

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der
Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. dent. Bernd Klaiber**

**Materialparameter und Höckerdeformation bei Restaurationsmaterialien
mit unterschiedlichem Elastizitätsmodul**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Robert Schömig
aus Veitshöchheim**

Würzburg, Januar 2010

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. N. Hofmann

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. A. Renk

Dekan: Prof. Dr. med. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 28. Juli 2010

Der Promovend ist Zahnarzt.

Meinen lieben Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Problemstellung	1
1.1	Ursache und Konsequenz der Polymerisationsschrumpfung	1
1.1.1	Komposite	1
1.1.1.1	Aufbau	1
1.1.1.2	Organische Matrix	2
1.1.1.3	Anorganische Komponenten	3
1.1.2	Ormocere	5
1.1.3	Verbundphase	7
1.1.4	Polymerisationsreaktion	8
1.1.5	Unerwünschte klinische Folgen	10
1.1.6	Strategien zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung	11
1.1.6.1	Inkrementtechnik	11
1.1.6.2	Soft-Start Photopolymerisation	12
1.1.6.3	Schrumpfungsreduzierte Komposite	13
1.2	Testverfahren zur Überprüfung ausgewählter physikalischer Parameter	15
1.2.1	Biegefestigkeit	15
1.2.2	Elastizitätsmodul	17
1.2.3	Polymerisationsschrumpfung	19
1.2.3.1	Quecksilberdilatometer	19
1.2.3.2	Wassergefüllter Dilatometer	21
1.2.3.3	Videovermessung	22
1.2.3.4	Laser-Scan-Mikrometer	23
1.2.3.5	Linometer	24
1.2.3.6	Deflecting Disk Technique	26
1.2.4	Höckerdeformation	28
1.3	Problemstellung	29

2	Material und Methoden	30
2.1	Verwendete Komposite	30
2.2	Bestimmung von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul	32
2.2.1	Herstellung der Biegestäbchen	32
2.2.2	Versuchsdurchführung	33
2.2.3	Berechnung und Auswertung der Ergebnisse	35
2.2.3.1	Biegefestigkeit	35
2.2.3.2	Elastizitätsmodul	35
2.3	Deflecting Disk Technique	36
2.3.1	Herstellung des Prüfkörpers	37
2.3.1.1	Portionierung des Komposits	37
2.3.1.2	Übertragen des Komposits auf einen Objektträger	37
2.3.2	Apparatur zur Messung der Schrumpfungskinetik	38
2.3.2.1	Das Messstativ	38
2.3.2.2	Einbau der Polymerisationslampe	38
2.3.2.3	Induktiver Wegaufnehmer und Differenzverstärker	39
2.3.3	Versuchsdurchführung	40
2.3.4	Vermessung der gehärteten Proben	41
2.4	Messung der Höckerauslenkung während der Polymerisation von Kompositfüllungen	41
2.4.1	Vorbereitung der Versuchszähne	41
2.4.1.1	Lagerung, Reinigung und Sortierung der Zähne	41
2.4.1.2	Sockeln der Testzähne	42
2.4.1.3	Anpolymerisation der Keramikauflageflächen für die induktiven Wegaufnehmer	42
2.4.2	Präparation der Testkavitäten	44
2.4.3	Apparatur zur Messung der Höckerdeformation	45
2.4.3.1	Das Messstativ	45
2.4.3.2	Induktiver Wegaufnehmer und Differenzverstärker	47
2.4.4	Füllen der Testkavitäten mit Komposit und gleichzeitige Messung der Höckerkontraktion	47

2.4.5	Ermittlung des Messergebnisses	50
2.5	Statistik	52
3	Ergebnisse	53
3.1	Biegefestigkeit	53
3.2	Elastizitätsmodul	54
3.3	Polymerisationsschrumpfung	56
3.3.1	Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten	56
3.3.2	Polymerisationsschrumpfungskinetik	57
3.3.3	Maximale initiale Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit	59
3.4	Polymerisationsschrumpfungsspannung	60
3.5	Höckerdeformation	61
3.6	Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Schrumpfungsspannung	63
3.7	Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Höckerdeformation	63
3.8	Korrelation zwischen Schrumpfungsspannung und Höckerdeformation	64
4	Diskussion	66
4.1	Kritik der Methode	66
4.1.1	3-Punkt-Biegeversuch und Elastizitätsmodul	66
4.1.2	Deflecting Disk Technique	68
4.1.3	Höckerdeformationsversuch	70
4.1.3.1	Verwendete Testzähne und Gruppeneinteilung	70
4.1.3.2	Kavitätengestaltung	71
4.1.3.3	Füllmethoden	72
4.1.3.4	Verwendetes Lichtpolymerisationsgerät	73
4.2	Diskussion der Ergebnisse	74
4.2.1	Biegefestigkeit	74
4.2.2	Elastizitätsmodul	76

4.2.3	Polymerisationsschrumpfung	78
4.2.4	Polymerisationsschrumpfkraft	80
4.2.5	Höckerdeformation	81
4.3	Schlussfolgerungen	82
5	Zusammenfassung	84
6	Literaturverzeichnis	86
7	Herstellerverzeichnis	103

Danksagung

Lebenslauf

1 Einleitung und Problemstellung

Zahlreiche internationale Studien in den letzten zwanzig Jahren zeigen, dass sich die mechanischen und ästhetischen Eigenschaften der dentalen Komposite deutlich verbessert haben. Jedoch stellt die Schrumpfung während der Polymerisation immer noch ein herausragendes Problem dar, das bis zum heutigen Zeitpunkt nicht zufriedenstellend gelöst werden konnte. Viele verschiedene Lösungsansätze wurden im Laufe der vergangenen Jahre entwickelt, um die Polymerisationsschrumpfung zu minimieren. Zwei Wege sollen in dieser Arbeit näher betrachtet werden. Zum einen wird durch die Integration der Nanotechnologie in die Hybridkompositentechnik versucht, den Füllstoffgehalt der adhäsiven Restaurationsmaterialien zu steigern und auf diese Weise die während der Polymerisation auftretende Schrumpfung zu reduzieren. Allerdings erhöht sich dadurch der Elastizitätsmodul (E-Modul) der Komposite. Daraus erwachsen unerwünschte klinische Folgen. Zum anderen wird der teilweise oder vollständige Ersatz der Dimethacrylate durch Ormocere in der Kompositmatrix als eine Alternative betrachtet, um gering schrumpfende Restaurationsmaterialien herzustellen.

Diese Arbeit versucht zu klären, welche der beiden aufgezeigten Möglichkeiten den größeren Erfolg verspricht.

1.1 Ursache und Konsequenz der Polymerisationsschrumpfung

1.1.1 Komposite

1.1.1.1 Aufbau

Der Name Komposit wird von dem lateinischen Begriff „compositum“ abgeleitet und bedeutet so viel wie „Zusammengesetztes“. Demzufolge versteht man unter der Bezeichnung Komposit einen Werkstoff, der aus mindestens zwei Materialien zusammengefügt wird. Die konventionellen dentalen Komposite

sind aus einer großen Anzahl verschiedenartiger Bestandteile aufgebaut. Sie bestehen aus einer organischen Phase (Matrix), einer dispersen Phase (anorganische Füllstoffe) und einer Verbundphase (Silanschicht) (*Lutz et al.* 1983). Weitere Komponenten der Matrix sind Initiatoren, Akzeleratoren und zusätzliche Additiva (*Hellwig et al.* 2003, *Janda* 1988b,c). Anorganische Pigmente aus Eisenoxid, Aluminiumoxid oder Titandioxid sind für die Einfärbung der Komposite in verschiedene Farbtöne verantwortlich. Polymerisationsinhibitoren tragen zu einer Verbesserung der Lagerfähigkeit bei, indem sie reaktive Moleküle inaktivieren und somit eine vorzeitige ungesteuerte Polymerisation verhindern. Farbstabilisatoren unterbinden eine Verfärbung der organischen Phase. Sie absorbieren UV-Licht unter 380 nm (*Janda* 1988c) und wandeln die Lichtenergie in Wärme um. Eine ausreichende Röntgenopazität wird durch barium- oder strontiumhaltige Füllkörper, oder durch Ytterbiumfluorid oder Yttriumtrifluorid erzielt.

1.1.1.2 Organische Matrix

Die organische Matrix stellt die Basis zahnärztlicher Komposite dar. Sie besteht hauptsächlich aus hochmolekularen hochviskösen Monomeren. Der bekannteste Vertreter ist das von *Bowen* entwickelte aromatische Dimethacrylat Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat) sowie UDMA (Urethan-Dimethacrylat) (*Bowen* 1963, *Bowen* 1979, *Janda* 1988a). Diese bifunktionellen Monomere sind für die Quervernetzung der Polymerketten verantwortlich. Sie zeichnen sich durch eine geringe Wasseraufnahme aus. Darüber hinaus wird mit einem größeren UDMA-Anteil sowohl die Biegefestigkeit des Komposits gesteigert, als auch der E-Modul reduziert (*Asmussen & Peutzfeldt* 1998). Um die Viskosität der makromolekularen Basismonomere zu verringern und damit die Verarbeitungseigenschaften des Restaurationsmaterials zu verbessern, werden Verdünnermonomere wie EGDMA (Ethylenglycil-Dimethacrylat) und TEGDMA (Tri-Ethylenglykol-Dimethacrylat) der Matrix beigemischt (*Janda* 1988a). Dadurch erhöhen sich einerseits die Konversionsrate und der

Vernetzungsgrad (*Asmussen 1982, Ferracane & Greener 1986*), andererseits nimmt aber auch die Schrumpfung (*Ellakwa et al. 2007*) zu. Die Biegefestigkeit wird durch eine Erhöhung des TEGDMA-Anteils reduziert (*Asmussen & Peutzfeldt 1998*).

1.1.1.3 Anorganische Komponenten

Anorganische Füllstoffe sind in die organische Matrix eingebunden. Sie beeinflussen maßgeblich die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Komposite und wirken sich damit auf das klinische Verhalten des Restaurationsmaterials aus (*Chung 1990, Janda 1988b, Lutz et al. 1983, Willems et al. 1993b*). Darüber hinaus sind sie für die Röntgenopazität der Komposite verantwortlich. Zu den anorganischen Füllstoffen zählen Siliziumdioxid, Barium- oder Strontiumsilikatgläser, amorphe Quarze, Zirkonium-Dioxid-Glaspartikel und Yttrium- bzw. Ytterbium-Trifluorid-Füller (*Janda 1988b, Söderholm 1988, Watts 1987*). Durch eine Erhöhung des Fülleranteils sollen negative Eigenschaften der organischen Matrix, wie zum Beispiel eine große Polymerisationsschrumpfung, Quellung durch Wasseraufnahme und ein hoher linearer thermischer Expansionskoeffizient verringert werden. Dagegen sollen die Druck-, Verschleiß- und Zugfestigkeit sowie der E-Modul vergrößert werden (*Braem et al. 1986, Kleverlaan & Feilzer 2005, Kullmann & Pötters 1984*). Eine Minimierung der Partikelgröße führt zu einer gesteigerten Abrasionsstabilität und ein hoher Füllstoffgehalt zu einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung.

Komposite können nach der Gefügestruktur und Größe ihrer Füllkörper systematisiert und bezeichnet werden (vgl. Tabelle 1). Demnach werden Makrofüller-, homogene und inhomogene Mikrofüller- sowie die heute gebräuchlichen Hybridkomposite unterschieden (*Lutz et al. 1983, Hellwig et al. 2003*). Durch ein ausgewogenes Mischungsverhältnis von Makro- und Mikrofüllern in der organischen Matrix ist es bei den Hybridkompositen

gelungen, die Nachteile von rein makro- oder mikrogefüllten Kompositen auszugleichen.

Tabelle 1: Systematisierung der Komposite nach Art und Anteil der verwendeten Füllermaterialien

	Konventionelles Komposit	Hybridkomposit	Homogenes Mikrofüllerkomposit	Inhomogenes Mikrofüllerkomposit
Füllerart	Makrofüller	Makro- und Mikrofüller	Mikrofüller	Mikrofüller und Mikrofüllerkomplexe
Füllermaterial	Keramik, Quarz, Glas	Pyrogenes SiO ₂ , Silikat	Pyrogenes SiO ₂ , Silikat	Pyrogenes SiO ₂ , Silikat
Füllergröße	ca. 5-30 µm	ca. 1-10 µm	ca. 7-40 nm	ca. 100-200 µm
Füllstoffgehalt (Vol.-%)	max. 70	max. 70	max. 50	-
Polymersations-schrumpfung	gering	gering	sehr hoch	hoch
Polierbarkeit	schlecht	gut	exzellent	sehr gut
Elastizitätsmodul	hoch	hoch	niedrig	niedrig
Abrasionsbeständigkeit	mangelhaft	gut	ausreichend	ausreichend

1.1.2 Ormocere

Der Name Ormocer ist ein Akronym und wird aus den englischen Begriffen „organically modified ceramics“ abgeleitet (*Hennig et al. 2004, Manhart et al. 1999*). Das Fraunhofer Institut für Silikatforschung entwickelte in Zusammenarbeit mit der Dentalindustrie die Ormocere als eine neue Materialgruppe für die Füllungstherapie in der konservierenden Zahnheilkunde (*Manhart et al. 1999*).

Diese Werkstoffalternative weist eine geringe Polymerisationsschrumpfung und eine hohe Biokompatibilität auf (*Hickel et al. 1998*).

Die Firma Degussa (Hanau) brachte 1998 mit Definite[®] das erste ormocerhaltige Komposit auf den Markt. Im Jahr 1999 folgte die Firma VOCO (Cuxhaven) mit der Markteinführung des Ormocers Admira[®].

In der Industrie kommen die Ormocere schon seit längerer Zeit zur Anwendung. In der Kunststofftechnik werden sie unter anderem als funktionelle, höchstwiderstandsfähige, kratzfeste Oberflächenbeschichtungen verwendet (*Kron et al. 1994, Nass et al. 1990*). Weitere Anwendungsgebiete sind die Konservierungs-, Elektro-, und Mikrosystemtechnik.

Ormocere bilden sowohl ein organisches als auch ein anorganisches Netzwerk. Deshalb werden sie zwischen den organischen und anorganischen Polymeren eingereiht (*Manhart et al. 1999*).

Das Monomer besteht grundsätzlich aus drei Struktursegmenten (vgl. Abb. 1). Ein organisches Molekülsegment wird durch eine Verbindungseinheit an ein anorganisch kondensierbares Molekülsegment gebunden.

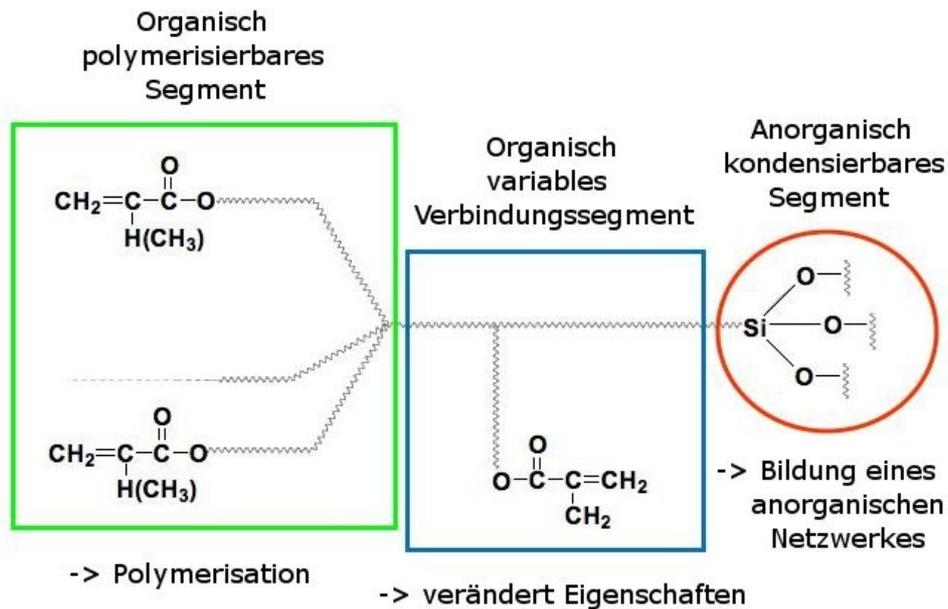


Abb. 1. Schematische Darstellung des monomeren molekularen Strukturbaus der Ormocere. Es werden drei Strukturelemente unterschieden.

Die Eduktbasis der Ormocere sind die multifunktionellen (meth-) acrylierten Alkoxysilane. Diese werden durch NCO-Addition (organisches Verbindungssegment) von isocyanatsubstituierten Silanverbindungen an OH-substituierte Di-, Tri-, Tetra(meth)acrylate hergestellt (*Manhart et al.* 1999, *Wolter & Storch* 1993). Das anorganische Segment beinhaltet in einem geringen Maß Glas- und Keramikeilchen. Durch Hydrolyse und Polykondensation bildet es ein lineares oder dreidimensionales anorganisches Si-O-Si-Netzwerk (*Wolter et al.* 1994). Diese Kondensation vollzieht sich schon während des Produktionsprozesses. Dadurch ist bereits eine starke Vorvernetzung im Füllungsmaterial vorhanden (*Manhart et al.* 1999). Das organische Segment ist ebenfalls mithilfe seiner Methacrylatgruppen zur thermischen oder lichtinduzierten radikalischen Polymerisation fähig (*Hickel et al.* 1998).

Die organische Verbindungseinheit, das organisch-polymerisierbare und das anorganisch-kondensierbare Segment können gezielt modifiziert werden. Dadurch ändern sich auch die mechanischen, optischen und thermischen Materialeigenschaften der gebildeten Ormocere (*Hickel* 1997).

Aufgrund ihres chemischen Aufbaus haben Ormocere im Vergleich zu konventionellen Kompositen ein niedrigeres toxikologisches und allergologisches Potential. Dies ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Acrylate und Methacrylate silangebunden und dadurch an das anorganische Netzwerk geknüpft sind (*Hickel et al.* 1998). Allerdings werden den ormocerhaltigen Füllungswerkstoffen für eine bessere Verarbeitung Weichmachermoleküle zugefügt. Diese können die optimierte Biokompatibilität wieder einschränken. Ein weiterer Vorteil von Ormoceren ist deren niedrige Polymerisations-schrumpfung (*Bauer et al.* 1995). Jedoch haben diesbezügliche Messungen ergeben, dass keine großen Unterschiede zwischen Ormoceren (1,7-2,5 Vol.-%) und modernen Hybridkompositen (1,5-3 Vol.-%) bestehen (*Hickel et al.* 1998). Weiterhin weisen Ormocere eine geringe Wasseraufnahme (<1,2 Gew.-%) und eine hohe Biegefestigkeit (≤ 160 MPa) auf (*Wolter et al.* 1994). Im 3-Körper-Abrasionsversuch in der ACTA-Abrasionsmaschine wurde außerdem festgestellt, dass experimentelle Ormocere im Vergleich zu Hybrid- und Mikrofüllerkompositen eine höhere Abrasionsfestigkeit besitzen (*Bauer et al.* 1995). Zu entsprechenden Schlussfolgerungen kommen auch *Wolter et al.* (1994).

1.1.3 Verbundphase

Ursprünglich wurden die Füllstoffe ohne einen nennenswerten chemischen Verbund zwischen organischer und disperser Phase in die Kunststoffmatrix eingefügt. Dadurch entstanden Komposite mit mangelhaften mechanischen Eigenschaften. In den modernen konventionellen Kompositen vermitteln Silane den chemischen Zusammenschluss durch Si-O-Si-Verbindungen zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllstoffen (*Bowen* 1979). Diese bifunktionellen Moleküle weisen sowohl hydrophobe als auch hydrophile Eigenschaften auf. Im industriellen Fertigungsprozess werden die organischen Siliziumverbindungen auf die Oberflächen der Füllkörper aufgetragen. Häufig werden 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan und Vinyltriethoxysilan

verwendet (*Janda 1988a, Söderholm 1988*). Durch den Silanisierungsprozess kann der Füllstoffanteil in der Kompositmatrix erhöht werden. Dadurch werden einerseits die mechanischen Eigenschaften wie Biege-, Druckfestigkeit und Vickershärte optimiert (*Janda 1988b*). Andererseits sind die Silanverbindungen der sauren Hydrolyse im Mundmilieu ausgesetzt. Dies führt zu einer Schwächung der Verbundphase (*Lutz et al. 1983, Söderholm 1988*).

1.1.4 Polymerisationsreaktion

Komposite erhärten durch eine radikalische Polymerisationsreaktion. Die Polymerisation ist eine chemische Reaktion, in der Monomere unter Aufspaltung von reaktionsfähigen Doppelbindungen oder ringförmigen Atomverbänden zu Polymeren umgesetzt werden (*Roulet 1987, Venhoven 1996*).

Die während der Polymerisation auftretende Volumenschrumpfung kann initial durch Fließvorgänge beweglicher, freier Monomermoleküle ausgeglichen werden (Prä-Gel-Phase). In dieser Phase ist der Vernetzungsgrad noch sehr gering und das Komposit ist weiterhin plastisch verformbar. Im weiteren Polymerisationsverlauf bildet sich ein immer dichteres Netzwerk aus. Nach Überschreitung des Gelpunktes steigt die Polymerisationsgeschwindigkeit rapide an. Dies ist mit einer Zunahme der Viskosität verbunden. Die durch die Schrumpfungreaktion entstehenden Spannungen im Komposit können nicht mehr durch den Nachfluss von ungebundenem Material ausgeglichen werden (Post-Gel-Phase). Der E-Modul des Komposits steigt deshalb am Ende der Polymerisation deutlich an (*Mehl et al. 1997b, Versluis et al. 1998*).

Komposite können verschiedene Härtungsmechanismen besitzen. Sie werden deshalb in drei Gruppen eingeteilt. Es werden chemisch härtende, lichthärtende und dualhärtende Füllungskunststoffe unterschieden. Im Folgenden soll näher auf die photopolymerisierenden Komposite eingegangen werden.

Die Polymerisationsreaktion wird durch die Bestrahlung des Restaurationsmaterials mit einer Photopolymerisationslampe eingeleitet.

Wichtige Faktoren, die die Polymerisation beeinflussen, sind einerseits die Distanz zwischen dem Lichtaustrittsfenster und der Füllungsoberfläche, andererseits die Wellenlänge, Intensität und Bestrahlungsdauer des emittierten Lichts (Lovell *et al.* 1999, Ruyter 1988). Komposite können über verschiedene Photoinitiatormoleküle verfügen, die sichtbares blaues Licht mit einer Wellenlänge von 380 bis 520 nm absorbieren. Das häufigste Photoinitiator-molekül ist das Diketon Kampferchinon, dessen Absorptionsmaximum bei ca. 467 nm liegt (Teshima *et al.* 2003). Durch die Lichtabsorption geht das Molekül mit einem Reduktionsagens eine Verbindung ein. Dadurch bildet sich ein angeregter Komplex, der in ein Radikal und eine inaktive Komponente zerfällt. Das Radikal löst eine Kettenreaktion aus. Es erfolgt die Polymerisation der Monomere (Stansbury 2000). Diese geht mit einer Volumenschrumpfung einher. Dabei verkleinert sich der intermolekulare Abstand der Monomermoleküle von ca. 4×10^{-10} m auf ca. $1,9 \times 10^{-10}$ m (Roulet 1987). Die Volumenschrumpfung beträgt für zahnärztliche Komposite 1,7 bis 6 % (Donly *et al.* 1990, Hellwig *et al.* 2003). Das Ausmaß der Polymerisationskontraktion wird von der Zusammensetzung des Monomers, der Füllerart, dem Füllstoffgehalt, der Konversionsrate und dem Initiatorgehalt beeinflusst (Eick *et al.* 1993). Die Schrumpfrichtung wird von dem Härtungsmechanismus bestimmt. Chemisch härtende Komposite schrumpfen in Richtung ihres Massezentrums (Jacobsen 1976). Zur Kontraktionsrichtung lichthärtender Komposite gibt es in der Literatur unterschiedliche Angaben. Lutz *et al.* (1986b) gehen davon aus, dass photopolymerisierende Komposite auf die Lichtquelle zuschrumpfen. Den Autoren zufolge ist bei der Umhärtungstechnik der Schrumpfvektor der Komposite indirekt auf die Kavitätenwände gerichtet, weil das Restaurationsmaterial durch die Zahnhartsubstanz hindurch belichtet wird. Zusätzlich empfehlen einige Autoren den Gebrauch von seitlich reflektierenden Leuchtkeilen (Lutz *et al.* 1986a, Lösche *et al.* 1993). Versluis *et al.* (1998) kommen in ihrer Arbeit zu gegenteiligen Ergebnissen. Sie resümieren, dass die Richtung der Polymerisationsschrumpfung vom Kavitätendesign, vom Verbund zwischen Zahn und Komposit und von den freien Oberflächen abhängig ist.

Besteht ein fester adhäsiver Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial, schrumpft die Kompositrestauration auf die Wände und Ränder der Kavität zu.

1.1.5 Unerwünschte klinische Folgen

Die in der Post-Gel-Phase der Polymerisationsreaktion auftretenden internen Materialspannungen können zu kleinen Mikrorissen in der Restauration und dem Verlust von Füllkörpern führen. Dadurch wird die Abrasionsfestigkeit reduziert und die Wasseraufnahme des Komposits gesteigert (*Hellwig et al. 2003*). Darüber hinaus besteht die Möglichkeit, dass sich der adhäsive Verbund zwischen Zahn und Kompositrestauration löst. Dies ermöglicht Bakterien und organischen Stoffen, durch Kapillarkräfte in die neu entstandenen Randspalten einzudringen. Für diesen Prozess reichen bereits Spaltbreiten von 2 µm aus (*Brännström et al. 1991*). Auf diese Weise können unerwünschte klinische Folgen wie Verfärbungen, postoperative Hypersensibilität, Pulpenirritation, Pulpenschädigung und Sekundärkaries an den Füllungsändern entstehen (*Bergenholtz et al. 1982, Brännström & Nyborg 1973, Cox et al. 1987, Davidson et al. 1984, Eick & Welch 1986, Opdam et al. 1998a*).

Wird der adhäsive Verbund zwischen Zahn und Restauration nicht beeinträchtigt, übertragen sich die Spannungskräfte der Kompositfüllung auf die umliegende Zahnhartsubstanz (*Bowen et al. 1983*). Dadurch verringert sich der interkuspale Abstand und es können sich Schmelzsprünge bilden (*Causton et al. 1985, González-López et al. 2007, Lutz et al. 1991*). Dies wird besonders bei Kavitäten mit hohem Konfigurationsfaktor (C-Faktor) beobachtet (*Lee et al. 2007a*). Dabei entspricht der C-Faktor dem Verhältnis von gebundener zu ungebundener freier Kompositoberfläche (*Feilzer et al. 1987*). Die entstandenen Schmelzsprünge können unter Belastung zu einer Fraktur der Höcker führen. Langfristig haben diese Prozesse den Verlust der Kompositrestauration zur Folge.

1.1.6 Strategien zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung

Trotz großer wissenschaftlicher Anstrengungen in der Produktentwicklung neuer Komposite ist es bis heute nicht gelungen, schrumpfungsfreie Monomersysteme herzustellen. Moderne Kompositmaterialien weisen noch immer nach Abschluss der Polymerisation eine lineare Schrumpfung von 0,5 bis 2 % (*de Gee et al.* 1993, *Song & Inoue* 2001) und eine Volumenschrumpfung von 1,7 bis 6 % (*Hellwig et al.* 2003) auf. Eine Ausnahme stellt das von der Firma 3M ESPE (Seefeld) entwickelte Produkt Filtek™ Silorane dar, das laut Herstellerangaben eine polymerisationsbedingte Volumenschrumpfung von unter einem Prozent aufweist (*3M ESPE* 2007).

Um die Volumenschrumpfung teilweise zu kompensieren, haben sich unterschiedliche Strategien etabliert. Zu diesen zählen die Inkrementtechnik, die Soft-Start Photopolymerisation und die Anwendung schrumpfung-reduzierter Komposite. Weitere Möglichkeiten, die negativen Folgen der ungerichteten Polymerisationsschrumpfung auszugleichen, bestehen in der Anwendung von seitlich reflektierenden Leuchtkeilen (*Lutz et al.* 1986a) oder gläsernen Inserts (*Donly et al.* 1989).

1.1.6.1 Inkrementtechnik

Kavitäten können auf zwei unterschiedliche Arten gefüllt werden. Entweder wird der Substanzdefekt mit einer einzigen Kunststoffportion (Bulk-Methode) oder mit mehreren Schichten Komposit (Inkrementtechnik) (*Araujo et al.* 2006, *Eakle & Ito* 1990, *Segura & Donly* 1993, *Tjan et al.* 1992) restauriert. Bei der zuletzt genannten Technik werden die einzelnen Inkremente nacheinander in die Kavität eingebracht und einzeln polymerisiert. Verschiedene Studien belegen, dass mithilfe der Inkrementtechnik sowohl die Polymerisationsschrumpfung reduziert (*Segura & Donly* 1993, *Park et al.* 2008) als auch die marginale Integrität verbessert wird (*Lopes et al.* 2004). Die Schichtdicke darf dabei nicht größer als 2 mm sein. Dies garantiert eine

suffiziente Aushärtung des Komposits (*Choi et al.* 2000, *Hellwig et al.* 1991). Die Verbindung zwischen den einzelnen Inkrementen wird durch eine oberflächliche „Sauerstoffinhibitionsschicht“ gewährleistet (*Rueggeberg & Margeson* 1990). Weiterhin wird mithilfe der Inkrementtechnik der Konfigurationsfaktor (C-Faktor) verkleinert. Der C-Faktor gibt das Verhältnis von gebundenen zu ungebundenen Flächen einer Füllung oder einer Schicht Komposit an (*Feilzer et al.* 1987). Durch die separate Adaptation der Inkremente an die Kavitätenwände werden die freien Oberflächen der einzelnen Schichten vergrößert. Dies macht ein Nachfließen des Materials von den freien ungebundenen Füllungsflächen während der Härtingsphase möglich und gewährleistet eine Reduktion der Polymerisationsschrumpfungsspannung (*Feilzer et al.* 1987). Ein weiterer Vorteil der Inkrementtechnik ist eine Verbesserung der Biokompatibilität, die durch den geringeren Restmonomergehalt im ausgehärteten Füllungsmaterial erreicht wird. Darüber hinaus kann mithilfe von unterschiedlich eingefärbten Kompositmassen eine der natürlichen Zahnhartsubstanz entsprechende, optimale Farbgestaltung der Kompositrestauration erzielt werden (*Janda* 1988c).

Jedoch werden die Vorteile der Inkrementtechnik in der Literatur auch in Frage gestellt. *Versluis et al.* (1996) kommen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass die Mehrschichttechnik zu einer gesteigerten Höckerdeformation führt und größere Zugspannungen auf die Höcker und das Füllungsmaterial einwirken. Weiterhin sind *Hellwig et al.* (1991) davon überzeugt, dass die Adhäsion zwischen den einzelnen Inkrementen durch den Kontakt des Komposits mit dem Luftsauerstoff herabgesetzt wird und es zur Trennlinienbildung zwischen den einzelnen Schichten kommt.

1.1.6.2 Soft-Start Photopolymerisation

Die Soft-Start Polymerisation beschreibt ein Verfahren, bei dem die Polymerisationslampe primär eine geringe Lichtintensität emittiert. Im Verlauf

der Belichtungsphase wird die Emission entweder stetig gesteigert oder einmalig auf die Ausgangsleistung der Polymerisationslampe angehoben. Aufgrund der initial reduzierten Lichtleistung wird eine geringere Anzahl Startradikale gebildet und die primäre Konversionsrate wird vermindert. Dies führt zu einer Modulation der Polymerisationskinetik. Der Gel-Punkt der Polymerisationsreaktion wird möglichst lange verzögert und dadurch später erreicht (*Hofmann et al.* 2003a). In der verlängerten Prä-Gel Phase ist es möglich, dass das Material von den ungebundenen Oberflächen der Kompositrestauration nachfließen kann. Dadurch reduzieren sich die während des Polymerisationsverlaufs auftretenden Spannungen innerhalb der Kompositfüllung. In der wissenschaftlichen Literatur ist publiziert, dass mithilfe der Soft-Start Technik eine optimierte Füllungsrandqualität, eine mit der kontinuierlichen Photopolymerisation vergleichbare Konversionsrate, eine gesteigerte Biegefestigkeit und ein erhöhter E-Modul erzielt werden (*Cunha et al.* 2006, *Mehl et al.* 1997a, *Nalçaci et al.* 2005, *Soh et al.* 2004). Allerdings kommen mehrere In-vitro- und In-vivo-Studien zu widersprüchlichen Ergebnissen und stellen deshalb die Vorteile der Soft-Start Polymerisation in Frage (*Fleming et al.* 2007a, *Hasegawa et al.* 2001, *Oberländer et al.* 1999, *Price et al.* 2000, *Sahafi et al.* 2001, *Visvanathan et al.* 2007).

1.1.6.3 Schrumpfungsreduzierte Komposite

In Forschung und Entwicklung werden unterschiedliche Wege beschritten, um schrumpfungsreduzierte Komposite herzustellen.

Eine Möglichkeit besteht darin, auf bewährte Matrixstrukturen zurückzugreifen und diese zu modifizieren. Die meisten Komposite verwenden als makromolekulares Basismonomer Bis-GMA. Das chemische Molekül zeichnet sich durch eine geringe Schrumpfung und eine hohe Viskosität aus. Um diese zu reduzieren und eine bessere Verarbeitbarkeit zu gewährleisten, ist die Beimischung von Co-Monomeren erforderlich (*Labella et al.* 1998). Hierfür werden üblicherweise die kurzkettigen Moleküle EGDMA und TEGDMA

verwendet, die eine niedrige Viskosität aufweisen (Lovell *et al.* 1999). Sie sind aber auch für einen hohen Anteil der Polymerisationsschrumpfung verantwortlich. Durch den Ersatz dieser Monomere mit neu synthetisierten Molekülen auf Basis von Monomethacrylaten kann die Schrumpfung minimiert werden. Ein Beispiel für ein solches neues Co-Monomer ist THFMA (Tetra-Hydro-Furfuryl-Methacrylat). Es erreicht geringere Schrumpfungswerte, eine größere Konversionsrate und ermöglicht einen höheren Füllkörpergehalt in der organischen Matrix (Labella *et al.* 1998).

Ein weiterer Lösungsansatz beruht auf dem Prinzip, das Füllkörpervolumen in der dispersen Phase zu erhöhen. Dies kann entweder durch den Einsatz von zermahlenden organischen Vorpolymerisaten oder von Nanofüllerpartikeln (Chen *et al.* 2006, Garoushi *et al.* 2008) erreicht werden. Letztere befinden sich frei in der Matrix ohne zu agglomerieren und haben eine Größe von ca. 20 nm. Durch die Integration dieser feinstkörnigen Siliziumdioxid-Füllkörper in die organische Phase kann der Füllstoffgehalt eines Hybridkomposits erhöht werden. Das in dieser Arbeit verwendete Restaurationsmaterial Grandio® der Firma VOCO ist ein solches hochgefülltes Nano hybridkomposit. Der Hersteller gibt für dieses Komposit einen Füllkörperanteil von 87 Gew.-% an (VOCO 2006). Das Material enthält neben konventionellen Füllkörpern aus fein zermahlener Glaskeramik auch freie, nicht zusammenhängende Nanofüller. Mit dieser Zusammensetzung ist eine optimale Raumaufteilung durch die Füllstoffe gewährleistet. Nanofüllerkomposite besitzen die Vorteile hochgefüllter Komposite. Zu diesen zählen neben einer besseren Polierbarkeit eine erhöhte Bruchfestigkeit, eine gesteigerte Oberflächenhärte und eine optimierte Abrasionsstabilität. Gleichzeitig wird die Polymerisationsschrumpfung im Vergleich zu konventionellen Hybridkompositen deutlich reduziert (Garoushi *et al.* 2008, Mitra *et al.* 2003). Ein Nachteil dieser Komposite ist ihr sehr hoher E-Modul.

Ein alternativer Weg, die Schrumpfung von Kompositmaterialien zu reduzieren, besteht in der vollständigen Neuentwicklung von Monomersystemen, bei denen keine klassische Kompositmatrix auf Methylmetacrylat-Basis verwendet wird, sondern zum Beispiel Siloxane oder Oxirane zum Einsatz kommen (Palin *et al.*

2005b). Diese Moleküle besitzen eine Ringstruktur, die sich im Verlauf der Polymerisationsreaktion öffnet und damit der Schrumpfungsreaktion entgegenwirkt (*Weinmann et al.* 2005). Die Firma 3M ESPE hat mit dem Produkt Filtek™ Silorane ein solches niedrig schrumpfendes Seitenzahnkomposit auf den Markt gebracht. Zu Beginn der Photopolymerisation vergrößert sich durch eine kationische Ringöffnungspolymerisation das Volumen dieses Materials. Dadurch weist Filtek™ Silorane laut Herstellerangaben eine Volumenschrumpfung von unter einem Prozent und gegenüber konventionellen Hybridkompositen eine reduzierte Volumenschrumpfkraft auf. Auch die Biegefestigkeit und der E-Modul sind mit Hybridkompositen vergleichbar (*3M ESPE* 2007). Darüber hinaus wird eine gute Biokompatibilität erzielt. Jedoch ist für eine auf Siloranen basierende Kompositmatrix die Entwicklung neuer Dentinadhäsive erforderlich, weil ein derartiges Ring öffnendes Molekül keine Anbindungsmöglichkeit an die Kohlenwasserstoffchemie konventioneller Bondingsysteme besitzt.

1.2 Testverfahren zur Überprüfung ausgewählter physikalischer Parameter

In der Literatur werden verschiedenartige Testverfahren zur Messung und Bestimmung werkstoffkundlicher Parameter von Kompositen beschrieben. In der vorliegenden Arbeit waren die Biegefestigkeit, der E-Modul, die Polymerisationsschrumpfung und die daraus resultierende Höckerdeformation der getesteten Füllungswerkstoffe von wissenschaftlichem Interesse. Nachfolgend werden daher die wichtigsten unterschiedlichen Messmethoden dargestellt und deren Vor- und Nachteile beschrieben.

1.2.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit eines Füllungswerkstoffs ist ein grundlegender Parameter zur Beschreibung seiner mechanischen Festigkeit (*Rzanny & Welker* 1993,

Masouras et al. 2008). Mithilfe der Norm *EN 24049* (1993) für zahnärztliche Füllungskunststoffe kann die Biegefestigkeit mit dem 3-Punkt-Biegeversuch leicht reproduzierbar ermittelt werden. Dazu werden aus Komposit normierte auspolymerisierte Biegestäbchen hergestellt und 24 Stunden lang in 37°C warmem Wasser gelagert. Anschließend werden die Prüfkörper über eine 3-Punkt-Biegebelastung kontinuierlich immer stärker beansprucht, bis es zum Bruch des Prüfkörpers kommt. Während der Versuchsdurchführung werden die aufgewendete Kraft der Druckfinne und der dabei zurückgelegte Weg des Belastungsstempels aufgezeichnet. Aus den gewonnenen Daten lässt sich die Biegefestigkeit σ in MPa nach folgender Gleichung berechnen:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

mit:

- F maximale auf das Biegestäbchen ausgeübte Kraft in N
- l Abstand zwischen den Auflagern in mm
- b Breite des Biegestäbchens in mm
- h Höhe des Biegestäbchens in mm

Der 3-Punkt-Biegeversuch ist eine kombinierte Zug- und Druckprüfung. Auf der Oberseite des Biegestäbchens tritt eine Druck- und an der Unterseite eine Zugspannung auf. In der Mitte der Probe ist keine Spannung vorhanden. Diese Eigenschaften sind gut mit der klinischen Situation vergleichbar, weil unter physiologischer Kaubelastung in der Kompositrestauration sowohl Zug- als auch Druckkräfte auftreten. Zahlreiche Studien wurden mithilfe der 3-Punkt-Biegeprüfung erfolgreich durchgeführt (*Beun et al. 2007, Cacciafesta et al. 2007, Floyd & Dickens 2006, Ge et al. 2005, Ikejima et al. 2003, Irie et al. 2006, Janda et al. 2006, Kim et al. 2002, Moszner et al. 2008, Plotino et al. 2007, Rodrigues et al. 2007*). Die Vorteile dieser Messmethode sind die leichte und materialsparende Fertigung der Probekörper sowie die einfache Versuchsdurchführung. Ein Nachteil liegt im Herstellungsprozess der

Biegestäbchen begründet. Dabei können sich im Inneren der Kompositproben Mikroporositäten und kleine luftgefüllte Hohlräume bilden. Auch besteht die Möglichkeit, dass an den Rändern der Prüfkörper minimale Materialaussprengungen entstehen. Diese Volumen- und Oberflächendefekte führen zu einer Reduktion der Stabilität des Prüfkörpers und damit zu einer Verringerung der Biegefestigkeit (*Ritter 1995*).

Alternativ zur 3-Punkt-Biegeprüfung wird in der Literatur auch der 4-Punkt-Biegeversuch beschrieben (*Lohbauer et al. 2008, Ritter 1995*). Für diese Prüfmethode werden die gleichen oben erwähnten Biegestäbchen verwendet. Die Kraft wird jedoch über zwei Zylinder auf der Oberfläche der Probekörper appliziert. Dadurch ist der Prüfkörperbereich, in dem die Zugspannung entsteht, im Vergleich zur 3-Punkt-Biegeprüfung vergrößert. Infolgedessen kommen mehr Mikroporositäten im Testmaterial zum Tragen, die für den Bruch der Probe verantwortlich sind. Deshalb werden mit der 4-Punkt-Biegeprüfung niedrigere Biegefestigkeitswerte gemessen als mit dem 3-Punkt-Biegeversuch (*Rodrigues et al. 2008, Rzanny & Welker 1993*). Darüber hinaus ist der Versuchsaufbau entsprechend aufwändiger. Dadurch sind mehr Fehlerquellen möglich. Aus diesen Gründen wurde in der vorliegenden Arbeit auf eine 4-Punkt-Biegeprüfung verzichtet.

1.2.2 Elastizitätsmodul

Der E-Modul ist eine Materialkonstante und beschreibt das Verhältnis von Spannung zu Dehnung bei Belastung. Je größer der E-Modul ist, desto weniger verformt sich der Werkstoff, wenn eine flächenbezogene Kraft auftritt. In der Literatur werden dynamische (*Braem et al. 1986, Beun et al. 2007, Labella et al. 1999, Nakayama et al. 1974*) und statische Prüfmethode (*Beun et al. 2007, de Jager et al. 2004, Draughn 1981, Feilzer et al. 1990, Ikejima et al. 2003, Kim et al. 2002*) zur Ermittlung des E-Moduls beschrieben.

Suansuwan & Swain gebrauchten 2001 in ihrer Arbeit die Impuls-Excitation-Methode zur dynamischen E-Modul-Messung. Dabei wird ein Prüfkörper

definierter Größe durch Impulsanregung in Schwingungen versetzt. Aus den gemessenen Frequenzen der verschiedenen auftretenden Eigenschwingungen lässt sich unter anderem der E-Modul berechnen. Die Autoren bezeichnen als Vorteil dieses Verfahrens die einfache und schnelle Durchführung. Darüber hinaus können mehrere Wiederholungsmessungen mit dem gleichen Prüfkörper durchgeführt werden. Auch erlaubt diese Methode die Verwendung einer Vielzahl von unterschiedlichen Materialien mit diversen Geometrien (*Suansuwan & Swain 2001*). Im Vergleich zu der statischen Prüftechnik werden mit dem Impuls-Excitations-Verfahren höhere Werte für den E-Modul gemessen (*Sabbagh et al. 2002*).

Feilzer et al. beschrieben 1990 den Versuchsaufbau einer statischen Prüfmethode in einer Universalprüfmaschine, um den E-Modul verschiedener Füllungskunststoffe zu ermitteln. Die Versuchsanordnung besteht aus zwei identischen parallel übereinander befindlichen Stahlplättchen von 10 mm Durchmesser. Zwischen diesen beiden Scheibchen wird das Komposit mit einer definierten Menge eingefügt. Ein Silanhaftvermittler sorgt für eine feste Verbindung zwischen den Oberflächen der Metallträger und dem zu untersuchenden Restaurationsmaterial. Eines der beiden Plättchen wird mit einer Kraftmessdose, das andere mit einem auf der unteren Traverse befestigten Spannungsmesser verbunden. Der tiefer gelegene Maschinenquerträger führt mit einer Geschwindigkeit von 0,05 mm/min periodische Auf- und Abwärtsbewegungen aus. Der E-Modul kann aus den an der oberen und unteren Traversenposition aufgezeichneten Spannungswerten berechnet werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde der E-Modul in GPa mithilfe des im Abschnitt 1.2.1 beschriebenen 3-Punkt-Biegeversuchs nach der Norm *EN 24049* (1993) berechnet. Hierfür wurde folgende Gleichung verwendet:

$$E = \frac{F_1 \times l^3}{4bh^3d}$$

mit:

F_1	Kraft in Newton an einem ausgewählten Punkt auf dem geradlinigen Teil des Kraft-Weg-Diagramms
d	Durchbiegung in Millimeter bei der Kraft F_1
l, b und h	wie in 1.2.1 definiert

Die Durchbiegung entsprach der Steigung eines Kraft-Weg-Diagramms, das von einem Computer aufgezeichnet wurde.

Zahlreiche Autoren verwendeten dieses Verfahren erfolgreich, um den E-Modul zu ermitteln (*Beun et al. 2007, Choi et al. 2000, Irie et al. 2006, Kim et al. 2002, Mehl et al. 1997a*).

1.2.3 Polymerisationsschrumpfung

Zur Bestimmung der polymerisationsbedingten Schrumpfung existieren verschiedenartige Messmethoden. Es werden physikalische, optische und elektronische Testverfahren unterschieden. Das mit Wasser oder Quecksilber gefüllte Dilatometer zählt zu den physikalischen Prüfmethode. Die Videovermessung oder das Laser-Scan-Mikrometer bieten Möglichkeiten die Polymerisationsschrumpfung mithilfe der Optik zu ermitteln. Mit dem Linometer oder der Deflecting Disk Technique kann auf elektronischem Wege die durch die Polymerisation bedingte Schrumpfung gemessen werden.

1.2.3.1 Quecksilberdilatometer

Die Dilatometrie ist eine analytische Methode zur volumetrischen Messung der Schrumpfung oder Dehnung eines Festkörpers. Zahlreiche Autoren verwenden ein Quecksilberdilatometer, um die polymerisationsbedingte Volumenschrumpfung zu bestimmen (*de Gee et al. 1981, Bausch et al. 1982, Braga & Ferracane 2002, Dennison & Craig 1972, Feilzer et al. 1988, Feilzer et al. 1990, Floyd & Dickens 2006*). Der Versuchsaufbau besteht aus drei miteinander

verbundenen Glasröhrchen, die mit Quecksilber gefüllt sind. Die komplette Versuchsanordnung befindet sich in einem 23°C warmen Wasserbad. In das erste Röhrchen, das einen erweiterten Hals besitzt, wird die zu erforschende Kompositprobe eingebracht. Der Prüfkörper ist dadurch vollkommen von Quecksilber umflossen. Mit dem zweiten Röhrchen kann eine Kalibrierung vorgenommen werden. Das dritte Röhrchen dient der eigentlichen Messung. Durch die Belichtung mit einer Polymerisationslampe wird die Kompositprobe ausgehärtet und es kommt zu einer Volumenschrumpfung des Probekörpers. Die Dimensionsänderung wird direkt auf die Quecksilbersäule des dritten Glasröhrchens übertragen. Ein kontaktloser Wegaufnehmer registriert ununterbrochen die Pegelausschläge. Die Polymerisationsschrumpfung wird am Ende der Versuchsdurchführung mithilfe folgender Formel berechnet:

$$S_{Vol} [\%] = 100 \times \frac{\Delta V_t}{(\Delta V_9 + V)}$$

mit:

S_{Vol} Volumenschrumpfung in %

ΔV_t Volumenschrumpfung nach t min

ΔV_9 Volumenschrumpfung nach 9 min

V Volumen des fertig polymerisierten Prüfkörpers pyknometrisch bestimmt

De Gee et al. kamen in ihrer Arbeit 1981 zu dem Schluss, dass die Quecksilberdilatometrie zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung als eine sichere und zufriedenstellende Technik bezeichnet werden kann. Dagegen sind *Watts & Cash* der Ansicht, dass aufgrund der fehlenden Lichtdurchlässigkeit des verwendeten Quecksilbers das Dilatometer als Messmethode für lichthärtende Komposite nicht geeignet ist (*Watts & Cash* 1991). Zudem ist der Versuchsaufbau sehr anfällig für Schwankungen der Umgebungstemperatur. Darüber hinaus ist Quecksilber ein giftiges Schwermetall, das bereits bei Zimmertemperatur verdunstet. Daher ist es aus gesundheitlichen Gründen

wünschenswert, auf dieses Messmedium zu verzichten. Trotz der aufgeführten Nachteile wurde die Quecksilberdilatometrie weiterentwickelt und kam in einigen Studien erneut zur Anwendung (*Eick et al.* 2007, *Gonçalves et al.* 2008, *Kleverlaan & Feilzer* 2005, *Richards & Antonucci* 2007, *Skrtic et al.* 2003).

1.2.3.2 Wassergefüllter Dilatometer

Bandyopadhyay benutzte 1982 ein Dilatometer, das anstelle des giftigen Quecksilbers mit destilliertem Wasser als Messmedium gefüllt war. Der Volumenverlust der auspolymerisierten Kompositprobe wird durch das Absinken des Wasserpegels in einem Kapillarröhrchen gemessen. Aus der Differenz des ursprünglichen Pegels vor Beginn und des Pegelstandes nach Ende der Polymerisation kann die Volumenschrumpfung entsprechend folgender Formel bestimmt werden:

$$\Delta V = \left(\frac{\pi}{4} \right) \times \Delta h \times d^2$$

mit:

ΔV Volumenschrumpfung in cm^3

Δh Pegelunterschied in mm

d Innendurchmesser des Kapillarröhrchens (= 0,5 mm)

Die prozentuale Volumenschrumpfung wird wie folgt errechnet:

$$S_{Vol} [\%] = 100 \times \frac{\Delta V}{V}$$

mit:

S_{Vol} Volumenschrumpfung in %

ΔV Volumenschrumpfung in cm^3

V Prüfkörpervolumen vor der Polymerisationsschrumpfung (= 0,1909 cm^3)

Die Methode wird in den Arbeiten verschiedener Autoren zur Untersuchung chemisch- und lichthärtender Komposite angewandt und beschrieben (*Hay & Shorthall 1988, Rees & Jacobsen 1989, Suliman et al. 1994*).

Lai & Johnsen stellten 1993 in ihrer Studie fest, dass die gewonnenen Ergebnisse der Polymerisationsschrumpfung in einer Wechselbeziehung zum Füllstoffgehalt der getesteten Komposite stehen und dass sich die Methode vortrefflich zur Ermittlung der Polymerisationsschrumpfung von lichthärtenden Kompositen eignet. Auf das giftige Quecksilber wird verzichtet und es werden keine teuren elektronischen Messgeräte benötigt (*Rees & Jacobsen 1989*). Zu den Nachteilen der beschriebenen Methode zählen der hohe zeitliche Aufwand für die Anpassung des Prüfkörpers an die Umgebungstemperatur des Wassers sowie der negative Einfluss von geringsten Temperaturschwankungen ($\pm 0,1^{\circ}\text{C}$) auf das Messergebnis.

1.2.3.3 Videovermessung

Labella et al. benutzten 1999 zum ersten Mal den Prototyp einer speziellen digitalen Videokamera, um die Volumenschrumpfung einer Kompositprobe zu bestimmen. Das Gerät trägt die Bezeichnung AcuVol™ und wurde in weiteren Studien erfolgreich eingesetzt (*Sharp et al. 2003, Sharp et al. 2005, Tiba et al. 2005*). Die Kamera zeichnet digitale Schwarzweißbilder auf und errechnet anhand dieser Aufnahmen das Volumen des Prüfkörpers.

Dazu wird eine Kompositprobe mit einem Volumen von 12 μl auf einen drehbaren Teflonteller aufgetragen. Die Distanz zwischen Objektiv und Teller beträgt 10 cm. In einem Abstand von einem Millimeter über dem zu untersuchenden Füllungswerkstoff befindet sich die Lichtleiterspitze einer Photopolymerisationslampe. Nach der Applikation des Komposits soll eine Ruhephase von drei Minuten eingehalten werden. Danach beginnt mit der Belichtung der Probe die Polymerisation. Die Volumenschrumpfung wird währenddessen 10 Minuten lang kontinuierlich aufgenommen. Mithilfe des drehbaren Teflontellers ist es möglich, sowohl statische als auch dynamische

Aufzeichnungen und Messungen durchzuführen. Die prozentuale Volumenschrumpfung des Prüfkörpers kann am Ende des Versuchsablaufs durch folgenden Ausdruck berechnet werden:

$$S_{Vol} [\%] = 100 \times \frac{(V_1 - V_2)}{V_1}$$

mit:

S_{Vol} Volumenschrumpfung in %

V_1 Ausgangsvolumen vor der Schrumpfung

V_2 Volumen nach 10 min

Im Vergleich zur Dilatometrie bestehen die Vorteile dieser Methode in der einfacheren Durchführung des Prüfverfahrens sowie der schnelleren und unkomplizierteren Untersuchung fließfähiger Komposite. Nachteilig wirkt sich aus, dass in den aufgezeichneten Verläufen der dynamischen Schrumpfkurven ein Korrekturfaktor eingerechnet werden muss, weil der Fremdlichtfilter der Kamera nicht ausreichend ist (*Sharp et al.* 2003).

1.2.3.4 Laser-Scan-Mikrometer

Zum ersten Mal beschrieben im Jahr 1997 *Fano et al.* die Anwendung eines Laser-Scan-Mikrometers, mit dessen Hilfe die lineare Polymerisations-schrumpfung lichthärtender Komposite bestimmt werden kann. Das Messgerät besteht zum einen aus einem Helium-Neon Laser, der die Funktion einer Lichtquelle und eines Senders ausübt, und zum anderen aus einem Photosensor, der als Empfänger fungiert. In dem parallelen Strahlengang zwischen Emissionsquelle und Sensor wird die Materialprobe eingebracht. Daraufhin wird die Abschattung des Prüfkörpers im Messfeld berührungsfrei vermessen. Der Schattenwurf verhält sich dabei proportional zur Größe des zu untersuchenden Objektes. Schrumpft die Kompositprobe durch die

Polymerisation, verkleinert sich im gleichen Verhältnis auch der Schattenwurf auf dem Photosensor. Die Autoren verwendeten einen Laser, der eine Strahlung mit einer Wellenlänge von 632,8 nm (rot) emittiert. Diese liegt damit deutlich außerhalb des Absorptionsspektrums gewöhnlicher Photoinitiatoren (≈ 470 nm). Auf diese Weise verursacht die Strahlungsemission des Lasers keine Photopolymerisation des Komposits. Die prozentuale Volumenschrumpfung der Kompositprobe kann nach folgender Gleichung berechnet werden:

$$S_{vol} [\%] = 100 \times \frac{(L_1 - L_2)}{L_1}$$

mit:

S_{vol} Volumenschrumpfung in %

L_1 Länge vor der Schrumpfung

L_2 Länge nach der Schrumpfung

Zwischen der ersten und zweiten Messung wird der Kompositprüfkörper photopolymerisiert. Die Vorteile dieser Prüftechnik bestehen in der berührungsfreien Messung und der Möglichkeit, die Volumenschrumpfung äußerst kleiner Proben mit einer sehr hohen Genauigkeit ($\pm 1 \mu\text{m}$) zu bestimmen. *Fano et al* (1997) verwendeten hierfür Prüfkörper mit einem Gewicht von 10-20 mg. Ein weiterer Vorzug dieser Methode ist, dass die Versuchsdurchführung und Datenaufzeichnung problemlos ununterbrochen über einen Zeitraum von mehreren Tagen erfolgen kann.

1.2.3.5 Linometer

Eine Methode, auf elektronischem Wege die lineare Polymerisations-schrumpfung zu bestimmen, wurde von *de Gee et al.* (1993) vorgestellt. Die Autoren bezeichnen ihre Messvorrichtung als Linometer. Der Versuchsaufbau

besteht aus einem kontaktlosen Wegaufnehmer, der in einem vertikal aufgestellten Quarzröhrchen eingebaut ist. Über den Sensor wird eine dünne Aluminiumscheibe (Dicke: 0,24 mm, Durchmesser: 12 mm, Gewicht: 75 mg) positioniert und auf das offene Ende des Quarzröhrchens ein Glasobjektträger gelegt. Senkrecht über dem Glasplättchen wird die Lichtleiterspitze einer Photopolymerisationslampe befestigt. Das zu untersuchende Komposit wird zwischen Aluminiumscheibe und Objektträger eingebracht und in der Mitte der beiden Plättchen ausgepresst. Von den Autoren werden Materialproben verwendet, die eine Schichtstärke von 15 mm und einen Durchmesser von 5 mm aufweisen. Während der Belichtung des Komposits durch den Objektträger hindurch vollzieht sich die Photopolymerisation des lighthärtenden Kunststoffs. Dadurch wird die mit dem Komposit verbundene Aluminiumscheibe nach oben in Richtung der Lichtleiterspitze gezogen. Der dabei zurückgelegte Weg wird von dem kontaktlosen Wegaufnehmer kontinuierlich registriert. *De Gee et al.* (1993) gehen davon aus, dass mit diesem Versuchsaufbau die uneingeschränkte lineare Polymerisationsschrumpfung gemessen werden kann. Durch die Isolierung aller mit dem Komposit in Verbindung stehender Oberflächen ist eine radiale Schrumpfung der Materialprobe möglich. Die prozentuale lineare Polymerisationsschrumpfung kann anhand dieser Gleichung berechnet werden:

$$S_{in}[\%] = 100 \times \frac{\Delta L}{(L + \Delta L)}$$

mit:

S_{in} lineare Schrumpfung in %

ΔL Wegstrecke der Kontraktion

L Dicke des Prüfkörpers nach Abschluss der Polymerisation

Es ist möglich, die prozentuale Volumenschrumpfung aus der linearen Schrumpfung wie folgt zu ermitteln:

$$S_{vol} [\%] = 3 \times S_{lin} [\%] - 0,03 \times (S_{lin} [\%])^2 + 0,001 \times (S_{lin} [\%])^3$$

Das von *de Gee et al.* (1993) beschriebene Linometer wurde in weiteren Studien in einer modifizierten Form erfolgreich angewandt (*Lee & Park* 2006, *Park et al.* 1999).

Zu den Vorteilen der dargestellten Prüfmethode zählen *de Gee et al.* (1993) die einfache und schnelle Durchführung, eine relative Unabhängigkeit von Schwankungen der Umgebungstemperatur und die Möglichkeit, dass die Materialproben sogar bei 100-prozentiger Luftfeuchtigkeit getestet werden können. Die Autoren erzielten Ergebnisse für die Polymerisationsschrumpfung, die mit den Messresultaten eines Quecksilberdilatometers übereinstimmten (*de Gee et al.* 1993).

1.2.3.6 Deflecting Disk Technique

Die Schrumpfungsmessung mit der Deflecting Disk Technique beruht auf einem Grundgedanken von *Wilson* (1978). Die Idee wurde von *Bausch et al.* (1982) und *Walls et al.* (1988) aufgegriffen und in ihren Studien umgesetzt. *Watts & Cash* (1991) modifizierten den experimentellen Aufbau. Dieser besteht im Wesentlichen aus einem 1 mm dicken Glasobjektträger, auf den ein 1,5 mm hoher Messingring gelegt wird. Auf die Glasplatte wird in die Mitte des Rings eine definierte Portion Komposit positioniert und mit einem mikroskopischen Deckgläschen abgedeckt. Unter Zuhilfenahme eines weiteren Objektträgers wird das Deckgläschen planparallel auf den Ring gedrückt. Dadurch wird die Kompositprobe zwischen der Glasplatte und dem Deckgläschen ausgepresst und erhält eine einheitliche Höhe von 1,5 mm. Die Tastspitze eines induktiven Wegaufnehmers wird von oben auf das Deckgläschen herabgesenkt. Es folgt die Belichtung der Kompositprobe von der Unterseite des Objektträgers. Durch die Polymerisationsschrumpfung kontrahiert sich das Komposit und lenkt das Deckgläschen in Richtung der Lichtquelle aus. Der zeitliche Verlauf und die Wegstrecke (ΔL), die das Deckgläschen während des Schrumpfungsprozesses

zurücklegt, werden mit einem Computer aufgezeichnet. Dieser berechnet die lineare Schrumpfung nach folgender Gleichung:

$$S_{lin}[\%] = 100 \times \frac{\Delta L}{L_0}$$

mit:

- S_{lin} lineare Schrumpfung in %
- ΔL Wegstrecke der Kontraktion in μm
- L_0 Ausgangshöhe (1500 μm)

Watts & Cash (1991) gehen davon aus, dass die proportionale Volumenschrumpfung näherungsweise der proportionalen linearen Schrumpfung entspricht:

$$\frac{\Delta L}{L_0} \approx \frac{\Delta V}{V_0}$$

Die Deflecting Disk Technique wurde in zahlreichen Studien erfolgreich angewandt (*Asmussen & Peutzfeldt* 2005, *Atai & Watts* 2006, *Garoushi et al.* 2008, *Lee et al.* 2006, *Watts & Marouf* 2000).

Ein Vorzug dieser Messtechnik ist die kontinuierliche Aufzeichnung der Schrumpfungsdaten über einen längeren Zeitraum hinweg. Dadurch ist es möglich, neben der Bestimmung der absoluten Endwerte der Kontraktion, den zeitlichen Verlauf der Polymerisationsschrumpfung darzustellen und zu erläutern. Der Vorteil des von *Hofmann et al.* (2002) verwendeten modifizierten experimentellen Aufbaus ist die Registrierung der Temperaturänderungen in der Kompositprobe während der Polymerisationsreaktion.

1.2.4 Höckerdeformation

Durch die Polymerisationsschrumpfung chemisch- und lichthärtender Komposite kommt es in den restaurierten Zähnen zum Auftreten von Spannungen und zu einer Veränderung des interkuspidalen Abstandes (*Jantarat et al.* 2001). Um die Höckerdeformation zu messen, werden in der Literatur verschiedene Verfahrenstechniken dokumentiert. *Ausiello et al.* benutzten 2001 ein dreidimensionales Finite-Element-Model, um die Höckerauslenkung zu bestimmen. *Versluis et al.* verwendeten 2004 die digitale Profilometrie, um die Höckerdeformation durch die polymerisationsbedingte Schrumpfung zu analysieren. Ausgehend von einem Finite-Element-Model eines Molaren verglichen sie die digitalisierten okklusalen Oberflächen vor und nach der restaurativen Wiederherstellung. *Causton et al.* (1985) benutzten eine mechanische Messuhr, um die Höckerdeformation zu ermitteln. *Suliman et al.* (1993) untersuchten in vitro die Höckerauslenkung mit einem Mikroskop, das mit einem Mikrometer ausgestattet war. Andere Autoren versuchten mithilfe von Spannungsmessern, die innerhalb der sich verbiegenden Höcker auftretenden Spannungen zu bestimmen (*Morin et al.* 1988, *Reeh et al.* 1989, *Sakaguchi et al.* 1991). Ein Vorteil dieser Methode liegt in der einfachen experimentellen Handhabung (*Jantarat et al.* 2001). Eine weitere Technik, die distanziellen Veränderungen der sich gegenüberliegenden Höcker zu bestimmen, besteht in der Anwendung von induktiven Wegaufnehmern (*González-López et al.* 2007, *Haller et al.* 1990, *Hofmann et al.* 1998, *Jantarat et al.* 2001, *Palin et al.* 2005b, *Panitvisai & Messer* 1995). Dabei wird das Signal des Wegaufnehmers an einen Differenzverstärker weitergeleitet und von einem Computer aufgezeichnet. Nach *Jantarat et al.* (2001) ist für diese sehr präzise Prüfmethode eine genaue dreidimensionale Justierung des Testzahnes gegenüber den Wegaufnehmern notwendig, weil es sonst zu einer Verfälschung des Messergebnisses kommt.

1.3 Problemstellung

Zielsetzung der vorliegenden Arbeit ist es, den Einfluss des E-Moduls auf die Höckerdeformation während der Lichtpolymerisation zu untersuchen. Es wurden Komposite verwendet, die ähnliche Schrumpfungswerte, aber unterschiedliche E-Module aufweisen. Es soll die Hypothese überprüft werden, dass Komposite mit ähnlichen Schrumpfungswerten und höheren E-Modulen eine größere Höckerdeformation während der Aushärtungsphase verursachen als Komposite mit kleineren E-Modulen. Die Firma VOCO stellte ein handelsübliches Komposit (großer E-Modul), ein experimentelles Ormocer (ähnliche Schrumpfung, niedriger E-Modul), sowie drei abgestufte Mischungen der beiden Materialien zur Verfügung. Die E-Module dieser Restaurationsmaterialien wurden im 3-Punkt-Biegeversuch ermittelt und die Schrumpfungswerte sowie die Schrumpfungskinetik mithilfe der von *Watts & Cash* (1991) beschriebenen Deflecting Disk Technique bestimmt. Anschließend wurden an extrahierten Molaren MOD-Füllungen gelegt. So konnte in einem modifizierten Versuchsaufbau nach *Haller et al.* (1990) die Höckerauslenkung mithilfe von induktiven Wegaufnehmern gemessen werden.

2 Material und Methoden

2.1 Verwendete Komposite

Für diese Arbeit wurden fünf verschiedene Komposite untersucht. Grandio® (100Grand) ist ein lichthärtendes, hochvisköses, universelles Nano-Hybrid-Füllungsmaterial. Die Monomermatrix ist auf Basis von Dimethacrylaten aufgebaut. Im Gegensatz dazu ist die Matrix des experimentellen Ormocers (000Grand) aus anorganischen-organischen Copolymeren zusammengesetzt. Das Ormocer ist ebenfalls lichthärtend, hochviskös und besitzt Nanohybridfüller. Grandio® und experimentelles Ormocer wurden im Verhältnis 75% / 25% (075Grand), 50% / 50% (050Grand) und 25% / 75% (025Grand) miteinander vermischt. Auf diese Weise entstand eine abgestufte Reihe von Kompositen mit ähnlicher Polymerisationsschrumpfung, aber unterschiedlichem E-Modul. Hersteller, Farbe, Chargen, Füllergehalt und Schrumpfung der verwendeten Füllungsmaterialien sind in Tabelle 2 aufgelistet.

Tabelle 2: verwendete Komposite

Name des Komposits:	100Grand = Grandio®	075Grand	050Grand	025Grand	000Grand = reines experimentelles Ormocer
Hersteller:	VOCO	VOCO	VOCO	VOCO	VOCO
Farbe:	I = incisal	-	-	-	ungefärbt
Charge:	#531083	V30892 – A	V30892 – B	V30892 – C	V29966
Art der Füllkörper:	Nanofüller, gemahlene Glaskeramik	Nanofüller, gemahlene Glaskeramik	Nanofüller, gemahlene Glaskeramik	Nanofüller, gemahlene Glaskeramik	Nanofüller, gemahlene Glaskeramik
Füllergehalt: [Gew.-%] ²	87	- ¹	- ¹	- ¹	84
Schrumpfung: [Vol.-%] ²	2	- ¹	- ¹	- ¹	1
Monomermatrix:	Dimeth- acrylate: UDMA ³ , BisGMA ⁴ , TEGDMA ⁵	-	-	-	reines Ormocer
Mischungs- verhältnis: Grandio® [%] zu reinem experimentellem Ormocer [%]	100 / 0	75 / 25	50 / 50	25 / 75	0 / 100

¹keine Herstellerangaben; ²Herstellerangaben; ³Urethandimethacrylat;

⁴Bisphenyl-Glycidyl-Dimethacrylat; ⁵Triethylenglycol-Dimethacrylat

2.2 Bestimmung von Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Das Prüfungsverfahren zur Bestimmung von Biegefestigkeit und E-Modul wurde nach der EN 24049 durchgeführt. Zwei 2 mm hohe Winkелеlemente aus poliertem Edelstahl bildeten eine Schablone für die Biegestäbchen (vgl. Abb. 2). Ein Aluminiumrahmen von 2 mm Höhe positionierte die Winkel zueinander. In der Mitte der Winkel entstand ein Hohlraum von 25 mm Länge, 2 mm Breite und 2 mm Höhe.

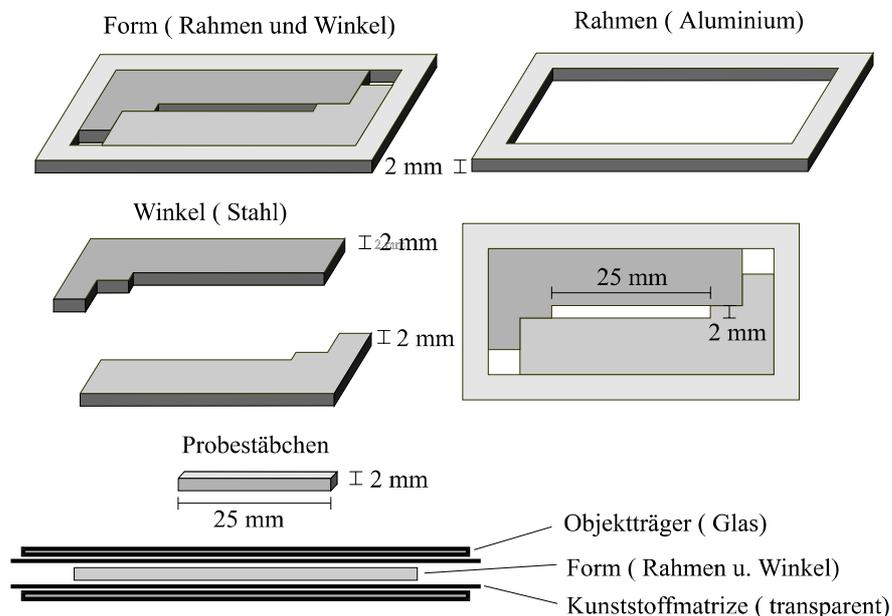


Abb. 2. Metallschablone zur Fertigung der Biegestäbchen (nach Papsthart 2000).

2.2.1 Herstellung der Biegestäbchen

Für den vorliegenden Versuchsteil erfolgte die Fertigung von insgesamt 50 Biegestäbchen. Aus den in Tabelle 2 aufgelisteten Kompositen I-V wurden jeweils zehn Prüfkörper hergestellt. Dazu wurde die in Abschnitt 2.2 beschriebene Schablone auf einen Glasobjektträger (76 × 26 × 1 mm, #1115233, Marienfeld) gelegt. Zwischen Schablone und Glasplättchen befand

sich ein transparenter Kunststoffmatrizenstreifen (ruwa matrix strips, Kemdent). Mit einem Heidemannspatel (PFIHS1, #422444, Hu-Friedy) wurde das Komposit in den Hohlraum eingebracht, bis dieser vollständig aufgefüllt war. Anschließend wurde über die Schablone eine weitere Matrize gelegt und mit einem Objektträger abgedeckt. Zwei Photoklemmen hielten Objektträger, Matrizen und Schablone zusammen. Mit einer Polymerisationslampe (Elipar Freelight 2, 3M ESPE; 1200 mW/cm²) wurden die Proben gehärtet. Dabei wurde der Lichtleiter direkt auf den Objektträger aufgesetzt. Die Belichtung geschah abschnittsweise von der Mitte nach außen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Bestrahlung überlappend mit dem vorherigen Bereich erfolgte. Die Belichtungsdauer jedes Abschnitts betrug 20 s und insgesamt wurde die Materialprobe 100 s belichtet. Anschließend wurde die Schablone für 15 min in 37°C warmes Wasser (Mini-Wasserbad, Juchheim Labortechnik) gelegt. Nach Ablauf einer Viertelstunde erfolgten die Entnahme des Stäbchens aus der Schablone sowie die Glättung überstehender Kanten und Pressfahnen mit einem feinen Schmirgelpapier. Danach lagerte der Kompositprüfkörper in destilliertem Wasser mit einer Temperatur von 37°C.

2.2.2 Versuchsdurchführung

23 Stunden und 50 min nach der Belichtung des Füllungskunststoffes wurde das Biegestäbchen aus dem Wasserbad entnommen. Mit einer Bügelmessschraube (156-101, Mitutoyo) wurde die Höhe und Breite des Probekörpers mit einer Genauigkeit von $\pm 0,002$ mm gemessen. Im Anschluss erfolgte die Überführung der Prüfkörper in die Probenaufnahme für den 3-Punkt-Biegeversuch in die Universalprüfmaschine (1445, Zwick) (vgl. Abb. 3). Die Maschine besitzt eine untere und obere Traverse. Auf der unteren Traverse war eine runde Stahlplatte mit einem Durchmesser von 25 cm und einer Höhe von 3 cm befestigt. Auf dieser Basis befanden sich zwei Stege mit halbrundem Querschnitt. Diese Gegendruckstege hatten einen Durchmesser von 2 mm und waren parallel zueinander im Abstand von 20 mm angeordnet. Ein

Plexiglaszylinder mit 13 cm Höhe und einem Radius von 5 cm umfasste die Stege. Der Zylinder wurde mit destilliertem Wasser gefüllt, das unter Verwendung einer Heizspirale aus Kupferrohr und eines externen Wasserbades (C 10, Thermo Haake) auf 37°C temperiert wurde. An der oberen Traverse der Universalprüfmaschine war ein dritter Steg mit halbrundem Querschnitt über eine Kraftmessdose verankert. Dieser Steg war parallel und mittig zu den zwei Stegen der unteren Traverse ausgerichtet. Während der Versuchsdurchführung konnte die untere Traverse zur oberen Traverse hin angehoben werden.

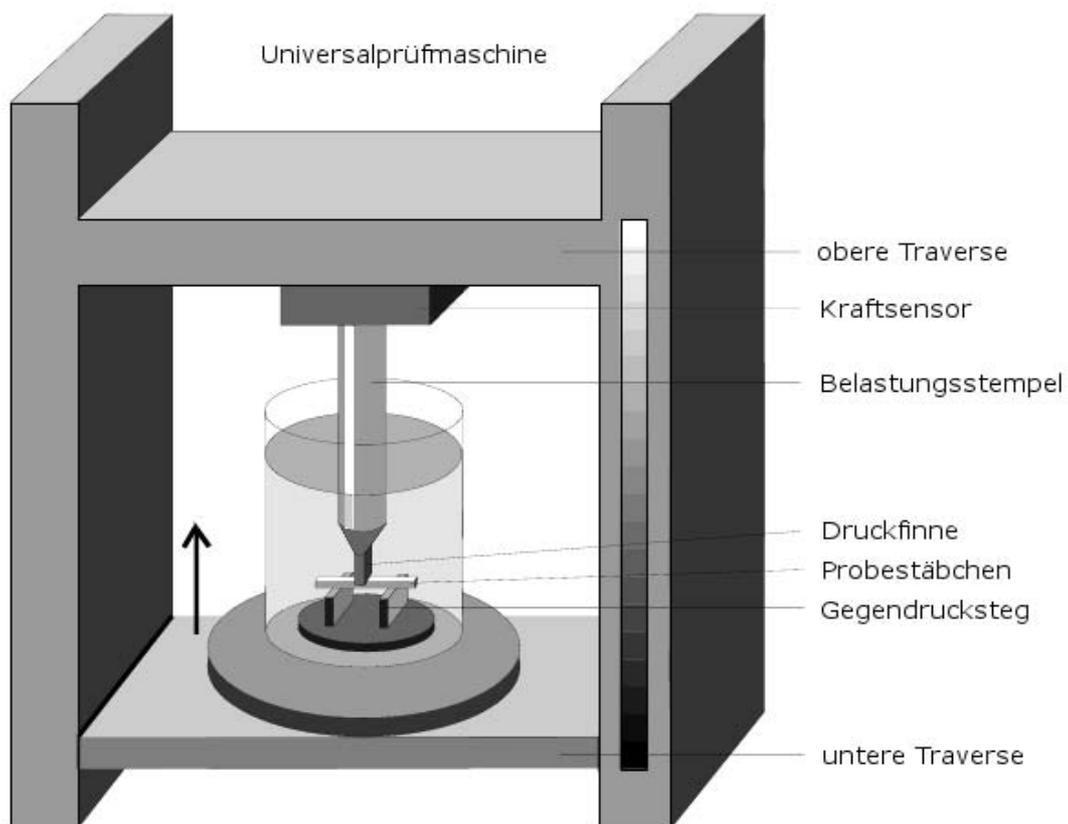


Abb. 3. Schematische Zeichnung des Versuchsaufbaus in der Materialprüfmaschine (nach *Papsthart* 2000).

Mindestens zehn Minuten vor der Materialprüfung wurde der Probekörper in das Wasserbad der Versuchsanordnung überführt und quer auf die Gegendruckstege positioniert. Die der Polymerisationslampe zugewandte Seite

des Biegestäbchens zeigte dabei nach oben. Der Prüfkörper wurde 10 Minuten nach Einlegen in den Versuchsaufbau, und somit 24 Stunden nach der Lichtpolymerisation, mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 0,75 mm/min bis zum Versagen belastet. Ein Computer zeichnete den zeitlichen Verlauf und die auf das Biegestäbchen einwirkende Kraft während der Versuchsdurchführung kontinuierlich auf. Die Daten wurden als ASCII-Datei auf einer Diskette gespeichert. Ein Drucker erstellte von jedem Versuch ein Kraft-Weg-Diagramm. Aus diesem Diagramm konnte die maximal ausgeübte Kraft abgelesen werden.

2.2.3 Berechnung und Auswertung der Ergebnisse

2.2.3.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit σ in Megapascal wird nach folgender Gleichung (EN 24049, 1993) berechnet:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

mit:

F maximale auf das Biegestäbchen ausgeübte Kraft in N

l Abstand zwischen den Auflagern in mm

b Breite des Biegestäbchens in mm

h Höhe des Biegestäbchens in mm

Alle Messdaten wurden in ein Computerprogramm (*Microsoft Excel*, Microsoft) eingefügt. Die Biegefestigkeitswerte für alle Prüfkörper wurden berechnet.

2.2.3.2 Elastizitätsmodul

Der E-Modul E in Megapascal wird nach folgender Gleichung (EN 24049, 1993) berechnet:

$$E = \frac{F_1 \times l^3}{4bh^3d}$$

mit:

F_1 Kraft in Newton an einem ausgewählten Punkt auf dem geradlinigen Teil des Kraft-Weg-Diagramms

d Durchbiegung in Millimeter bei der Kraft F_1

l , b und h wie in 2.2.3.1 definiert

Zur Ermittlung der Durchbiegung erfolgte die Übertragung der Messdaten in eine Computersoftware (*Origin*, Microcal Software Inc.). Ein Kraft-Zeit-Diagramm wurde erstellt und in ein Kraft-Weg-Diagramm umgerechnet. Das Computerprogramm bestimmte die Steigung im linearen Anteil des Kraft-Weg-Diagramms. Dabei entspricht die Steigung dem Quotienten aus der Kraft F_1 und der Durchbiegung d . Der auf diese Weise ermittelte Wert für die Durchbiegung wurde dem Datensatz des Prüfkörpers in Microsoft Excel hinzugefügt und der E-Modul berechnet.

2.3 Deflecting Disk Technique

Mit der Deflecting Disk Technique können die Polymerisationsschrumpfung, die Schrumpfungskinetik und die maximale Schrumpfungsrates verschiedener Kompositproben gemessen und berechnet werden. Dazu wird die Durchbiegung eines flexiblen Deckgläschens auf dem Kompositprüfkörper während und nach der Photopolymerisation im zeitlichen Verlauf aufgezeichnet.

2.3.1 Herstellung des Prüfkörpers

2.3.1.1 Portionierung des Komposits

Um sicherzustellen, dass jede Probe die gleiche Größe und das gleiche Volumen besaß, wurde ein eigens konstruierter Kompositportionierer verwendet. Diese Apparatur bestand aus einem runden Kunststoffkolben (\varnothing ca. 6 mm), der in einem Plastikgehäuse eingebaut war und plan mit der Oberfläche abschloss. Durch die manuelle Rotation an einer Aluminiumhandschraube konnte der Kolben ca. 2,35 mm in die Tiefe versenkt werden. Mit einem Heidemannspatel (PFIHS1, #422444, Hu-Friedy) wurde in die entstandene Mulde (\varnothing 6 mm, Tiefe 2,3 mm) auf 37°C temperiertes Komposit eingebracht, bis der Hohlraum vollständig ausgefüllt war. Durch die entgegengesetzte Rotation an der Handschraube wurde anschließend der Kolben wieder in die Höhe gefahren, bis er seine ursprüngliche Ausgangsstellung an der Oberfläche des Kunststoffgehäuses erreicht hatte. Die Probe war fertig portioniert und konnte entnommen werden. Auf diese Weise entstanden einheitliche Portionen aus Komposit mit einem Volumen von ca. 65 mm³.

2.3.1.2 Übertragen des Komposits auf einen Objektträger

Ein Objektträger (76 × 26 × 1 mm, #1115233, Marienfeld) wurde mit 73-prozentigem Ethanol gesäubert. Es erfolgte das Auftragen eines Silanhaftvermittlers (Monobond S, Vivadent) auf das Glasplättchen mit einem Wattestäbchen. Ein Messdraht (NiCr – Ni, #32.230.283, Chempur) diente zur Temperaturregistrierung in der Kompositprobe. Er war mit einer Isolierung ummantelt und bestand aus zwei getrennten Einzeldrähten. 2 mm von seinem Ende entfernt wurde ein 12 mm langer Abschnitt markiert und mit einem Skalpell abisoliert. Anschließend wurden die beiden Einzeldrähte achtmal miteinander verdrillt. Darauf erfolgte das Einfädeln des auf diese Weise präparierten Messdrahtes in einen Messingring. Der Ring hatte einen

rechteckigen Querschnitt, eine Höhe von 1,5 mm und einen Innendurchmesser von 15 mm. An zwei sich gegenüberliegenden Stellen war der Ring durchbohrt. Durch die Bohrlöcher wurde der Messdraht geführt, bis sich der abisolierte Anteil des Drahtes in der Mitte des Ringes befand. Es erfolgte die Übertragung der Kompositprobe auf den Objektträger und die Positionierung des Messingringes auf der Glasplatte. Dabei befand sich der abisolierte Draht des Legierungsrings in der Mitte der Probe. Um den Messingring in seiner Position zu fixieren, wurde auf den Objektträger eine Schablone aus Messingblech gesetzt. Der auf diese Weise präparierte Objektträger wurde in einen Wärmeschrank überführt und auf einen Aluminiumträger positioniert.

2.3.2 Apparatur zur Messung der Schrumpfungskinetik

2.3.2.1 Das Messstativ

Das Messstativ befand sich in einem auf 37°C temperierten Wärmeschrank (Typ KB 600, Heræus).

Die Messapparatur bestand aus einer Aluminiumgrundplatte (26,5 × 17 × 2 cm), auf der senkrecht eine quadratische Eisenstange (2 × 2 × 42 cm) montiert war. An dieser waren zwei Träger fixiert. Vier Inbusschrauben befestigten in 18 cm Höhe an dem Eisenstab einen ersten Aluminiumträger (9,7 × 4 × 4 cm). Dieser besaß zur Aufnahme der präparierten Glasplättchen eine gefräste Aussparung von 25 mm Länge, 32 mm Breite und 2 mm Tiefe. Mit einem Federbügel konnten die Objektträger in der Vertiefung arretiert werden. Darüber befand sich ein zweiter, in der Höhe verstellbarer Träger (9 × 4 × 4 cm). An diesem war ein induktiver Wegaufnehmer der Baureihe W1T3 (HBM) befestigt.

2.3.2.2 Einbau der Polymerisationslampe

Die Lichthärtung der Kompositprobe erfolgte von unten durch den Objektträger hindurch. Unter der Kompositprobe war im Aluminiumträger ein Bohrloch von

16 mm Durchmesser vorhanden. Durch diese Öffnung wurde die mit einem Kunststoffring ummantelte Lichtleiterspitze der Photopolymerisationslampe (Elipar Freelight 2, 3M ESPE; 1200 mW/cm^2) geführt, bis die Lichtaustrittsöffnung plan parallel mit der Oberfläche des Aluminiumträgers abschloss. Das Ende des Lichtleiters hatte durch die Kunststoffummantelung im Bohrloch eine Klemmpassung und konnte mit zwei Schrauben fixiert werden.

2.3.2.3 Induktiver Wegaufnehmer und Differenzverstärker

Auf die Kompositprobe wurde ein Deckgläschen ($21 \times 26 \times 0,14 \text{ mm}$, Knittel) gelegt und mit einer Glasplatte auf den Messring gedrückt. Dadurch hatte jede Kompositprobe eine Dicke von 1,5 mm. Ein induktiver Wegaufnehmer (W1T3, HBM) war am Stativ befestigt und wurde senkrecht über der Probenmitte positioniert. Die Tastspitze berührte das Deckgläschen (vgl. Abb. 4). An der Halterung für den Wegaufnehmer war ein Photowiderstand angebracht. Der Wegaufnehmer und der Photosensor waren über einen Messverstärker (Spider 8, HBM) mit einem Computer verbunden, der die registrierten Werte für die Durchbiegung des Deckgläschens, den Temperaturverlauf der Kompositprobe und die Belichtung des Prüfkörpers aufzeichnete und auf der Festplatte zur statistischen Auswertung speicherte. Dabei wurden zehn Messwerte pro Sekunde aufgezeichnet.

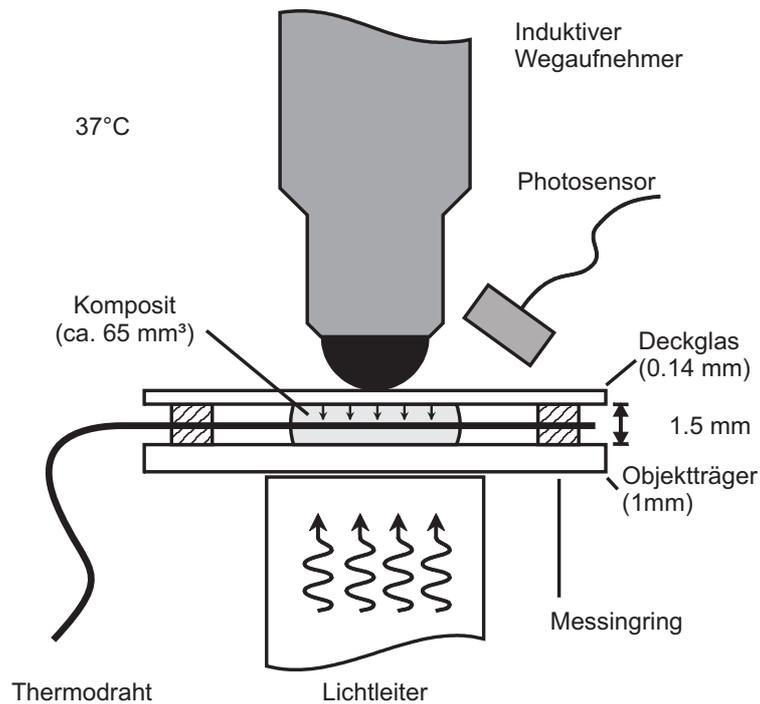


Abb. 4. Schemazeichnung des Versuchsaufbaus nach der Deflecting Disk Technique (Watts & Cash 1991).

2.3.3 Versuchsdurchführung

Aus den in Tabelle 2 aufgelisteten Kompositen I-V wurden, wie in Abschnitt 2.3.1 beschrieben, jeweils sechs Prüfkörper hergestellt und gemessen. Die vorbereiteten Proben wurden auf dem Aluminiumträger im Wärmeschrank fixiert. Nach der Absenkung des Wegaufnehmers auf das Deckgläschen wurde über den Messverstärker die Ausgangshöhe L_0 auf Null Mikrometer eingestellt. Durch den sofortigen Start des Computerprogramms (EASY DAQ Standard V1.0, Decision Computer International Co. Ltd) erfolgte die Aufzeichnung der Daten. Jede Kompositprobe wurde initial 20 s belichtet. Nach einem zeitlichen Abstand von 60 min erfolgte eine erneute Lichtpolymerisation von 20 s. Nach weiteren 5 min erfolgte eine letzte Belichtungsphase von 20 s. Abschließend wurde nach 5 min die Datenaufnahme gestoppt.

2.3.4 Vermessung der gehärteten Proben

Nach Abschluss der Versuchsdurchführung erfolgten die Entnahme der Prüfkörper aus dem Wärmeschrank und die Bestimmung ihrer Polymerisationsschrumpungen. Dafür wurden nach Ende der Polymerisation mit einer Mikrometerschraube (156-101, Mitutoyo) die Höhe des Probenkörpers (Komposit und Objektträger) sowie die Höhe der Glasplatte in der Umgebung des Komposits gemessen und voneinander subtrahiert. Die Messwerte wurden jeweils dreifach ermittelt und der Durchschnittswert gebildet. Die lineare Polymerisationsschrumpung (ΔL in μm) konnte anhand folgender Formel ausgerechnet werden:

$$S_{lin}[\%] = 100 \times \frac{\Delta L}{L_0} = 100 \times \frac{\Delta L}{(L_E + \Delta L)}$$

mit:

S_{lin} lineare Schrumpfung in %

ΔL Wegstrecke der Kontraktion in μm

L_0 Ausgangshöhe (1500 μm)

L_E Höhe des Kompositkörpers nach Ende der Polymerisation in μm

2.4 Messung der Höckerauslenkung während der Polymerisation von Kompositfüllungen

2.4.1 Vorbereitung der Versuchszähne

2.4.1.1 Lagerung, Reinigung und Sortierung der Zähne

Für den vorliegenden Versuchsteil wurden kariesfreie extrahierte Oberkiefermolaren von Zahnärzten gesammelt. Das Wurzelwachstum der Zähne war vollständig abgeschlossen. Die Zähne wurden in einer einprozentigen Chloramin-T-Lösung aufbewahrt und mit einem Scaler mechanisch gereinigt. Es erfolgte die Vermessung der Molaren nach Länge und

Breite und die Einteilung in fünf Gruppen. Jede Gruppe bestand aus sechs Zähnen. Innerhalb einer Gruppe wurden die Molaren nach den Positionen eins bis sechs sortiert. Die Zähne waren von der Länge und Breite an den gleichen Positionen in den unterschiedlichen Gruppen nahezu gleich.

2.4.1.2 Sockeln der Testzähne

Das Sockeln der Testzähne erfolgte mithilfe einer eigens konstruierten Einbetthilfe aus Kunststoff. Die Vorrichtung hatte die Form einer rechtwinkligen Brücke und stand auf einer Glasplatte. Die Einbetthilfe war 94 mm lang, 25 mm breit und 36 mm hoch. Auf der Unterseite der Traverse war in der Breite mittig eine kreisrunde Bohrung von 12 mm Durchmesser und 2 mm Tiefe vorhanden. Mithilfe von blauem Ausblockwachs (Periphery Wax, Surgident[®]) konnten die Zahnkronen der Testmolaren in der kreisrunden Vertiefung fixiert werden. Zur Positionierung von Keramikzylindern (vgl. Abschnitt 2.4.1.3) waren zwei sich gegenüberliegende Rillen mit 6,5 mm Länge, 3 mm Breite und 2 mm Tiefe senkrecht zu der kreisförmigen Aussparung in die Traverse eingefräst. Unter die Kunststoffbrücke wurden in eine Aluminiumschablone Messingringe mit einem Innendurchmesser von 12 mm, einem Außendurchmesser von 14 mm und einer Höhe von 14 mm gestellt. In Länge und Breite passte die Schablone exakt unter die Brücke. Die Wurzeln der an der Einbetthilfe befestigten Molaren hingen in die Messingzylinder. Die Zylinder wurden fast vollständig mit Autopolymerisat (Paladur klar, Heræus Kulzer) gefüllt. Auf diese Weise wurden die Zahnwurzeln mittig bis 2 mm über der Schmelz-Zement-Grenze in die Messingringe eingebettet.

2.4.1.3 Anpolymerisation der Keramikauflageflächen für die induktiven Wegaufnehmer

Als Auflagefläche für die induktiven Wegaufnehmer dienten Zylinder aus Empresskeramik. Diese entstanden beim Pressen von Inlays. Sie hatten einen

Durchmesser von ca. 2 mm und eine Länge von ca. 3 mm. Die Befestigung der Keramikzylinder erfolgte mittig und parallel zur Kaufläche an den Bukkal- u. Palatinalflächen der Molaren. Als Fixierungshilfe für die Empresszylinder dienten die Rillen der in Abschnitt 2.4.1.2 beschriebenen Kunststoffbrücke. Die Materialien, die zur Befestigung der Keramik an den Testzähnen verwendet wurden, sind in Tabelle 3 aufgelistet.

Tabelle 3: Materialien zur Fixierung der Keramikzylinder an den Molaren

	Herstellername	Chargenkennzeichen
Keramikvorbehandlung	Ceramic Ätzel, IPS	D 66105
	Monobond-S, Vivadent	D 61808
Schmelzvorbehandlung	Phosphorsäureätzgel 36%, Demedis	A 0684
	Optibond FL Primer, Kerr	106355
	Optibond FL Adhäsiv, Kerr	108838

Die dem Zahn zugewandten Flächen des Keramikzylinders wurden 120 s mit fünfprozentigem Flusssäuregel angeätzt. Im Anschluss erfolgten das Abspülen der Flusssäure von der Keramik mit einem Luft-Wasser-Spray und die Trocknung der Keramik mit einem Luftstrom. Nachfolgend wurde Monobond S auf die Keramik aufgetragen und nach 60 s getrocknet. Parallel dazu erfolgte für mindestens 30 s das punktförmige Anätzen der bukkalen und palatinalen Molarenflächen mit Phosphorsäure (Ätzel, Demedis). Daraufhin wurde das Ätzel ebenfalls mit einem Luft-Wasser-Spray von den Molaren entfernt und die Flächen wurden mit einem Luftstrom vorsichtig getrocknet. In einem nächsten Arbeitsschritt erfolgte für 10-15 s das Auftragen des Primers (Optibond FL Primer, Kerr) auf die angeätzten Flächen mit einem Einmal-Pinsel. Mit einem sanften Luftstrom wurde das Lösungsmittel aus dem Primer verdunstet. Im Anschluss wurde das Adhäsiv (Optibond FL Adhäsiv, Kerr) sowohl auf die Keramikzylinder als auch auf den Zahnschmelz appliziert. Die Keramikzapfen

wurden so positioniert, dass sie in einem rechten Winkel zur Längsachse des Zahnes angeordnet waren. Jede Zahnfläche wurde für 20 s belichtet (Elipar Freelight 2, 3M ESPE; 1200 mW/cm²). Im Anschluss erfolgte die planparallele Fräsung der Auflageflächen. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Abstand zwischen den beiden Zylindern 13,5 mm betrug. Zum Beschleifen wurde eine zahntechnische Fräsvorrichtung verwendet, in der ein rotes Winkelstück (Schnelllaufwinkelstück CN, Kavo) mit einem normalkörnigen walzenförmigen Diamanten (836 KR 012, Komet) befestigt war. Der Messingring mit dem vorbereiteten Molaren ließ sich in der Apparatur fixieren und parallel zum Präparierdiamanten bewegen. Zwischen den einzelnen Arbeitsabschnitten lagerten die Zähne in einer einprozentigen Chloramin-T-Lösung.

2.4.2 Präparation der Testkavitäten

Nach der Durchführung der in den Abschnitten 2.4.1.2 und 2.4.1.3 beschriebenen Arbeitsabläufe erfolgte die Präparation der Testkavitäten. Mit einem roten Winkelstück (Schnellläufer-Winkelstück 25 LCS, Kavo), das in einer zahntechnischen Fräsvorrichtung befestigt war, wurde unter permanenter 3-Strahl-Wasserkühlung eine MOD-Kavität (vgl. Abb. 5) mit einem birnenförmigen normalkörnigen Diamanten (Nr. 830 L 012, Komet) präpariert und anschließend mit einem Feinstkornfinierer (Nr. 830 LEF 012, Komet) geglättet. Die bukkale-palatinale Breite der okklusalen Kavität betrug 3,5 mm, die Tiefe 4 mm. Ein approximaler Kasten erreichte die Schmelz-Zement-Grenze. Der gegenüberliegende Kasten blieb 2 mm darüber. Die Schmelzränder der approximalen Kavitäten wurden mit einer oszillierenden Feile (Prepcontrol Kopf 61LRG, Kavo) 1 mm angeschrägt. Nach der Präparation wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

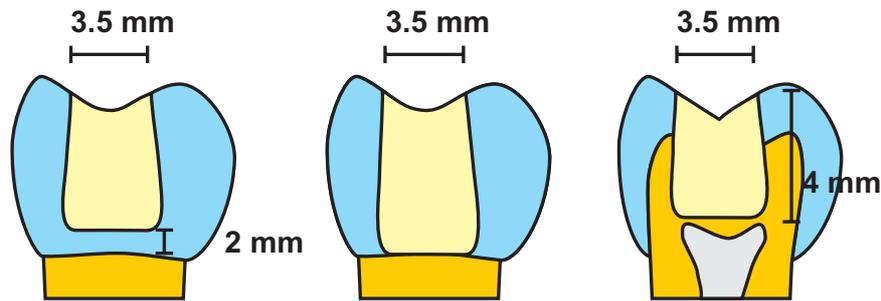


Abb. 5. Schematische Darstellung der Kavitätenabmessung (links und Mitte: approximale Ansicht; rechts: bukkaler-palatianler Abschnitt).

2.4.3 Apparatur zur Messung der Höckerdeformation

Die Vorrichtung zur Messung der Höckerauslenkung wurde zum ersten Mal 1990 von *Haller et al.* beschrieben. Der Versuchsaufbau beinhaltete ein Messstativ, auf dem ein Probezahn und die induktiven Wegaufnehmer befestigt werden konnten. Die induktiven Wegaufnehmer waren mit einem Messverstärker verbunden.

2.4.3.1 Das Messstativ

Das Messstativ beinhaltete zwei Befestigungselemente. Eines arretierte die induktiven Wegaufnehmer und das andere fixierte einen Probeschlitten.

Die kreisrunde Metallbasis des Messstativs hatte eine Höhe von 20 mm und einen Radius von 120 mm. In der Metallbasis war eine Führungsbahn von 47 mm Breite und 4 mm Tiefe ausgespart. In dieser Führungsbahn waren zwei verschiebbare rechteckige Metallhalterungen für die induktiven Wegaufnehmer eingelassen. Der waagrechte Anteil der Halterung hatte eine Länge von 58 mm, eine Breite von 48 mm und eine Höhe von 10 mm. In der Mitte des waagrechten Anteils befand sich eine längs verlaufende Schlitzbohrung von 28 mm Länge und 6 mm Breite. Mithilfe einer Schraube

konnte durch diese Aussparung die Halterung an der Basis fixiert werden. Der vertikale Anteil der Halterung hatte eine Höhe von 110 mm, eine Breite von 48 mm und eine Dicke von 12 mm. In diesem Anteil war ein Geschiebe eingebaut, über welches der Wegaufnehmer in der Höhe verstellt werden konnte. Die induktiven Wegaufnehmer wurden über zwei Hohlzylinder und Schrauben an der Halterung befestigt.

Zur Aufnahme der Testzähne befand sich in der Mitte der Metallbasis ein Sockel von 140 mm Länge, 48 mm Breite und 45 mm Höhe. Dieser Basissockel ließ sich über eine Führungsbahn senkrecht zu den induktiven Wegaufnehmern verschieben. Mithilfe von zwei Schlitzbohrungen und zwei Inbusschrauben konnte der Block am gewünschten Ort befestigt werden. Ein zweiter Aufbau mit insgesamt 110 mm Länge, 30 mm Breite und 40 mm Höhe war auf dem Sockel über zwei Inbusschrauben fixiert. Dieser Aufbau war dreigeteilt. Er bestand aus einer zylinderförmigen Aussparung mit einem Durchmesser von 14 mm und zwei gleichgroßen Elementen, die um die Längsachse des Hohlzylinders rotieren konnten. Die zwei schwenkbaren Elemente dienten zur Simulation der Approximalkontakte. Sie besaßen zwei Schlitten mit Keramikzähnen. Die Schlitten waren in Richtung der Testzähne horizontal verschiebbar. Durch eine Rändelschraube konnten die Keramikzähne arretiert werden. In den Hohlzylinder wurden die in Messingringen gesockelten Testzähne versenkt. Mithilfe einer kleinen Inbusschraube war es möglich, die Testzähne von außen in der gewünschten Arbeitsposition zu befestigen. Die zwei Elemente mit den Keramikzähnen konnten ebenfalls über eine Inbusschraube in der erforderlichen Position fixiert werden. Diese Apparatur ermöglichte es, dass jeder Probezahn und jede Kavität zu den Nachbarzähnen einzeln angepasst und fixiert werden konnten.

Die bestmögliche Positionierung der induktiven Wegaufnehmer gegenüber den Keramikauflageflächen der Testzähne wurde durch die waagrechte und senkrechte Verschiebung der Wegaufnehmer, durch die horizontale Bewegung der Testzahnhalterung und durch die Rotation und vertikale Auslenkung der gesockelten Molaren in der Aussparung des Aufbaus erreicht.

2.4.3.2 Induktiver Wegaufnehmer und Differenzverstärker

Zur Messung der Höckerdeformation kamen zwei induktive Wegaufnehmer der Baureihe W1T3 (HBM) zum Einsatz. Mithilfe von Schrauben wurden diese in Hohlzylindern des in Abschnitt 2.4.3.1 beschriebenen Messstativs fixiert. Ihre Tastspitzen berührten die Keramikauflageflächen der bukkalen und palatinalen Wände der Testzähne (vgl. Abb. 6). Es wurde darauf geachtet, dass immer der gleiche Wegaufnehmer die palatinalen Keramikzapfen berührte. Die induktiven Wegaufnehmer waren über ein Anschlusskabel mit dem Differenzverstärker (Spider 8, HBM) verbunden. Metallmatrizen von 38 μm und 45 μm Stärke dienten zur Kalibrierung der Messeinrichtung.

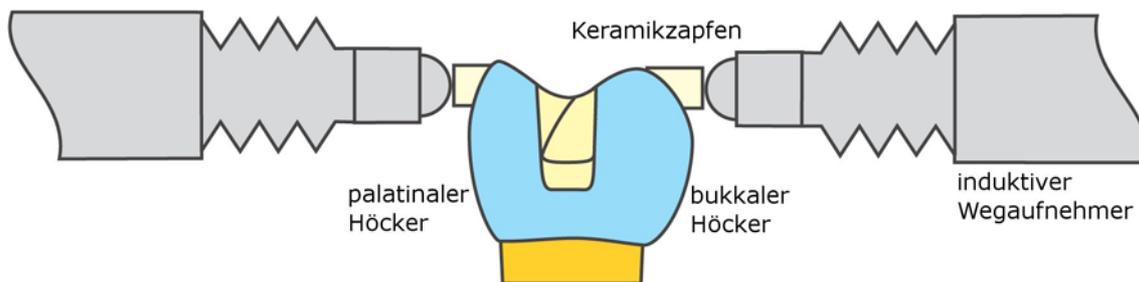


Abb. 6. Schemazeichnung der an den bukkalen und palatinalen Molarenflächen anliegenden induktiven Wegaufnehmer.

2.4.4 Füllen der Testkavitäten mit Komposit und gleichzeitige Messung der Höckerkontraktion

Die Verteilung von 30 Zähnen auf fünf Gruppen ist in Abschnitt 2.4.1.1 beschrieben. Jeder Gruppe wurde ein unterschiedliches Komposit zugeteilt. Mit diesem Komposit wurden die präparierten Kavitäten gefüllt. Die Anordnungen der einzelnen Kompositschichten sind in Abbildung 7 dargestellt. Im Flussdiagramm (vgl. Abb. 8) sind die einzelnen Arbeitsabläufe erläutert, die zur Durchführung dieses Versuchsteils notwendig waren. Die Arbeitsschritte bis zur Applikation des Dentinprimers wurden außerhalb der Versuchsanordnung und

bei Raumtemperatur durchgeführt. Daraufhin wurde die Probe in einen auf 27°C temperierten Wärmeschrank (Typ KB 600, Heraeus) überführt. Die Originaltüre des Wärmeschanks war durch eine Plexiglastüre mit zwei Eingriffen ersetzt. Dadurch konnte im Wärmeschrank mit den Händen gearbeitet werden, ohne diesen öffnen zu müssen. Eine Polymerisationslampe (Elipar Freelight 2, 3M ESPE; 1200 mW/cm²) wurde an einer Halterung im Wärmeschrank befestigt. Ohne den Testzahn zu berühren, kam das Lichtaustrittsfenster des Lichtleiters unmittelbar über der okklusalen Kavität zum Liegen.

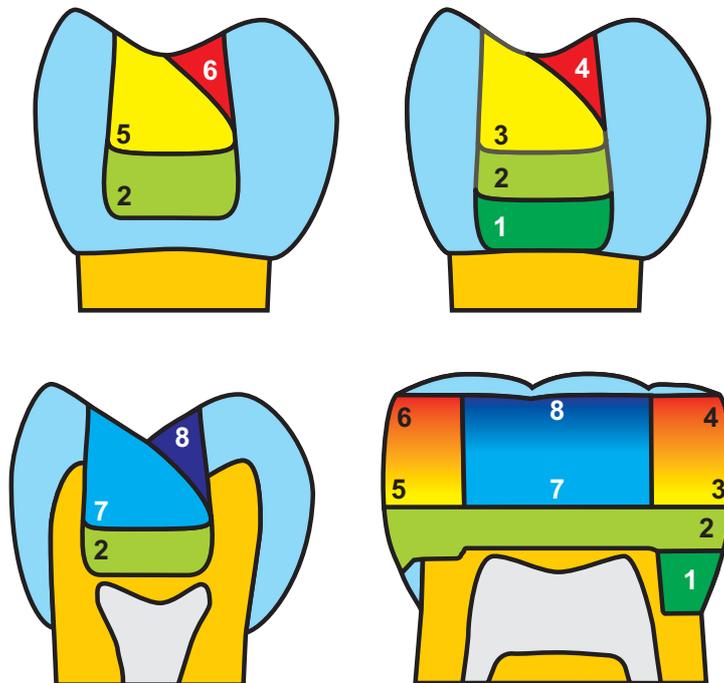


Abb. 7. Anordnung der Kompositschichten (oben links und rechts: approximale Ansicht; unten links: bukkaler-palatinaler Abschnitt; unten rechts: mesiales-distales Profil).

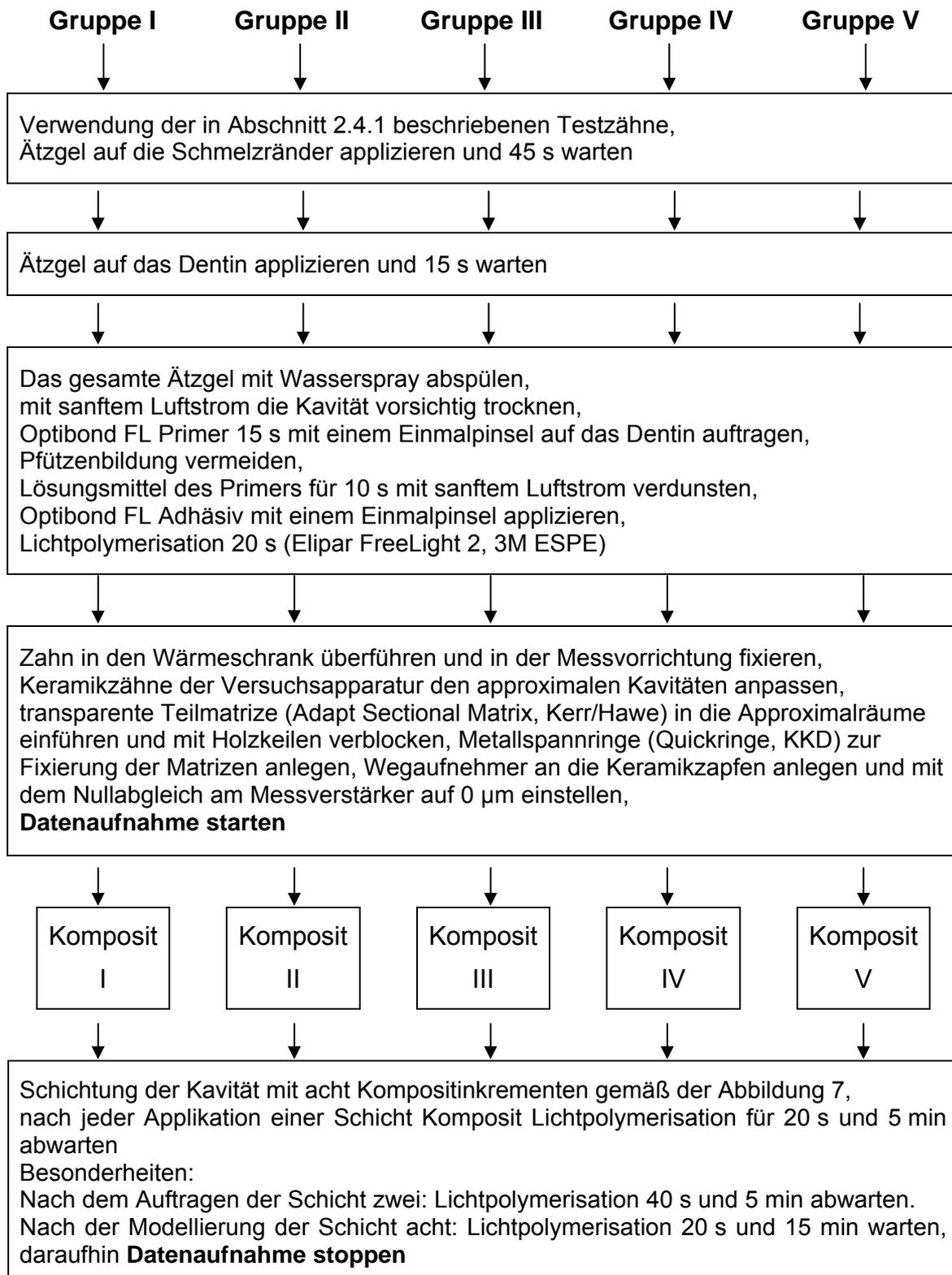


Abb. 8. Durchführung des 3.Versuchsteils im Flussdiagramm.

2.4.5 Ermittlung des Messergebnisses

Das Computerprogramm (Catman Easy, V1.0.2.0, HBM) zeichnete nach dem Beginn der Beleuchtung die Daten in einer Rate von 10 s^{-1} fünf bzw. fünfzehn Minuten lang auf. Anfang und Ende jeder Beleuchtungsphase wurden mit einem Lichtsensor registriert. In Abbildung 9 sind der zeitliche Verlauf und die Höckerauslenkung einer Versuchsdurchführung dargestellt.

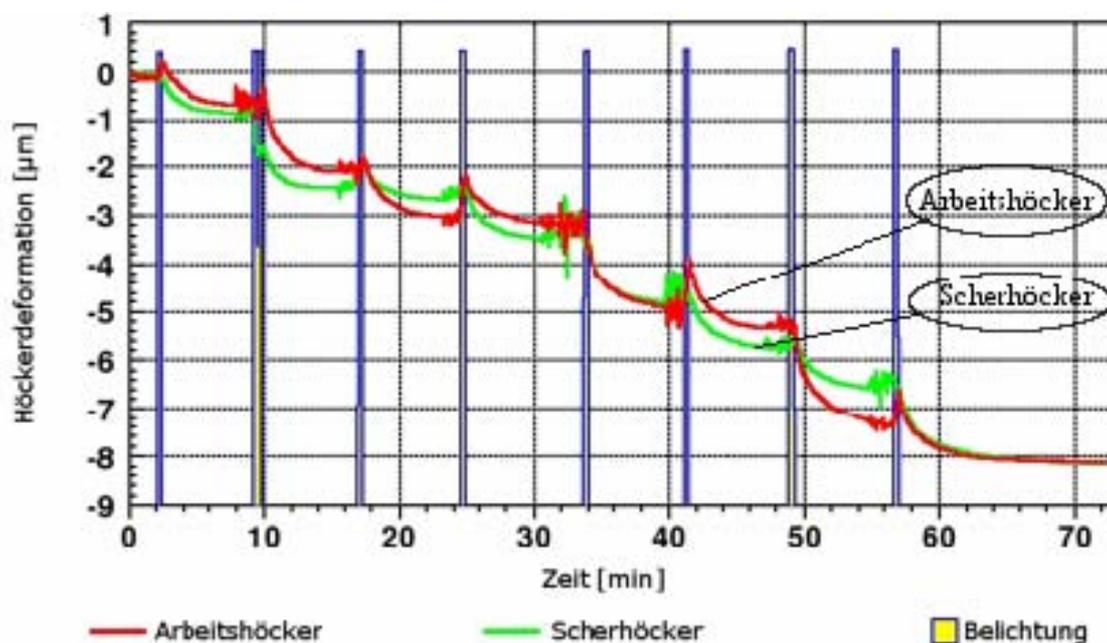


Abb. 9. Zeitlicher Fortgang der Höckerdeformation.

Abbildung 9 zeigt den kontinuierlichen Verlauf der Höckerauslenkung innerhalb von 72 Minuten anhand einer Versuchsdurchführung. Die zwei Kurven spiegeln jeweils die Höckerdeformation an dem Arbeitshöcker und an dem Scherhöcker wider. Deutlich zu erkennen sind die gezackten Kurvenverläufe vor den acht Belichtungsphasen. In diesen Zeiträumen wurde das Komposit in die Testkavitäten appliziert. Nach Beendigung der Lichtexposition ist ein ausgeprägter Anstieg der Höckerdeformation zu erkennen. Nach ungefähr drei Minuten tritt eine Sättigung im Kurvenverlauf auf.

Während des Auftrags der einzelnen Kompositschichten registrierten die Wegaufnehmer starke Auslenkungen an den Arbeits- und Scherhöckern, die auf die mechanische Manipulation an den Testkavitäten zurückzuführen waren.

Um die Schwankungen nicht in das Endergebnis der Gesamthöckerdeformation einfließen zu lassen, wurde zu Beginn jeder Belichtung ein Referenzpunkt festgelegt. Mit dem Start der Beleuchtung wurde von diesem Punkt an die Höckerauslenkung 5 (bzw. 15 min für die letzte Schicht) gemessen (vgl. Abb. 10). Alle einzelnen Auslenkungswerte für die Arbeits- und Scherhöcker wurden addiert und zu einer Gesamthöckerauslenkung aufsummiert.

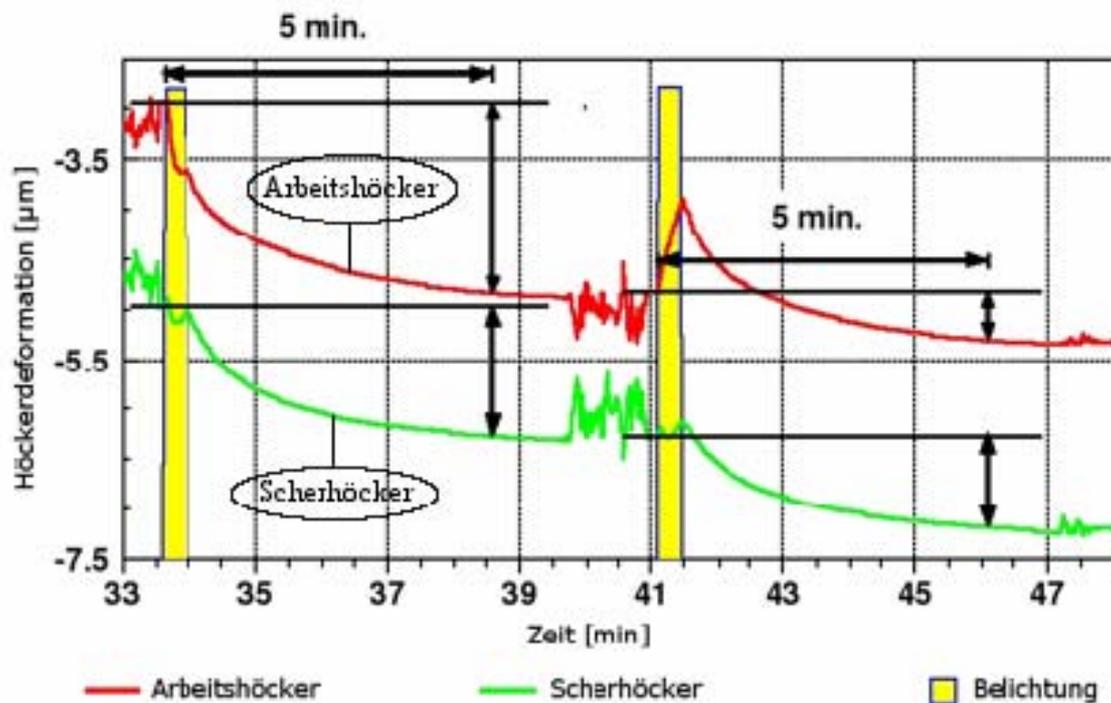


Abb. 10. Wahl der Referenzpunkte zwischen zwei Belichtungsphasen. Das Kurvendiagramm zeigt die Auslenkungen an den beiden Wegaufnehmern während des Einbringens des Komposits in die Testkavität. Um die Schwankungswerte nicht in das Endergebnis integrieren zu müssen, wurde vor dem Start der Belichtung ein Referenzpunkt festgelegt. Von diesem Punkt aus wurden die Daten kontinuierlich fünf Minuten gemessen (waagrechte Pfeile). Die registrierten Höckerauslenkungen (senkrechte Pfeile) wurden zu einer Gesamthöckerdeformation addiert.

2.5 Statistik

Mithilfe des Computerprogramms SPSS for Windows 10.0 (SPSS Inc.) wurde die statistische Auswertung der gewonnenen Daten durchgeführt.

Für die Bestimmung von Biegefestigkeit und E-Modul wurden pro untersuchtem Komposit zehn Proben, für die maximale initiale Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit, die Polymerisationsschrumpfung und die Höckerdeformation wurden pro untersuchtem Komposit sechs Proben hergestellt. Mittelwerte und Standardabweichungen wurden für jede Gruppe berechnet. Die Unterschiede zwischen den Mittelwerten wurden mit der einfaktoriellen Varianzanalyse auf statistische Signifikanz überprüft. Der Einzelgruppenvergleich erfolgte mit dem Tukey`s post-hoc Test . Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ gewählt.

3 Ergebnisse

3.1 Biegefestigkeit

Die Mittelwerte mit den dazugehörigen Standardabweichungen für die Biegefestigkeit der Komposite werden in Tabelle 4 angeführt. Im Säulendiagramm (vgl. Abb. 11) sind die Werte grafisch dargestellt. Gleiche Buchstaben bedeuten, dass die Ergebnisse nicht signifikant verschieden sind. Die dargelegten Werte wurden aus $n = 10$ Proben gemittelt.

Tabelle 4: Biegefestigkeit [MPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	113,6	13,3
075Grand	90,3	16,6
050Grand	77,3	18,5
025Grand	63,1	15,6
000Grand	72,0	16,9

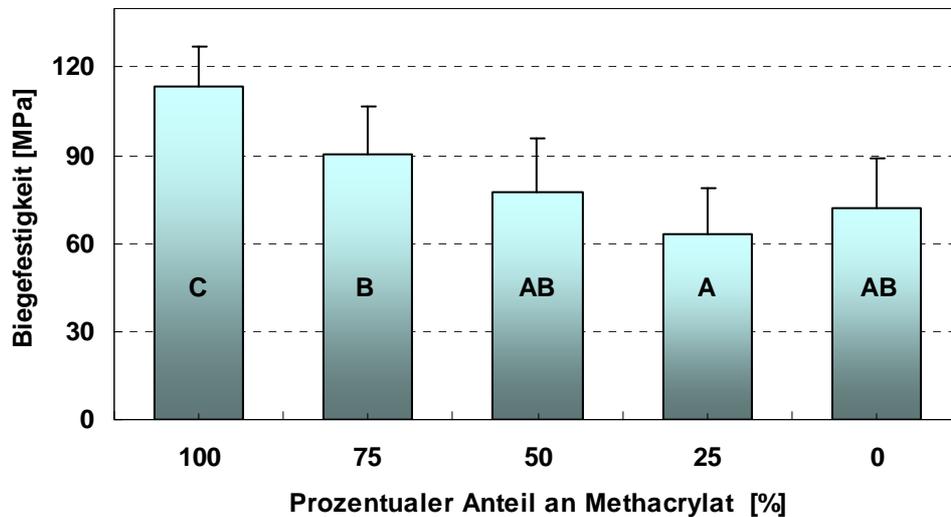


Abb. 11. Biegefestigkeit [MPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf geprüften Komposite mit verschiedenem Methacrylatanteil. Das abgebildete Säulendiagramm wurde aus $n = 10$ Proben arithmetisch gemittelt.

Die größte Biegefestigkeit von 113,6 MPa wurde mit Grandio[®] gemessen. Darauf folgen 075Grand (90,3 MPa) und 050Grand (77,3 MPa). 025Grand und 000Grand zeichnen sich durch geringe Biegefestigkeitswerte aus (025Grand: 63,1 MPa, 000Grand: 72,0 MPa). Die Mittelwerte von 075Grand, 050Grand und 000Grand sind nicht signifikant verschieden ($p \geq 0,05$). Das Niveau statistischer Signifikanz erreichen ebenfalls nicht 050Grand, 025Grand und 000Grand.

3.2 Elastizitätsmodul

In Tabelle 5 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für den E-Modul aufgelistet. In Abbildung 12 werden die Daten grafisch veranschaulicht. Gruppen, die im Tukey's post-hoc Test nicht signifikant voneinander verschieden sind, sind durch gleiche Buchstaben gekennzeichnet.

Tabelle 5: E-Modul [GPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	15,1	0,5
075Grand	14,4	0,4
050Grand	12,9	0,6
025Grand	11,1	0,4
000Grand	11,3	0,4

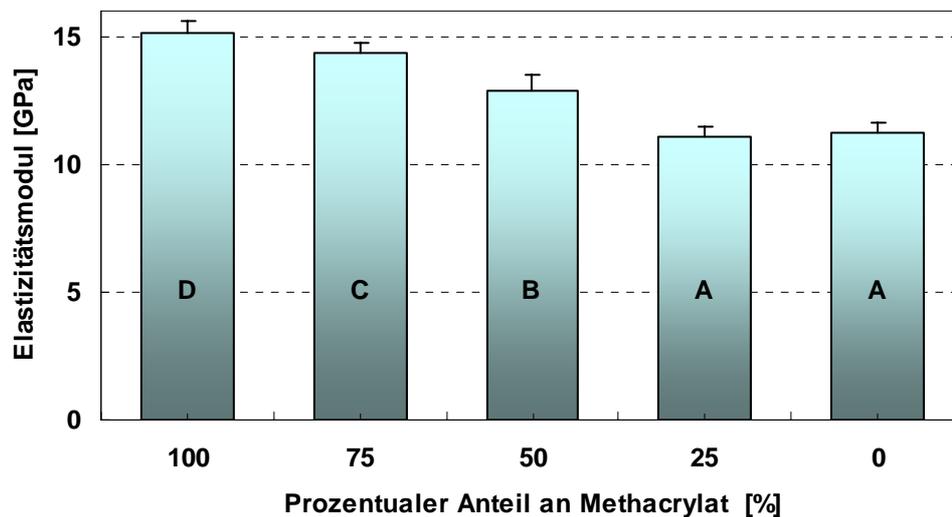


Abb. 12. E-Modul [GPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf verschiedenen Komposite mit unterschiedlichem Methacrylatgehalt. Das abgebildete Säulendiagramm wurde aus $n = 10$ Proben arithmetisch gemittelt.

Der höchste E-Modul von durchschnittlich 15,1 GPa wurde mit Grandio[®], dem Komposit mit dem höchsten Methacrylatgehalt, erreicht. Darauf folgen die Mischungskomposite 075Grand (14,4 GPa) und 050Grand (12,9 GPa). Die geringsten Werte wurden mit reinem experimentellen Ormocer (11,3 GPa) und 025Grand (11,1 GPa) gemessen. Der multiple Mittelwertvergleich (Tukey-Test) zeigt, dass sich die Resultate von 025Grand und 000Grand nicht signifikant voneinander unterscheiden ($p \geq 0,05$).

3.3 Polymerisationsschrumpfung

Die Ergebnisse der Polymerisationsschrumpfung wurden aus den Versuchsreihen der Deflecting Disk Technique (vgl. Abschnitt 2.3) gewonnen.

3.3.1 Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten

Mittelwerte und Standardabweichungen der Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten werden in Tabelle 6 angeführt. In Abbildung 13 sind die Schrumpfungswerte grafisch verdeutlicht.

Tabelle 6: Polymerisationsschrumpfung [%] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	2,14	0,05
075Grand	1,98	0,06
050Grand	1,91	0,05
025Grand	1,79	0,05
000Grand	1,87	0,10

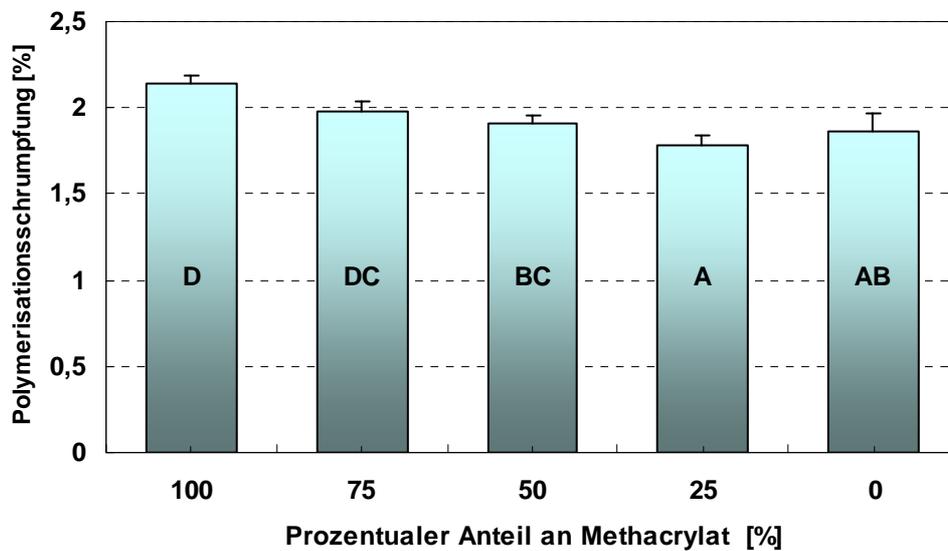


Abb. 13. Vergleich der Polymerisationsschrumpfungsmittelwerte [%] mit den dazugehörigen Standardabweichungen nach 60 Minuten. Getestet wurden die fünf verschiedenen Komposite mit unterschiedlichem Methacrylatanteil. Das vorliegende Säulendiagramm wurde aus $n = 6$ Proben arithmetisch gemittelt.

Die größte Polymerisationsschrumpfung mit durchschnittlich 2,14 % weist 100Grand auf. Darauf folgt 075Grand mit 1,98 %. Der Unterschied zwischen diesen Ergebnissen erreicht nicht das Niveau statistischer Signifikanz. Ebenfalls nicht signifikant verschieden sind 075Grand und 050Grand (1,91 %) sowie 050Grand und 000Grand (1,87 %). Die niedrigste Polymerisationsschrumpfung ist bei 025Grand mit 1,79 % festzustellen. Dabei bilden 025Grand und 000Grand im Tukey's post-hoc test eine homogene Untergruppe.

3.3.2 Polymerisationsschrumpfungskinetik

Abbildung 14 zeigt die Polymerisationsschrumpfungskinetik der fünf getesteten Komposite während der ersten 60 Sekunden.

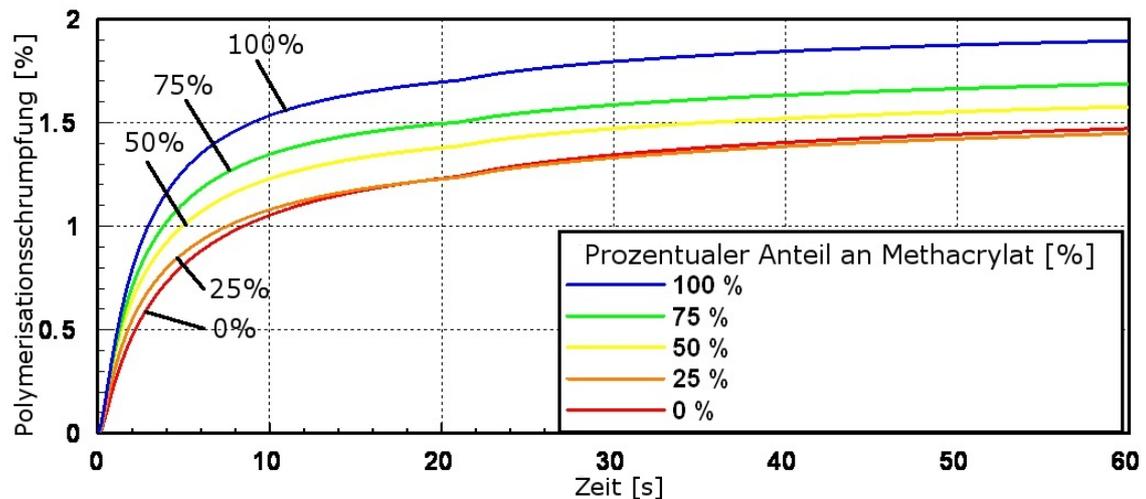


Abb. 14. Polymerisationsschrumpfungskinetik der fünf getesteten Komposite mit unterschiedlichem Methacrylatgehalt während den ersten 60 Sekunden nach Beginn der Belichtungsphase.

Die fünf untersuchten Komposite weisen während der Schrumpfungsphase der ersten 60 Sekunden einen ähnlichen Kurvenverlauf auf. Die Belichtung führte bei jedem Komposit zu einem sofortigen Kontraktionsbeginn. Innerhalb der ersten drei Sekunden erfolgte ein nahezu linearer Anstieg der Polymerisationsschrumpfung. Danach verlangsamte sich die Schrumpfungsgeschwindigkeit kontinuierlich. Nach Abschluss der Belichtungsphase (20 s) ist eine kleine Richtungsänderung im Kurvenverlauf zu erkennen. Diese geht mit einem minimalen Anstieg der Schrumpfungsgeschwindigkeit einher. Der steilste Kurvenverlauf und die größte Kontraktionsgeschwindigkeit konnte für Grandio® nachgewiesen werden. Im Vergleich der Komposite untereinander nahm die Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit mit einer Verringerung des Methacrylatgehaltes der getesteten Komposite kontinuierlich ab. Dementsprechend ist der langsamste Schrumpfungsverlauf bei 025Grand und 000Grand zu beobachten.

3.3.3 Maximale initiale Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit

In Tabelle 7 werden die Mittelwerte und Standardabweichungen der maximalen initialen Schrumpfungsgeschwindigkeit aufgeführt. In Abbildung 15 sind die Mittelwerte grafisch dargestellt.

Tabelle 7: Maximale Schrumpfungsgeschwindigkeit [%/s] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	0,510	0,008
075Grand	0,476	0,008
050Grand	0,444	0,015
025Grand	0,383	0,008
000Grand	0,309	0,016

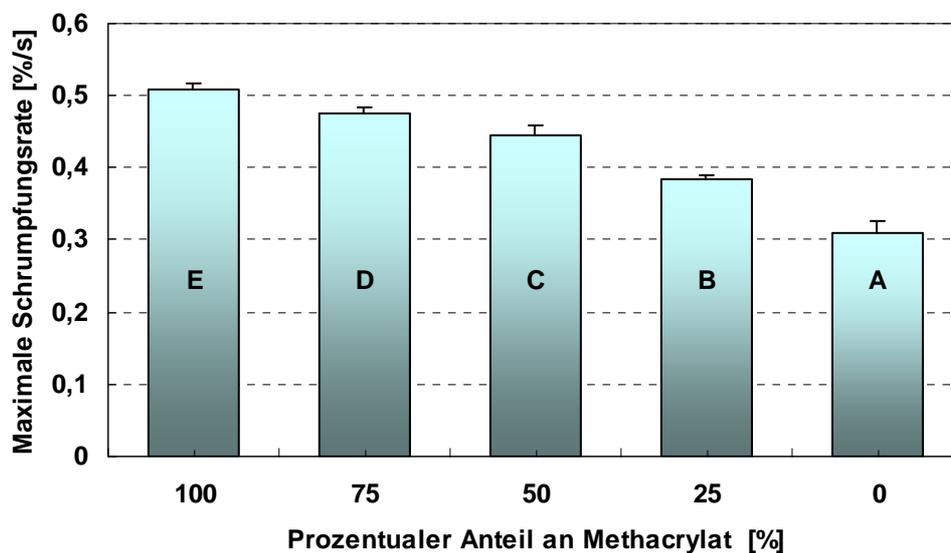


Abb. 15. Maximale initiale Schrumpfungsgeschwindigkeit [%/s] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf untersuchten Composite mit unterschiedlichem Methacrylatanteil. Die dargestellte Säulengrafik wurde aus $n = 6$ Proben gemittelt. Unterschiedliche Buchstaben bedeuten, dass die Ergebnisse signifikant verschieden sind.

Grandio® weist pro Sekunde den größten Schrumpfungswert auf (0,51 [%/s]). Mit der Abnahme des Methacrylatgehaltes der geprüften Komposite verringert sich auch die maximale Schrumpfungsgeschwindigkeit. Die niedrigste Schrumpfungsgeschwindigkeit wurde mit reinem experimentellem Ormocer gemessen (0,31 [%/s]). Alle Ergebnisse erreichen das Niveau statistischer Signifikanz.

3.4 Polymerisationsschrumpfungsspannung

In Tabelle 8 und Abbildung 16 sind die Mittelwerte mit den dazugehörigen Standardabweichungen der Schrumpfungsspannung dargestellt. Die Ergebnisse wurden von M. Alazraqi, D.C. Watts (University of Manchester) mithilfe des Bioman®-Spannungsmessgerätes (*Watts et al.* 2003) ermittelt. Die größte Polymerisationsschrumpfungsspannung wurde mit den Kompositen 100Grand (Medianwert: 4,75 MPa) und 075Grand (Medianwert: 4,61 MPa) gemessen. Diese Daten sind nicht signifikant verschieden ($p \geq 0,05$). Die niedrigsten Schrumpfungsspannungswerte weisen 025Grand (Medianwert: 3,49 MPa) und reines experimentelles Ormocer (Medianwert: 3,13 MPa) auf. Der Unterschied zwischen den zuletzt genannten Messergebnissen erreicht ebenfalls nicht das Niveau statistischer Signifikanz ($p \geq 0,05$).

Tabelle 8: Schrumpfungsspannung [MPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	4,75	0,19
075Grand	4,61	0,12
050Grand	4,19	0,17
025Grand	3,49	0,28
000Grand	3,13	0,10

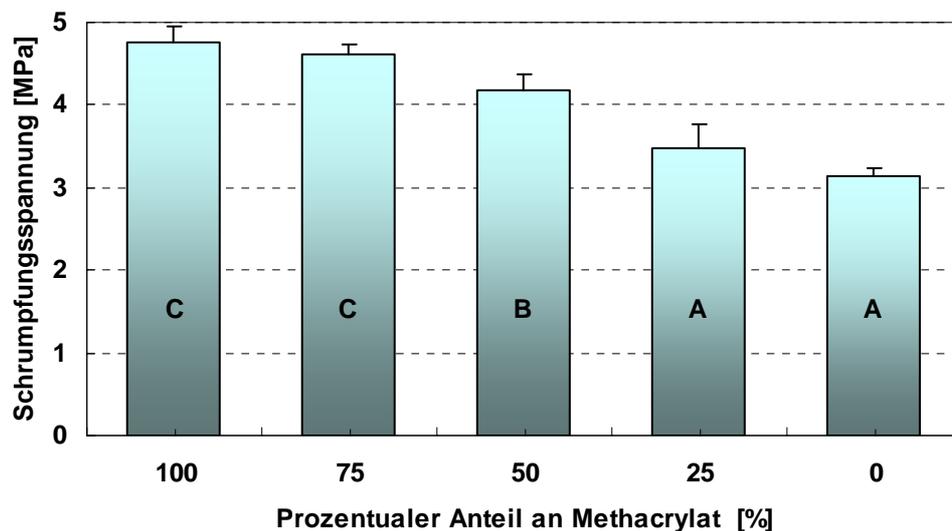


Abb. 16. Schrumpfungsspannung [MPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf verschiedenen Komposite mit unterschiedlichem Methacrylatgehalt. Die dargestellte Säulengrafik wurde aus $n = 3$ Proben gemittelt. Gleiche Buchstaben bedeuten, dass sich die Ergebnisse nicht signifikant voneinander unterscheiden.

3.5 Höckerdeformation

Die Ergebnisse für die Höckerauslenkung mit den Mittelwerten und Standardabweichungen werden in Tabelle 9 angeführt. Der Vergleich der Ergebnisse in Bezug auf die unterschiedlichen Komposite ist aus der Säulengrafik (vgl. Abb. 17) ersichtlich.

Tabelle 9: Höckerdeformation [μm] (Mittelwerte \pm Standardabweichung)

Komposit	Mittelwert	Standardabweichung
100Grand	-20,6	2,4
075Grand	-17,6	3,2
050Grand	-15,5	2,5
025Grand	-15,5	1,9
000Grand	-15,8	2,6

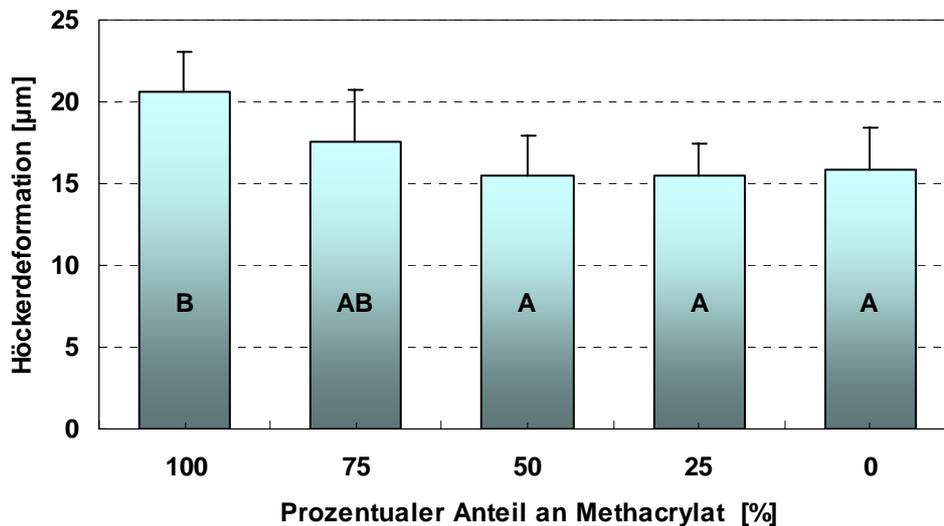


Abb. 17. Höckerdeformation [μm] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf verschiedenen Composite mit unterschiedlichem Methacrylatgehalt. Gleiche Buchstaben bedeuten, dass die Werte nicht signifikant verschieden sind. Die Daten wurden aus $n = 6$ Proben gemittelt.

Die größte Höckerauslenkung von $-20,6 \mu\text{m}$ ist bei Grandio[®], dem Komposit mit dem höchsten Methacrylatgehalt, festzustellen. Darauf folgt 075Grand mit $-17,6 \mu\text{m}$. Ein statistisch signifikanter Unterschied zu dem Komposit mit dem größten Methacrylatanteil besteht nicht. Die niedrigste Höckerdeformation weisen 050Grand ($-15,5 \mu\text{m}$), 025Grand ($-15,5 \mu\text{m}$) und 000Grand ($-15,8 \mu\text{m}$) auf. Dabei gibt es zwischen 075Grand, 050Grand, 025Grand und 000Grand in

Bezug auf die Mittelwerte der Höckerauslenkung keinen signifikanten Unterschied.

3.6 Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Schrumpfungsspannung

Die Mittelwerte des E-Moduls und der Schrumpfungsspannung sind mit den dazugehörigen Standardabweichungen für jedes Komposit in Abbildung 18 gegeneinander aufgetragen. Generell lässt sich zwischen 025Grand, 050Grand, 075Grand und 100Grand in Bezug auf die Zunahme des E-Moduls und der Schrumpfungsspannung ein annähernd linearer Zusammenhang konstatieren.

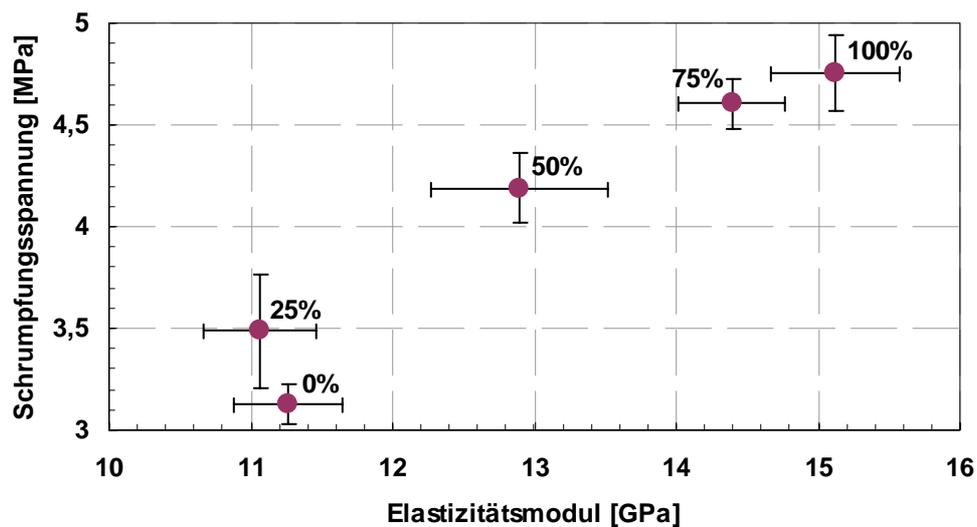


Abb. 18. Korrelation zwischen E-Modul [GPa] und Schrumpfungsspannung [MPa] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf verschiedenen Komposite. Der Methacrylatanteil der Komposite ist in Prozentangaben ausgedrückt.

3.7 Korrelation zwischen Elastizitätsmodul und Höckerdeformation

In Abbildung 19 sind für jedes Komposit die Mittelwerte für den E-Modul und die Höckerauslenkung mit den entsprechenden Standardabweichungen gegenein-

ander aufgetragen. Mit Zunahme des E-Moduls von 025Grand, 000Grand und 050Grand lässt sich keine signifikante Zunahme der Höckerdeformation ermitteln. In Bezug auf eine Zunahme des E-Moduls und der Höckerauslenkung kann zwischen 050Grand, 075Grand und 100Grand annäherungsweise eine lineare Beziehung festgestellt werden.

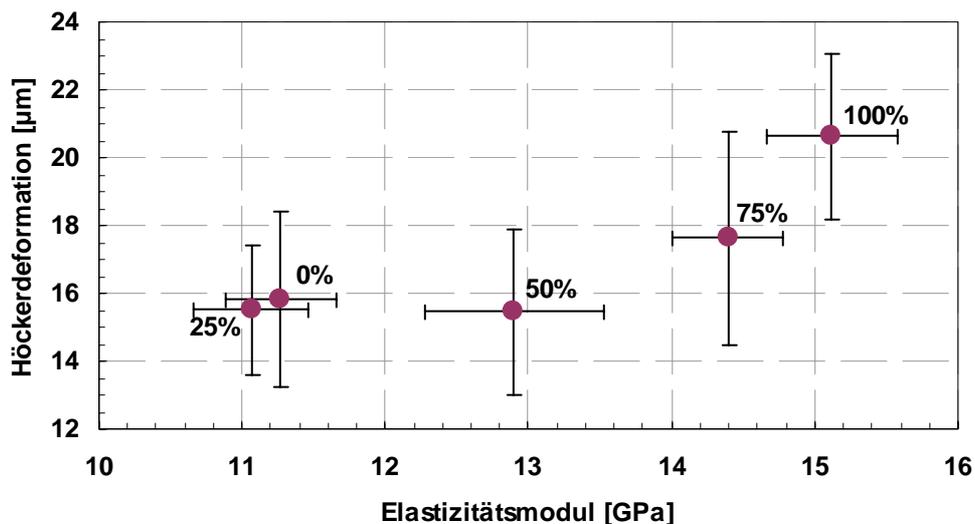


Abb. 19. Korrelation zwischen E-Modul [GPa] und Höckerauslenkung [µm] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf untersuchten Komposite. Die Prozentangaben sind ein Hinweis auf den Methacrylatanteil der Komposite.

3.8 Korrelation zwischen Schrumpfungsspannung und Höckerdeformation

Die Mittelwerte der Schrumpfungsspannung und der Höckerdeformation sind mit entsprechenden Standardabweichungen in Abbildung 20 für jedes Komposit aufgetragen. Zwischen 050Grand, 075Grand und 100Grand kann ein nahezu lineares Verhältnis angenommen werden. Mit steigender Schrumpfungsspannung nimmt auch die Höckerauslenkung zu. Obwohl sich die Schrumpfungsspannung von 000Grand, 025Grand, 050Grand zu 075Grand vergrößert, besteht jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Ergebnissen für die Höckerauslenkung.

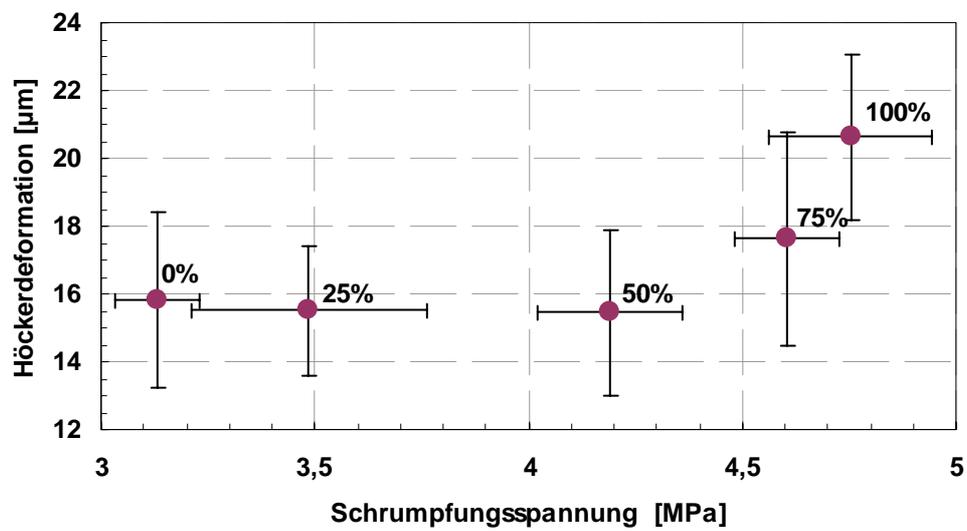


Abb. 20. Korrelation zwischen Schrumpfungsspannung [MPa] und Höckerauslenkung [μm] (Mittelwerte \pm Standardabweichung) der fünf verschiedenen Composite. Die Prozentwerte verdeutlichen den Methacrylatanteil der Composite.

4 Diskussion

4.1 Kritik der Methode

4.1.1 3-Punkt-Biegeversuch und Elastizitätsmodul

Um die Biegefestigkeit und den E-Modul der in der vorliegenden Arbeit zu untersuchenden Komposite zu bestimmen, wurde der in früheren Studien als geeignet anerkannte 3-Punkt-Biegeversuch angewandt (*Beun et al. 2007, Cacciafesta et al. 2007, Ferracane et al. 2003, Floyd & Dickens 2006, Ikejima et al. 2003, Irie et al. 2006, Kim et al. 2002, Plotino et al. 2007*). Das Prüfverfahren erfolgte weitgehend nach den Vorschriften der EN 24049 für zahnärztliche Füllungskunststoffe. Durch die Erfüllung der in der zitierten Norm vorgeschriebenen standardisierten Richtlinien können die zugrundeliegenden Versuchsabläufe wiederholt und die ermittelten Ergebnisse mit anderen Studien weltweit verglichen werden. Um signifikante Unterschiede zwischen den Messwerten der getesteten Komposite festzustellen, wurde der von der EN 24049 geforderte Stichprobenumfang von fünf Proben auf zehn erhöht. In Abweichung von der EN 24049 und in Übereinstimmung mit der Studie von *Mehl et al. (1997a)* erfolgte die Belichtung der Prüfkörper nur von einer Seite. Diese Methode kommt eher der klinischen Situation gleich, in der ebenfalls die Restaurationen nicht von der Ober- und Unterseite beleuchtet werden können. *Janda et al. (2006)* bestrahlten gemäß der EN 24049 die Prüfkörper von beiden Seiten und verglichen ihre Ergebnisse für die Biegefestigkeit mit denen von *Mehl et al. (1997a)*. Die Autoren kommen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass die einseitige Belichtung der Kompositproben im Vergleich zur zweiseitigen Bestrahlung keinen Einfluss auf den Endwert der Biegefestigkeit hat (*Janda et al. 2006*). In der vorliegenden Studie wurde die einheitliche Aushärtung der Proben durch den gleichen Abstand zwischen Photopolymerisationslampe und Kompositmaterial sowie durch die gleiche Lichtintensität gewährleistet. Andere Autoren verwendeten zur Photopolymerisation der Biegestäbchen einen

Lichtofen, um eine gleichmäßige Belichtung der Prüfkörper sicherzustellen (*Ferracane et al.* 2003, *Palin et al.* 2005a). *Cacciafesta et al.* (2007) benutzten in ihrer Studie zur Aushärtung der Biegestäbchen neben einer Photopolymerisationslampe zusätzlich einen Lichtofen. Die Autoren resümieren jedoch in ihrer Arbeit, dass eine zusätzliche Belichtung der Kompositproben in einem Lichtofen nicht zu einer Verbesserung der Biegefestigkeit beiträgt. Weiterhin sind die Biegefestigkeit und der E-Modul vom Aufbewahrungsmilieu, der Lagerzeit und der Prüftemperatur abhängig (*Papadogiannis et al.* 2008, *Rzanny & Welker* 1994). In der vorliegenden Untersuchung erfolgte die Biegebelastung der Materialproben nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37°C. *Abe et al.* zeigten 2001 in ihrer Studie, dass bei einer feuchten Aufbewahrung schon nach 24 Stunden der E-Modul abnimmt. Das Wasser sorgt für einen Plastifizierungseffekt in der Kunststoffmatrix, wodurch sich auch der Füller-Matrix-Verbund verschlechtert (*Söderholm & Roberts* 1990). Dabei werden die Bestandteile des Komposits, die noch nicht miteinander reagiert haben, aus der Kompositmatrix herausgelöst (*Chung et al.* 2004, *Ferracane & Condon* 1990). Deshalb bevorzugten *Masouras et al.* (2008) in ihrer Arbeit die trockene Lagerung der Prüfkörper. Um aber der EN 24049 zu entsprechen, wurden in der vorliegenden Untersuchung die Stäbchen nicht trocken, sondern nass aufbewahrt. Auf eine zweite Messserie nach Stressung, mit deren Hilfe es möglich ist, eventuelle Alterungsvorgänge durch Langzeiteinflüsse zu beobachten, wurde in der vorliegenden Studie verzichtet. Dazu müssten zum Beispiel die Prüfkörper 30 Tage in 37°C warmen Wasser gelagert und anschließend in 5000 Zyklen einem Temperaturlastwechsel zwischen + 5°C und + 55°C unterzogen werden (*Janda et al.* 2006).

Ein Vorteil des 3-Punkt-Biegeversuches ist die einfache Durchführung. Nachteilig wirkt sich aus, dass kleinste Schäden an den Kanten, Mikroporositäten und Lufteinschlüsse im Inneren des Probekörpers den E-Modul verringern können (*Ritter* 1995, *Suansuwan & Swain* 2001). Biegestäbchen, die in dieser Hinsicht Mängel aufwiesen, wurden vor der Messung aussortiert. Eine weitere Fehlermöglichkeit besteht in der falschen

Positionierung der Biegestäbchen in der Prüfeinrichtung. Werden die Prüfkörper nicht rechtwinklig zu den Gegendruckstegen positioniert, resultiert daraus eine größere Länge des Prüfkörpers, die nicht in die Berechnung der Biegefestigkeit einfließt. Durch eine sorgfältige Anordnung der Probekörper in der Versuchsanordnung konnte dieser Nachteil vermieden werden.

Die Biegefestigkeit darf nicht als eine reine Materialeigenschaft angesehen werden, sondern sie ist vielmehr das Ergebnis einer Überlagerung von Materialeigenschaften und Verfahrensfehlern, die bei der Fertigung der Prüfkörper und der Versuchsdurchführung entstehen können.

Als eine alternative Messmethode zur Bestimmung der Biegefestigkeit und des E-Moduls wird in der Literatur der 4-Punkt-Biegeversuch (*Staninec et al.* 2008) beschrieben. Dieser kam in der vorliegenden Arbeit nicht zur Anwendung, weil er im Vergleich zur uniaxialen 3-Punkt-Biegeprüfung aufwändiger durchzuführen ist und deshalb zusätzliche Fehlerquellen entstehen können.

Die Berechnung des E-Moduls erfolgte im linearen Bereich des Kraft-Weg-Diagramms. Bei einer näheren Betrachtung der Kraft-Weg-Kurve erkennt man, dass das Diagramm nur bei kleinen Kraftgrößen näherungsweise linear ist und eine deutlich negative Krümmung in der Nähe des Bruchpunktes aufweist. Dies ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass Komposite im polymerisierten Zustand ein visko-elastisches Verhalten kennzeichnen. Deshalb ist eine lineare Bestimmung des E-Moduls nur eingeschränkt möglich. Allerdings ist die Reihenfolge der visko-elastisch bestimmten E-Module annähernd kongruent mit dem linearen E-Modul (*Ilie et al.* 2005).

4.1.2 Deflecting Disk Technique

Im 2. Versuchsteil wurden mithilfe der Deflecting Disk Technique die Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten, die Polymerisationsschrumpfungskinetik und die maximale Schrumpfungsgeschwindigkeit bestimmt.

Die Messmethode geht ursprünglich auf eine Idee von *Wilson* (1978) zurück und wurde von *Watts & Cash* (1991) weiterentwickelt. Letztere stellen zum einen fest, dass die für die Durchbiegung des mikroskopischen Deckgläschens erforderliche Kraft im Vergleich zu der von der Kompositprobe erzeugten Polymerisationsschrumpfung vernachlässigbar gering ist. Zum anderen postulieren die Autoren, dass mit dem Versuchsaufbau primär die freie lineare Kontraktion der Kompositprobe und nicht die behinderte Kontraktion ermittelt wird. Weiterhin gehen sie davon aus, dass die Kompositprobe nur vertikal und nicht horizontal schrumpft. *Hofmann et al.* (2003a) stellten in ihrer Arbeit jedoch fest, dass auch von einer horizontalen Polymerisationsschrumpfung auszugehen ist. Deshalb wurden in der vorliegenden Studie die Objektträger nicht angeätzt, sondern silanisiert, um eine reversible Haftung der Kompositprobe auf der Glasoberfläche zu erzielen. Auf diese Weise wurden Kohäsivbrüche des Objektträgers durch die radiale Schrumpfung der Kompositprobe vermieden.

In zahlreichen Studien kam die Deflecting Disk Technique erfolgreich zur Anwendung (*Garoushi et al.* 2008, *Latorre-García et al.* 2006, *Lee et al.* 2006). Bis heute gibt es jedoch kein anerkanntes Standardprotokoll, das sowohl einen einheitlichen Versuchsaufbau mit identischem Kompositvolumen als auch einen konformen Verbund zwischen Komposit und den beiden Glasscheibchen vorschreibt. *Atai & Watts* (2006) und *Watts & Marouf* (2000) verwendeten zum Beispiel 3 mm starke Glasplättchen, anstatt der in dieser Arbeit benutzten 1 mm dicken Objektträger. Auch zu den Kompositvolumina finden sich in der Literatur unterschiedliche Angaben: *Asmussen & Peutzfeldt* (2005) testeten Materialproben mit einem Volumen von $98,2 \text{ mm}^3$. *Watts & Cash* (1991) prüften Kompositportionen von $75,4 \text{ mm}^3$. In der vorliegenden Studie wurde ein Volumen von 65 mm^3 verwendet. Der Versuchsaufbau dieser Arbeit richtete sich weitgehend nach den von *Hofmann et al.* (2003b) beschriebenen Vorgaben.

4.1.3 Höckerdeformationsversuch

Im 3. Versuchsteil wurde die Hypothese überprüft, dass Restaurationsmaterialien mit ähnlichen Schrumpfungswerten und höheren E-Modulen (Grandio[®]) eine größere Höckerdeformation während der Lichtpolymerisation verursachen als Komposite mit kleineren E-Modulen (reines experimentellesOrmocer).

4.1.3.1 Verwendete Testzähne und Gruppeneinteilung

Für die Studie wurden ausschließlich unversehrte, kariesfreie menschliche Oberkiefermolaren der zweiten Dentition mit vollendetem Wurzelwachstum verwendet. Durch Vermessung wurden je sechs Zähne in fünf Gruppen eingeteilt. An den Positionen 1 bis 6 hatten die Molaren in den verschiedenen Gruppen eine nahezu identische Größe. Es ist davon auszugehen, dass die extrahierten Molaren kein identisches „Lebensalter“ hatten und makro- und mikromorphologische Unterschiede bestanden. Zu diesen zählen eine unterschiedliche Wölbung der Bukkalfläche, eine ungleiche Dicke des Schmelzmantels und eine differente Ausdehnung der Kronenpulpa. Weil die Verteilung der Versuchszähne in die fünf Gruppen nach dem Zufallsprinzip erfolgte, kann von einer gemischten Zusammenstellung aller Gruppen ausgegangen werden. Die Effekte des verschiedenartigen Zahnmaterials lassen sich jedoch bei einer kleinen Gruppengröße nur schwer ausschließen. Die Möglichkeiten zur Ausdehnung der Gruppengrößen sind durch die begrenzte Verfügbarkeit intakter menschlicher Molaren und durch den hohen Arbeitsaufwand für die Restaurationstechnik eingeschränkt.

Die extrahierten Zähne wurden in einer einprozentigen Chloramin-T-Lösung gesammelt. *Haller et al.* (1993) und *Titley et al.* (1998) bestätigten in ihren Arbeiten, dass ein derartiges homogenes Gemisch als AufbewahrungsmEDIUM für In-vitro-Studien geeignet ist. Nach der Präparation der MOD-Kavitäten wurden die Versuchsmolaren in eine physiologische Kochsalzlösung eingelegt.

Jørgensen et al. (1985) und *Lee et al.* (2007b) stellen jedoch fest, dass der adhäsive Verbund an Human- oder Rinderzähnen durch die Lagerung in einer Kochsalzlösung beeinträchtigt werden kann. Zu gegenteiligen Ergebnissen kommen *Retief et al.* (1989). Weil aber in der vorliegenden Studie nicht der Bondingverbund im Fokus des wissenschaftlichen Interesses stand, konnte auf eine Kochsalzlösung als Aufbewahrungsmedium zurückgegriffen werden.

4.1.3.2 Kavitätengestaltung

Die in dieser Studie gewählte standardisierte Präparationsform entspricht einer ausgedehnten MOD-Kavität. Dies spiegelt den klinischen Alltag wider, in dem große Amalgamfüllungen oder ausgedehnte kariöse Läsionen vielfach mit umfangreichen Klasse-II-Kavitäten gefasst werden. Dabei ist zu beachten, dass in großen Kavitäten die verbleibende Zahnhartsubstanz geschwächt ist und deshalb die Höckerbeweglichkeit verstärkt ist. Auch nehmen bei der direkten Restaurierung die Polymerisationsschrumpfung und die thermische Expansion der Komposite zu (*Donly et al.* 1989). Die Präparation erfolgte in der vorliegenden Studie mit einem Schnellläufer-Winkelstück, das in einer zahntechnischen Fräsvorrichtung befestigt war. In das Winkelstück war ein birnenförmiger Diamant eingespannt. Auf diese Weise konnten geringfügig konvergierende Kavitätenwände präpariert werden. Entsprechend den Anforderungen einer Kompositrestauration wurden die seitlichen Schmelzränder mithilfe einer oszillierenden Feile zur Verbesserung der marginalen Integrität angeschrägt (*Haller & Günther* 1998, *Hilton & Ferracane* 1999, *Opdam et al.* 1998b). Mit dieser Maßnahme wurde im Rahmen der Schmelzkonditionierung ein besseres retentives Ätzmuster erzeugt als auf längs angeschnittenen Schmelzprismen. Darüber hinaus wurde auch das Risiko von Schmelzrandfrakturen reduziert. Auf die in der Literatur beschriebene okklusale Anshrägung der Schmelzränder (*Lüscher et al.* 1977, *Lüscher et al.* 1978, *Segura & Donly* 1993) wurde verzichtet, weil ein gutes Schmelzätzmuster durch

den günstigen Verlauf der Schmelzprismen auch ohne Randanschrägung erreichbar war.

Die unterschiedliche morphologische Gestaltung des Höcker-Fissurenreliefs der verwendeten Molaren lässt keine identische Kavitätenpräparation mit einer daraus resultierenden Volumenkonstanz der Kompositfüllungen zu. Ein planes Abtrimmen der Okklusalfläche hätte die Vergleichbarkeit der Kavitätenausdehnung in der vorliegenden Studie verbessert. Zur Vereinheitlichung des Präparationsdesigns in den approximalen Zwischenräumen wäre die Verwendung des SonicSys-Instrumentariums (Kavo) hilfreich gewesen. Die sonoabrasive Präparationstechnik hätte auf einfache Art und Weise die Gestaltung von reproduzierbaren standardisierten kastenförmigen Kavitäten mit vorgegebenen Randwinkeln ermöglicht (*Hugo et al.* 1996).

Molaren, bei denen es im Laufe der Präparation zu einer Eröffnung des Pulpenkavums kam, wurden sorgfältig aussortiert, denn eine endodontische Trepanation würde zu einer deutlichen Schwächung der verbleibenden Höcker (*Hofmann et al.* 1998, *Panitvisai & Messer* 1995) führen.

4.1.3.3 Füllmethoden

In wissenschaftlichen Abhandlungen über die Höckerdeformation werden zwei unterschiedliche Füllungstechniken beschrieben. Entweder wird die Restauration mithilfe einer oder mehrerer Schichten Komposit hergestellt (*Abbas et al.* 2003, *Giachetti et al.* 2006, *Palin et al.* 2005b, *Suliman et al.* 1993).

Bei der Ein-Schicht-Methode wird die gesamte Kavität mit einer einzigen Portion Komposit aufgefüllt. Die Nachteile dieser Methode bestehen in einer erhöhten Polymerisationsschrumpfung und dem daraus resultierenden Verlust des Komposit-Dentin-Verbundes (*Davidson et al.* 1984, *Eick & Welch* 1986). Infolgedessen können sich Randspalten bilden (*Abbas et al.* 2003). Weiterhin besteht die Möglichkeit, dass das Komposit nicht vollständig polymerisiert (*Tjan*

et al. 1992). Dadurch können die Restmonomeranteile des Kunststoffes herausgelöst werden. Die Zytotoxizität der Komposite kann sich verstärken (*Caughman et al.* 1991, *Pearson & Longman* 1989). Denn je niedriger der Polymerisationsgrad ist, desto mehr Restmonomere werden herausgelöst (*Rueggeberg & Craig* 1988). Durch die herabgesetzte Konversionsrate kann auch die Härte der Kompositrestauration signifikant vermindert werden (*Ernst et al.* 2000, *Lazarchik et al.* 2007). Aus diesen Gründen kam in der vorliegenden Arbeit nicht die Ein-Schicht-Füllungstechnik sondern die Mehr-Schicht-Technik zur Anwendung.

Die Testzähne wurden mithilfe von acht Inkrementen gefüllt. Auf diese Weise kann das Komposit jeder einzelnen Schicht vollständig photopolymerisieren und aushärten (*Palin et al.* 2005b). Daraus resultieren eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung (*Eick & Welch* 1986) und eine Reduktion der Höckerauslenkung (*Lee et al.* 2007a, *Park et al.* 2008). Damit geht auch eine Verbesserung der Randqualität zwischen Zahn und Kompositrestauration einher (*Eick & Welch* 1986).

Auf eine Unterschichtung mit fließfähigem Komposit zur Stressreduktion und zur Erzielung einer verbesserten Randschlussqualität ist in dieser Arbeit verzichtet worden (*Cho et al.* 2006, *Feilzer et al.* 1990). Der nützliche Effekt dieser Maßnahme wird auch teilweise in Frage gestellt (*Lindberg et al.* 2005).

Um In-vivo-Bedingungen zu simulieren, erfolgte die Restaurierung der Kavitäten in einem Wärmeschrank bei 27°C (*Plasmans et al.* 1994).

4.1.3.4 Verwendetes Lichtpolymerisationsgerät

Die Photopolymerisation der Kompositrestaurationen wurde mithilfe einer Polymerisationslampe (Elipar Freelight 2, 3M ESPE) auf Basis der „LED-Technik“ (1200 mW/cm²) durchgeführt. Eine konventionelle Halogenlampe kam nicht zum Einsatz. Die Anwendung einer „LED-Leuchte“ erscheint in der vorliegenden Arbeit als sinnvoll, denn zum einen verringert sich der Temperaturanstieg während der Belichtungsphase in der Kompositrestauration

(*Bouillaguet et al. 2005, Tarle et al. 2002, Uhl et al. 2003*). Zum anderen kommen *Fleming et al (2007b)* in ihrer Studie zu dem Schluss, dass die Verwendung eines LED-Polymerisationsgerätes anstelle einer Halogenlampe zu einer Reduktion der Höckerauslenkung in großen MOD-Kavitäten beiträgt. Jedoch wurden die Kompositproben 20 s anstelle der vom Hersteller empfohlenen 10 s belichtet. Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt, dass nach einer Belichtung von nur 10 s die Konversionsrate in der Kompositmatrix deutlich abfällt (*Beun et al. 2007, Tarle et al. 2002*). Aufgrund einer unzureichenden Konversionsrate können unvernetzte Monomere aus der Kompositmatrix diffundieren (*Tanaka et al. 1991*) und allergologische und toxikologische Effekte auslösen (*Bouillaguet et al. 2000, Schweikl et al. 2005*). Eine Bestrahlungszeit von 10 s mit einem LED-Polymerisationsgerät ist deshalb für eine suffiziente Aushärtung der Kompositmatrix nicht ausreichend (*Beun et al. 2007, Tarle et al. 2002*).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit sowie der E-Modul sind neben weiteren mechanischen Eigenschaften, wie zum Beispiel der Oberflächenhärte oder der Zugfestigkeit, wichtige Materialparameter, welche die Widerstandskraft des Füllungswerkstoffes gegenüber den physiologischen Kaukräften beschreiben.

Die Mittelwerte für die Biegefestigkeit der fünf getesteten Komposite liegen zwischen 113,6 MPa (Grandio[®]) und 63,1 MPa (025Grand). Es gibt keine signifikanten Unterschiede zwischen 050Grand, 025Grand und 000Grand. Damit weist Grandio[®] als ein Nanohybridkomposit, im Vergleich zu den experimentellen ormocerhaltigen Kunststoffmischungen, die größte Biegefestigkeit auf. Für zahnärztliche Füllungskunststoffe, die für die Restaurierung von Okklusalfächen vorgesehen sind, schreibt die EN 24049 eine Mindestbiegefestigkeit von 100 MPa nach einem Tag Lagerung in einem

Wärmebad bei 37°C vor (*Rzanny et al.* 2007). In der vorliegenden Studie erreichte nur Grandio® dieses festgelegte Limit. Es erzielte mit Abstand den höchsten Mittelwert der Einzelmessungen und übertraf um ca. 13,6 % den geforderten Grenzwert. Im Vergleich dazu lagen die Mittelwerte der einzelnen Messungen von 025Grand um ca. 37 % unter den festgelegten 100 MPa. Der geringfügig erhöhte Füllstoffgehalt von Grandio® (87 Gew.-%), im Vergleich zu dem experimentellen Ormocer (84 Gew.-%), kann dieses Ergebnis bedingt haben. *Rodrigues et al.* (2007) stellten in ihrer Studie fest, dass ein direkter Zusammenhang zwischen dem Fülleranteil und der Biegefestigkeit eines Komposits besteht. Neben dem Füllersystem kann auch der unterschiedliche monomere Aufbau der Kompositmatrix die Biegefestigkeit beeinflusst haben (*Peutzfeldt* 1997). In dieser Studie waren die Mittelwerte der Messergebnisse von Grandio®, 075Grand und 025Grand signifikant verschieden. Dieses Resultat legt nahe, dass auch der zunehmende Matrixanteil von anorganischen-organischen Copolymeren in den Kompositmischungen Einfluss auf die reduzierte Biegefestigkeit genommen hat. *Manhart et al.* (2000) verglichen in ihrer Studie die Biegefestigkeit verschiedener Seitenzahnkomposite mit einem ormocerhaltigen Komposit. Die Autoren kommen jedoch zu dem Schluss, dass nicht der unterschiedliche Aufbau der Kompositmatrix, sondern der variable Füllstoffgehalt die Biegefestigkeitswerte beeinflusst haben.

Die in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnisse für die Biegefestigkeit liegen nicht ganz im Rahmen der in der Literatur veröffentlichten Werte. Die Firma VOCO gibt für das Komposit Grandio® eine auf der Grundlage der ISO-Norm 4049 geprüfte Biegefestigkeit von 161 MPa an (*VOCO* 2006). *Beun et al.* (2007) ermitteln in ihrer Studie für das gleiche Komposit im 3-Punkt-Biegeversuch nach der gleichen Norm eine Biegefestigkeit von ca. 108,5 MPa. *Lohbauer et al.* (2006) erzielten im 4-Punkt-Biegeversuch eine Biegefestigkeit von 114,9 MPa. Diese Werte liegen entweder um 20,5 % (*VOCO* 2006) oder auch um 1,1 % (*Lohbauer et al.* 2006) über bzw. um 4,5 % (*Beun et al.* 2007) unter dem in der vorliegenden Studie ermittelten Messwert von 113,6 MPa. Weder vom Hersteller noch in der Literatur liegen für das experimentelle

Ormocer Biegefestigkeitswerte vor, weil dieser Füllungswerkstoff nur für die vorliegende Studie von VOCO produziert und zur Verfügung gestellt wurde. Interessant ist es, die Biegefestigkeitswerte des experimentellen Ormocers mit denen von Definite[®] und Admira[®] zu vergleichen. Beide Produkte sind zahnärztliche Füllungswerkstoffe, die auf einer Ormocermatrix basieren. *Janda et al.* (2006) gaben in ihrer Studie eine nach der ISO-Norm 4049 ermittelte Biegefestigkeit von 91,6 MPa für Definite[®] und 86,6 MPa für Admira[®] an. Diese Vergleichswerte liegen deutlich über denen des experimentellen Ormocers (72,0 MPa).

Sabbagh et al. (2002) stellen in ihren Arbeiten fest, dass zahnärztliche Füllungskunststoffe den mechanischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin ähnlich sein sollten. *Esser et al.* (1998) geben in ihren Untersuchungen eine Biegefestigkeit von 10 MPa für den Zahnschmelz und 50 MPa für das Dentin an. Die Biegefestigkeitswerte der in der vorliegenden Studie untersuchten Komposite liegen alle über den von *Esser et al.* (1998) beschriebenen Werten.

4.2.2 Elastizitätsmodul

Der E-Modul ist eine Materialkonstante und wird aus dem Hooke'schen Gesetz abgeleitet. Je größer der E-Modul ist, desto stärkere elastische Kräfte bringt der Festkörper bei einer vorgegebenen spezifischen Deformation auf (*Stuart & Klages* 2002). Für zervikale Kavitäten (Klasse V) müssen die Komposite einen niedrigen E-Modul aufweisen, um sich bei Zahnauslenkungen hinreichend biegen und dehnen zu können. Für okklusale und proximale Kavitäten (Klasse I und II) wird ein hoher E-Modul benötigt, um die Kräfte der Höckerdeformation auszugleichen (*Lambrechts et al.* 1987). Je größer der E-Modul ist, umso größer ist zum einen die Steifheit des Materials, zum anderen vergrößert sich aber auch die Zugspannung, welche das Füllungsmaterial auf die Höcker ausübt (*Gonçalves et al.* 2008, *Kleverlaan & Feilzer* 2005, *Zhao et al.* 1997). In den Messergebnissen der vorliegenden Studie lässt sich eine deutlich abgestufte Reihe der E-Module erkennen. Die Mittelwerte der

Einzelmessungen variieren zwischen 15,1 GPa (Grandio®) und 11,1 GPa (025Grand). Die Ergebnisse von Grandio®, 075Grand, 050Grand und 000Grand sind signifikant verschieden. Demnach weist Grandio® als ein Nanohybridkomposit den größten E-Modul auf. Wichtige Faktoren, die dieses Ergebnis beeinflussen, sind zum einen der unterschiedliche Füllkörpergehalt und zum anderen die verschiedenartige chemische Zusammensetzung der Kompositmatrix.

Der Fülleranteil der verwendeten Komposite variiert zwischen 84 Gew.-% (000Grand) und 87 Gew.-% (Grandio®). Zahlreiche Studien belegen, dass die Höhe des E-Moduls mit dem Füllstoffgehalt korreliert (*Bauer et al.* 1995, *Braem et al.* 1986, *Braem et al.* 1987, *Chung et al.* 2004, *Draughn* 1981, *Ikejima et al.* 2003, *Lohbauer et al.* 2006, *Masouras et al.* 2008, *Rodrigues et al.* 2007, *Ruyter* 1988). Dies kann eine Erklärung dafür sein, weshalb Grandio® auch den größten E-Modul aufweist und sich in diesem werkstoffkundlichen Parameter signifikant von allen anderen getesteten Kompositen unterscheidet. Die Füllkörpergröße kann in der vorliegenden Arbeit keinen Einfluss auf den E-Modul genommen haben, weil in der Matrix aller verwendeten Komposite Nanofüller vorhanden waren. Aber auch die unterschiedliche Zusammensetzung der Kompositmatrix kann zu dem vorliegenden Resultat beigetragen haben. Denn mit zunehmendem Anteil von anorganischen-organischen Copolymeren in den Kompositmischungen nahm auch der E-Modul ab.

Die in dieser Arbeit ermittelten Werte für den E-Modul weichen von den veröffentlichten Daten ab. Für Grandio® gibt die Firma VOCO ein nach der ISO-Norm 4049 ermittelten E-Modul von 17,1 GPa an (VOCO 2006). *Beun et al.* (2007) ermitteln nach derselben Norm im 3-Punkt-Biegeversuch einen E-Modul von ca. 14,2 GPa. *Lohbauer et al.* (2006) beobachten im 4-Punkt-Biegeversuch einen E-Modul von 16,2 GPa. Damit liegt der in der vorliegenden Studie ermittelte Wert (15,1 GPa) um ca. 13,1 % unter den Herstellerangaben, ca. 7,1 % unter den von *Lohbauer et al.* (2006) und ca. 6,1 % über den von *Beun et al.* (2007) publizierten Daten. Der E-Modul des experimentellen

Ormocers (11,3 GPa) kann mit Definite[®] und Admira[®] verglichen werden. *Janda et al.* (2006) geben in ihrer Studie einen nach der gleichen Prüftechnik ermittelten E-Modul von 8,8 GPa für Definite[®] und 7,3 GPa für Admira[®] an. Diese Vergleichswerte sind deutlich geringer als der E-Modul des in dieser Studie verwendeten experimentellen Ormocers.

Die EN 24049 schreibt keinen Mindestwert für den E-Modul lichthärtender zahnärztlicher Füllungskunststoffe zur Anwendung im Seitenzahnbereich vor. Jedoch ist ein ausreichender E-Modul in der klinischen Anwendung von Bedeutung. Sowohl *Leinfelder et al.* (1999) als auch *Unterbrink & Liebenberg* (1999) fordern deshalb in ihren Publikationen einen E-Modul von mindestens 10 GPa. *Willems et al.* (1993b) sind weiterhin der Auffassung, dass Seitenzahnkomposite ein dem Dentin ähnliches E-Modul haben sollten. Bezüglich des E-Moduls für den Zahnschmelz und das Dentin werden in der Literatur unterschiedliche Angaben gemacht. Die Werte variieren zwischen 72,2 bis 94 GPa für den Zahnschmelz und 18,7 bis 24 GPa für das Dentin (*Brauer et al.* 2008, *Urabe et al.* 2000, *van Meerbeek et al.* 1993, *Willems et al.* 1993a, *Xu et al.* 1998). Die mechanischen Eigenschaften aller getesteten Komposite liegen für den E-Modul einerseits über den von *Leinfelder et al.* (1999) und *Unterbrink & Liebenberg* (1999) geforderten Werten, andererseits deutlich unter den in der Literatur publizierten Daten für das Dentin.

4.2.3 Polymerisationsschrumpfung

Eines der ungelösten Probleme konventioneller Hybridkomposite ist die Polymerisationsschrumpfung. Diese verursacht ein Ablösen des Füllungsmaterials von den Kavitätenwänden und Randspaltbildungen an den Restaurationsrändern (*Eick & Welch* 1986). Deshalb ist es Ziel von Forschung und Entwicklung, niedrig schrumpfende Komposite herzustellen.

Für die in dieser Studie getesteten Komposite liegen nach 60 Minuten die Mittelwerte der Polymerisationsschrumpfung zwischen 2,14 Vol.-% (Grandio[®]) und 1,79 Vol.-% (025Grand). Die Medianwerte der Einzelmessungen von

Grandio® und dem experimentellen Ormocer sind signifikant verschieden. Damit weist Grandio® die höchste Polymerisationsschrumpfung auf. In der Literatur wird eine Veränderung in der Materialzusammensetzung als eine mögliche Ursache für eine reduzierte Schrumpfung beschrieben. Demnach kann durch eine Erhöhung des Fülleranteils und eine Verringerung der Füllkörpergröße die Polymerisationsschrumpfung reduziert werden (Aw & Nicholls 2001). Diese Annahmen können aber in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Zum einen ist der Füllerdurchmesser der getesteten Restaurationsmaterialien ähnlich, weil alle Komposite ausschließlich Nanofüller enthalten. Zum anderen weist Grandio® mit einem etwas höheren Fülleranteil eine höhere Schrumpfung auf als das reine experimentelle Ormocer mit einem niedrigeren Fülleranteil. Tendenziell zeigt sich in dieser Studie, dass mit zunehmendem Ormocergehalt in der Kompositmatrix, hier 025Grand und 000Grand, die Polymerisationsgeschwindigkeit und die Volumenschrumpfung abnehmen. Aus diesen Beobachtungen lässt sich ableiten, dass die Ormocermatrix sowohl für die verminderte Kontraktionsgeschwindigkeit als auch für die geringere Polymerisationsschrumpfung verantwortlich ist. Laut Herstellerangaben liegt die Volumenschrumpfung für Grandio® bei 1,57 % und damit um ca. 26,6 % deutlich niedriger als der in dieser Studie ermittelte Wert (VOCO 2006). Weitere unabhängige Messwerte der Polymerisationsschrumpfung von Grandio® konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Das getestete reine experimentelle Ormocer kann mit den Kompositen Definite® und Admira® verglichen werden. Hofmann et al. (2003a) ermittelten mit dem gleichen Versuchsaufbau für Definite® eine Volumenschrumpfung von ca. 2,6 %. Civelek et al. (2003) publizierten für Admira® einen Wert von 2,1 Vol.-%. Diese Vergleichsdaten verdeutlichen, dass das in der zugrundeliegenden Studie verwendete reine experimentelle Ormocer mit 1,87 Vol.-% eine niedrigere Volumenschrumpfung aufweist.

Der charakteristische Kurvenverlauf der Polymerisationsschrumpfung, der bei allen getesteten Kompositproben aufgetreten ist, wird nachfolgend erklärt. Während der ersten Sekunden der Belichtung kommt es in der Kompositprobe

zu drei getrennten Prozessen, die sich parallel überlagern. Zum einen erfolgt durch die Belichtung des Probenkörpers mit der Polymerisationslampe eine geringe thermische Expansion des Komposits, die deutlich durch den exothermen chemischen Härtungsprozess des Komposits verstärkt wird. Zum anderen findet zeitgleich eine Schrumpfung des Prüfkörpers durch die Polymerisation des Komposits statt. Die thermische Expansion tritt damit zu Beginn der Bestrahlung einer beschleunigten reaktionsbedingten Schrumpfung entgegen. Unmittelbar nach Abschluss der Belichtungsphase ist ein zweiter geringer Anstieg der Polymerisationsgeschwindigkeit zu erkennen. Dieser Effekt wird zum einen durch die thermische Kontraktion der Materialprobe, zum anderen durch die reaktionsbedingte Schrumpfung hervorgerufen. Die Temperaturänderungen in den Kompositproben konnten mithilfe des einpolymerisierten Messdrahtes für jeden Prüfkörper nachgewiesen werden. Vergleichbare Feststellungen über die Schrumpfung bei Gebrauch von LED-Leuchten werden von *Hofmann et al.* (2002) getroffen.

4.2.4 Polymerisationsschrumpfungskraft

Die Messungen und die daraus resultierenden Ergebnisse der Schrumpfungskraft sind klinisch relevanter als die ausschließliche Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung (*Schattenberg et al.* 2007). Die Polymerisationsschrumpfungsspannung überträgt sich auf die Kavitätenwände. Dadurch werden zum einen die Höcker ausgelenkt und zum anderen kann die Integrität des adhäsiven Verbundes an den Restaurationsrändern negativ beeinflusst werden. Infolgedessen bilden sich Mikroleckagen (*Fleming et al.* 2007b). Die Schrumpfungsspannung wird sowohl durch den E-Modul des Komposits als auch durch die Volumenschrumpfung des Restaurationsmaterials bedingt (*Li et al.* 2008). Weitere Faktoren sind die Konversionsrate und die Geschwindigkeit der Polymerisationsreaktion (*Braga & Ferracane* 2002). Eine hohe Lichtintensität und ein kleiner C-Faktor verursachen ebenfalls eine erhöhte Polymerisationsschrumpfungsspannung (*Bouschlicher et al.* 1997). Die

Ergebnisse der vorliegenden Arbeit variieren von 3,1 MPa für das experimentelle Ormocer bis 4,8 MPa für das Nanohybridkomposit Grandio[®]. Diese Daten sind auch signifikant verschieden. Es ist festzustellen, dass Grandio[®] mit den höchsten Werten für den E-Modul (15,1 GPa) und die Volumenschrumpfung (2,1 Vol.-%) auch die größte Schrumpfungsspannung 60 Minuten nach Beginn der Polymerisation aufweist. Hingegen entwickelt das reine experimentelle Ormocer mit niedrigerem E-Modul (11,3 GPa) und kleinerer Volumenschrumpfung (1,9 Vol.-%) eine geringere Schrumpfungsspannung (vgl. Abb. 18). Damit werden die Angaben von *Li et al.* 2008 bestätigt, nach denen die Schrumpfungsspannung in einem direkten Zusammenhang mit der Volumenschrumpfung und dem E-Modul steht.

4.2.5 Höckerdeformation

Durch den während der Polymerisation stattfindenden Schrumpfungsprozess der Komposite werden die Höcker einer Klasse-II-Kavität aufeinander zu bewegt (*Lee & Park* 2006).

Die Durchschnittswerte für die gesamte Höckerauslenkung der fünf verwendeten Komposite liegen zwischen -20,6 µm (Grandio[®]) und -15,5 µm (050Grand und 025Grand). Grandio[®] weist die höchste Höckerauslenkung auf. Mit den gemischten Kompositen bis hin zu dem reinen experimentellen Ormocer konnten statistisch signifikant geringere Höckerdeformationen erzielt werden. Jedoch erreichen die Unterschiede zwischen diesen experimentellen Restaurationsmaterialien nicht das Niveau statistischer Signifikanz.

Betrachtet man die Ergebnisse der Höckerauslenkung, kann eine eindeutige Tendenz festgestellt werden. Die Komposite mit höheren E-Modulen, Volumenschrumpfungen und Schrumpfungsspannungen verursachen auch eine größere Höckerauslenkung (vgl. Abb. 19, 20). Diese Resultate werden in weiteren Studien bestätigt (*Cara et al.* 2007, *Causton et al.* 1985, *Lee & Park* 2006). Dabei sind große Höckerauslenkungswerte für die Integrität der Zahnhartsubstanz als negativ zu beurteilen (*Fleming et al.* 2007b). Bei einer

übermäßigen Höckerdeformation wird die Dehngrenze des Dentins überschritten und es können sich Risse im Dentin bilden. Infolgedessen können an dem betroffenen Zahn Symptome des „Cracked-Tooth-Syndroms“ auftreten, die sich als stechende Schmerzen sowohl bei Be-, als auch bei Entlastung äußern (*Ehrmann & Tyas 1990*).

Auch wenn in der vorliegenden Studie für jedes getestete Komposit signifikant unterschiedliche Werte der Höckerauslenkung wünschenswert gewesen wären, lässt sich in der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse feststellen, dass es durch die Verwendung von ormocerhaltigen Kompositen zu einer deutlichen Reduktion der Höckerauslenkung kommt.

Ein alternativer Weg, die Höckerdeformation zu verringern, ohne dabei den E-Modul zu erhöhen, könnte der Gebrauch von vorpolymerisierten Füllkörpern sein. *Munksgaard et al. (1987)* kommen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass ein ausgewogenes Mischungsverhältnis aus Makrofüllern, verdichteten Mikrofüllern und vorpolymerisierten Füllkörpern zu einer Verminderung der Höckerauslenkung führt.

4.3 Schlussfolgerungen

Die niedrigste Biegefestigkeit und der geringste E-Modul wurden mit dem reinen experimentellen Ormocer bzw. mit dessen Mischkompositen erzielt. Mit dem reinen experimentellen Ormocer konnte die kleinste Polymerisationsschrumpfungsspannung und eine signifikant reduzierte Höckerdeformation nachgewiesen werden.

Es wurde die Hypothese der Studie bestätigt, dass Komposite mit vergleichbaren Schrumpfungseigenschaften und höheren E-Modulen eine größere Höckerdeformation während der Aushärtungsphase erzeugen als Komposite mit kleineren E-Modulen.

Die Polymerisationsschrumpfungsspannung und die Höckerauslenkung beruhen nicht nur auf der Polymerisationsschrumpfung, sondern auch auf dem E-Modul.

Ormocerhaltige Füllungsmaterialien besitzen eine mit Nanohybridkompositen vergleichbare Polymerisationsschrumpfung. Darüber hinaus weisen sie einen geringeren E-Modul und eine niedrigere Polymerisationsschrumpfungsspannung auf. Deshalb ist ihre klinische Anwendung empfehlenswert.

Der Gebrauch von vorpolymerisierten Füllern könnte die Polymerisationsschrumpfung und damit die Höckerdeformation reduzieren, ohne dabei den E-Modul zu erhöhen.

Detaillierte Studien, die diese Hypothese beweisen, sind bis heute noch nicht publiziert und sollten daher in naher Zukunft durchgeführt werden.

5 Zusammenfassung

Trotz großer wissenschaftlicher Anstrengungen in den letzten zwanzig Jahren stellt die Polymerisationsschrumpfung bis zum heutigen Tag ein unbewältigtes Problem in der adhäsiven Restaurationstechnik dar. Infolge der Schrumpfung treten Zugspannungen an den Kavitätenwänden, Höckerauslenkungen und Randspaltbildungen an den Restaurationsrändern auf. Daraus erwachsen unerwünschte klinische Folgen, die zum Versagen und zum Verlust der Kompositfüllung führen können. Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war es, den Einfluss des E-Moduls auf die Höckerdeformation zu untersuchen. Dazu wurden Komposite verwendet, die eine ähnliche Schrumpfung, aber unterschiedliche E-Module aufweisen.

Untersucht wurden ein Nanohybridkomposit (Grandio[®], VOCO), ein photopolymerisierendes experimentelles Ormocer (VOCO) sowie drei Mischungen dieser beiden Komposite im Verhältnis 75% / 25%, 50% / 50% und 25% / 75%. Als grundlegende Materialparameter wurden mithilfe des 3-Punkt-Biegeversuches unter Einhaltung der Norm EN 24049 die Biegefestigkeit und der E-Modul ermittelt. Zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung kam die von *Watts & Cash* (1991) beschriebene Deflecting Disk Technique zur Anwendung. Die Werte für die Polymerisationsschrumpfungsspannung wurden von Marwan Alazraqi mithilfe des Bioman[®] - Spannungsmessgerätes erhoben. Zur Determination der Höckerauslenkung wurden 30 extrahierte kariesfreie Oberkiefermolaren in fünf Gruppen zu je sechs Zähnen aufgeteilt. In jedem Versuchsmolar wurde eine standardisierte MOD-Kavität mit einem rotierenden Präparationsinstrument angelegt und mittels einer zuvor festgelegten Inkrementtechnik gefüllt. Mithilfe von induktiven Wegaufnehmern erfolgte die Messung der durch die Polymerisation hervorgerufenen Höckerauslenkungen. Mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse wurden signifikante Unterschiede zwischen den Mittelwerten bestimmt. Für den Einzelgruppenvergleich kam der

„Tukey`s post-hoc Test“ zur Anwendung. Das Signifikanzniveau betrug $p < 0,05$.

Die höchsten Biegefestigkeitswerte wurden mit dem Nanohybridkomposit Grandio® gemessen. Ebenso zeigt Grandio® den größten in dieser Studie gemessenen E-Modul. Vergleicht man die Werte für die Polymerisationsschrumpfungsspannung, besteht ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$) zwischen dem kommerziellen Nanohybridkomposit und dem reinen experimentellen Ormocer. Dieses Restaurationsmaterial weist die geringste Polymerisationsspannung auf. Bei den Kompositen mit einer ormocerhaltigen Matrix lagen die Werte für die Polymerisationsschrumpfung teilweise nicht signifikant niedriger als bei dem getesteten Nanohybridkomposit. Betrachtet man die Ergebnisse für die Höckerauslenkung, wird deutlich, dass sich die Ergebnisse für Grandio® und für reines experimentelles Ormocer signifikant voneinander unterscheiden ($p < 0,05$). Dabei weist Grandio® die höchste Höckerdeformation auf.

Die unterschiedlichen Resultate von Grandio® und reinem experimentellem Ormocer sind in erster Linie auf die verschiedenartige Zusammensetzung der Kompositmatrizes zurückzuführen. Aufgrund der in dieser Studie gewonnenen Erkenntnisse kann resümiert werden, dass die Polymerisationsschrumpfungsspannung und die Höckerauslenkung nicht allein von der Polymerisationsschrumpfung abhängig sind, sondern maßgeblich auch vom E-Modul des Restaurationsmaterials beeinflusst werden. Die Verwendung von ormocerhaltigen Kompositmaterialien scheint eine empfehlenswerte Alternative zu sein, um bei niedrigen Schrumpfungswerten gleichzeitig den E-Modul und die Polymerisationsschrumpfungsspannung zu minimieren. Eine weitere Möglichkeit, die Polymerisationsschrumpfung zu verringern, ohne gleichzeitig den E-Modul zu erhöhen, kann der Gebrauch von vorpolymerisierten Füllern sein.

6 Literaturverzeichnis

3M ESPE: A collection of scientific results: Filtek™ Silorane. 3M ESPE Seefeld, 2007

Abbas G, Fleming GJP, Harrington E, Shortall ACC, Burke FJT: Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 31, 437-444 (2003)

Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJA, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B: Dynamic elastic modulus of "packable" composites. *Dent Mater* 17, 520-525 (2001)

Araujo FO, Vieira LC, Monteiro Junior S: Influence of resin composite shade and location of the gingival margin on the microleakage of posterior restorations. *Oper Dent* 31, 556-561 (2006)

Asmussen EK: Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. *Scand J Dent Res* 90, 490-496 (1982)

Asmussen E, Peutzfeldt A: Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater* 14, 51-56 (1998)

Asmussen E, Peutzfeldt A: Polymerization contraction of resin composite vs. energy and power density of light-cure. *Eur J Oral Sci* 113, 417-421 (2005)

Atai M, Watts DC: A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater* 22, 785-791 (2006)

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S: 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech* 34, 1269-1277 (2001)

Aw TC, Nicholls JI: Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent* 26, 498-504 (2001)

Bandyopadhyay S: A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mat Res* 16, 135-144 (1982)

Bauer C, Kunzelmann K-H, Hickel R: Simulierter Nahrungsabrieb von Kompositen undOrmoceren. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 635-638 (1995)

Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 48, 59-67 (1982)

Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA: Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp: *J Oral Pathol* 11, 439-450 (1982)

Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G: Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater* 23, 51-59 (2007)

Bouillaguet S, Wataha JC, Virgillito M, Gonzalez L, Rakich DR, Meyer J-M: Effect of sub-lethal concentrations of HEMA (2-hydroxyethyl methacrylate) on THP-1 human monocyte-macrophages, in vitro. *Dent Mater* 16, 213-217 (2000)

Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I: Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 72, 260-270 (2005)

Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10, 88-96 (1997)

Bowen RL: Properties of a silica reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 66, 57-64 (1963)

Bowen RL: Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 58, 1493-1503 (1979)

Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 106, 475-477 (1983)

Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G: The impact of composite structure on its elastic response. *J Dent Res* 65, 648-653 (1986)

Braem M, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G: Determination of Young's modulus of dental composites: a phenomenological model. *J Mater Sci* 22, 2037-2042 (1987)

Brännström M, Nyborg M: Cavity treatment with a microbicidal fluoride solution: growth of bacteria and effect on the pulp. *J Prosthet Dent* 30, 303-310 (1973)

Brännström M, Torstenson B, Nordenvall KJ: The initial gap around large composite restorations in vivo: The effect of etching enamel walls. *J Dent Res* 63, 681-684 (1984)

Brännström M, Mattsson B, Torstenson B: Materials techniques for lining composite resin restorations: a critical approach. *J Dent* 19, 71-79 (1991)

Braga RR, Ferracane JL: Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res* 81, 114-118 (2002)

Brauer DS, Saeki K, Hilton JF, Marshall GW, Marshall SJ: Effect of sterilization by gamma radiation on nano-mechanical properties of teeth. *Dent Mater* 24, 1137-1140 (2008)

Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV: Flexural strengths of fiber-reinforced composites polymerized with conventional light-curing and additional postcuring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 132, 524-527 (2007)

Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ: Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent* 35, 482-489 (2007)

Caughmann WF, Caughmann GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS: Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 12, 737-740 (1991)

Causton BE, Miller B, Sefton J: The deformation of cusps by bonded posterior composite-dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *Br Dent J* 159, 397-400 (1985)

Chen MY, Chen CR, Hsu SH, Sun SP, Su WF: Low shrinkage light curable nanocomposite for dental restorative material. *Dent Mater* 22, 138-145 (2006)

Cho E, Chikawa H, Kishikawa R, Inai N, Otsuki M, Foxton RM, Tagami J: Influence of elasticity on gap formation in a lining technique with flowable composite. *Dent Mater J* 25, 538-544 (2006)

Choi KK, Ferracane JL, Hilton TJ, Charlton D: Properties of packable dental composites. *J Esthet Dent* 12, 216-226 (2000)

Chung KH: The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res* 69, 852-856 (1990)

Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT: Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials* 25, 2455-2460 (2004)

Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC: Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites. *Oper Dent* 28, 635-641 (2003)

Cox CF, Keall CL, Keall HJ, Ostro E, Bergenholtz G: Biocompatibility of surface-sealed dental materials against exposed pulps. *J Prosthet Dent* 57, 1-8 (1987)

Cunha LG, Alonso RC, Sobrinho LC, Sinhoreti MA: Effect of resin liners and photoactivation methods on the shrinkage stress of a resin composite. *J Esthet Restor Dent* 18, 29-36 (2006)

Davidson CL, DeGee AJ, Feilzer AJ: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerisation contraction stress. *J Dent Res* 63, 1396-1399 (1984)

de Gee AJ, Davidson CL, Smith A: A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *J Dent* 9, 36-42 (1981)

de Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL: True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater* 9, 11-14 (1993)

de Jager N, Pallav P, Feilzer AJ: The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater* 20, 457-462 (2004)

Dennison JB, Craig RG: Physical properties and finished surface texture of composite restorative resins. *J American Dent Assoc* 85, 101-108 (1972)

Donly KJ, Wild TW, Bowen RL, Jensen ME: An in vitro investigation of the effects of glass inserts on the effective composite resin polymerization shrinkage. *J Dent Res* 68, 1234-1237 (1989)

Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP: Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintess Int* 21, 883-886 (1990)

Draughn RA: Effects of temperature on mechanical properties of composite dental restorative materials. *J Biomed Mater Res* 15, 489-495 (1981)

Eakle WS, Ito RK: Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occlusodistal composite resin restorations. *Quintessence Int* 21, 369-374 (1990)

Ehrmann EH, Tyas MJ: Cracked tooth syndrome: diagnosis, treatment and correlation between symptoms and post-extraction findings. *Aust Dent J* 35, 105-112 (1990)

Eick JD, Welch FH: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17, 103-111 (1986)

Eick JD, Robinson SJ, Byerley TJ, Chappelow CC: Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 24, 632-640 (1993)

Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilway KV, Giese GJ, Glaros AG, Pinzino CS: Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater* 23, 1011-1017 (2007)

Ellakwa A, Cho N, Lee IB: The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. *Dent Mater* 23, 1229-1235 (2007)

Ernst CP, Heimeier I, Stender E, Willershäusen B: Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. *Dtsch Zahnärztl Z* 2, 139-144 (2000)

Esser M, Tinschert J, Marx R: Materialkennwerte der Zahnhartsubstanz des Rindes im Vergleich zur humanen Zahnhartsubstanz. *Dtsch Zahnärztl Z* 53(10), 713-717 (1998)

Europäisches Komitee für Normung: Zahnheilkunde-Füllungskunststoffe. EN 24049, 1993

Fano V, Ortalli I, Pizzi S, Bonanini M: Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning. *Biomaterials* 18, 467-470 (1997)

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66, 1636-1639 (1987)

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL: Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 59, 297-300 (1988)

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 6, 167-171 (1990)

Ferracane JL, Greener EH: The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 20, 121-131 (1986)

-
- Ferracane JL, Condon JR: Rate of elution of leachable components from composite. *Dent Mater* 6, 282-287 (1990)
- Ferracane JL, Ferracane LL, Musanje L: Effect of light activation method on flexural properties of dental composites. *Am J Dent* 16, 318-322 (2003)
- Fleming GJ, Cara RR, Palin WM, Burke FJ: Cuspal movement and microleakage on premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a "soft-start" polymerisation protocol. *Dent Mater* 23, 637-643 (2007a)
- Fleming GJ, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJ: Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using LED light curing unit. *J Dent* 35, 97 (2007b)
- Floyd CJE, Dickens SH: Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater* 22, 1143-1149 (2006)
- Garoushi S, Vallittu PK, Watts DC, Lassila LVJ: Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *Dent Mater* 24, 606-610 (2008)
- Ge J, Trujillo M, Stansbury J: Synthesis and photopolymerization of low shrinkage methacrylate monomers containing bulky substituent groups. *Dent Mater* 21, 1163-1169 (2005)
- Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R: A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 7, 79-88 (2006)
- Gonçalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR: Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. *J Dent Res* 87, 367-371 (2008)
- González-López S, Díaz MAV, de Haro-Gasquet F, Ceballos L, de Haro-Muñoz C: Cuspal flexure of teeth with composite restorations subjected to occlusal loading. *J Adhes Dent* 9, 11-15 (2007)
- Haller B, Thull R, Klaiber B, Schmitz A: Höckerstabilisierung durch Adhäsivnlays in MOD-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 45, 660-663 (1990)
- Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9, 191-197 (1993)
- Haller B, Günther J: Randqualität von Klasse-II-Kompositfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53, 330-336 (1998)

Hasegawa T, Itho K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H: Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent* 26, 389-395 (2001)

Hay JN, Shortall AC: Polymerization contraction and reaction kinetics of three chemically activated restorative resins. *J Dent* 16, 172-176 (1988)

Hellwig E, Klimek J, Achenbach K: Auswirkung der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 270-273 (1991)

Hellwig E, Klimek J, Attin Th: Einführung in die Zahnerhaltung. Urban & Fischer, München 2003

Hennig AC, Helbig EB, Haufe E, Richter G, Klimm HW: Die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit dem Ormocer®-basierenden Füllungssystem Admira®. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 114, 104-114 (2004)

Hilton TJ, Ferracane JL: Cavity preparation factors and microleakage of class II composite restorations filled at intraoral temperatures. *Am J Dent* 12, 123-130 (1999)

Hickel R: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 572-585 (1997)

Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice KJ: New direct restorative materials. *Int Dent J* 48, 3-16 (1998)

Hofmann N, Just N, Haller B, Hugo B, Klaiber B: The effect of glass ionomer cement or composite resin bases on restoration of cuspal stiffness of endodontically treated premolars in vitro. *Clin Oral Invest* 2, 77-83 (1998)

Hofmann N, Hugo B, Klaiber B: Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 110, 471-479 (2002)

Hofmann N, Denner W, Hugo B, Klaiber B: The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent* 31, 383-393 (2003a)

Hofmann N, Markert T, Hugo B, Klaiber B: Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *Am J Dent* 16, 421-430 (2003b)

Hugo B, Stassinakis A, Hotz P, Klaiber B: Reproduzierbare Präparation standardisierter Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 746-750 (1996)

Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF: Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 19, 206-211 (2003)

Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R: Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60 321-334 (2005)

Irie M, Hatanaka K, Suzuki K, Watts DC: Immediate versus water-storage performance of class V flowable composite restoratives. *Dent Mater* 22, 875-883 (2006)

Jacobsen PH: Working time of polymeric materials. *J Dent Res* 55, 244-251 (1976)

Janda R: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe I. *Quintessenz* 39, 1067-1073 (1988a)

Janda R: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe II. *Quintessenz* 39, 1243-1253 (1988b)

Janda R: Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe III. *Quintessenz* 39, 1393-1398 (1988c)

Janda R, Roulet JF, Latta M, Rüttermann St: The effects of thermocycling on the flexural strength and flexural modulus of modern resin-based filling materials. *Dent Mater* 22, 1103-1108 (2006)

Jantararat J, Panitvisai P, Palamara JEA, Messer HH: Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *J Dent* 29, 75-82 (2001)

Jørgensen KD, Itoh K, Munksgaard EC, Asmussen E: Composite wall-to-wall polymerization contraction in dentin cavities treated with various bonding agents. *Scand J Dent Res* 93, 276-279 (1985)

Kim KH, Ong JL, Okuno O: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 87, 642-649 (2002)

Kleverlaan CJ, Feilzer AJ: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 21, 1150-1157 (2005)

Kron J, Amberg-Schwab S, Schottner G: Functional coatings on glass using Ormocer[®]-Systems. *J Sol-Gel Sci Tech* 2, 189-192 (1994)

Kullmann W, Pötters G: Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 39, 96-100 (1984)

Labella R, Davy KW, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G: Monomethacrylate co-monomers for dental resins. Eur J Oral Sci 106, 816-824 (1998)

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G: Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. Dent Mater 15, 128-137 (1999)

Lai JH, Johnson AE: Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. Dent Mater 9, 139-143 (1993)

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G: Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent 12, 53-78 (1987)

Latorre-García M, Alvarez-Gayosso C, Barceló-Santana F, Vera-Graziano R: Study of shrinkage-strain and contraction rates of commercial and experimental compomers. Dent Mater 22, 1063-1070 (2006).

Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA: Hardness comparison of bulk-filled/transooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. J Prosthet Dent 98, 129-140 (2007)

Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM, Lim BS: The effect of consistency, specimen geometry and adhesion on the axial polymerization shrinkage measurement of light cured composites. Dent Mater 22, 1071-1079 (2006)

Lee SY, Park SH: Correlation between the amount of linear polymerization shrinkage and cuspal deflection. Oper Dent 31, 364-370 (2006)

Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB: Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration. Dent Mater 23, 288-295 (2007a)

Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV: Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. J Am Dent Assoc 138, 1599-1603 (2007b)

Leinfelder KF, Bayne SC, Swift EJ Jr: Packable composites: overview and technical considerations. J Esthet Dent 11, 234-249 (1999)

Li J, Li H, Fok SL: A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization. *Dent Mater* 24, 923-931 (2008)

Lindberg A, van Dijken JW, Hörstedt P: In vivo interfacial adaptation of class II resin composite restorations with and without a flowable resin composite liner. *Clin Oral Invest* 9, 77-83 (2005)

Lösche GM, Neuerburg CM, Roulet, JF: Die adhäsive Versorgung konservativer Klasse-II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 48, 26-30 (1993)

Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A: Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 76B, 114-120 (2006)

Lohbauer U, Müller FA, Petschelt A: Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater* 24, 250-256 (2008)

Lopes GC, Baratieri LN, Monteiro S, Vieira LCC: Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo. *Quintessence Int* 35, 156-161 (2004)

Lovell LG, Newman SM, Bowmann CN: The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behaviour of dimethacrylate dental resins. *J Dent Res* 78, 1469-1476 (1999)

Lüscher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR: Microleakage and marginal adaptation in conventional and adhesive class II restorations. *J Prosthet Dent* 37, 300-309 (1977)

Lüscher B, Lutz F, Ochsenbein H, Mühlemann HR: Microleakage and marginal adaptation of composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 39, 409-413 (1978)

Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld TH: Komposits – Klassifikation und Wertung. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 93, 914-929 (1983)

Lutz F, Krejci I, Luescher B, Oldenburg TR: Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence Int* 17, 659-664 (1986a)

Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR: Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int* 17, 777-784 (1986b)

Lutz F, Krejci I, Barbakow F: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7, 107-113 (1991)

Manhart J, Hollwich B, Mehl A, Kunzelmann KH, Hickel R: Randqualität von Ormocer- und Kompositfüllungen in Klasse-II-Kavitäten nach künstlicher Alterung. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 89-95 (1999)

Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R: Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 16, 33-40 (2000)

Masouras K, Silikas N, Watts DC: Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater* 24, 932-939 (2008)

Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". *J Dent* 25, 321-330 (1997a)

Mehl A, Sobota M, Hickel R: Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 824-827 (1997b)

Mitra SB, Wu D, Holmes BN: An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc* 134, 1382-1390 (2003)

Morin DL, Douglas WH, Cross M, De Long R: Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent Mater* 4, 41-48 (1988)

Moszner N, Gianasmidis A, Klapdohr S, Fischer UK, Rheinberger V: Sol-gel materials 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxysilane methacrylates and further nano-components. *Dent Mater* 24, 851-856 (2008)

Munksgaard EC, Hansen EK, Kato H: Wall-to-wall polymerization contraction of composite resins versus filler content. *Scand J Dent Res* 95, 526-531 (1987)

Nakayama WT, Hall DR, Grenoble DE, Katz JL: Elastic properties of dental resin restorative materials. *J Dent Res* 53, 1121-1126 (1974)

Nalçacı A, Salbaş M, Ulusoy N: The effects of soft-start vs continuous-light polymerization on microleakage in Class II resin composite restorations. *J Adhes Dent* 7, 309-314 (2005)

Nass R, Arpac E, Glaubitt W, Schmidt H: Modelling of ormocer coatings by processing. *J Non-Cryst Sol* 121, 370-374 (1990)

Oberländer H, Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Kopp A: Clinical performance of polyacid-modified resin restorations using „softstart-polymerization“. *Clin Oral Invest* 3, 55-61 (1999)

Opdam NJM, Roeters FJM, Feilzer AJ, Verdonschot EH: Marginal integrity and postoperative sensitivity in class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* 26, 555-562 (1998a)

Opdam NJM, Roeters FJM, Kuijs R, Burgersdijk RCW: Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 80, 274-279 (1998b)

Palin WM, Fleming GJP, Marquis PM: The reliability of standardized flexure strength testing procedures for a light-activated resin-based composite. *Dent Mater* 21, 911-919 (2005a)

Palin WM, Fleming GJP, Nathwani H, Burke FJT, Randall RC: In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dent Mater* 21, 324-335 (2005b)

Panitvisai P, Messer HH: Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endodont* 21, 57-61 (1995)

Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M: The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater* 24, 257-266 (2008)

Papsthart G: Effizienz verschiedener Verfahren zur Polymerisation von Befestigungskompositen. Med Diss, Würzburg 2000

Park SH, Krejci I, Lutz F: Consistency in the amount of linear polymerization shrinkage in syringe-type composites. *Dent Mater* 15, 442-446 (1999)

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB: How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater* 24, 1501-1505 (2008)

Pearson GJ, Longman CM: Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 16, 57-61 (1989)

Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105, 97-116 (1997)

Plasmans PJ, Creugers NH, Hermsen RJ, Vrijhoef MM: Intraoral humidity during operative procedures. *J Dent* 22, 89-91 (1994)

Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F: Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 23, 1129-1135 (2007)

Price RB, Rizkalla AS, Hall GC: Effect of stepped light exposure on the volumetric polymerization shrinkage and bulk modulus of dental composites and an unfilled resin. *Am J Dent* 13, 176-180 (2000)

Rees JS, Jacobsen PH: The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 5, 41-44 (1989)

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH: Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endodont* 15, 512-516 (1989)

Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR: The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 2, 269-273 (1989)

Richards ND, Antonucci JM: The effects of two monofunctional diluent monomers and two photoinitiator systems on the properties of UDMA-based composites. *Am J Dent* 20, 147-152 (2007)

Ritter JE: Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent Mater* 11, 147-151 (1995)

Rodrigues SA Jr, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF: Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. *Braz Oral Res* 21, 16-21 (2007)

Rodrigues SA Jr, Ferracane JL, Della Bona A: Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater* 24, 426-431 (2008)

Roulet JF: Degradation of dental polymers. Karger-Verlag, Basel 1987

Rueggeberg FA, Craig RG: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 67, 932-937 (1988)

Rueggeberg FA, Margeson DH: The effect of oxygen inhibition on an unfilled / filled composite system. *J Dent Res* 69, 1652-1658 (1990)

Ruyter IE: Composites-characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 2, 122-129 (1988)

Rzanny A, Welker D: Biegefestigkeitsprüfungen an Kompositen im methodischen Vergleich. *Quintessenz Zahntech* 19(12), 1467-1473 (1993)

-
- Rzanny A, Welker D: Milieubezogene Biegefestigkeits- und Elastizitätsuntersuchungen an Komposits. *Quintessenz Zahntech* 20, 1325-1330 (1994)
- Rzanny A, Göbel R, Küpper H: Moderne Verblendkomposite – ein werkstoffkundlicher Vergleich. *Dtsch Zahnärztl Z* 62, 733-746 (2007)
- Sabbagh J, Vreven J, Leloup G: Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* 18, 64-71 (2002)
- Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E: Soft-start polymerization and marginal gap formation in vitro. *Am J Dent* 14, 145-147 (2001)
- Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, De Long R, Douglas WH: Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater* 7, 186-190 (1991)
- Schattenberg A, Meyer GR, Gräber H, Willershausen B, Röhrig B, Ernst CP: Spannungsoptische Messungen zur Polymerisationsschrumpfkraft schrumpfreduzierter experimenteller Komposite. *Dtsch Zahnärztl Z* 62, 518-524 (2007)
- Schweikl H, Hiller KA, Bolay C, Kreissi M, Kreismann W, Nusser A, Steinhauser S, Wiczorek J, Vasold R, Schmalz G: Cytotoxic and mutagenic effects of dental composite materials. *Biomaterials* 26, 1713-1719 (2005)
- Segura A, Donly KJ: In vitro posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil* 20, 495-499 (1993)
- Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI: Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *J Dent* 31, 97-103 (2003)
- Sharp LJ, Sy A, Rui Y, Suh BI: Cure kinetics of composites using video imaging. *Am J Dent* 18, 141-144 (2005)
- Skrtic D, Stansbury JW, Antonucci JM: Volumetric contraction and methacrylate conversion in photo-polymerized amorphous calcium phosphate/methacrylate composites. *Biomaterials* 24, 2443-2449 (2003)
- Söderholm KJ: Die hydrolytische Degradation von Composites. Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen. *Phillip J* 6, 323-328 (1988)
- Söderholm KJM, Roberts MJ: Influence of water exposure on the tensile strength of composites. *J Dent Res* 69, 1812-1816 (1990)

Soh MS, Yap AU, Yu T, Shen ZX: Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent* 29, 571-577 (2004)

Song YX, Inoue K: Linear shrinkage of photo-activated composite resins during setting. *J Oral Rehabil* 28, 335-341 (2001)

Staninec M, Kim P, Marshall GW, Ritchie RO, Marshall SJ: Fatigue of dentin-composite interfaces with four-point bend. *Dent Mater* 24, 799-803 (2008)

Stansbury JW: Curing dental resins and composites by photopolymerisation. *J Esthet Dent* 12, 300-308 (2000)

Stuart HA, Klages G, Kurzes Lehrbuch der Physik. Springer-Verlag, Berlin 2002

Suansuwan N, Swain MV: Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. *J Oral Rehabil* 28, 133-139 (2001)

Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS: Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. *Dent Mater* 9, 6-10 (1993)

Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS: Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 71, 7-12 (1994)

Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wakasa K, Yamaki M: Residual monomers (TEGDMA and Bis-GMA) of a set visible-light-cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil* 18, 353-362 (1991)

Tarle Z, Meninga A, Knezevic A, Sutalo J, Ristic M, Pichler G: Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED unit. *J Oral Rehabil* 29, 662-667 (2002)

Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y: ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials* 24, 2097-2103 (2003)

Tiba A, Charlton DG, Vandewalle KS, Ragain JC Jr: Comparison of two video-imaging instruments for measuring volumetric shrinkage of dental resin composites. *J Dent* 33, 757-763 (2005)

Titely KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV: The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 43, 305-311 (1998)

Tjan AHL, Berg BH, Lidner C: Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent* 67, 62-66 (1992)

Uhl A, Mills RW, Jandt KD: Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials* 24, 1809-1820 (2003)

Unterbrink GL, Liebenberg WH: Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30, 249-257 (1999)

Urabe I, Nakajima M, Sano H, Tagami J: Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent* 13, 129-135 (2000)

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72, 1434-1442 (1993)

Venhoven BJ: Dental resin composites - curing and contraction. Bio-Rad, Veenendaal 1996

Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL: Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 75, 871-878 (1996)

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH: Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 77, 1435-1445 (1998)

Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, De Long R, Douglas WH: Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restration. *Dent Mater* 20, 554-564 (2004)

Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH: The influence of cuing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent Mater* 23, 777-784 (2007)

VOCO: Scientific documentation Grandio® / Grandio® Flow. VOCO, Cuxhaven, 2006

Walls AW, McCabe JF, Murray JJ: The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent* 16, 177-181 (1988)

Watts DC: Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 15, 38-43 (1987)

Watts DC, Cash AJ: Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 7, 281-287 (1991)

Watts DC, Marouf AS: Optimal specimen geometry in bonded-disk shrinkage-strain measurements on light-cured biomaterials. *Dent Mater* 16, 447-451 (2000)

Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM: Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater* 19, 1-11 (2003)

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 21, 68-74 (2005)

Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G: Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. *J Biomed Mater Res* 27, 747-755 (1993a)

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G: Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24, 641-658 (1993b)

Wilson HJ: Properties of radiation-cured restorative resins. London: Franklin Scientific Projects 11-16 (1978)

Wolter H, Storch W: The influence of molecular structure on the properties of inorganic-organic copolymers. *Polymer Adv Tech (Pat 93)*, Oxford (1993)

Wolter H, Storch W, Ott H: New inorganic/organic copolymers (Ormocer[®]s) for dental applications. *Mat Res Soc Symp Proc* 346, 143-149 (1994)

Xu HHK, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED: Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. *J Dent Res* 77, 472-480 (1998)

Zhao D, Botsis J, Drummond JL: Fracture studies of selected dental restorative composites. *Dent Mater* 13, 198-207 (1997)

7 Herstellerverzeichnis

Messverstärker:	Spider 8, Hottinger Baldwin Messtechnik, D-64293 Darmstadt
Wegaufnehmer:	W1T3, F.Nr. 30486 und 30487, Hottinger Baldwin Messtechnik, D-64293 Darmstadt
Photosensor:	Eigenkonstruktion
Wegaufnehmer:	HBM W1T3, F.Nr. 30486, Hottinger Baldwin Messtechnik, D-64293 Darmstadt
Computerprogramme:	Catman Easy, V1.0.2.0, Hottinger Baldwin Messtechnik, D-64293 Darmstadt Microsoft Excel, Microsoft, Redmont, WA, USA SPSS for Windows 10.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA Origin / The ultimate Solution, V 4.1, Microcal Software Inc., Northhampton, MA, USA
Universalprüfmaschine:	1445, Zwick, Materialprüfung, D-89079 Ulm-Eisingen
Objektträger:	Marienfeld, 76×26×1 mm, gereinigt, Kanten geschnitten, D-97922 Lauda-Königshofen
Deckgläser:	Knittel Gläser, 21×26×0,14 mm, D-38114 Braunschweig
Messdraht:	Thermoleitung isoliert, #32.230.283, Chempur, D-76204 Karlsruhe
Präparierdiamanten:	Nr. 836 KR 012, Komet, Gebr.Brasseler, D-32631 Lemgo Nr. 830 L 012, Komet, Gebr.Brasseler, D-32631 Lemgo Nr. 830 LEF 012, Komet, Gebr.Brasseler, D-32631 Lemgo

Winkelstück:	Schnellläufer-Winkelstück 25 LCS, Kavo, D-88400 Biberach/Riß
	Prepcontrol Kopf 61 LRG, Kavo, D-88400 Biberach/Riß
Autopolymerisat:	Paladur klar, Heraeus Kulzer, D-63450 Hanau
Silanhaftvermittler:	Monobond-S, Ivoclar Vivadent, D-73479 Ellwangen; CH# D61808
Ätzgel:	Phosphorsäureätzgel 36 %, Demedis Dental Depot GmbH, D-01099 Dresden, Ch# A0684
Adhäsiv:	Optibond FI Primer, Kerr/Hawe, CH-6934 Bioggio; Ch# 106355
	Optibond FL Adhäsiv, Kerr/Hawe, CH-6934 Bioggio; Ch# 108838
Kunststoffmatrizen:	Adapt Sectional Matrix Transparent, No.759, Kerr/Hawe, CH-6934 Bioggio
	Ruwa matrix strips (8 mm), Associated Dental Products LTD. Kemdent Works, Purton, Swindon, SN5 9HT U.K.
Spannringe:	Quickringe, Kentzler-Kaschner-Dental GmbH, D-73479 Ellwangen/Jagst
Polymerisationslampe:	Elipar Freelight 2, 3M ESPE, 82229 Seefeld; SN#15945
Komposite:	Grandio [®] , VOCO, D-27457 Cuxhaven; Ch# 531083
	75 % Grandio mit 25 % experimentellem Ormocer gemischt, VOCO,. D-27457 Cuxhaven, ChV 30892-A
	50 % Grandio mit 50 % experimentellem Ormocer gemischt, VOCO,. D-27457 Cuxhaven, ChV 30892-B

	25 % Grandio mit 75 % experimentellemOrmocer gemischt, VOCO, D-27457 Cuxhaven, ChV 30892-C
	100 % experimentellesOrmocer, VOCO, D-27457 Cuxhaven, ChV 29966
Keramikzylinder:	IPS Empress (T1), Ivoclar Vivadent, D-73479 Ellwangen
Wachs:	Periphery Wax, Surgident [®] , Heræus Kulzer, D-63450 Hanau
Wärmeschränk:	Typ: KB 600, Haræus, D-63450 Hanau
Wärmebad:	Mini-Wasserbad, Typ Julabo, Juchheim Labortechnik, D-54470 Bernkastel Kues
Thermostat:	Umwälzthermostat C 10, Typ 003-5009, Thermo Haake, D-78227 Karlsruhe
Mikrometerschraube:	Typ 156-101, Mitutoyo, D-41469 Neuss
Stoppuhr:	Digital Timer, MPG Consulting GmbH, 2450 Grenchen, Schweiz

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinen geliebten Eltern, die mir mein Studium der Zahnmedizin ermöglicht und mich bei meinem Werdegang unterstützt haben.

Herrn Professor Dr. med. dent. Bernd Klaiber danke ich für die Überlassung des Promotionsthemas.

Herrn Priv.-Doz. OA Dr. med. dent. Norbert Hofmann danke ich für die konstruktive Betreuung der gesamten Arbeit. Ohne seine Fachkenntnisse und sein großes Engagement, insbesondere bei der experimentellen Versuchsdurchführung und bei der statistischen Auswertung, wäre die vorliegende Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. med. dent. Alfred Renk für die Übernahme des Korreferats.

Ich bedanke mich weiter bei den Mitarbeitern der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde für ihre freundliche Unterstützung. Bei der Literaturrecherche wurde ich von unserer Bibliotheksleiterin Frau Martin zuverlässig und bestens beraten.

Für das unermüdliche Sammeln der extrahierten Molaren bedanke ich mich sehr bei den niedergelassenen Kolleginnen und Kollegen und ihren Praxisteams.

Lebenslauf

Persönliche Informationen

Name	Robert Wolfgang Schömig
Geburtsdatum	12.07.1980
Eltern	Josef und Marlene Schömig
Geburtsort	Würzburg
Familienstand	ledig
Konfession	römisch-katholisch

Schullaufbahn

1987 – 1991	Grundschule, Veitshöchheim
1991 – 1992	Hauptschule, Veitshöchheim
1992 – 1999	Deutschhaus-Gymnasium, Würzburg
1999 – 2001	Siebold-Gymnasium, Würzburg

Wehrdienst

2001 – 2002	Wehrdienst Standortsanitätszentrum Veitshöchheim
-------------	---

Studium

04 / 2002	Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
04 / 2003	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
09 / 2004	Zahnärztliche Vorprüfung
06 / 2007	Zahnärztliche Prüfung
07 / 2007	Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit

07 / 2007 – 12 / 2008	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dres. C. Richter und S. Retzbach in Unter- pleichfeld
01 / 2009 – 12 / 2009	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. U. Hofmann in Karlstadt
seit 02 / 2010	Vorbereitungsassistent in der Zahnarztpraxis Dr. S. Ritz in Oberelsbach

Veitshöchheim, den 22.01.2010