their development after initial photo curing. *Dental Materials*, 22: 450-459.
- Hennig AC, Helbig EB, Haufe E, Richter G, Klimm HW. 2004.** Restoration of Class V cavities with the Ormocer-based filling system Admira. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 114(2): 104-114.
- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. 1998.** New direct restorative materials. *International Dental Journal*, 48: 3-16.
- Hickel R, Ernst HP, Haller B, Hugo B, Kunzelmann KH, Merte K, Ott K, Schmalz G, Staehle HJ. 2005.** Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich – Indikationen und Lebensdauer. *DGZ, DGZMK*.
- Hickel R. 1997.** Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*, 52(2631): 572-585.
- Hoffmann N. 2004.** Materialparameter und Füllungsrandqualität zahnärztlicher Kompositkunststoffe nach unterschiedlicher Lichtpolymerisation [Habilitation]. Würzburg.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. 2002.** Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110(6): 471-479.
- Hommelwerke GmbH Firmenschrift. 1993.** Rauheitsmessung – Theorie und Praxis.
- Houwink R. 1958.** Elastizität, Plastizität und Struktur der Materie. Dresden, Leipzig: Th. Steinkopf Verlag.
- Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF. 2003.** Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater*, 19(3):206-211.
- Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R. 2005.** Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 60: 321-334.
- Ilie N. 2004.** Messmethoden zur Charakterisierung von Kompositfüllungswerkstoffen [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
- Imperiano MT, Khoury HJ, Pontual MLA, Montes MAJR, da Silveira MMF. 2007.** Comparative radiopacity of four low-viscosity composites. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 6(20): 1278-1282.
- Jain P, Belcher M. 2000.** Mikroleakage of class II resin-based composite restorations with flowable composite in the proximal box. *Am J Dent*, 13:235-238.

- Jain P, Pershing A. 2003.** Depth of cure and microleakage with high-intensity and ramped resin-based composite curing lights. *JADA*, 134: 1215-1223.
- Janda 2008.** Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. Achte Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag, .173-210.
- Janda R, Roulet JF, Latta M, Kaminsky M, Rüttermann S. 2006.** Effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater*, 22: 1103-1108.
- Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann S. 2006.** The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dental Materials*, 22: 1103-1108.
- Janda R. 2000.** Verblendkomposits. *Quintessenz Zahntech*, 26(1):53-64.
- Janda R. 2005.** Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Eichner K, Kappert H, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. Achte Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Janda R. 2007a.** Polymerisierbare Füllungsmaterialien. *DFZ*, 5: 37-47.
- Janda R. 2007b.** Toxikologie der polymerisierbaren Füllungsmaterialien. *DFZ*, 10: 56-63.
- Janda R. 2008a.** Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 1. *Quintessenz Zahntech*, 34(2): 190-204.
- Janda R. 2008b.** Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 2. *Quintessenz Zahntech*, 34(4): 460-473.
- Janda R. 2008c.** Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 3. *Quintessenz Zahntech*, 34(5): 584-594.
- Joachim U. 1991.** Beitrag zur computergestützten Farbgebung zahnärztlicher Werkstoffe am Beispiel eines mikrogefüllten Composite-Kunststoffes [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Joiner A. 2004.** Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*. 32: 3-12.
- Jung T, Borchers L. 2005.** Schleif und Poliermittel. In: Eichner K, Kappert H, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag.
- Kemp-Scholte CM, Davidson CL. 1990.** Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res*. 69 (6): 1240-1243.
- Kickelbick G. 2005.** Homogen und doch so heterogen. Nanokomposite: anorganisch + organisch. *Chem. Unserer Zeit*, 39: 46-53.

- Koch R. 2005.** Medizinische Biometrie für Medizin- und Public-Health-Studenten [Formelsammlung]. Dresden: Technische Universität.
- Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang G, Handel G. 2003.** Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung, Verfärbungslagerung und Reinigung. Dtsch Zahnärztl Z, 58:14-18.
- Kollmannsperger P. 1977.** Biegefestigkeit von UV-härtenden Kompositen. Dtsch Zahnärztl Z, 32: 952-954.
- Kollmannsperger P. 1980.** Festigkeit und Verformungsverhalten von Füllungskunststoffen aus der Biegeprüfung. ZWR, 89(8): 48-50.
- Korkmaz Y, Ozel E, Attar N. 2007.** Effect of Flowable Composite Lining on Mikroleakage and Internal Voids in Class II Composite Restorations. J Adhes Dent, 9(2): 189-194.
- Kournetas N. 2005.** Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials [Dissertation]. Tübingen: Eberhard-Karls-Universität.
- Krejci I, Reich F, Lutz F, Albertoni M. 1990.** In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed, 100: 953-960.
- Kunzelmann KH, Hickel R. 2001.** Klinische Aspekte der Adhäsivtechnologie mit lastischen werkstoffen. In Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts , Hrsg. Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Erste Auflage. Seefeld: 3M ESPE.
- Kunzelmann KH, Kern M. 2005.** Adhäsiv befestigt – hoher Erfolg. Die richtige Befestigungstechnik gibt Veneers Stabilität und Haltbarkeit. Cosmetic Dent, 4: 42-47.
- Kunzelmann KH. 2008.** Aufbau der Kompositfüllungwerkstoffe. In: Kappert H, Eichner K, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2. Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Sechste Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Küttner C, Claar M, Schwarze T. 2003.** Dynamische Immobilisation luxierter Zähne mit der Draht-Mesh-Technik. Endodontie Journal, 4: 30-32.
- Labella R, Lambrechts P, van Meerbeek B, Vanherle G. 1999.** Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater, 15: 128-137.
- Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1987.** Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent, 12(2): 53-78.
- Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. 2006.** How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater, 22(8): 693-701.
- Lee JH, Um CM, Lee IB. 2006.** Rheological properties of resin composites according to variations in monomer and filler composition. Dental Materials 22: 515-526.

- Leinfelder KF, Radz GM, Nash RW. 1998.** A report on a new condensable composite resin. *Compendium* 1998;19:230–7.
- Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. 2002.** Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. *Dent Mater*, 18: 1-11.
- Lindberg A. 2005.** Resin Composites. Sandwich restorations and Curing techniques [Dissertation]. Sweden: Umeå University.
- Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. 2006.** Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed*, 76(1): 114-120.
- Lutz F, Imfeld T und Mörmann W. 1981.** Komposits: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit. *Swiss Dent*, 2:11-19.
- Lutz F, Phillips RW, Roulet J-F, Imfeld T. 1983a.** Komposite - Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 93:914-929.
- Lutz F, Phillips RW. 1983b.** A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent*, 50: 480-488.
- Manhart J, Chen HY, Hamm G, Hickel R. 2004.** Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29: 481-508.
- Manhart J, Chen HY, Hickel R. 2001.** The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc*, 132: 639-645.
- Manhart J, Hickel R. 2001.** Longevity of restorations . In: Wilson NH, Roulet JF, Fuzzi M, Hrsg. *Advances in operative dentistry. Challenges of the future*. Chicago: Quintessenz Verlag.
- Manhart J, Hollwich B, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R. 1999.** Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54: 89-95.
- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. 2000.** Composites. Mechanical properties of new composite restorative materials.
- Manhart J. 1999.** Werkstoffkundliche Charakterisierung eines Füllungsmateriales auf Ormocer-Basis – im Vergleich zu einem Komposit und einem Kompomer. *ZMK*, 15(12):807-812.
- Manhart J. 2006.** Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. *Alternativen zum Amalgam? Quintessenz* 57(5): 465-481.
- Marshall jr GW, Marshall Sj, Kinney JH, Balooch M. 1998.** The dentin substrate: Structure and properties related to bonding. *J Dent*, 25: 441.

- Martin K. 1999.** Mathematische Formeln. In: Erbrecht R, König H, Martin K, Pfeil W, Wörstenfeld W Hrsg. Das große Tafelwerk. Erste Auflage. Berlin: Volk und Wissen Verlag.
- Masouras K, Silikas N, Watts D. 2008.** Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*, 24(7): 932-939.
- Mesquita RV. 2006.** Dynamic mechanical analysis of direct and indirect dental composite resins [Dissertation]. Tübingen: Universitätsklinik.
- Mezger TG. 2006.** Das Rheologie Handbuch: Für Anwender von Rotations- und Oszillations-Rheometern. Zweite Auflage. Hannover: Vincentz Network.
- Miller WA, Eick JD, Neiders ME. 1971.** Inorganic components of the peritubular dentine in young human permanent teeth. *Caries Res*, 5: 264.
- Moiseenko TD. 2007.** Wasseraufnahme und Polymerisationsschrumpfung verschiedener licht- und autopolymerisierender Kunststoffe zur Herstellung von intermaxillären Splinten im Rahmen der orthognathen Chirurgie [Dissertation]. Münster: Wilhelms-Universität.
- Moll K, Park HJ, Haller B. 2002.** Bond Strength of Adhesive/Composite Combinations to Dentin Involving Total- and Self-etch Adhesives. *J Adhes Dent*, 4(3): 171-180.
- Moon PC, Tabassian MS, Culbreath TE. 2002.** Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent*, 27: 248-253.
- Moszner N, Salz U. 2001.** New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci*, 26: 535-576.
- Moura SK, Pelizzaro A, Dal Bianco K et al. 2006.** Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes dent*, 8: 75-83.
- Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. 1999.** Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessenz Int*, 30(3): 179-184.
- Nash RW. 2001.** Direct composite restoration technique *Oralhealth journal & Dental Practice*.
- Noppen G, Sigella J. 1985.** Oberflächenbeschaffenheit. In: Deutsches Institut für Normung, Hrsg. Technische Oberflächen. Berlin.
- Olmez A, Oztas N, Bodur H. 2007.** The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Esthet Restor Dent*, 19(3): 171-177.
- Ott G. 1990.** Aufbau und Entwicklung der Composit-Füllungsmaterialien. Ivoclar-Vivadent-Report. Schaan: Ivoclar. 5: 3-20.
- Pappacchini F. 2006.** A study into the materials and techniques for improving the composite-repair bond. Siena: University, School of Dental Medicine.
- Pashley DH. 1996.** Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7: 104.

- Paul J, Kern M. 2004.** Digitale Farbbestimmung. Vereinfacht der Computer die Farbbestimmung für Keramik? *Quintessenz Zahntech*, 30(6): 610-618.
- Perdigao J, Lopes M. 1999.** Dentin bonding – questions for the new millennium. *J Adhes Dent*, 1: 191-209.
- Peters MC, Mc Lean ME. 2001.** Minimally invasive operative care, II. Contemporary techniques and materials: An overview. *J Adhes Dent*, 3(1): 17-31.
- Rab J. 2008.** Experimentell-vergleichende Untersuchungen an Befestigungswerkstoffen unter besonderer Berücksichtigung von Compositen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Rada RE. 1998.** The versatility of flowable composites. *Dent Today*, 17(4): 78-83.
- Rehak PH. 1998.** Auswertung und Präsentation experimenteller Daten. *Acta Chir Austriaca* 30: 29-32.
- Reis AF, Giannini M, Ambrosano GMB, Chanc DCN. 2003.** The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *Journal of Dentistry*, 31: 59–66.
- Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. 2003.** Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 19: 12-18.
- Rosentritt M, Behr M, Schultz S, Handel G. 2003.** Drei-Medien-Verschleiß von Füllungskompositen. *Quintessenz*, 54(2):181-185.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Chan DC. 1999.** Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing. *J Esthet Dent*, 11(4):197-205.
- Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D, Fachet M. 2003b.** Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. *Dtsch Zahnärztl Z*, 58: 533-537.
- Rzanny A, Göbel R und Welker D. 2003a.** Moderne Verblendkunststoffe - einewerkstoffkundliche Studie. *Quintessenz Zahntech*, 29: 58-72.
- Rzanny A, Göbel R, Welker D. 1999b.** Werkstoffkundlicher Vergleich zahnfarbener Füllungsmaterialien. *Phillip J*, 16: 68-71.
- Rzanny A, Welker D. 1993.** Biegefestigkeitsprüfungen an Kompositen im methodischen Vergleich. *Quintessenz Zahntech*, 19: 1467-1473.
- Rzanny A, Welker D. 1997.** Aktuelle Kompositen im werkstoffkundlichen Vergleich. *ZMK*, 12(4): 30-34.

- Rzanny A, Welker D. 1998.** Werkstoffkundliche Eigenschaften von Feinst-Hybrid-Komposits und Kompomeren. ZWR, 107(12): 743-748.
- Rzanny A, Welker D. 2000.** Aktuelle zahnfarbene Füllungswerkstoffe – eine werkstoffkundliche Standortbestimmung. Zahn Prax, 3: 6-14.
- Sabbagh J, Ryelandt I, Bacherius L, Biebuyck JJ, Vreven J, Lambrechts P, Leloup G. 2004.** Characterization of the inorganic fraction of resin composites. Journal of Oral Rehabilitation, 31(11): 1090-1101.
- Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. 2002.** Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. Dent Mater 18: 64–71.
- Sanchez C, de Soler-Illia GJ, Ribot F, Lalot T, Mayer CR, Cabuil V. 2001.** Chem. Mater, 13: 3061.
- Schramm G. 1995.** Einführung in Rheologie und Rheometrie. Karlsruhe: Gebrüder Haake.
- Schroeder HE. 2000.** Orale Strukturbiologie. 5. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Schumacher GH, Schmidt H, Börnig H, Richter W. 1990.** Anatomie Und Biochemie der Zähne.. Auflage. Stutgart: Thieme Verlag.
- Schwickerath H, Nolden R. 1982.** Der Einfluß des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung. Dtsch Zahnärztl Z, 37: 442-444.
- Seghi RR, Johnston WM, O'Brien WJ. 1986.** Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain system. J Prosthet Dent, 56: 35-40.
- Sensi LG, Marson FC, Monteiro Jr S, Baratieri LN, de Andrada MA. 2004.** Flowable Composites as “Filled Adhesives:”A Mikroleakage Study. J Contemp Dent Pract, 5(4): 32-41.
- Siegel SC, Fraunhofer JA. 1999.** Dental burs - what bur for which application? A survey of dental schools. J Prosthodont, 8(4): 258-263.
- Strassler HE. 2007.** Flowable Composite Resins. Incisal Edge, 1: 61-68.
- Suzuki S, Leinfelder KF, Kawai K, Tsuchitani Y. 1995.** Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. Am J Dent, 8: 173–178.
- Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. 2000.** Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. J Prosthet Dent, 84(1):93-97.
- Technischen Produktprofil Filtek Supreme XT. 2005.** 3M ESPE. Flowable Composite. Seefeld: 3M ESPE.
- Tezvergil A, Lassila LVJ, Yli-Urpo A, Vallittu PK. 2004.** Repair bond strength of restorative resin composite applied to fiber-reinforced composite substrate. Acta Odontol Scand, 62(1): 51-60.

- Tjan HL, Chan CA. 1989.** The polishability of posterior composites. *J Prosthetic Dent*, 61: 138-146.
- Toledano M, Osorio R, Osorio E, Fuentes V, Prati C, Garcia-Godoy F. 2003.** Sorption and solubility of resin-based restorative dental materials. *J Dent*, 31:43-50.
- Trixner K. 2006.** Einfluss der Belichtungsart auf das Polymerisationsverhalten moderner Komposite [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
- Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. 2002.** The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*, 88: 585-590.
- Tung FF, Hsieh WW, Estafan D. 2000.** In vitro microleakage study of a condensable and flowable composite resin. *Gen Dent*, 48(6): 711-715.
- Uhl A, Völpel A, Sigusch BW. 2006.** Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *J Dent*, 34(4): 298-306.
- Unterbrink GL, Liebenberg WH. 1999.** Flowable resin composites as “ filled adhesives”: literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int*, 30(4): 249–57.
- Van Vlack LJ. 1971.** Elements of Material Science. Massachusetts.
- Venz S. 1979.** Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Biegefestigkeit, Steifigkeit, Biegemodul, Füllstoffgehalt und Bruchflächenstruktur an 7 Füllungskunststoffen. *ZWR*, 88(13): 601-606.
- Viohl J, Gerhardt P. 1975.** Wasseraufnahme und Löslichkeit von 3 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit. *Dtsch Zahnärztl Z*, 30: 340-344.
- Viohl J. 1985a.** Zemente. In: Eichner K, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2. Werkstoffe unter kritischen Aspekten. Fünfte Auflage. Heidelberg: Hüthig Verlag, .77-109.
- Viohl J. 1985b.** Kunststoffe-Füllungswerkstoffe. In: Eichner K, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2. Werkstoffe unter kritischen Aspekten. Fünfte Auflage. Heidelberg: Hüthig Verlag, 135-171.
- Weber T. 1999.** Klassifikation der Kompositmaterialien. In: Weber T (Hrsg.): *Memorix Zahnmedizin*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- Welker D, Lenz E. 1978.** Hilfswerkstoffe für die Oberflächenbearbeitung. In: Breustedt A, Lenz E, Hrsg. *Stomatologische Werkstoffkunde*. Leipzig: Johann Ambrosius Barth.
- Welker D. 2005.** Prothesenkunststoffe. In: Eichner K. und Kappert H.F, Hrsg. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1. Grundlagen und Verarbeitung. 8. Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

- Wibowo G, Stockton L. 2001.** Mikroleakage of class II composite restorations. *Am J Dent*, 14:177-185.
- Willems G, Lambrechts M, Braem M, Vuylsteke-Wauters G, Vanherle G. 1991.** The surface Roughness of Enamel-to-Enamel Contact Areas compared with the Intrinsic Roughness of Dental resin Composites. *J Dent Res*, 70: 1299-1305.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J, Vanherle G. 1992.** A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*, 8: 310-319.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1993.** Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int*, 24(9): 641-658.
- Wilson KS, Zhang K, Antonucci JM. 2005.** Systematic variations of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials*, 26: 5095-5103.
- Witzel T. 2004.** Klinische Untersuchung computergestützter Zahnfarbbestimmung im Vergleich zu visueller Abmusterung durch das menschliche Auge [Dissertation]. Würzburg: Julius-Maximilians-Universität
- Xu HHK, Smith DT, Jahamir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP et al. 1998.** Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res*, 77:472-480.
- Yu B, Lee YK. 2008.** Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites. *Journal of Dentistry*, 36: 840-846.
- Zach L, Cohen G. 1965.** Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19: 515.
- Ziener LL. 1983.** Mechanisch-physikalische Untersuchungen an zahnärztlich-restaurativen Werkstoffen vom Isosit-Typ (Isocap, Isopast, Isolux) im Vergleich mit dem konventionellen Komposit Evicrol [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Zwick GmbH & Co.: Firmenschrift.** ZWICK 1435 Universalprüfmaschine, Ulm: Deutschland.

9. Tabellenanhang

9.1. Ergebnisse

Tab. 5: Mittelwerte \bar{X} und Standardabweichungen s der **Biegefestigkeit**, des **Elastizitätsmodul**, der **Vickers-Härte** HV_{5-20} , der **Wasseraufnahme** und **3-Medien-Abrasion**, (x) Tabellen der dazugehörigen Signifikanztests im Teil 9.2.

	Biegefestigkeit [MPa]						Elastizitätsmodul [MPa]						Vickers-Härte, HV_{5-20}					
	dl (10,13)		TLW (11,13)		W (12,13)		dl (14,17)		TLW (15,17)		W (16,17)		dl (18,21)		TLW (19,21)		W (20,21)	
	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s
GDF	147,4	19,4	135,8	25,6	149,2	23,6	5495	427	5315	712	5926	452	49,42	1,42	44,00	0,52	41,45	2,51
LUX	150,1	17,2	138,0	25,5	125,6	15,7	3964	723	5051	361	4851	619	45,02	1,94	41,61	1,35	40,50	1,50
SYN	161,2	20,3	139,9	8,8	126,0	18,3	3818	397	4895	473	4874	385	37,96	1,67	36,28	0,90	33,94	0,47
TEF	78,2	12,0	106,6	19,9	129,0	15,8	3961	460	3888	239	4158	452	36,18	1,03	32,28	0,51	31,12	3,05
TET	169,8	22,8	139,9	19,9	152,4	17,7	4507	573	4669	564	5063	416	46,69	1,80	37,62	0,93	36,90	0,92
VEIN	148,5	23,4	144,4	21,4	125,5	26,8	3831	756	4590	695	4657	773	43,53	1,22	39,90	1,31	39,58	1,78
XFL	149,0	22,8	73,3	17,0	62,0	18,6	3882	695	3897	529	3379	830	49,87	2,65	38,48	0,92	31,40	2,46
ART	127,7	14,4	106,9	16,2	93,9	11,7	4306	687	5169	503	5175	746	43,94	1,20	39,45	1,32	42,24	0,75
GRA	147,9	17,2	125,0	20,0	128,4	24,9	5702	735	6622	940	6446	1156	94,37	4,15	82,78	2,34	85,72	2,97
FIL	156,6	28,1	105,7	14,1	117,4	10,3	3843	449	3831	452	4640	296	51,63	2,51	44,66	1,31	42,18	0,77
GDL	91,0	10,1	104,2	13,8	111,0	12,2	3721	478	3394	340	3644	296	31,07	1,98	26,16	0,51	25,38	3,10

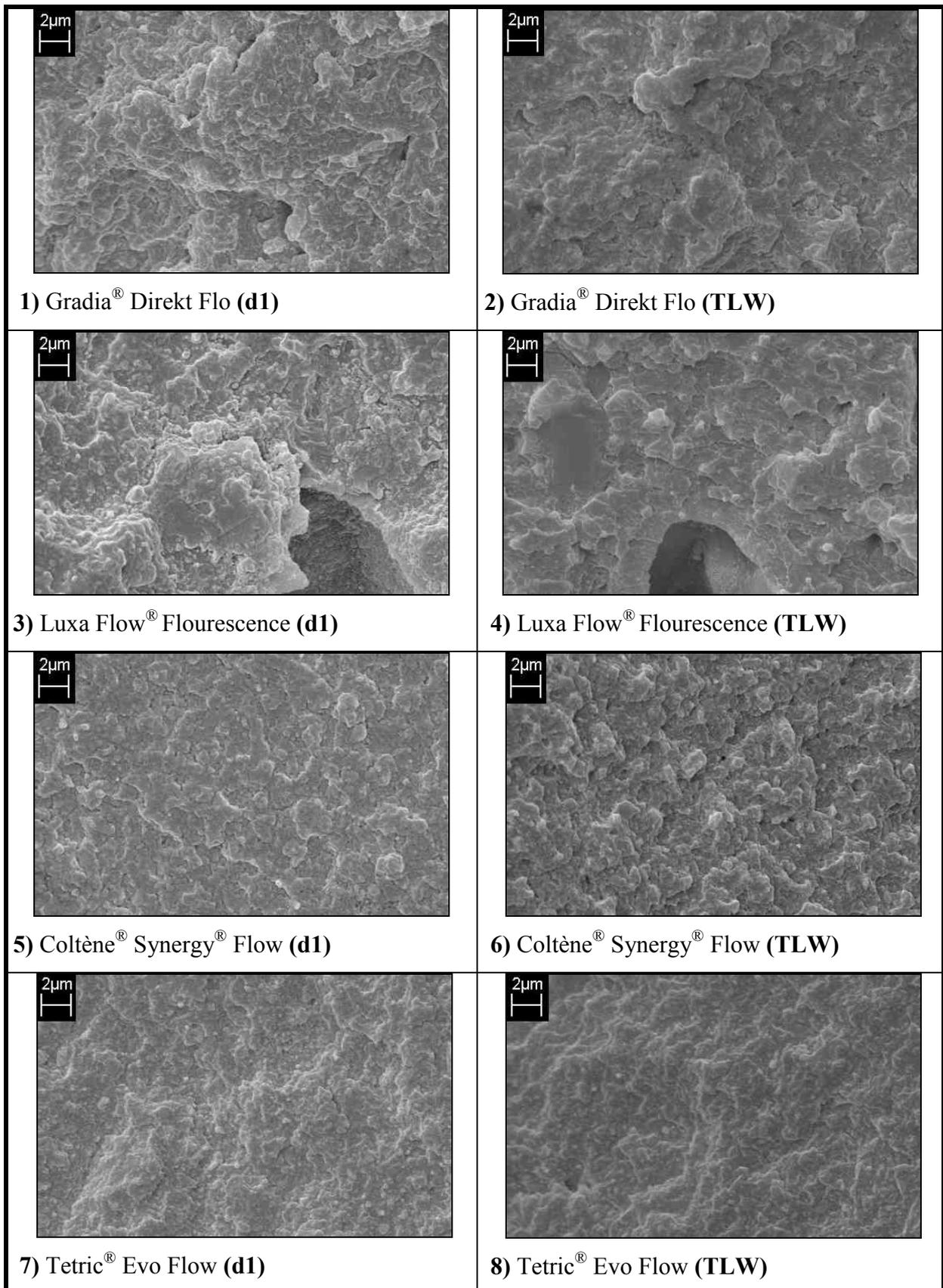
	Wasseraufnahme [Gew.-%], Auswahl Messungen bei Tag d						3-Medien-Abrasion [Verhältnis zu $AlMg = 1$], bei x Zyklen									
	d9		d35		d90 (22)		maximal		50.000		100.000		150.000		200.000 (23)	
	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s	\bar{X}	s
GDF	0,738	0,045	1,022	0,034	1,121	0,047	1,182	0,050	3,33	0,25	3,50	0,26	3,66	0,30	3,66	0,33
LUX	0,470	0,045	0,598	0,030	0,633	0,017	0,661	0,024	2,31	0,24	2,23	0,24	2,10	0,23	2,00	0,21
SYN	0,727	0,024	0,878	0,032	0,940	0,046	1,015	0,038	1,86	0,10	2,21	0,12	2,29	0,15	2,43	0,17
TEF	0,801	0,045	1,161	0,043	1,225	0,042	1,392	0,033	1,79	0,07	2,30	0,12	2,50	0,9	2,53	0,09
TET	0,698	0,035	0,981	0,020	1,078	0,026	1,175	0,056	2,82	0,30	2,90	0,20	2,99	0,22	2,93	0,21
VEN	0,565	0,034	0,613	0,042	0,674	0,039	0,741	0,038	2,26	0,14	2,38	0,13	2,40	0,10	2,42	0,12
XFL	2,123	0,145	2,635	0,197	2,685	0,175	2,861	0,159	2,41	0,15	2,72	0,22	2,86	0,21	2,87	0,21
ART	0,389	0,026	0,529	0,034	0,622	0,028	0,662	0,030	2,13	0,13	2,54	0,14	2,78	0,36	2,95	0,20
GRA	0,450	0,052	0,544	0,036	0,585	0,041	0,614	0,041	2,46	0,29	2,35	0,31	2,26	0,28	2,18	0,29
FIL	1,096	0,038	1,320	0,043	1,372	0,030	1,429	0,038	1,01	0,07	1,04	0,07	1,03	0,06	1,05	0,06
GDL	1,506	0,051	1,905	0,016	2,081	0,023	2,133	0,031	1,85	0,08	1,98	0,05	2,14	0,06	2,18	0,03

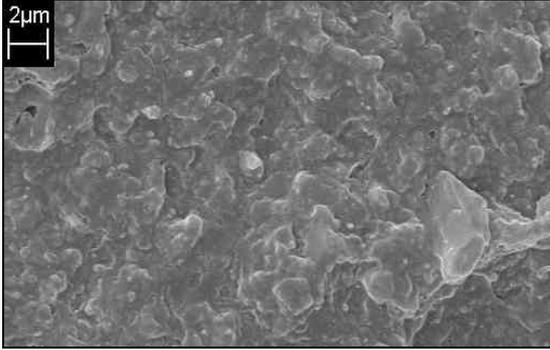
Tab. 6: Mittelwerte \bar{x} und Standardabweichungen s der **Oberflächenrauigkeit** (R_a -Werte), der **Druck-Scherfestigkeit** zu Dentin, die Werte der **Thixotropie** und Mittlere ΔE -Werte, (\bar{x}) Tabelle des dazugehörigen Signifikanztests im Teil 9.2.

	Oberflächenrauigkeit (R_a) [μm], Polymerisation unter Folie, Bearbeitung mit Dia und HM, deren Politar mit SuSn und Comp (24-32)																		Thixotropie, bei 23°C			
	Folie			Dia			Dia SuSn			Dia Comp			HM			HM SuSn				HM Comp		
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s		\bar{x}	s	
GDF	0,041	0,011	1,42	0,16	0,15	0,02	0,03	0,19	0,03	0,32	0,03	0,05	0,01	0,01	0,09	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	32.020
LUX	0,038	0,012	1,59	0,15	0,23	0,01	0,03	0,42	0,03	0,50	0,03	0,11	0,02	0,36	0,02	0,02	0,01	0,02	0,01	0,01	0,01	8.701
SYN	0,038	0,010	1,41	0,19	0,12	0,02	0,04	0,17	0,04	0,33	0,05	0,11	0,02	0,10	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	38.180
TEF	0,026	0,010	1,35	0,18	0,14	0,03	0,03	0,16	0,03	0,27	0,04	0,13	0,01	0,14	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	87.430
TET	0,040	0,009	1,64	0,16	0,16	0,02	0,03	0,17	0,03	0,29	0,02	0,08	0,02	0,13	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	99.800
YEN	0,030	0,006	1,58	0,09	0,15	0,02	0,02	0,13	0,02	0,26	0,02	0,12	0,01	0,13	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	67.660
XFL	0,032	0,008	1,35	0,15	0,24	0,02	0,03	0,31	0,03	0,33	0,03	0,18	0,01	0,15	0,02	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	354.800
ART	0,027	0,010	1,64	0,14	0,19	0,01	0,02	0,18	0,02	0,33	0,03	0,13	0,02	0,12	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	587.400
GRA	0,038	0,008	1,87	0,26	0,22	0,02	0,06	0,41	0,06	0,62	0,07	0,21	0,02	0,35	0,03	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	78.100
FIL	0,030	0,009	1,60	0,19	0,16	0,02	0,02	0,13	0,02	0,28	0,05	0,14	0,01	0,12	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	106.600
GDL	0,043	0,013	1,61	0,19	0,20	0,01	0,02	0,13	0,02	0,27	0,04	0,14	0,01	0,11	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	154.000

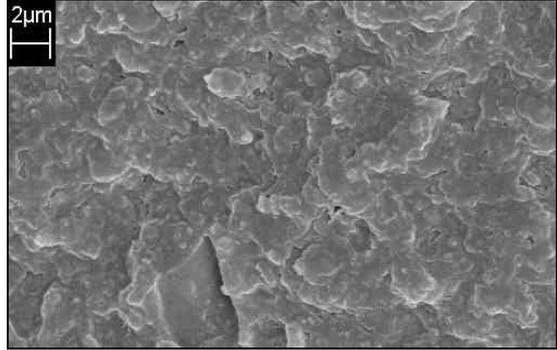
	ΔE -Werte, Lagerung in färbenden Medien, Messung bei Tag d												Druck-Scherfestigkeit zu Dentin [MPa], Komposit / Haftvermittler (Hersteller) (33)	
	Tee, Kaffee, Tabak, Rotwein und Wasser						Tee, Kaffee, Tabak, Rotwein und Methylenblau							
	d7	d14	d21	d28	d7	d14	d21	d28	d7	d14	d21	d28	\bar{x}	s
GDF	14,7	16,8	21,5	21,3	18,0	21,0	26,5	27,2	14,07	4,29				
LUX	6,5	7,0	6,6	8,4	7,4	9,0	9,0	10,5	14,42	5,47				
SYN	4,9	7,2	9,7	12,5	8,8	11,3	12,7	17,1	12,62	3,96				
TEF	6,9	9,5	9,8	14,4	10,9	13,7	14,1	19,1	11,20	4,29				
TET	6,1	6,4	6,7	8,0	12,0	13,2	14,5	14,6	11,78	1,73				
YEN	4,6	6,6	9,2	11,9	7,9	10,1	13,1	16,5	10,62	3,45				
XFL	6,4	7,9	9,5	14,0	10,7	14,4	14,9	17,2	17,05	5,88				
ART	5,2	5,8	4,7	5,5	9,6	9,5	8,7	9,4	16,45	3,59				
GRA	5,4	5,8	5,2	6,8	9,5	10,9	11,2	11,5	16,24	5,57				
FIL	6,5	7,7	7,3	8,6	20,0	24,7	25,5	27,0	18,16	5,26				
GDL	8,6	18,9	19,1	20,5	13,1	20,5	21,2	23,0	14,66	3,99				

Abb. 40: REM-Aufnahmen: Bruch bei 2000-facher Vergrößerung nach Lagerungsbedingungen: links: ein Tag Wasserlagerung (**d1**), rechts: 25000 Temperaturlastwechsel (**TLW**)

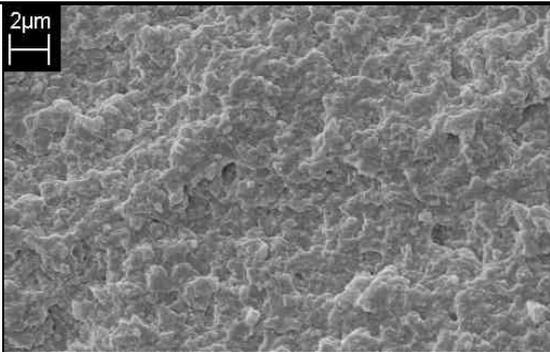




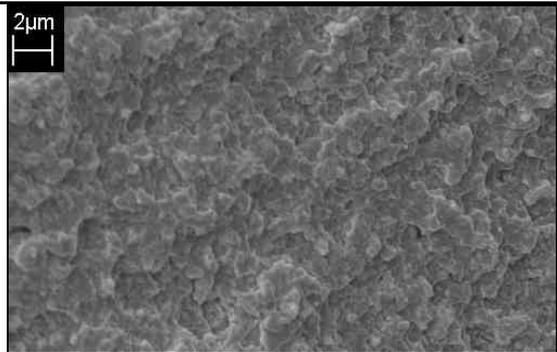
9) Tetric® Flow (d1)



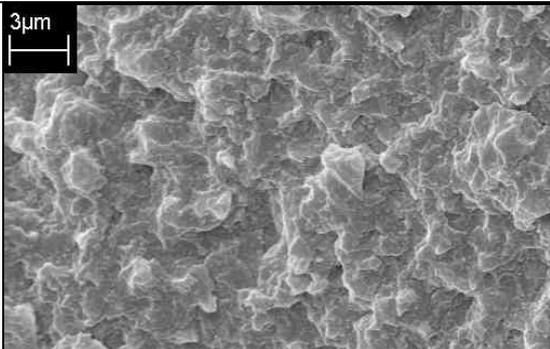
10) Tetric® Flow (TLW)



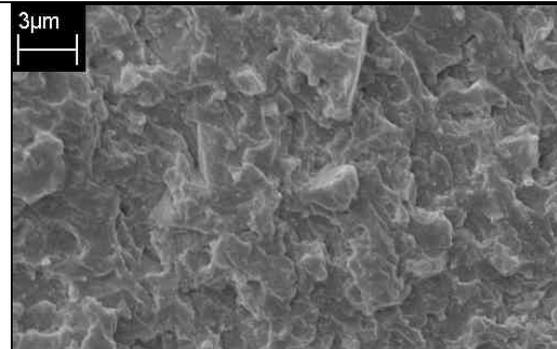
11) Venus™ Flow (d1)



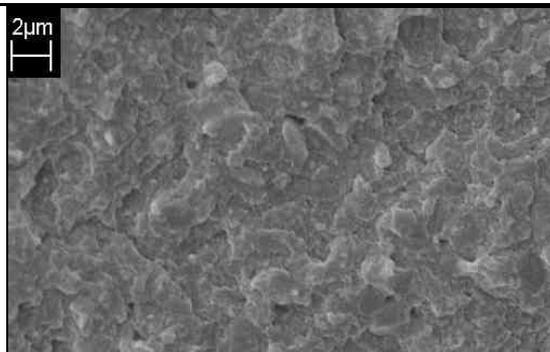
12) Venus™ Flow (TLW)



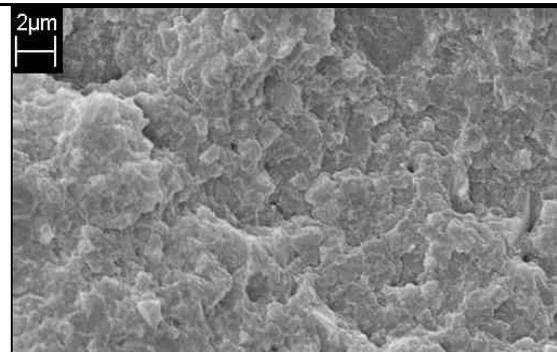
13) X-Flow™ (d1)



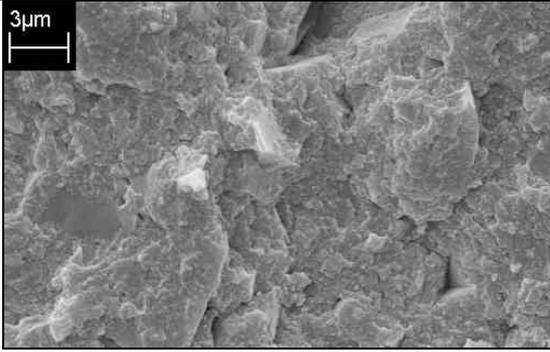
14) X-Flow™ (TLW)



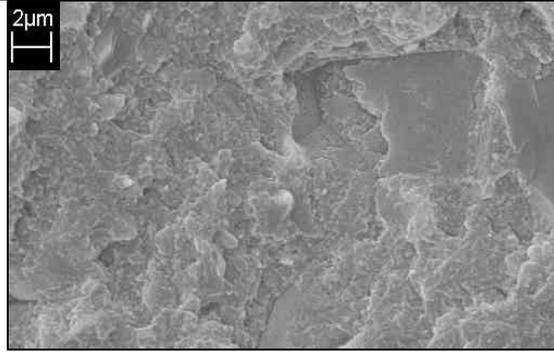
15) Artiste Flowable Composite (d1)



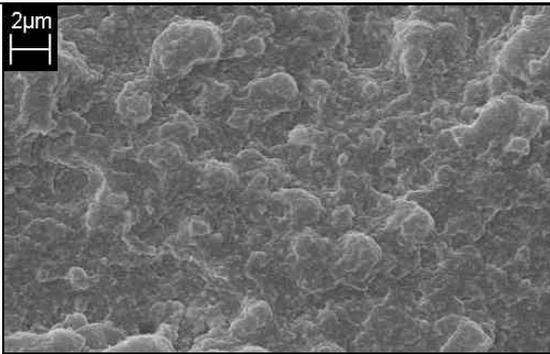
16) Artiste Flowable Composite (TLW)



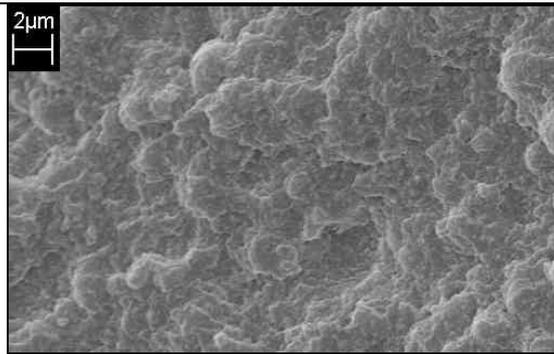
17) Grandio® Flow (d1)



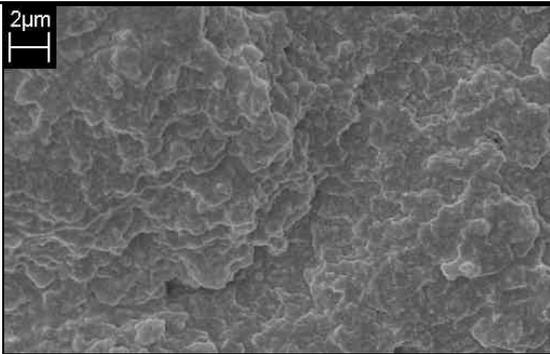
18) Grandio® Flow (TLW)



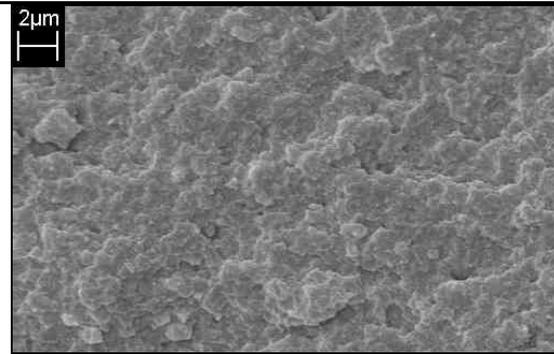
19) Filtek Supreme XT Flowable (d1)



20) Filtek Supreme XT Flowable (TLW)



21) Gradia® Direkt LoFlo (d1)



22) Gradia® Direkt LoFlo (TLW)

Tab. 7: Auswertung REM-Materialkontrast, **H** = Hybrid-, **NH** = Nanohybrid-, **N**= Nano- und **M** = mikrogefüllte Komposite.

Produkt/ Klasse	Zusammensetzung der Füllstoffe nach Hersteller	Füllstoffanteil nach Hersteller	Subjektiv gemessene Größe und Beschreibung der Füllstoffe
GDF / H	- SiO ₂ (9 Vol.-%), Ø PG 0,6 µm - Fluoro-Alumino-Silicat (36 Vol.-%), Ø PG 0,85 µm	45 Vol.-% 67 Gew.-%	- unterschiedliche kleine - vor allem sphärisch
LUX / H	- Dentalgas	41 Vol.-% 63 Gew.-%	- größere und kleinere - kantig
SYN / H	- Strontiumglas, amorphe Kieselsäure, - Ø PG 0,6 µm, Füllpartikelverteilung 0,04-2,9 µm	32 Vol.-% 55 Gew.-%	- größere heller, kleinere dunkler - unterschiedlich, vor allem sphärisch
TEF / H	- Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, hochdisperses SiO ₂ , Mischoxid und Copolymer (62 Gew.-%) - PG 0,04-3,0 µm, Ø PG 0,55 µm	30,7 Vol.-% 57,5 Gew.-%	- groß inhomogen dunkel - groß inhomogen hell - klein homogen, sehr hell
TET / H	- Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al- Fluorsilikatglas, hochdisperses SiO ₂ , sphäroidem Mischglas (64,6 Gew.-%) - PG 0,04-3,0 µm, Ø PG 0,7 µm	43,8 Vol.-% 68,1 Gew.-%	- groß inhomogen dunkel - mittel sehr hell - klein hell
VEN / H	- Ba-Al-F-Glas - SiO ₂	62 Gew.-%	- inhomogen groß hell, <u>nur vereinzelt</u> - groß homogen - klein homogen
XFL / H	- Strontium aluminu sodium fluoro phosphor silicate - Ø PG 1,6 µm	38 Vol.-% 60 Gew.-%	- groß, homogen, unregelmäßig, kantig - Klein, homogen, kantig
ART / NH	- Bariumborosilicatgläser, Zirconiumsilicate, Polysilsesquioxane (POSS)	n. a.	- groß, homogen, unregelmäßig, kantig - mittel, sehr hell - klein
GRA / NH	- Glaskeramikpartikel - Nanopartikel	65,6 Vol.-% 80 Gew.-%	- groß, homogen, unregelmäßig, kantig - mittel, homogen, unregelmäßig, kantig - klein
FIL / N	- nicht agglomerierten/nicht aggregierten 75-nm-SiO ₂ - Nanopartikel, nicht agglomerierten/nicht aggregierten 15-20-nm-ZrO ₂ -Nanopartikel, lose gebundenen agglomerierten ZrO ₂ /SiO ₂ -Nanoclustern aus Agglomeraten von primären 5-20-nm-ZrO ₂ /SiO ₂ - Partikel, Clusterpartikel 0,6-1,4 µm	55 Vol.-% 65 Gew.-%	- groß, inhomogen, <u>nur sehr vereinzelt</u> - klein, homogen, sphärisch
GDL / M	- HDR (High Density Radiopaque Pre-Polymerized Filler), Ø PG 20 µm - SiO ₂ , Ø PG 0,85 µm, Fluoro-Alumino-Silicate Glas, Ø PG 1,7 µm	63 Gew.-%	- groß, inhomogen, unregelmäßig - klein, homogen, kantig

Tab. 8: Farbabstand zum Kontrollwert nach 7, 14, 21 und 28 Tagen **d**, Lagerung in Medien Tee, Kaffee, Tabak, Methylenblau, Rotwein, Aqua destillata

	Medium	Zeit [d]			
		7	14	21	28
GDF	Tee	7,30	17,29	22,74	22,98
	Kaffee	7,74	8,17	9,83	14,13
	Tabak	13,76	15,42	23,81	22,22
	Methylenblau	23,28	28,42	34,83	37,82
	Rotwein	27,73	28,28	33,50	32,17
	Aqua dest.	2,15	2,02	1,85	2,09
	LUX	Tee	10,75	10,47	8,51
Kaffee		6,05	6,11	5,81	6,08
Tabak		10,75	5,94	6,07	7,28
Methylenblau		6,55	9,27	10,87	9,95
Rotwein		3,92	7,31	8,12	11,57
Aqua dest		3,47	2,89	3,05	2,97
SYN		Tee	5,48	15,24	15,47
	Kaffee	4,15	4,91	4,51	5,59
	Tabak	6,53	7,22	10,40	10,25
	Methylenblau	16,34	17,44	18,56	26,06
	Rotwein	5,29	5,05	9,99	20,40
	Aqua dest	2,00	1,36	1,76	2,10
	TEF	Tee	6,56	7,07	9,30
Kaffee		7,08	9,45	8,75	11,62
Tabak		5,85	9,91	10,64	8,05
Methylenblau		18,96	22,13	22,58	28,26
Rotwein		10,27	14,43	14,39	28,05
Aqua dest		1,81	0,73	1,03	0,47
TET		Tee	6,99	5,23	5,51
	Kaffee	6,58	7,08	6,71	7,65
	Tabak	7,05	6,90	6,23	7,76
	Methylenblau	19,76	22,32	24,86	23,07
	Rotwein	6,56	8,77	10,54	12,86
	Aqua dest	1,44	1,26	1,51	1,73
	VEN	Tee	4,29	6,53	11,11
Kaffee		5,47	5,24	6,14	6,38
Tabak		4,04	9,86	9,89	11,51
Methylenblau		14,27	13,97	16,47	19,43
Rotwein		6,39	6,67	12,64	18,10
Aqua dest		1,12	1,39	0,59	0,62

	Medium	Zeit [d]			
		7	14	21	28
XFL	Tee	6,34	8,32	9,42	8,74
	Kaffee	6,24	7,32	6,77	9,86
	Tabak	6,33	6,80	8,75	10,90
	Methylenblau	19,32	27,06	25,74	22,42
	Rotwein	9,17	11,65	15,36	26,08
	Aqua dest	1,57	2,08	2,51	2,81
	ART	Tee	5,53	8,75	5,07
Kaffee		5,58	5,71	5,27	5,14
Tabak		6,56	5,60	5,67	5,97
Methylenblau		15,87	14,69	14,21	14,86
Rotwein		3,27	2,89	4,30	6,49
Aqua dest		3,38	4,29	3,13	3,26
GRA		Tee	9,22	8,52	7,17
	Kaffee	4,87	4,87	5,16	5,43
	Tabak	4,47	4,42	4,18	4,38
	Methylenblau	14,88	17,51	19,32	17,51
	Rotwein	2,87	7,16	5,84	9,68
	Aqua dest	2,44	1,81	2,16	1,71
	FIL	Tee	8,21	5,31	6,43
Kaffee		9,81	12,28	12,49	13,15
Tabak		5,88	8,57	6,27	7,98
Methylenblau		37,35	46,27	48,34	50,51
Rotwein		3,51	6,41	5,60	9,48
Aqua dest		0,92	0,51	0,49	0,90
GDL		Tee	11,71	31,33	31,12
	Kaffee	7,61	10,96	11,77	11,49
	Tabak	6,57	9,65	10,89	17,64
	Methylenblau	18,04	18,52	20,75	23,77
	Rotwein	11,10	23,95	24,37	29,18
	Aqua dest	2,35	3,24	2,86	3,14

9.2. Statistische Auswertung

Mit **x** sind statistisch signifikante Unterschiede gekennzeichnet, die eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$ aufweisen.

Tab. 9: Varianzanalyse der Biegefestigkeit nach einem Tag Wasserlagerung (d1).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-			x	x			x			x
LUX	0,7	-		x	x			x			x
SYN	0,1	0,2	-	x				x			x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,4	0,0	-	x		x	x		x
VEN	0,9	0,9	0,2	0,0	0,0	-		x			x
XFL	0,9	0,9	0,2	0,0	0,1	1,0	-	x	x		x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x
GRA	1,0	0,8	0,1	0,0	0,0	0,9	0,0	0,0	-		x
FIL	0,4	0,5	0,7	0,0	0,3	0,5	0,5	0,0	0,4	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-

Tab. 10: Varianzanalyse der Biegefestigkeit nach 25000 Temperaturwechsellasten (TLW).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-			x			x	x		x	x
LUX	0,9	-		x			x	x		x	x
SYN	0,7	0,9	-	x			x	x		x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x		x		
TET	0,7	0,9	0,9	0,0	-		x	x		x	x
VEN	0,4	0,5	0,5	0,0	0,6	-	x	x	x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	1,0	0,0	0,0	0,0	-	x		
GRA	0,3	0,2	0,1	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,9	0,0	0,0	0,0	0,9	0,0	-	
GDL	0,0	0,0	0,0	0,7	0,0	0,0	0,0	0,7	0,0	0,8	-

Tab. 11: Varianzanalyse der Biegefestigkeit nach Wassersättigung (W).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x		x	x	x		x	x
LUX	0,0	-			x		x	x			x
SYN	0,0	1,0	-		x		x	x			x
TEF	0,0	0,6	0,7	-	x		x	x			x
TET	0,7	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	1,0	1,0	0,7	0,0	-	x	x			
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x
GRA	0,0	0,7	0,8	1,0	0,0	0,8	0,0	0,0	-		x
FIL	0,0	0,2	0,2	0,1	0,0	0,4	0,0	0,0	0,2	-	
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,1	-

Tab. 18:
 Varianzanalyse der
 HV₅₋₂₀ nach 25000
 Temperatur-
 wechsellasten (TLW).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x
SYN	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x		x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,0	-	x	x	x
GRA	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-

Tab. 19:
 Varianzanalyse der
 HV₅₋₂₀ nach
 Wassersättigung (W).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x		x	x	x	x	x
SYN	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x		x	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x		x
GRA	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	0,0	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-

Tab. 20: Varianzanalyse HV₅₋₂₀ nach
 d1 / TLW, d1 / W, TLW / W.

	d1/TLW	d1/W	TLW/W	d1/TLW	d1/W	TLW/W
GDF	0,0	0,0	0,0	x	x	x
LUX	0,0	0,0	0,0	x	x	x
SYN	0,0	0,0	0,0	x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,5	x	x	
XFL	0,0	0,0	0,0	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	x	x	x
GRA	0,0	0,0	0,0	x	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	x	x	x
GDL	0,0	0,0	0,0	x	x	x

Tab. 21:
 Varianzanalyse der Wasseraufnahme nach 90 Tagen Wasserlagerung (d90).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x		x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x		x		x	x	x
SYN	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x
TET	0,1	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,5	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-		x	x
GRA	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-

Tab. 22:
 Varianzanalyse der 3-Medien-Abrasion nach 200.000 Zyklen.

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x
SYN	0,0	0,0	-	x	x		x	x	x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,9	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-		x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,9	-	x	x	x
GRA	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	1,0	0,0	-

Tab. 23:
 Varianzanalyse der R_a-Werte Polymerisation unter Folie.

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-			x				x			
LUX	0,7	-									
SYN	0,5	0,8	-								
TEF	0,0	0,1	0,1	-	x				x		x
TET	0,8	0,8	0,6	0,0	-	x		x			
VEN	0,1	0,2	0,2	0,4	0,0	-					x
XFL	0,1	0,3	0,4	0,3	0,1	0,7	-				
ART	0,0	0,1	0,1	0,9	0,0	0,5	0,4	-	x		x
GRA	0,6	1,0	0,8	0,0	0,7	0,1	0,2	0,0	-		
FIL	0,1	0,2	0,3	0,5	0,1	1,0	0,7	0,6	0,1	-	
GDL	0,8	0,5	0,4	0,0	0,7	0,0	0,1	0,0	0,5	0,1	-

Tab. 24: Varianzanalyse der R_a -Werte nach Bearbeitung mit **Diamant / HM-Finierer**, Bearbeitung mit **Diamant und Super Snap / HM-Finierer und Super Snap**, Bearbeitung mit **Diamant und Compomaster / HM-Finierer und Compomaster**.

	Bearb	SuSn	Comp	Bearb	SuSn	Comp
GDF	0,0	0,0	0,0	x	x	x
LUX	0,0	0,0	0,0	x	x	x
SYN	0,0	0,7	0,0	x		x
TEF	0,0	0,3	0,1	x		
TET	0,0	0,0	0,0	x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,5	x	x	
XFL	0,0	0,0	0,0	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	x	x	x
GRA	0,0	0,2	0,0	x		x
FIL	0,0	0,0	0,2	x	x	
GDL	0,0	0,0	0,0	x	x	x

Tab. 25: Varianzanalyse der R_a -Werte von **Folie / Diamant und Super Snap**, **Folie / Diamant und Compomaster**.

	SuSn	Comp	SuSn	Comp
GDF	0,0	0,0	x	x
LUX	0,0	0,0	x	x
SYN	0,0	0,0	x	x
TEF	0,0	0,0	x	x
TET	0,0	0,0	x	x
VEN	0,0	0,0	x	x
XFL	0,0	0,0	x	x
ART	0,0	0,0	x	x
GRA	0,0	0,0	x	x
FIL	0,0	0,0	x	x
GDL	0,0	0,0	x	x

Tab. 26: Varianzanalyse der R_a -Werte von **Folie / HM-Finierer und Super Snap**, **Folie / HM-Finierer und Compomaster**.

	SuSn	Comp	SuSn	Comp
GDF	0,3	0,0		x
LUX	0,0	0,0	x	x
SYN	0,0	0,0	x	x
TEF	0,0	0,0	x	x
TET	0,0	0,0	x	x
VEN	0,0	0,0	x	x
XFL	0,0	0,0	x	x
ART	0,0	0,0	x	x
GRA	0,0	0,0	x	x
FIL	0,0	0,0	x	x
GDL	0,0	0,0	x	x

Tab. 27: Varianzanalyse der R_a -Werte nach Bearbeitung mit **Diamant und Super Snap / Diamant und Compomaster, HM-Finierer und Super Snap / HM-Finierer und Compomaster.**

	Dia	HM	Dia	HM
GDF	0,0	0,0	x	x
LUX	0,0	0,0	x	x
SYN	0,0	0,1	x	
TEF	0,0	0,0	x	x
TET	0,3	0,0		x
VEN	0,1	0,5		
XFL	0,0	0,0	x	x
ART	0,0	0,4	x	
GRA	0,0	0,0	x	x
FIL	0,0	0,0	x	x
GDL	0,0	0,0	x	x

Tab. 28: Varianzanalyse der R_a -Werte nach Bearbeitung mit **Diamant und Super Snap.**

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x				x	x	x		x
LUX	0,0	-	x	x	x	x		x		x	x
SYN	0,0	0,0	-		x	x	x	x	x	x	x
TEF	0,4	0,0	0,1	-			x	x	x	x	x
TET	0,3	0,0	0,0	0,1	-		x	x	x		x
VEN	0,7	0,0	0,0	0,2	0,4	-	x	x	x		x
XFL	0,0	0,2	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x		x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	
GRA	0,0	0,4	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	-	x	x
FIL	0,1	0,0	0,0	0,0	0,6	0,1	0,0	0,0	0,0	-	x
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,4	0,0	0,0	-

Tab. 29: Varianzanalyse der R_a -Werte nach Bearbeitung mit **Diamant und Compomaster.**

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x				x	x		x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x	x	x	x		x	x
SYN	0,2	0,0	-				x		x	x	
TEF	0,1	0,0	0,9	-		x	x		x	x	x
TET	0,2	0,0	0,8	0,6	-	x	x		x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	-	x	x	x		
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,3	0,0	0,5	0,2	0,6	0,0	0,0	-	x	x	x
GRA	0,0	0,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	0,0	0,0	0,0	-	
GDL	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,9	0,0	0,0	0,0	0,9	-

Tab. 30:
 Varianzanalyse der R_a-
 Werte nach Bearbeitung
 mit **HM-Finierer und
 Super Snap.**

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x	x	x	x		x	x
SYN	0,0	0,0	-		x		x		x	x	x
TEF	0,0	0,0	0,1	-	x		x		x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,2	0,5	0,0	-	x		x	x	x
XFL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,1	0,7	0,0	0,3	0,0	-	x		
GRA	0,0	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	-	
GDL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,0	0,8	-

Tab. 31:
 Varianzanalyse der R_a-
 Werte nach Bearbeitung
 mit **HM-Finierer und
 Compomaster.**

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-	x		x	x	x	x	x	x	x	x
LUX	0,0	-	x	x	x	x	x	x		x	x
SYN	0,2	0,0	-	x	x	x	x	x	x	x	
TEF	0,0	0,0	0,0	-	x			x	x	x	x
TET	0,0	0,0	0,0	0,0	-		x		x	x	x
VEN	0,0	0,0	0,0	0,1	0,4	-	x		x		
XFL	0,0	0,0	0,0	0,3	0,0	0,0	-	x	x	x	x
ART	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,6	0,0	-	x		
GRA	0,0	0,6	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-	x	x
FIL	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,6	0,0	0,8	0,0	-	
GDL	0,0	0,0	0,1	0,0	0,0	0,1	0,0	0,1	0,0	0,1	-

Tab. 32:
 Varianzanalyse der
 Druck-Scherfestigkeit
 zu Dentin nach einem
 Tag Wasserlagerung
 (d1).

	GDF	LUX	SYN	TEF	TET	VEN	XFL	ART	GRA	FIL	GDL
GDF	-										
LUX	0,9	-									
SYN	0,4	0,4	-					x		x	
TEF	0,2	0,2	0,5	-			x	x	x	x	
TET	0,7	0,2	0,6	0,7	-		x	x	x	x	
VEN	0,1	0,1	0,3	0,8	0,4	-	x	x	x	x	x
XFL	0,2	0,3	0,1	0,0	0,0	0,0	-				
ART	0,2	0,3	0,0	0,0	0,0	0,0	0,8	-			
GRA	0,4	0,5	0,1	0,0	0,0	0,0	0,8	0,9	-		
FIL	0,1	0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,7	0,4	0,5	-	
GDL	0,8	0,9	0,3	0,1	0,1	0,0	0,3	0,3	0,5	0,1	-

Tab. 33: Bestimmtheitsmaß der untersuchten Parameter in Prozent (* indirekt proportionales Verhältnis).

		Füllstoff			Biegefestigkeit	Elastizitätsmodul	Vickers-Härte	Wasseraufnahme
		Gew.-%	Vol.-%	PG, max.				
Biegefestigkeit	d1	6,65	13,39		-	5,26	13,28	max.
	W	9,05	1,98		-	16,93	12,59	
	TLW	2,87	0,48		-	18,23	8,83	
	$\Delta(d1-W)$							84,23
	$\Delta(d1-TLW)$							79,32
Elastizitätsmodul	d1	64,45	40,47		5,26	-	55,52	
	W	50,58	42,57		16,93	-	61,41	
	TLW	46,07	33,73		18,23	-	66,09	
Vickers-Härte	d1	74,62	78,62	37,78	13,28	55,52	-	
	W	73,33	76,17	36,11	12,59	61,41	-	
	TLW	70,25	74,28	36,68	8,83	66,09	-	
Wasseraufnahme		11,22*	10,59*					-
Abrasionsfaktor			12,45*	3,02*		17,68	1,28*	
Oberflächenrauigkeit	Folie	12,38	6,04	26,09				
	HM	42,69	34,82	66,21	6,28	32,25	63,12	
	DIA	69,39	74,46	28,13	4,23	16,95	40,62	
	DIA-SUSN	14,77	13,28	35,13		1,01	14,99	
	DIA-COMP	20,33	12,33	70,15	6,22	15,02	39,5	
	HM-SUSN	6,37	11,42	41,03	0,76*	0,83*	22,59	
	HM-COMP	27,85	20,5	77,84	2,12	9,99	39,18	
exogene Verfärbungsneigung		12,01*	20,95*					26,33
Scherhaftigkeit Dentin		12,2	39,0		2,23	1,82	16,02	

10. Anhang

Danksagung

Frau PD Dr. med. dent. M. Schmidt, Bereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, danke ich für die Betreuung, die gewährte Unterstützung und das große Interesse am Fortgang der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachlich kompetente Beratung und Unterstützung bei allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. R. Göbel, Herrn Dipl. Ing. G. Raser und Herrn M. Facht, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung der Experimente sowie der Beratung und Betreuung.

Auch Frau Kaiser vom Institut für Ultraschallforschung danke ich für ihre Unterstützung bei der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung.

Des Weiteren danke ich den Herstellern der verwendeten dünnfließenden Komposite für deren Bereitstellung.

Lebenslauf

Name, Vorname	Härtwig, Andreas
Geburtsdatum	Zschopau
Geburtsort	04.11.1983
Wohnort	Gartenstraße 1, 09405 Zschopau
Familienstand	ledig
Vater	SR Dr. med. dent. Wolfgang Härtwig, Facharzt für allgemeine Stomatologie, verstorben am 01.06.2005
Mutter	Dr. med. Renate Härtwig, geb. Repmann, Facharzt für Gynäkologie und Geburtshilfe
Geschwister	Barbara Härtwig, Facharzt für Gynäkologie und Geburtshilfe
Schulbildung	1990-1995 Martin Andersen Nexö Grundschule 1995-2002 Gymnasium Zschopau
Schulabschluss	16.06.2002 allgemeine Hochschulreife
Grundwehrdienst	01.10.2002-30.06.2003 Grundwehrdienst, Standortsanitätszentrum Hannover Außenstelle Wesendorf
Hochschulausbildung	2003-2008 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich- Schiller-Universität Jena 17.12.2008 Bestehen der Zahnärztliche Prüfung 20.01.2009 Approbation als Zahnarzt
Arbeitstätigkeit	ab 10.2009 Assistenz Zahnarzt in ZGP Dres. Hüttig, Glauchau
Zschopau, den	

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Zschopau, den