

Zahnklinik 1 – Zahnerhaltung und Parodontologie
Universitätsklinikum Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt

Polymerisationsspannung und -schrumpf
dentaler Füllungskomposite

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der
Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Andrea Grasser
aus
Bamberg



**Gedruckt mit Erlaubnis der
Medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg**

Dekan:	Prof. Dr. med. Dr. h.c. Jürgen Schüttler
Referent:	Prof. Dr. Axel Voß
Korreferent:	Prof. Dr. Anselm Petschelt
Tag der mündlichen Prüfung:	08. März 2011

Inhaltsverzeichnis

1	ZUSAMMENFASSUNG	1
2	EINLEITUNG	5
2.1	Komposite	5
2.1.1	Historischer Überblick	6
2.1.2	Zusammensetzung und Polymerisationsreaktion	7
2.1.3	Prinzipien der Adhäsivtechnik	12
2.1.4	Polymerisationsschrumpf	15
2.1.5	Polymerisationsspannung	17
2.2	Lösungsansätze zur Reduktion von Schrumpf und Spannung	18
2.2.1	Modifikation der Kompositkomponenten	18
2.2.2	Modifikation der Lichtintensität	19
2.2.3	Fülltechnik	20
2.2.4	Kavitätenkonfiguration	20
3	LITERATURÜBERSICHT	21
4	ZIELSETZUNG	28
5	MATERIAL UND METHODE	29
5.1	Stress	29
5.1.1	Versuchsaufbau	29
5.1.2	Versuchsablauf	32
5.1.3	Nomenklatur der Versuchsreihen und Messwertaufbereitung	33
5.1.4	Eichung der Messparameter	33
5.1.4.1	Eichung der Lichtintensität	33
5.1.4.2	Eichung des Dehnungsmessstreifens	34
5.2	Schrumpf	35
5.3	Materialcharakterisierung	36
5.4	Graphische Darstellung und Diagrammauswertung	39

6	ERGEBNISSE	41
6.1	Polymerisationsspannung	41
6.1.1	Ergebnisübersicht P1 und P2	41
6.1.2	Grad der Polymerisationsspannung	42
6.1.3	Initiale Steigung und Anfangsgeschwindigkeit	43
6.1.4	Statistische Auswertung	45
6.1.4.1	t-Test	45
6.1.4.2	Regressionsanalyse	47
6.2	Polymerisationsschrumpf	50
6.3	Vergleich von Polymerisationsschrumpf und -spannung	51
7	DISKUSSION	55
8	LITERATURVERZEICHNIS	60
9	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	67
10	ANHANG	68
10.1	Graphen zur Messung der Polymerisationsspannung über 30 min (P1)	68
10.2	Graphen zur Messung der Polymerisationsspannung über 12 h (P2)	73
10.3	Vergleich der Polymerisationsspannung nach 371 s und 30 Minuten	78
10.4	Spannungsanstieg zwischen 30 min und 12 h	79
11	DANKSAGUNG	80

1 Zusammenfassung

Einleitung

Ziel dieser Arbeit war es, Aussagen über den Zusammenhang von Polymerisationsschrumpf und Polymerisationsspannung zu treffen. Die Ergebnisse der dieser Studie zu Grunde liegenden Versuchsreihen wurden einander gegenübergestellt. Dabei konnte die Korrelation zwischen den im Komposit während der Polymerisation entstehenden mechanischen Spannungen und der gleichzeitigen Kontraktion des Füllungsmaterials beurteilt werden.

Material und Methode

Es wurden acht vergleichbare lichthärtende Komposite unterschiedlicher Hersteller im Hinblick auf die zu diskutierenden Parameter durch folgende zwei Methoden getestet: Die Polymerisationsspannung der untersuchten Proben wurde mittels einer speziell entwickelten Apparatur mit integriertem Dehnungsmessstreifen ermittelt. Das Polymerisationsverfahren für die Spannungsmessung beinhaltet die fünfminütige Lichthärtung des in eine In-vitro-Kavität eingebrachten Probenmaterials mit einer Halogenlampe bei simultaner Aufzeichnung der Polymerisationsspannung über 30 Minuten und über 12 Stunden. Grundlage für die Messung des Polymerisationsschrumpfes war die optisch-mikroskopische Aufzeichnung der linearen Kontraktion der Kompositproben. Die Ergebnisse hierfür entstammen der Parallelstudie von HÖSL [26]. Es wurden in beiden Fällen die Komposite Ceram X (Dentsply DeTrey, Konstanz), Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental, Frankfurt a. Main), Estelite Sigma Quick (Tokuyama, Altenberge), Gradia direct Posterior (GC, München), Grandio (Voco, Cuxhaven), Nanosit (Nordiska Dental, Ängelholm, Schweden), Synergy D6 (Coltène/Whaledent, Langenau) und Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) untersucht.

Ergebnisse

Die größten MPa-Angaben konnten bei den Nanohybrid-Kompositen Grandio (4,9 MPa) und Clearfil Majesty Posterior (4,8 MPa) verzeichnet werden. Das Mikrohybrid-Komposit Gradia direct Posterior (2,5 MPa) überzeugte mit der geringsten Spannungsentwicklung. Dieses Material zeichnet sich ebenso wie das vergleichbare Nanohybrid-Komposit Tetric Evo Ceram (2,9 MPa) durch Vorpolymerisate im Füllstoffanteil aus. Für Ceram X (3,0 MPa) sowie Estelite Sigma Quick (3,1 MPa) liegen durchschnittliche Werte vor, wohingegen bei den Kompositen Nanosit (3,8 MPa) und Synergy D6 (3,9 MPa) höhere Spannungen gemessen wurden. Bezüglich des Polymerisationsschrumpfes sind die ermittelten Werte zwischen 1,1 und 2,8 Vol.% wie folgt einzuordnen: Clearfil Majesty Posterior 1,1 Vol.%, Tetric Evo Ceram 1,2 Vol.%, Grandio 1,3 Vol.%, Gradia direct Posterior 1,4 Vol.%, Estelite Sigma Quick 1,5 Vol.%, Synergy D6 1,5 Vol.%, Ceram X 1,7 Vol.%, Nanosit 2,8 Vol.%.

Klinische Schlussfolgerungen

Bei stark schrumpfenden Kompositen darf eine hohe Spannungsentwicklung während der Polymerisation angenommen werden. Eine eindeutige Korrelation zwischen Polymerisationsschrumpf und -spannung konnte in dieser Studie nicht nachgewiesen werden. Gesichert ist jedoch, dass die Zusammensetzung und Verarbeitung von Kompositen, hier insbesondere die Lichthärtungsverfahren und Fülltechniken, einen maßgeblichen Einfluss auf das Kontraktionsverhalten und die Entwicklung von Spannungen nehmen.

English summary

Introduction

This study intends to look into the relations between polymerization shrinkage and polymerization stress. The results of the series of experiments leading to this study have been contrasted. The correlation of the mechanical stresses arising from the process of polymerization within the composites and the simultaneous contraction of the filling materials has been rated.

Materials and methods

Eight comparable light-curing composites by different producers have been tested relating to the parameters in question by means of these two methods: The polymerization stress of the specimens has been measured by means of a specially designed apparatus with an integrated strain gauge. Measuring the tension has been done by means of an halogen lamp and a light-curing procedure of 5 minutes on the sample material which had been brought into an in-vitro-cavity, simultaneously noting the polymerization stress beyond 30 minutes and beyond 12 hours. The polymerization shrinkage has been gauged by the optical and microscopic recording of the linear contraction of the composites. Its results have been based on the parallel study by Hösl [26]. In both cases these composites have been used: Ceram X (Dentsply DeTrey, Konstanz), Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental, Frankfurt a. Main), Estelite Sigma Quick (Tokuyama, Altenberge), Gradia direct Posterior (GC, München), Grandio (Voco, Cuxhaven), Nanosit (Nordiska Dental, Ängelholm, Schweden), Synergry D6 (Coltène/Whaledent, Langenau), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent, Ellwangen).

Results

The highest stress results have been found in the nano-hybrid-composites Grandio (4,9 MPa) and Clearfil Majesty Posterior (4,8 MPa). The micro-hybrid-composite Gradia direct Posterior (2,5 MPa) has convinced by the smallest stress development factor. This material as well as the comparable nano-

hybrid-composite Tetric Evo Ceram (2,9 MPa) has been distinguished by prepolymers in the filler amount. Ceram X (3,0 MPa) and Estelite Sigma Quick (3,1 MPa) have been on the average level, whereas the composites Nanosit (3,8 MPa) and Synergy D6 (3,9 MPa) have displayed higher stress factors. The factors found in the process of the polymerization shrinkage extend from 1,1 to 2,8 MPa: Clearfil Majesty Posterior 1,1 Vol.%, Tetric Evo Ceram 1,2 Vol.%, Grandio 1,3 Vol.%, Gradia direct Posterior 1,4 Vol.%, Estelite Sigma Quick 1,5 Vol.%, Synergy D6 1,5 Vol.%, Ceram X 1,7 Vol.%, Nanosit 2,8 Vol.%.

Clinical conclusions

Composites showing a high rate of shrinkage presumably lead to high stress in the process of polymerization. A clear-cut correlation between polymerization shrinkage and polymerization stress has not been proved in this study. These safe conclusions, however, may be drawn: The ingredients and the processing of composites – in this case the light-curing methods and filling techniques, in particular – have a decisive bearing on the contraction behavior and the growth of tensions.

2 Einleitung

Trotz der Etablierung zahnfarbener Komposite als alternatives Füllungsmaterial zu Amalgam bleiben die bei der Verarbeitung auftretenden Schwachpunkte Polymerisationsschrumpf und -spannung. Durch den adhäsiven Verbund von Füllungsmaterial und Kavitätenwand kann das Komposit zwar nicht frei schrumpfen, induziert jedoch zugleich kontraktionsbedingte Spannungen am Zahn-Adhäsiv-Interface. Folge hoher Polymerisationsspannungen sind initiale Rissbildungen am Verbund bis hin zu Höckerbewegungen (cuspal movement) und damit einhergehender Zahnfrakturen. Die Eigenspannung ist aufgrund der Polymerisationskontraktion im Kunststoff oft größer als die Haftfestigkeit des Materials zur Kavitätenwand. Die resultierenden Randspalten ermöglichen den Durchtritt von Bakterien, chemischen Stoffen und Flüssigkeit zwischen Kavitätenwand und Kompositfüllung mit der Konsequenz von Überempfindlichkeit des Zahnes sowie möglicher Sekundärkariesbildung infolge bakterieller Invasion.

Zur Kompensation der schrumpfbedingten Spannung mit den o. g. Folgen wurden Methoden wie die Verwendung von Kompositen mit hohem Füllstoffanteil, das Einbringen des Füllungsmaterials in Mehrschichttechnik (Inkrementtechnik) oder die Softstart-Lichthärtung entwickelt. Nicht zuletzt bieten viele Hersteller explizit schrumpfsarme Materialien an. Am Ende stellt sich die Frage, ob ein niedriger Schrumpf auch mit einer niedrigen Spannung korreliert.

2.1 Komposite

Die Bezeichnung Komposit ist zurückzuführen auf den angloamerikanischen Ausdruck *composite resin material*, hergeleitet von lat. *componere* (= zusammensetzen), *resina* (= Harz) und *materia* (= Stoff) [31]. Gegenwärtig sind Komposite im Vergleich zu Kompomeren, Hybrid-Ionomeren oder Glasionomerzementen das dominierende Material für direkte ästhetische zahnärztliche Restaurationen [8].

2.1.1 Historischer Überblick

Füllungskomposite wurden erstmals in den 1960er Jahren als mögliche Alternative zu bisherigen Materialien auf Acrylatbasis eingeführt [8, 18]. Mit der Einführung der Komposite durch BOWEN (1962) war der Grundstein für die bis heute rasante Entwicklung zahnfarbener Füllungsmaterialien gelegt. Einen wesentlichen Beitrag zum Erfolg leistete BUONOCORE (1955), auf den die Konditionierung von Zahnschmelz zur mikroretentiven Verankerung der Füllungskunststoffe zurückzuführen ist. Jedoch zeichneten sich schon bald Nachteile wie eine niedrige Verschleißfestigkeit, hoher Polymerisations-schrumpf, ungenügender Verbund zwischen Dentin und Komposit, mangelndes Randschlussvermögen sowie auch technische Hürden wie beispielsweise die optimale Gestaltung von Approximalkontakten und Kauflächen ab. Schließlich war das Einsatzgebiet der ersten Dentalkomposite auf die Kavitätenklassen III, IV und V limitiert [18].

In den 1970er und 80er Jahren etablierte sich die Versorgung von Frontzahnkavitäten mit schmelzbegrenzten Rändern. Erst Mitte der 90er Jahre wurde die Versorgung im okklusionstragenden Seitenzahnbereich möglich. Hierzu beigetragen haben u. a. die Entwicklung hinreichend stabiler Komposite (Hybridkomposite) sowie die Praxis neuer Inkrement- und Insertionsverfahren. So konnte die Qualität von Restaurationen durch modifizierte Präparations- und Füllungstechniken (z. B. Schichttechnik) und neuartige Formgebungshilfen enorm verbessert werden. Mit dem Durchbruch praxisreifer Dentinadhäsive gelang es durch Benetzung der Dentinoberfläche zusätzlich zur Schmelzätzung einen innigen und dichten Verbund zum Restaurationsmaterial herzustellen.

1994 kamen Kompomere (polyalkenmodifizierte Komposite) als lichthärtende Einkomponentenpasten auf den Markt. Bei diesem Füllungsmaterial wurde versucht, die positiven Eigenschaften von Glasionomerkompositen und Kompositen, wie etwa die kariespräventive Wirkung durch Freisetzung von Fluoriden, eine hohe Abrasionsstabilität sowie gute ästhetische Ergebnisse, zu vereinen.

Ab 1995 kamen ergänzend zu den bisherigen stopfbaren Füllungskunststoffen fließfähige Komposite (flowables) auf den Markt. Diese ermöglichen bis heute eine optimierte und erleichterte Versorgung von Zahnhalsdefekten und Mikrokavitäten sowie bei einfachen und erweiterten Fissurenversiegelungen. Weiterhin ist die Anwendung von „flowables“ in ausgedehnten Klasse I und Klasse II Kavitäten indiziert. Hierbei appliziert man vor der eigentlichen Füllung eine erste Schicht aus fließfähigem Komposit, welches gerade an die sonst schwer zugänglichen Kavitätenwände gut anfließt. Diese kombinierte Applikationstechnik aus stopfbarem und fließfähigem Komposit wurde erstmals 1990 von KEMP-SCHOLTE & DAVIDSON [27] als „Lining-Technik“ beschrieben.

Der heutige Fortschritt in der Entwicklung und Optimierung von dentalen Füllungskompositen und nicht zuletzt die wachsende Forderung nach ästhetischer Perfektion bewegt immer mehr Zahnärzte und Zahnärztinnen dazu, auch im kaubelasteten Seitenzahnbereich (Klasse-II-Kavitäten) zahnfarbene Kompositmaterialien anstelle von Amalgam für die plastische Füllungstherapie zu verwenden.

Bei der Vielzahl der bis heute auf dem Markt erhältlichen Dentalkomposite ergibt sich ein breit gefächertes Indikationsgebiet. So finden die nunmehr praxisreifen zahnärztlichen Kompositmaterialien nicht nur als Füllungsmaterial im Front- und Seitenzahnbereich Anwendung, sondern auch als Fissurenversiegler, Befestigungskomposite, z. B. für Keramik- und Komposit-inlays, als Stumpfaufbaumaterial sowie in der Kieferorthopädie zur Befestigung kieferorthopädischer Bänder und Brackets.

2.1.2 Zusammensetzung und Polymerisationsreaktion

Kompositmaterialien bestehen aus einer organischen Matrixphase, darin verteilten anorganischen Füllstoffen und einer Verbundphase aus trifunktionellen Alkoxysilanen. Hierbei sind lichthärtende Ein-Komponenten-Komposite von selbsthärtenden Zwei-Komponenten-Kompositen zu

differenzieren. Während bei letztgenannten die katalysatorvermittelte Polymerisationsreaktion rein chemisch abläuft, bedarf die Härtung von einphasigen Kompositen zusätzlich blauen sichtbaren Lichts im Wellenlängenbereich von 420 bis 480 nm [44]. Insgesamt weisen lichthärtende Materialien deutlich bessere Verarbeitungseigenschaften, eine bessere Festigkeit, Farbstabilität und Lagerfähigkeit sowie einen höheren Polymerisationsgrad im Vergleich zu den chemisch härtenden Systemen auf und dominieren am Markt.

Die Kunststoffmatrix lichthärtender Komposite setzt sich aus Monomeren und Comonomeren mit einer, zwei oder drei endständigen Doppelbindungen (Mono-, Di-, Trimethacrylate) sowie verschiedenen Additiven wie Initiatoren (z. B. Kampherchinon als Photoinitiator), Inhibitoren (z. B. Hydrochinon-Monomethylether HQME) bzw. bei Autopolymerisaten Photostabilisatoren und Akzeleratoren zusammen (vgl. Tab. 1.1). Sie bildet die Gerüstsubstanz für die silanisierten Füllkörper. Als Monomere werden heute vor allem sehr viskose, hochmolekulare Verbindungen wie das von RAFAEL L. BOWEN entwickelte Bis-GMA (Bis-Phenol-A-Glycidyl-Methacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat) verwendet. Durch Polymerisation dieser Verbindungen härtet der Kunststoff aus. Zusätzlich wirken die in der Gerüstsubstanz enthaltenen niedermolekularen Comonomere (EGDMA, DEGDMA, TEDMA, TEGDMA) verdünnend und ermöglichen somit das Beimengen von Füllstoffen bis zu 85 Gew.% bzw. 70 Vol.% bei modernen Feinpartikelhybridkompositen [8, 21, 48].

Die Abbildungen 1.1 bis 1.3 zeigen die Strukturformeln der wichtigsten Monomere und Comonomere dentaler Komposite [2].

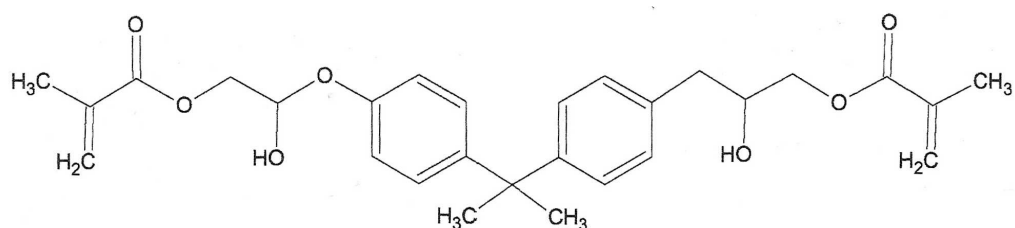


Abb. 2.1 Strukturformel von Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA)

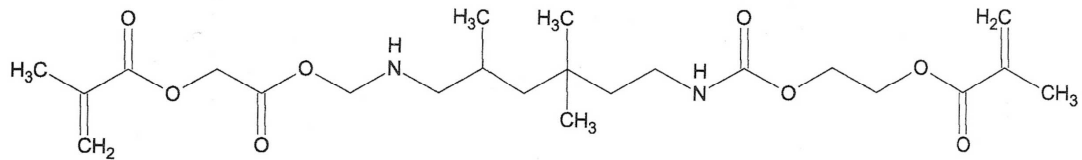


Abb. 2.2 Strukturformel von Urethandimethacrylat (UDMA)

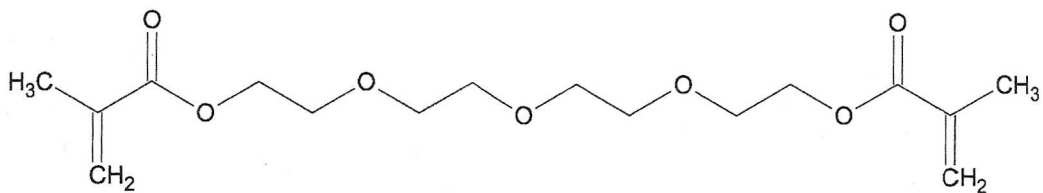


Abb. 2.3 Strukturformel von Tetraethylenglycol-Dimethacrylat (TEGDMA)

Komposite lassen sich nach der Art und Größe der Füllerpartikel wie folgt charakterisieren:

Makrogefüllte Kunststoffe enthalten konventionelle Füllerpartikel (Makrofüller), die durch Zermahlen von Glas, Quarz und Keramik hergestellt werden. Aufgrund der vergleichsweise großen Partikel ($\varnothing$ 0,6 - 5 μm) ist ein Herausbrechen oberflächlicher Füller (plucking out) bei makrogefüllten Kompositen nicht selten [44]. Die dadurch raue Oberfläche begünstigt Plaqueanlagerung und Verfärbungen. Durch die Entwicklung von mikrogefüllten Kunststoffen ($\varnothing$ 0,04 - 0,05 μm) gelang es, dem plucking out entgegen zu wirken und höchste Polierbarkeit zu erreichen. Die hierbei verwendeten Mikrofüller aus pyrogenem Silikat (Aerosil) können nur zu 30 - 60 Gew.% beigemischt werden, da sie die Viskosität des Komposits enorm steigern und mit steigendem Anteil die Verarbeitbarkeit durch Erreichen einer Fließgrenze einschränken. Als nachteilig erweist sich die schnelle Materialermüdung stark beanspruchter Stellen, was insbesondere bei Füllungen im Inzisalkantenbereich leicht zum kohäsiven Bruch (chipping) führen kann. In der modernen Füllertechnologie finden Nanofüller mit einer

Partikelgröße ab 5 nm insbesondere in Mischkompositen (Hybride) Anwendung. Feinpartikelhybride schließlich vereinen die speziellen Eigenschaften von makro- und mikrogefüllten Kompositen. Sie enthalten als Füllerpartikel sowohl gemahlenes Glas als auch feinstes Siliciumdioxid. Hierbei werden Partikel von 0,6 – 1,0 µm Größe sowie teilweise auch Nanokomplexe bevorzugt verwendet [48].

Silane (organische Siliziumverbindungen) der Verbundphase verbinden sich chemisch durch eine Esterreaktion mit dem Füller und werden zugleich über den hydrophoben Molekülteil (Kohlenwasserstoffreste mit reaktiven Doppelbindungen) in das Polymergeflecht der organischen Matrix eingebunden [21]. Sie ermöglichen einen stabilen Verbund zwischen organischer Matrix- und anorganischer Füllstoffphase.

Die Komponenten eines zahnmedizinischen Füllungskomposites sind in Abb. 2.4 zusammenfassend dargestellt.

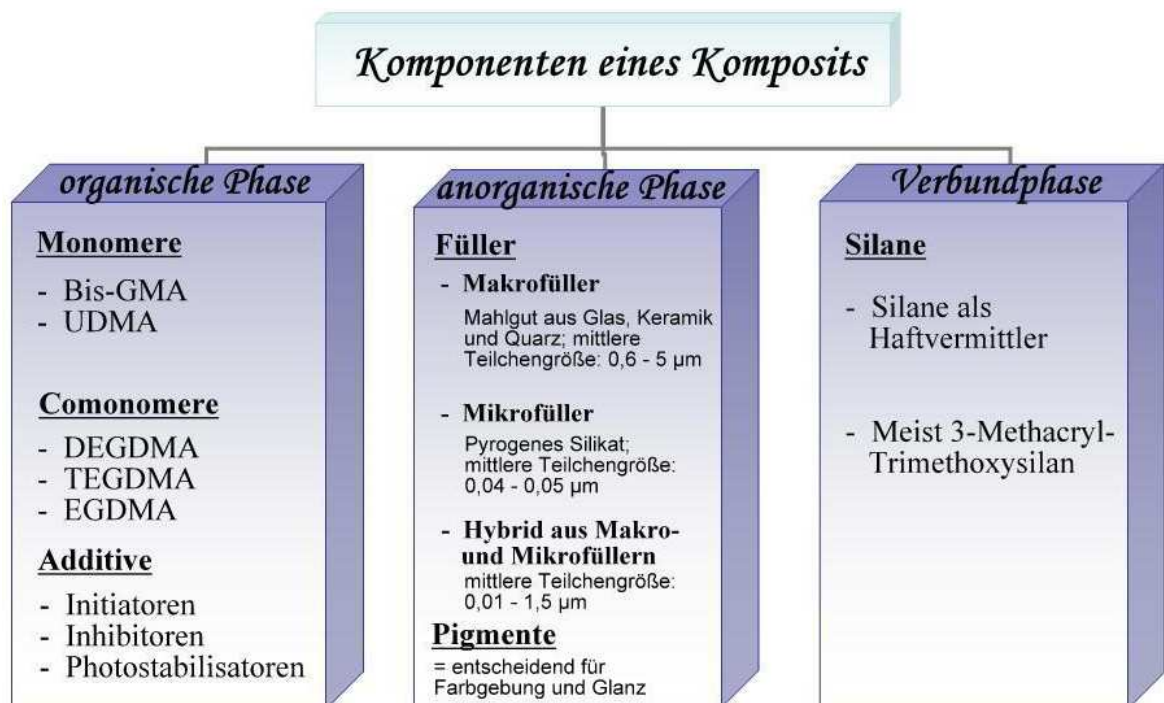


Abb. 2.4 Komponenten eines Dental-Komposits nach KULLMANN [31]

Grundlage für die Aushärtung eines Komposit-Kunststoffes ist die Radikalkettenpolymerisation. Hierbei werden die Monomere und Comonomere so zu langen Ketten verknüpft, dass ein netzartiges Gerüst aus Matrix entsteht, in welchem die silanisierten Füllstoffe chemisch fest verankert sind.

Unter der Bezeichnung Polymerisation von Kunststoffen versteht man eine chemische Reaktion, bei welcher einzelne Bausteine (Monomere), meist ungesättigte organische Verbindungen, unter Auflösung der endständigen Doppelbindungen zu langen Ketten (Polymere) verknüpft werden. Dabei unterscheidet man bei der klassischen Polymerisationsreaktion eine Start-, Wachstums- und Abbruchreaktion. Im Folgenden soll die radikalische Polymerisationsreaktion von lichthärtenden Kompositen näher erläutert werden (vgl. Abb. 2.5).

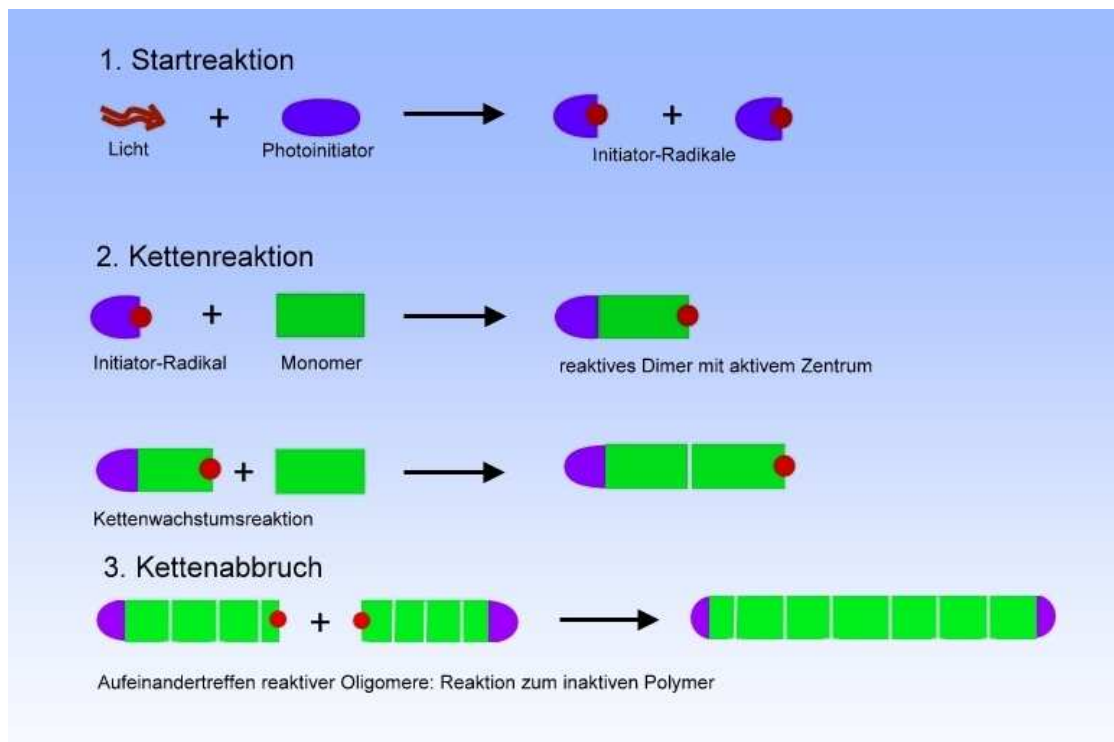


Abb. 2.5 Radikalische Polymerisationsreaktion lichthärtender Dentalkomposite.

Während der initialen Startreaktion trifft blaues Licht im Bereich von 420 - 480 nm oder langwellige UV-Strahlung einer Wellenlänge von 320 - 400 nm auf ein Initiator-molekül (z. B. Kampherchinon), welches durch die energiereiche Strahlung in zwei Radikale zerfällt. Ein durch diese endotherme Reaktion gebildetes Startradikal $R\cdot$ spaltet die Doppelbindung (π -Bindung) eines Monomermoleküls (zum Beispiel Bis-GMA) auf, sodass ein reaktives Dimer mit aktivem Zentrum entsteht. In einer Wachstumsreaktion wird das aktive Zentrum nach Reaktion mit einem weiteren Monomer auf dieses übertragen, wodurch ein neues aktives Zentrum entsteht. Der Abbruch dieser Kettenreaktion erfolgt entweder durch Aufeinandertreffen zweier Moleküle mit je einem aktiven Zentrum oder gezielt durch Inhibitor-moleküle (z. B. Hydrochinon-monomethylether). Diese fangen spontan auftretende freie Radikale ab, um eine vorzeitige Polymerisation zu verhindern.

2.1.3 Prinzipien der Adhäsivtechnik

Unter Adhäsion versteht man das Aneinanderhaften von Körpern, die in engem Kontakt zueinander stehen. Betrachtet man nun zum einen die hydrophile Oberfläche beschliffener Zahnhartsubstanz und andererseits die hydrophoben Materialeigenschaften von Kompomeren und Komposit-kunststoffen, so bedarf es der Verwendung von Dentinadhäsiven, um einen festen Verbund zwischen Schmelz bzw. Dentin und Füllungsmaterial zu erreichen. Zugleich spielt die adhäsive Verankerung von Restaurations-materialien eine wesentliche Rolle hinsichtlich der Kompensation des Polymerisationsschrumpfes. Durch die chemische Verknüpfung von Monomeren bei der Polymerisation von Komposit entstehen lange Molekülketten, sog. Polymere, die weniger Volumen einnehmen als im unpolymerisierten Zustand. Ein klebriger Verbund zur Zahnhartsubstanz wirkt diesem Zusammenrücken der Moleküle, also der Kontraktion des Füllungsmaterials, entgegen. Im Folgenden werden die Haftmechanismen von Komposit an Schmelz und Dentin erläutert.

BUONOCORE (1955) entwickelte mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik (SÄT) eine bis heute essentielle Methode, um Kunststoff mikromechanisch am Zahnschmelz zu verankern. Basierend auf der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der Schmelzprismen entsteht durch Konditionierung der Schmelzoberfläche mit 30 - 40 %-iger Phosphorsäure eine raue Struktur, das kalkig weiße Ätzmuster (Abb. 2.6).

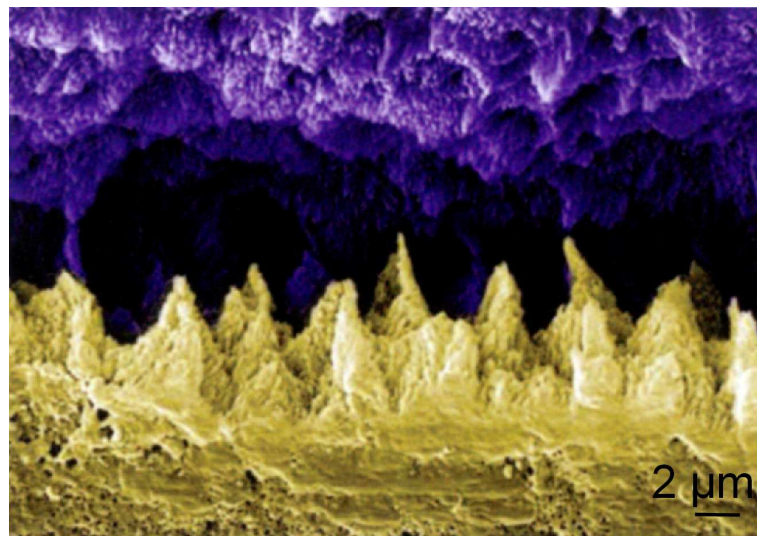


Abb. 2.6 Retentives Interface zwischen Adhäsiv (unten) und Schmelz (oben).¹

Ein adhäsiver Verbund zwischen Dentin und Komposit erweist sich auf den ersten Blick als problematisch. Aufgrund der präparationsbedingt angeschnittenen Dentinkanälchen entsteht eine oberflächliche Schmier- schicht, was eine mikroretentive Verankerung unmöglich macht. Ein Anätzen mit 1 - 4 %-iger Maleinsäure (Condi-Primer) entfernt die Schmierschicht und löst anorganische Phosphate sowie Hydroxylapatit bis zu einer Tiefe von 4 - 5 μm zum Vorteil einer retentiven Dentinoberfläche heraus (Abb. 2.7) [23].

¹ Abb. 2.6 - Abb. 2.8 Mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. R. Frankenberger.

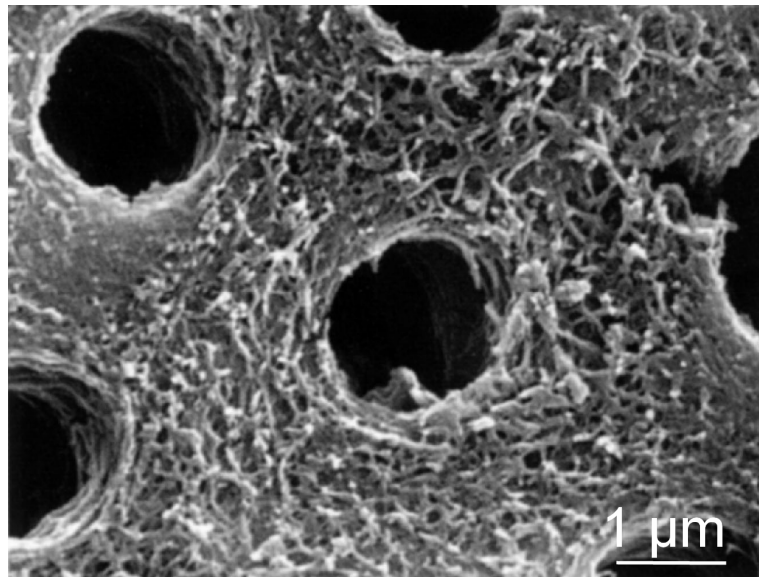


Abb. 2.7 Dentinoberfläche mit freigelegtem Kollagen nach Ätzung mit 37 %-iger Phosphorsäure.

Nach mehreren Generationen in der Entwicklung von Adhäsivsystemen hat sich heute das Prinzip des Total-Etching durchgesetzt, wonach Dentin und Schmelz simultan mit Phosphorsäure konditioniert werden. Dabei bewirkt die Säureätzung des Dentins für 10 bis 15 Sekunden eine vollständige Entfernung der Schmierschicht bei gleichzeitiger Demineralisation von Dentinoberfläche und Tubuluseingängen sowie die Freilegung des Kollagennetzwerkes. Um nun den Verbund zwischen hydrophilem Dentin und hydrophobem Kunststoff herzustellen, wird ein Primer niedriger Viskosität aufgetragen. Die darin enthaltenen kurzkettigen Moleküle (zum Beispiel TEGDMA, HEMA) fließen in die feuchte, entmineralisierte Dentinoberfläche ein und erhöhen die Benetzbarkeit der Dentinoberfläche. Das daraufhin applizierte Adhäsiv (Bonding) aus dünnfließendem, meist ungefülltem Komposit vermischt sich mit dem Primer zur charakteristischen Hybridschicht (Mischzone, Abb. 2.8). Nach Lichthärtung des Bondings kann eine durch Säure-Ätz-Technik konditionierte und mittels Dentin-Bonding vorbereitete Kavität mit jedem konventionellen Füllungs- und Befestigungskomposit beschickt werden.

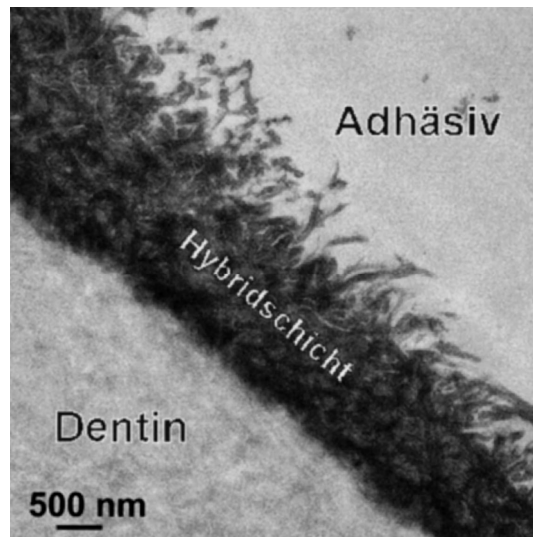


Abb. 2.8 Interface zwischen Adhäsiv und Dentin. Hybridschicht als Mischzone aus demineralisiertem Dentin und Bonding.

Bei richtiger Anwendung von Adhäsivsystemen kann einem Microleakage vorgebeugt werden. Darunter versteht man das Perfundieren von Ionen, Flüssigkeiten, Bakterien und deren Nebenprodukten durch das Zahn-Restaurations-Interface. Kommt es daraufhin zur bakteriellen Penetration des Dentins, steigt das Risiko der Sekundärkariesbildung. Schlussendlich sind Adhäsivsysteme unabdingbar in der restaurativen Zahnheilkunde für die bruchstabile Verankerung von Keramikrestorationen und zur erfolgreichen plastischen Füllungstherapie im Front- und Seitenzahnbereich.

2.1.4 Polymerisationsschrumpfung

Ohne „Dentinkleber“ könnte die Polymerisationsschrumpfung von Befestigungs- oder Füllungskunststoffen ungehindert ablaufen und ein Misserfolg der Füllung aufgrund von Randspaltbildung, bakterieller Invasion und Sekundärkaries wäre absehbar. Trotz der hohen klinischen Relevanz der adhäsiven Zahnmedizin bleibt das Problem der Kontraktion von Füllungskompositen nicht vollständig gelöst.

Definitionsgemäß versteht man unter Schrumpfung im Allgemeinen das kleiner- oder wenigerwerden einer Messgröße (hier: Abnahme des Kompositvolumens). In der Zahnmedizin bezeichnet der Polymerisationsschrumpfung die Schrumpfung, die während der Abbindereaktion von Kompositen stattfindet. Die Angabe der entsprechenden Messwerte für den linearen bzw. den Volumenschrumpfung werden in Lin.% bzw. Vol.% angegeben. Dabei treten je nach verwendetem Material Schrumpfungen im Bereich zwischen etwa 1,5 - 3 Vol.% und bei so genannten fließfähigen Kunststoffen (flowables) um 4 Vol.% auf. Nach etwa fünf Minuten sind bereits mehr als 70 % der Schrumpfung erreicht. Dies kann mit dem Schrumpfungsverhalten der ungefüllten Matrixmonomere begründet werden. Nach dem Prinzip der radikalischen Polymerisation reagieren Monomere zu langen Polymerketten, welche wiederum durch starke Vernetzung näher zusammen rücken können und damit weniger Platz beanspruchen. Chemisch betrachtet wird durch das Angreifen eines radikalischen Moleküls eine kurze Doppelbindung gespalten und eine längere Einfachbindung entsteht. Dieser scheinbaren Volumenzunahme wirkt jedoch in stärkerem Maße das Zusammenrücken der einzelnen Monomere entgegen, sodass am Ende der Materialschrumpfung überwiegt. Bei der Vernetzung verkürzt sich der intermolekulare Abstand von etwa $4 \cdot 10^{-10}$ m vor der Reaktion auf nur noch $1,9 \cdot 10^{-10}$ m durch Knüpfung einer Kohlenstoff-Kohlenstoff-Bindung [45].

Der aktuellen Literatur sind folgende Schrumpfwerte für die Matrixmonomere zu entnehmen: Bis-GMA 7,5 Vol.% / UDMA 6,5 Vol.% / TEGDMA 12,5 Vol.% [34]. Durch das Mischen der Matrix mit Füllkörpern von 38 Vol.% Fülleranteil bei fließfähigen (flowable) und bis zu 71 Vol.% bei stopfbaren (condensable) Kompositen lässt sich nicht nur der materialspezifische Polymerisationsschrumpfung, sondern auch physikalisch-mechanische Kenngrößen wie Biegefestigkeit und Abrasionsstabilität steuern.

2.1.5 Polymerisationsspannung

Im Gegensatz zu einem nur von Luft umgebenen Kompositprüfkörper, der frei schrumpfen kann, ist der Polymerisationsschrumpf bei einer Füllung im Zahn durch den adhäsiven Verbund von Füllungsmaterial und Kavitätenwand limitiert - das Komposit klebt fest. Beim Auspolymerisieren einer unter Verwendung der Adhäsivtechnik gelegten Füllung manifestieren sich die auftretenden Schrumpfkraften bezogen auf die gebondete Kavitätenwand als Polymerisationsspannung (Schrumpfstress; polymerization stress), welche insbesondere bei großen Kavitäten zu Höckerbewegungen nach zentral führen kann. Erklären lässt sich die Stressentwicklung folgendermaßen: Während des Polymerisationsvorgangs, der mit der Belichtung startet, liegt das Kompositmaterial quasi zeitgleich in drei verschiedenen, ineinander übergehenden Phasen (fließfähig, gelartig und auspolymerisiert) vor. Ausgehend von der initialen, plastischen Phase des Komposits kurz nach dem Einbringen in die Kavität bewirkt die Belichtung den Übergang in die visko-elastische Gelphase bis schließlich mit zunehmendem Polymerisationsgrad die starre Phase des auspolymerisierten Kompositkunststoffes erreicht ist. Während der frühen Polymerisation (initiales Kettenwachstum) ist die Polymerisationsschrumpfung zwar maximal, das Material jedoch ist noch plastisch und kann in die Schrumpfspaltbereiche nachfließen. Vermutlich findet zu diesem Zeitpunkt vorwiegend die Kettenbildung durch Verknüpfung der Monomere zu langen, linearen Polymeren statt, wohingegen die Vernetzung noch nicht voll im Gange ist, sodass letztlich einzelne Ketten an neue Positionen rücken können [18]. Beim Erreichen der letzten Phase, die am Ort des Lichteinfalls zuerst erreicht wird, entsteht eine schrumpfbedingte Spannung im Komposit. Diese Schrumpfspannung kann nur so lange durch Nachfließen ausgeglichen werden, bis der Gelpunkt im umgebenden Material noch nicht erreicht ist.

Generell gilt, dass hohe Polymerisationsspannungen die Randqualität herabsetzen. Randspalten als Zeichen insuffizienter Füllungen können wiederum zu postoperativen Sensibilitäten, Randverfärbungen und Sekundärkaries führen. Die Übertragung der Spannungen auf die

Kavitätenwände führt zur Verformung der Zahnhartsubstanz mit Annäherung der Höcker (cuspal movement).

2.2 Lösungsansätze zur Reduktion von Schrumpfung und Spannung

Beim Legen von plastischen Kompositfüllungen nach dem Prinzip der Schmelzätz- und Adhäsivtechnik schrumpft das Füllungsmaterial beim Aushärten in Richtung des Kavitätenzentrums (Prinzip der dreiphasigen Polymerisationsschrumpfung, s. 2.1.5). Die der Volumenkontraktion zugrunde liegende Schrumpfkraft erzeugt Spannungen im Komposit und im Zahn. Hierbei entstehen Randspalten, wenn die Schrumpfkraft größer ist als die entgegengesetzt wirkende Haftkraft des Komposits zur konditionierten Zahnhartsubstanz. Dadurch löst sich die Füllung im Randbereich von der Kavitätenwand. Derartige Spalträume zwischen dem Füllungskomposit und den Kavitätenwänden können postoperative Hypersensitivitäten, Microleakage und Sekundärkaries zur Folge haben. Werden hohe Kontraktionskräfte auf den Zahn übertragen, kommt es zur Deformation der Zahnhartsubstanz mit der Gefahr von Schmelz- und Höckerfrakturen und Höckerannäherung. Aus zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen ergeben sich die folgenden Optionen zur Reduktion der schrumpfbedingten Polymerisationsspannung.

2.2.1 Modifikation der Kompositkomponenten

Ein erhöhter Füllstoffanteil im Komposit, wie es beispielsweise bei stopfbaren Füllungskunststoffen der Fall ist, wirkt der polymerisationsbedingten Volumenabnahme entgegen. Erklärt wird dies durch die Inelastizität der anorganischen Füller, welche als Gerüstsubstanz im Kompositverbund eine konstante, inkomprimierbare Komponente darstellen. Ein hoher Füllstoffgehalt steigert jedoch zugleich die Viskosität des Füllungskomposits, was wiederum die Verarbeitung hochgefüllter Materialien erschweren kann.

Mit der Verwendung von dünnfließenden Kompositen (flowable composites) mit hohem Matrixanteil geht ein verhältnismäßig hoher Volumenschrumpf einher. Zur Reduktion von Schrumpf und indirekten Erhöhung des Fülleranteils bietet der Markt derzeit Komposite, die in der Matrix Splitterpolymerisat (Vorpolymerisat), d. h. fein gemahlene füllerhaltige Kompositkunststoffe, enthalten. Auch die Entwicklung von ringförmigen Molekülen soll zur Verringerung des Polymerisationsschrumpfes beitragen. Diesbezüglich stehen aktuell Oxirane und Silorane (Kombination aus Oxiranen und Siloxanen) im Fokus der Entwicklung.

2.2.2 Modifikation der Lichtintensität

In Bezug auf die zur Aushärtung von Kompositfüllungen angewandte Lichtintensität zeigten mehrere Studien [15, 25, 35, 37], dass durch modifizierte Polymerisationstechniken eine reduzierte Polymerisationsspannung erreicht werden kann. So kann bei der Softstartpolymerisation durch eine initial niedrigere Energiezufuhr (ca. 60 % der maximalen Lichtintensität) eine längere Flowphase in lichtarmen, tiefen Bereichen der Kompositrestauration erreicht werden. Nach diesem Prinzip werden anfängliche Spannungsspitzen vermieden und zugleich kann das Komposit durch Erhöhung der Lichtintensität nach 10 Sekunden auf 100 % für 20 bis 40 Sekunden vollständig aushärten. Zu diesem Zwecke können entweder spezielle Polymerisationslampen mit Softstartfunktion verwendet werden, oder die konventionelle Halogenlampe wird in den ersten 10 Sekunden der Polymerisationszeit im Abstand von 2 bis 3 cm von der Restauration gehalten, um die initial niedrigere Lichtintensität zu erzielen. Insgesamt können mit einem möglichst großen Fülleranteil und einer optimierten Belichtung niedrige Schrumpfwerte im Komposit erzielt werden.

2.2.3 Fülltechnik

Weiterhin erweisen sich die Fülltechnik sowie unterschiedliche Lichthärtungsmethoden als entscheidend für das Ausmaß der Kontraktion. ABBAS et al. [1] untersuchten den Effekt der Lichthärtung mittels einer Plasmabogenlampe und einer konventionellen Halogenlampe auf die Höckerbewegung und das Auftreten von Microleakage. Der Studie lagen 40 extrahierte obere Prämolaren zugrunde, welche nach Präparation einer mod-Kavität mit stopfbarem Komposit in „bulk fill“- bzw. Inkrementtechnik gefüllt wurden. Das Ergebnis zeigte unabhängig von der Belichtungsart eine maximale Höckerbewegung bei den Zähnen mit nur einem großen Inkrement („bulk fill“) im Vergleich zu den mit acht Inkrementen schichtweise gefüllten Zähnen. Zugleich war ein Microleakage bei den in „bulk fill“-Technik gefüllten Zähnen in stärkerem Maße nachweisbar. Folglich entstehen bei in vielen Schichten gefüllten Kavitäten weniger Spannungen, welche auf den Zahn übertragen werden können, als bei „bulk“-Füllungen. Zugleich erweist sich die Schichttechnik als geeigneter um Randspalten und Microleakage vorzubeugen.

2.2.4 Kavitätenkonfiguration

FEILZER et al. [14] fanden heraus, dass die Polymerisationsspannung mit zunehmendem Konfigurationsfaktor (configuration factor; C-Faktor) steigt. Aufgrund der individuellen Gestaltung ergibt sich für jede Kavität ein C-Faktor, der das Verhältnis von gebundener zu ungebundener (freier) Oberfläche beschreibt. Hierbei ist ein C-Faktor von 1 als günstig anzusehen, da der Volumenschrumpf während der Polymerisation durch nachfließendes Komposit von der freien Oberfläche (flow) gut ausgeglichen werden kann. Ein großer Konfigurationsfaktor, d. h. eine große Anzahl von gebundenen Oberflächen, bedeutet eine stärkere Belastung der Restzahnhartsubstanz während des Polymerisationsvorgangs und folglich ein erhöhtes Risiko von Adhäsionsverlust und Randspaltbildung.

3 Literaturübersicht

Im Folgenden soll ein Überblick über den Stand der Forschungsergebnisse zur Problematik von Polymerisationsschrumpf und Polymerisationsspannung bei Kompositfüllungsmaterialien gegeben werden.

FEILZER et al. [14] stellten in einer In-vitro-Studie mit Zwei-Komponenten-Kompositen (chemisch härtende Autopolymerisate) einen Zusammenhang zwischen der Kavitätenkonfiguration der Restauration und der Spannungsentwicklung im Komposit fest. Hierbei wurde der Polymerisationsschrumpf kontinuierlich über 30 Minuten mittels eines Tensilometers gemessen, wobei eine vertikale, sinusförmige, oszillatorische Deformation auf den aushärtenden Komposit um dessen ursprüngliche Höhe ausgeführt und dessen Lastantwort registriert wurde [24]. Aus der Kraft, die der axialen Schrumpfung des Komposits entgegengebracht wurde, konnte die Polymerisationsspannung ermittelt werden. Die Messungen wurden an simulierten Kavitäten mit bekanntem, variierendem Füllungsvolumen und C-Faktor durchgeführt. Ergebnis der Studie ist, dass die Polymerisationsspannung bei einem niedrigen Konfigurationsfaktor nur langsam mit der Aushärtezeit ansteigt, wohingegen das Spannungsmaximum bei hohem C-Faktor sehr schnell erreicht wird. Zugleich erwies sich der adhäsive Verbund als stabil. Im Vergleich dazu führten die Spannungen im Komposit bei hohen C-Werten zum spontan kohäsiven Bruch der Restauration. So war eine Spannungsmessung beispielsweise bei einem C-Faktor von 25 aufgrund des unmittelbaren Kohäsivbruches nicht möglich.

SAKAGUCHI et al. [47] entwickelten eine derzeit neuartige Versuchsmethode zur Bestimmung von Polymerisationsschrumpf und -spannung bei Füllungskompositen. Bei dieser In-vitro-Studie simuliert ein das lichthärtende Komposit umgebender, gebondeter Acrylating das Dentin. Die Parameter konnten durch Messung der Verformung des Ringes sowie der Dimensionsänderung des Füllmaterials ermittelt werden. Analog zur klinischen Situation wurde der nach kaudal abgedichtete Ring auf der Innenseite zunächst mit Chloroform, anschließend mit einem Dentinadhäsiv konditioniert

und schließlich die Füllung in „bulk fill“ - Technik gelegt. So konnten einheitliche Versuchsbedingungen geschaffen und biologische Störfaktoren wie Feuchtigkeitskontamination, Variabilität der Kavitätenpräparation und andere physikalisch-morphologische Nachteile extrahierter Zähne eliminiert werden.

Unterdessen kann die „bulk fill“-Technik für die klinische Anwendung als überholt betrachtet werden. Verifiziert durch mehrere Studien empfehlen Komposithersteller mehrheitlich das Einbringen von Kompositen in Inkrementen von bis zu zwei Millimeter Schichtstärke [12, 50]. Beim Legen einer Kompositfüllung in mehreren Schichten (Inkrementtechnik) soll durch das jeweils nachfolgende Inkrement die Materialschrumpfung des vorangegangenen Inkrementes ausgeglichen werden, sodass nur die Schrumpfung der letzten Schicht Auswirkungen auf den Verbund zum Zahn hat [23]. Nicht zuletzt besteht bei der Inkrementtechnik die Möglichkeit der individuellen Farbgestaltung mit optimaler Ästhetik im Frontzahnbereich.

LIM et al. [32] konnten durch Anwendung einer zweizeitigen Polymerisationstechnik (two-step light activation) eine signifikante Reduktion der Polymerisationsspannung bei allen drei untersuchten Füllungskompositen im Vergleich zur einzeitigen, konventionellen Polymerisation nachweisen. Bei der Polymerisation in zwei Schritten wurde das Komposit zunächst für 5 Sekunden mit einer Intensität von 60 mW/cm^2 belichtet und nach 2 Minuten ohne Lichtexposition für 60 Sekunden bei 330 mW/cm^2 ausgehärtet. In der Vergleichsgruppe wurde das Probenmaterial für 60 Sekunden konventionell bei 330 mW/cm^2 polymerisiert. Die Studie ergab, dass eine Kombination von niedriger initialer Energiedichte gefolgt von einer zeitlichen Verzögerung vor der schlussendlichen Aushärtung bei hoher Lichtintensität eine Verminderung der Polymerisationsspannung bei der Polymerisation bewirkt, sich jedoch das Ausmaß des Polymerisationsschrumpfes nicht signifikant verändert.

In Studien über die Softstartpolymerisation von Füllungskompositen konnte ebenso eine Reduktion der Polymerisationsspannung nachgewiesen werden. Das Prinzip der Softstartpolymerisation ist die Lichthärtung von Kompositen mit zunächst niedriger und Sekunden später gefolgt von hoher Lichtintensität

mit dem Ziel, initial das Nachfließen von Füllungsmaterial (flow) zum Ausgleich von Spannungen zu verstärken. Aus den Untersuchungen von MEHL et al. [38] resultierten bessere Randschluss- und Materialeigenschaften bei den mit Softstart polymerisierten als bei den konventionell gehärteten Kompositproben.

Zur Messung des Polymerisationsschrumpfes werden in der Literatur sehr unterschiedliche Methoden beschrieben. Im Folgenden werden einige wichtige aufgeführt.

Die Messung der Schrumpfung basierend auf dem Archimedischen Prinzip wurde von PUCKETT & SMITH [42] untersucht. Demnach erfährt ein ruhender Körper in Flüssigkeit statischen Auftrieb und verdrängt eine gewichtsspezifische Flüssigkeitsmenge. In der Studie wurden Kompositproben vor und nach der Polymerisation in den Medien Luft und Wasser mittels einer Analysewaage gewogen. Aus dem messbaren Unterschied lässt sich der Volumenschrumpf berechnen.

Als weitere Messmethode ist die Schrumpfmessung mit dem Quecksilberdilatometer [4, 11] nach folgendem Prinzip bekannt: Der Versuchsaufbau besteht aus drei miteinander verbundenen Röhren, welche mit Quecksilber gefüllt sind. Über die erste Röhre wird die Kompositprobe aufgenommen und von Quecksilber umflossen. Das Probenmaterial wird durch das Glas hindurch mit dem Lichtleiter der Polymerisationslampe gehärtet. Von den beiden anderen Röhren dient eine der Kalibrierung, die andere der eigentlichen Messung wobei die Veränderung des Pegelstandes aufgezeichnet wird. Ein Schrumpfwert kann schließlich mittels der Wegänderung der Quecksilbersäule berechnet werden.

AW & NICHOLLS [3] beschreiben eine optische Methode zur Messung des Polymerisationsschrumpfes mit Hilfe eines Auflichtmikroskops. Dabei wird in eine durch Messingwände simulierte okklusale Kavität (2 mm breit, 6 mm tief, 7 mm lang) eine Kompositprobe eingebracht. Um die Schrumpfung des Materials nicht zu behindern, wird die Kavität mittels eines Separiermittels vorbehandelt. Aus zwei gegenüberliegenden die Kavität begrenzenden

Messingklötzen ragt ein Dorn. Der Abstand der zwei Dornspitzen wird vor und nach der Polymerisation mittels des Auflichtmikroskops gemessen. Aus der Verkürzung der Kompositprobe in Relation zur Ausgangslänge wird der lineare Schrumpfung berechnet. Eine ähnliche optische Methode zur Bestimmung des linearen Polymerisationsschrumpfes liegt dieser Studie zu Grunde.

Eine Möglichkeit, den Volumenschrumpfung von Komposit visuell über einen Zeitraum aufzuzeichnen beschreiben SHARP et al. [49] wie folgt. Eine Videokamera zeichnet digitale Schwarzweißbilder auf und errechnet daraus computergestützt mit Hilfe des AcuVolTM (Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA) das Volumen der Kompositprobe. Getestet wurden sechs Composite, wobei jeweils eine 12 µl große Materialprobe zentral auf einem drehbaren Teflonteller aufgebracht und bei einer Lichtintensität von 500 mW/cm² 40 s gehärtet wurde. Die Videokamera befindet sich fixiert in 10 cm Abstand zur Kompositprobe, welche beidseits von roten Leuchtdioden (655 nm) bestrahlt wird. Nach Platzierung soll das Material drei Minuten ruhen, dann mit einem Abstand von 1 mm zur Probe von oben gehärtet und der Volumenschrumpfung 10 Minuten lang aufgezeichnet werden. Es werden zwei Methoden der Videoaufzeichnung angewandt, wobei der Prüfkörper bei der dynamischen „Multi view“ – Methode rotiert und die Messung bei der „Single view“ – Methode statisch aus nur einem Blickwinkel erfolgt. Der statistische Vergleich beider Methoden ergibt keinen signifikanten Unterschied. Der prozentuale Volumenschrumpfung berechnet sich aus der Differenz zwischen Ausgangs- und Endvolumen in Relation zum Ausgangsvolumen. Die Schrumpfungswerte dieser videogestützten Messmethode korrelieren mit den Resultaten bei Verwendung eines Quecksilberdilatometers zur Bestimmung des Volumenschrumpfes der gleichen Materialien. Schlussfolgernd liefert die der Studie zu Grunde liegende optische Messmethode auf der Basis der Videoaufzeichnung zur Bestimmung des Polymerisationsschrumpfes reproduzierbare und präzise Messergebnisse.

Die Kinetik der Polymerisationsschrumpfung kann mit der von WATTS & CASH [54] entwickelten Deflecting Disk Methode beschrieben werden. Hierbei wird ein 1,5 mm hoher Messingring auf einen Glasobjektträger aufgelegt. In dessen Mitte wird eine definierte Kompositmenge platziert und mit einem Deckgläschen abgedeckt. Das Komposit wird mittels eines neuen Objektträgers zu einer gleichmäßigen Schichtstärke von 1,5 mm ausgepresst. Das planparallel aufliegende Deckgläschen ist mit einem induktiven Wegaufnehmer verbunden. Die Belichtung der Kompositprobe erfolgt von unten durch den Objektträger mit einem Lichtleiter. Das schrumpfende Komposit verbiegt dann das Deckgläschen und zieht dieses in Richtung der Lichtquelle. Schließlich ergibt die zeitliche Aufzeichnung der Durchbiegung des flexiblen Deckgläschens nach computergestützter Analyse einen absoluten Schrumpfwert. Eine Spannungsmessung basierend auf dieser Methode ist denkbar, wenn zusätzlich ein Dehnungsmessstreifen in das flexible Gläschen integriert würde.

Die Messung der Polymerisationsspannung mit dem Tensilometer ist eine u. a. von FEILZER et al. [14] häufig angewandte Methode. Hierbei wird die Kompositprobe zwischen eine obere und eine untere Montagestange aus Glas oder Metall eingebracht. Die obere Stange ist mit einem oszillierenden Kreuzkopf an der Prüfmaschine angebracht, die untere ist an einer Lastmessdose befestigt. Während der Polymerisation wird der Abstand zwischen den beiden Stangen über einen an der unteren Montagestange angebrachten Dehnungsmesser konstant gehalten. Die beiden Stangen können also nicht mit dem Schrumpfweg des Komposits mitgehen. Aufgezeichnet wird dabei die Kraft, die notwendig ist, um der axialen Schrumpfung entgegen zu wirken. Die nominale Spannung errechnet sich schließlich mit dem Quotienten aus der gemessenen Kraft und der Querschnittsfläche der Stange.

Schließlich wird die Korrelation von Polymerisationsschrumpf und -spannung in aktuellen Studien wie folgt dargestellt:

Zur vollständigen Polymerisation eines Füllungskomposits bedarf es einer hohen Konversionsrate. Jedoch ist in jedem Fall dieser raschen „Verkettung“ von Monomeren eine hohe Spannungs- und Schrumpfentwicklung nachgewiesen. Vor diesem Hintergrund entwickelten Lu et al. [36] Füllungskomposite auf der Basis von DADMA (engl.: dimer acid-derived dimethacrylate), einem säurebasierten Monomer von hohem Molekulargewicht mit unterschiedlichen funktionellen Gruppen. Zunächst wurde aus den Komponenten Bis-GMA, TEGDMA und dem neuartigen DADMA ein tenäres Komposit hergestellt. Anschließende kinetisch-dynamische Untersuchungen ergaben verminderte Werte für Polymerisationsschrumpf und -spannung bei gleichzeitig erhöhter Konversionsrate. Weiterhin zeigt DADMA das Potenzial, TEGDMA als Verdünnermolekül und Comonomer in Füllungskompositen zukünftig zu ersetzen.

GONÇALVES et al. [20] verglichen in einer Studie den Einfluss des Füllstoffgehaltes auf die Parameter Polymerisationsschrumpf, -spannung, E-Modul und Konversionsrate mit dem Ergebnis, dass ein hoher Anteil an anorganischem Füllstoff mit niedrigen Spannungswerten verknüpft ist, was mit dem reduzierten Schrumpfungsverhalten hochgefüllter Komposite erklärt werden kann. Die Untersuchungen wurden an acht verschiedenen Kompositmaterialien mit Bariumsilikat (25 – 60 Vol.%) als anorganischem Füller durchgeführt. Es zeigte sich eine eindeutige, starke Korrelation zwischen Polymerisationsspannung und -schrumpf. Beide Parameter stehen in indirektem Zusammenhang zum Füllergehalt, welcher direkt proportional zum E-Modul ist.

MIN et al. [40] beschäftigten sich in einer aktuellen Studie mit der Frage, ob niedrigschrumpfende Silorankomposite zugleich geringe Polymerisationsspannungen aufweisen. Mit einem Spannungs-Schrumpf-Analysegerät (stress strain analyzer) wurden ein flowable, ein konventionelles Hybridkomposit und ein siloranbasiertes Komposit miteinander verglichen. Erwartungsgemäß

zeigte das niedrig-viskose Komposit die größten und das siloranbasierte Material eindeutig die geringsten Schrumpfwerte. Die Polymerisationsspannung korreliert hier eindeutig mit dem Polymerisationsschrumpf. Insgesamt ergeben sich vor allem aufgrund des unterschiedlichen Füllstoffgehaltes für jedes Material vergleichsweise signifikante Differenzen bei Schrumpf und Spannung, wobei das siloranbasierte Füllungsmaterial beachtlich reduzierte Werte für die beiden untersuchten Parameter aufzeigt.

4 Zielsetzung

Ziel dieser Studie ist es, herauszufinden, ob es einen Zusammenhang zwischen Polymerisationsschrumpf und Polymerisationsspannung bei dentalen Füllungskompositen gibt. Hierzu wird zum einen zur Spannungsmessung eine speziell entwickelte Versuchsanordnung mit integrierter simulierter Klasse-II-Kavität verwendet. Dabei wird die Kavität im Sinne der Haftung von Komposit an der hier metallenen Kavitätswand analog zur Adhäsivtechnik in vivo vorbereitet und mit Kompositmaterial gefüllt. Ein Dehnungsmesstreifen registriert eine Bauteilverformung und ein adäquates elektrisches Signal wird digital erfasst. Zum anderen werden die Ergebnisse einer Parallelstudie herangezogen, bei welcher der lineare Schrumpf der Komposite fotometrisch analysiert wird. Die diesbezüglich vom Hersteller bzw. aus der Literatur bekannten Werte dienen dem Vergleich. Es werden bei beiden Versuchsmodi acht verschiedene Komposite mehrfach getestet. Die Ergebnisse werden statistisch ausgewertet und auf einen möglichen Zusammenhang zwischen Spannung und Schrumpf überprüft. Zur Diskussion steht, in wie weit diese beiden Parameter durch die Materialzusammensetzung beeinflusst werden.

5 Material und Methode

5.1 Stress

5.1.1 Versuchsaufbau

Grundlage dieser In-vitro-Studie zur Messung der Polymerisationsspannung an Klasse-II-Kavitäten ist die im Folgenden beschriebene Messapparatur (Abb. 5.1).

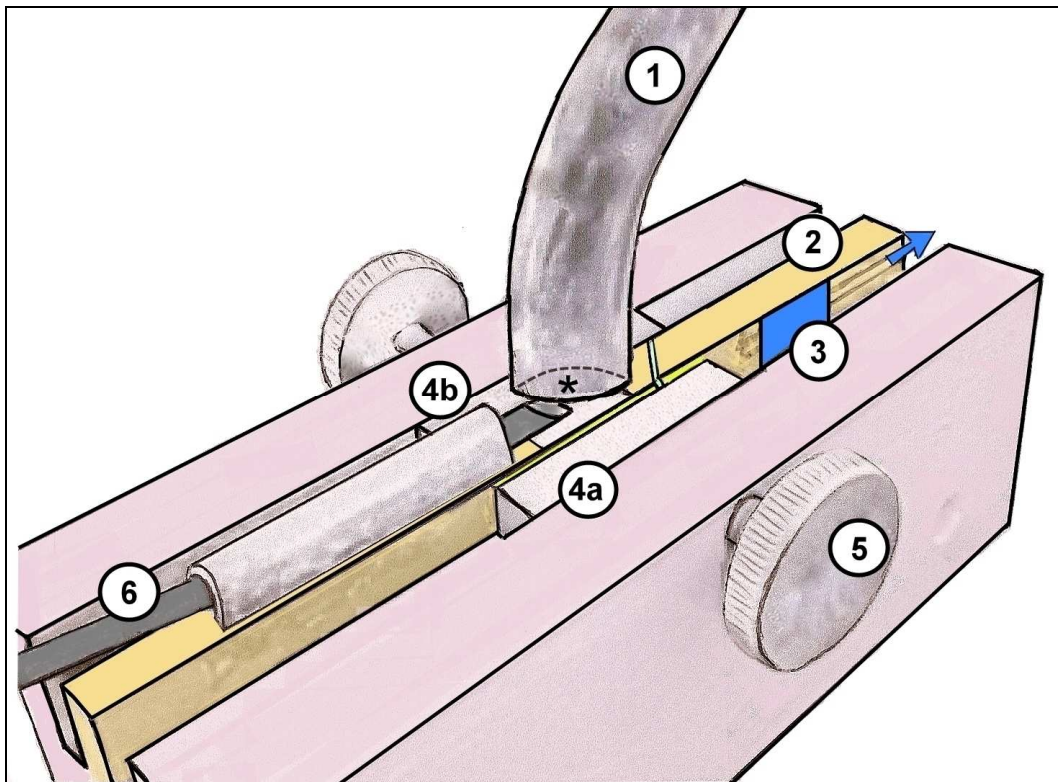


Abb. 5.1 Messeinrichtung zur Messung der Polymerisationsspannung von Füllungskunststoffen.

- | | | | |
|----|--|----|------------------------------------|
| 1 | Polymerisationslampe: | 4b | Kontralaterales Aluminiumplättchen |
| | Lichtleiter mit Lichtaustrittsfenster (*) | 5 | Drehschraube aus Messing |
| 2 | Messingstege | 6 | Lichtwellenleiter |
| 3 | Dehnungsmessstreifen (DMS) | 7 | L-förmiger Schlitz |
| 4 | Aluminiumplättchen, bilateral | 8 | Kavitätenboden |
| 4a | Ipsilateral: auf Stahlkugeln abgestütztes Aluminiumplättchen | 9 | Stahlkugeln |
| | | 10 | Schaumstoffeinlage |

Die Klasse-II-Kavität (10x6x5 mm³) wird lateral durch zwei Aluminiumplättchen (Abmessung ca. 24x10x5 mm³) (Nr. 4) begrenzt, welche die orale und vestibuläre Kavitätenwand simulieren und mittels einer Drehschraube (Nr. 5) an zwei zentrale Messingstege (Nr. 2) (5 mm Breite) gepresst werden. Im rechten Steg ist ein Dehnungsmessstreifen (Nr. 3) zur Messung der Polymerisationsspannung eingepasst (Abb. 5.2).

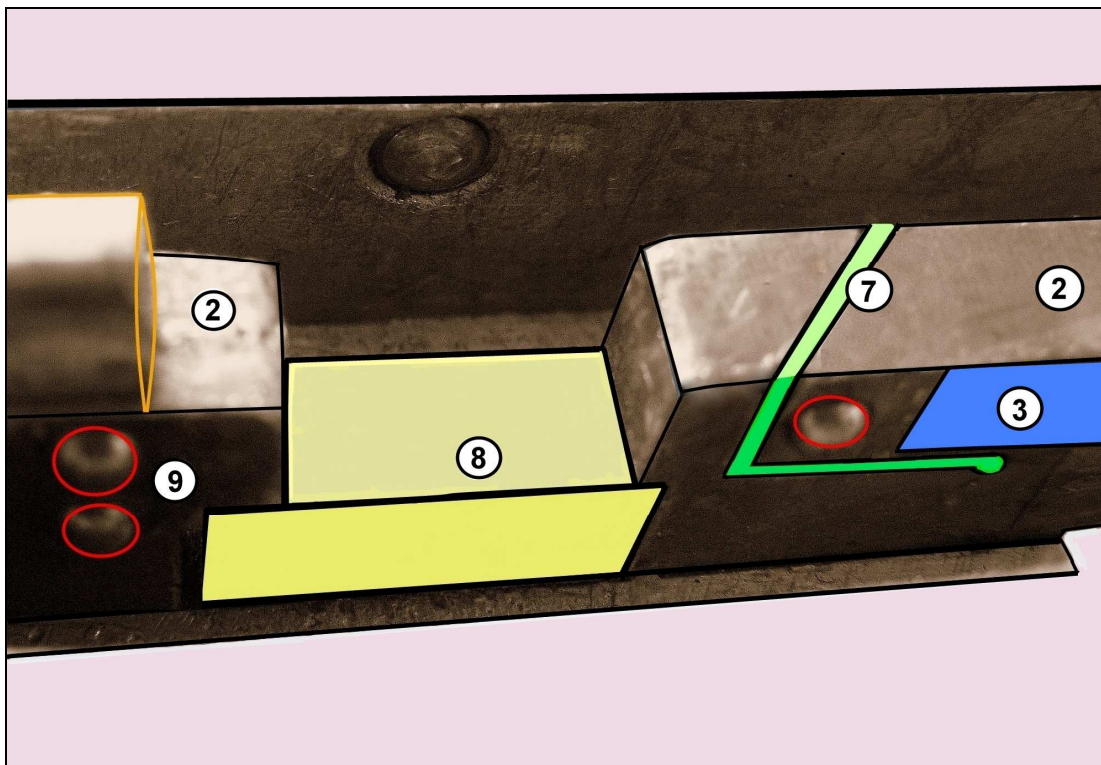


Abb. 5.2 Ansicht von lateral auf die experimentelle Kavität.
(Bezeichner s. Abb. 5.1 S. 27)

In einer in den Versuchsblock integrierten Aussparung liegt der Aluminiumblock für den Kavitätenboden (Nr. 8). Durch eine Schraube wird dieser von unten an die Messingstege gepresst. Abb. 5.2 zeigt drei Stahlkugeln (Nr. 9) zur Dreipunktabstützung des Aluminiumplättchens sowie einen L-förmigen Schlitz im rechten Messingsteg. Durch diese schlitzartige Aussparung entsteht ein Hebelarm. Nähert sich nun das eine Aluminiumplättchen (Nr. 4a) dem gegenüberliegenden (Nr. 4b) aufgrund der polymersisationsbedingten Kontraktion im Füllungskomposit an, wird der

Hebel ausgelenkt. Der Dehnungsmessstreifen (Nr. 3, DMS) registriert die dabei auftretenden Verformungen im Metall durch Änderung seines elektrischen Widerstandes. Die Spaltfreiheit der Kavität ist durch eine exakt angepasste Einlage (Nr. 10) aus geschlossenzelligem Schaumstoff gewährleistet (Abb. 5.3).

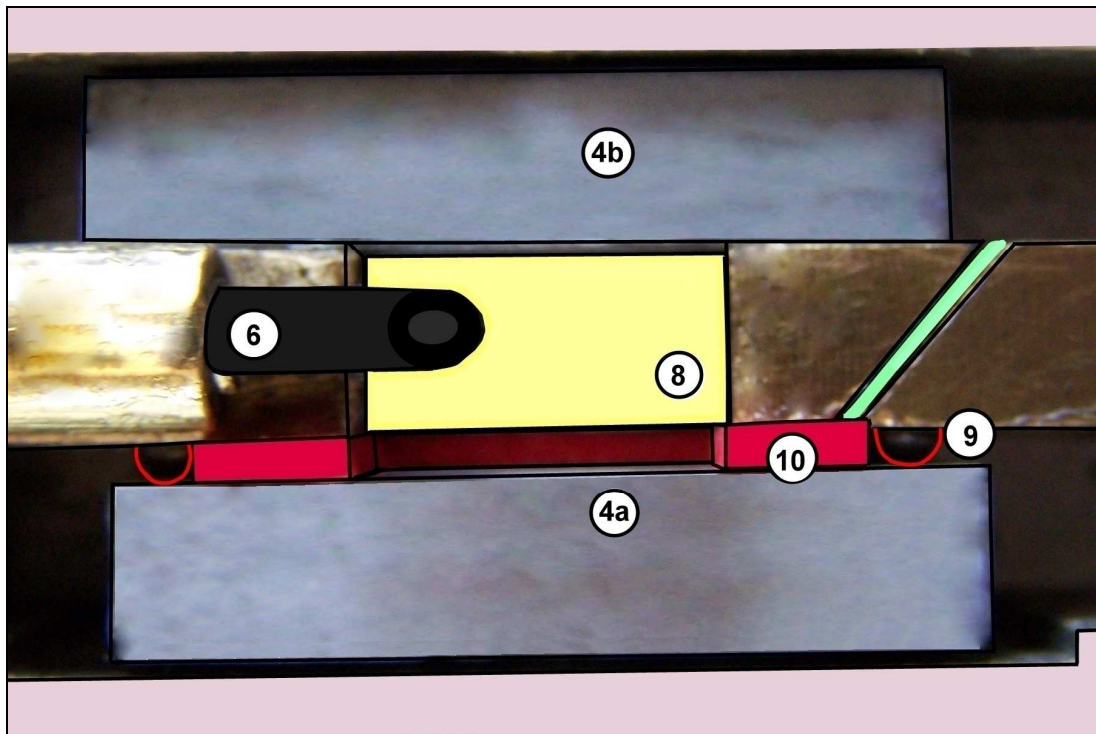


Abb. 5.3 Aufsicht auf die experimentelle Kavität. (Bezeichner s. Abb. 5.1 S. 27)

Eine frei schwenkbare Polymerisationslampe (Modell Prismetics Light II der Fa. Dentsply De Trey, Konstanz) kann mittig über die Kavität in eine reproduzierbare Arbeitsposition gebracht werden. Hierbei beträgt der Abstand zwischen dem Lichtaustrittsfenster des Lichtleiters und dem Oberrand der Kavität 3 mm. Die Lampe emittiert Licht im blauen Wellenlängenbereich mit einer maximalen Intensität von ca. 350 mW/cm^2 bei 12 V und einer Leistung von 100 W. Die Intensität der Lampe ist über eine Steuerungselektronik stufenlos zwischen 0 und 100 % regelbar. Zur Aufnahme und Weiterleitung der Lichtintensität dient ein Lichtwellenleiter (Nr. 6). Dieser wird zu

Versuchsbeginn in eine definierte Arbeitsposition in den Freiraum zwischen das Lichtaustrittsfenster (*) der Polymerisationslampe (kreisrunder Querschnitt, ca. 1,86 cm²) und dem Füllungsmaterial geschoben (vgl. Abb. 5.1). Die Kavität wird bis 1 mm unterhalb des Randes gefüllt, was einem Füllungsvolumen von 240 mm³ entspricht.

Über eine für diese Apparatur entwickelte Software werden die Messwerte von Dehnungsmessstreifen und Lichtwellenleiter aufgezeichnet und mit dem Analyse- und Darstellungsprogramm Origin 8 (OriginLab Corporation, Northampton, Massachusetts) am Computer ausgewertet. Alle Versuche werden unter reproduzierbaren Bedingungen bei Raumtemperatur durchgeführt.

5.1.2 Versuchsablauf

Vorbereitend werden die für jeden Versuch auszuwechselnden Aluminiumplättchen nach dem Rocatec-Verfahren silikatisiert. Hierbei wird die Metalloberfläche in einem ersten Schritt durch Aufstrahlen von hochreinem Korund (Rocatec-Pre, Partikelgrößendurchmesser ca. 110 µm) im Rocatec (3M ESPE, Seefeld) gereinigt und aktiviert, sodass eine gleichmäßige Oberflächenrautiefe zurück bleibt. Zur Silikatisierung (tribochemische Vorbehandlung) wird nun ein Spezialbeschichtungsmittel aus Kieselsäure-modifiziertem Korund (Rocatec Plus, mittlere Korngröße 110 µm) bei einem Mindestdruck von 2,8 bar in die Oberfläche eingeschmolzen und retentiv verankert. Die beschichteten Korundpartikel des Strahlmittels dringen dabei bis zu 15 µm in die aufgeraute Oberfläche, beschichten diese partiell mit SiO₂ und prallen wieder ab.

Der Versuchsablauf beinhaltet folgendes Vorgehen: Zunächst wird der Kavitätenboden eingespannt und ebenso wie die begrenzenden Messingwände mit Vaseline isoliert. Unter Verwendung der Schaumstoffeinlage (Abb. 5.3, Nr. 10) werden die Aluminiumplättchen beidseits adaptiert und mit Monobond S (Ivoclar Vivadent, Schaan/Liechtenstein) silanisiert.

Das dünne Auftragen von Heliobond (Ivoclar Vivadent) dient dem optimierten Verbund zwischen Silan und lichthärtendem Füllungskomposit. Nun kann der Kunststoff mit einem zahnärztlichen Stopfinstrument (z. B. Kugelstopfer, Planator, o. ä.) bis zu einer Höhe von 1 mm unterhalb des Kavitätenrandes eingebracht werden. Die Polymerisationlampe sowie der Lichtwellenleiter befinden sich beim Starten der Messung in Arbeitsposition.

5.1.3 Nomenklatur der Versuchsreihen und Messwertaufbereitung

Bei allen Versuchen wird die in die Kavität eingebrachte Kompositprobe initial für 5 Minuten bei 100 % Lichtintensität (350 mW/cm^2) gehärtet (konventionelle Hardstart-Methode). Für die Versuchsreihe P1 wurden vier Messungen für jedes Komposit durchgeführt und die Polymerisationsspannungen über einen Zeitraum von 30 Minuten aufgezeichnet. Die Messreihe P2 beinhaltet für jedes der acht Materialien zwei Messungen über 12 Stunden, wobei die Werte nach 30 Minuten auch für die Auswertung von P1 herangezogen werden. Daraus ergibt sich folgende Anzahl der Messungen:

$$n_{(P1)} = 6$$

$$n_{(P2)} = 2$$

Nach jeder abgeschlossenen Messung werden die aufgezeichneten Spannungswerte als Textdatei (*.dat) gespeichert (z. B. P1_Clearfil Majesty Posterior_20090825.dat) und im Weiteren mittels Origin 8 graphisch dargestellt sowie analysiert.

5.1.4 Eichung der Messparameter

5.1.4.1 Eichung der Lichtintensität

Definitionsgemäß versteht man unter dem Begriff Lichtintensität die Lichtenergie [W], die pro Zeiteinheit auf die bestrahlte Fläche [m^2] auftrifft. In dieser Studie wird die von der Polymerisationslampe emittierte Lichtenergie

einer Fläche von 0,6 cm² (Kavitätenoberfläche: 1 cm x 0,6 cm) zu Grunde gelegt.

Die Eichung der Lichtintensität wird mit einem Radiometer (Demetron Curing Radiometer, Demetron, Danbury, Connecticut) an der für die Versuchsreihen verwendeten Polymerisationslampe (Prismetics Light II, Dentsply De Trey, Konstanz) durchgeführt. Dabei wird das Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampe direkt oberhalb der Fotodiode des Radiometers platziert. Durch Weiterleitung des Photostroms kommt es zu einem ablesbaren Ausschlag auf der Radiometerskala [mW/cm²]. Die für die Versuchsdurchführung verwendete Lichtintensität von 100% entspricht demnach 350 mW/cm². Registriert der Lichtwellenleiter nun 100% Lichtintensität, so ergibt sich auf der Lichtanzeige der Computersoftware ein dimensionsloser mittlerer Wert von 2750.

5.1.4.2 Eichung des Dehnungsmessstreifens

Zur Eichung des Dehnungsmessstreifens der Versuchsanordnung wird dieser mit definierten Prüfkraften belastet, die zu einer minimalen Verformung des angrenzenden Messingblocks führen. Die Messergebnisse, die sich als inkrementaler Wert im Computeranzeigefeld für den Dehnungsmessstreifen ablesen lassen, zeigen ein lineares Verhalten zu den aufgebrachten Prüfkraften. Da bei jeder Messung die Prüfkraft auf die seitliche Kavitätenfläche ($5 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2$) der Versuchsanordnung wirkt, kann für jede Kraft der Einheit Newton [N] nach folgender Formel der zugehörige Spannungswert in der Einheit Megapascal [MPa] berechnet werden.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (\text{Formel 1})$$

σ = Spannung [MPa]

F = Prüfkraft [N]

A = Fläche [m²]

Nach der Durchführung der Messungen und dem Vergleich der ermittelten Spannungswerte mit dem arithmetischen Mittel der gemessenen DMS-Werte, erhält man folgende Relation:

Eine Kraft von 175 N führt durch Verformung des Messingsteges zu einer mit 3,5 MPa quantifizierbaren Aktivierung des Dehnungsmesstreifens (DMS), was einer Änderung von 1000 relativen Einheiten der computergestützten Messwertanzeige entspricht.

Nach obiger Formel gilt: $175 \text{ N} / 5 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2 = 3,5 \text{ MPa} \sim 1000 \text{ DMS [RE]}$

5.2 Schrumpf

Grundlegend für die lichtoptische Messung des linearen Polymerisations-schrumpfes der acht Kompositmaterialien dient eine speziell entwickelte Versuchsanordnung. Die Erfassung der Messwerte unterliegt folgendem Versuchsprinzip:

Auf einem mit handelsüblichem Spülmittel präparierten Objektträger wird ein Kompositstrang ($\varnothing$ 2mm) einseitig retentiv verankert. Dabei ist ein Ende der Kompositprobe an einem auf dem Objektträger fixierten, mit doppelseitigem Klebeband beschickten Kunststoffklötzchen, aus welchem ein Stück Draht spießt, befestigt. Am anderen, freien Ende wird eine Stahlkugel ($\varnothing$ 3mm) in den Materialstrang gedrückt. Jede Probe wird vor und 10 Minuten nach Belichtungsende mit einer hochauflösenden Kamera (Nikon D400, 12 Megapixel) unter 20-facher Vergrößerung fotografiert. Dabei erfolgt die Belichtung mit zwei handelsüblichen 50 Watt – Halogenstrahlern bei einer Belichtungszeit von 45 s. Nach Ende jedes Versuches ist ein Wandern der Stahlkugel zum Kunststoffklötzchen und damit eine Materialkontraktion zu verzeichnen. Die Aufnahmen werden vermessen, wobei die Kontraktionsstrecke von Pixel in mm Schrumpfung umgerechnet wird. Setzt man die „Wanderstrecke“ der Kugel in Relation zur Ausgangslänge des Kompositstrangs, so kann der lineare Schrumpfung berechnet werden. Aus diesem lässt sich mathematisch der Volumenschrumpfung in Volumenprozent errechnen.

5.3 Materialcharakterisierung

Aus der Vielzahl der derzeit auf dem Markt verfügbaren Füllungsmaterialien wurden acht unterschiedliche Komposite für den Versuch ausgewählt. Dabei handelt es sich um die in Tab. 5.1 aufgeführten lichthärtenden Komposite der Farbe A 3,5, welche sich einerseits schon lange Zeit bewährt haben und zum anderen Innovationen der progressiven Kompositentechnologie versprechen.

1. <i>Ceram X</i>	Dentsply De Trey, Konstanz
2. <i>Clearfil Majesty Posterior</i>	Kuraray Dental, Frankfurt a. Main
3. <i>Estelite Σ Quick</i>	Tokuyama, Altenberge
4. <i>Gradia direct Posterior</i>	GC, München
5. <i>Grandio</i>	Voco, Cuxhaven
6. <i>Nanosit</i>	Nordiska Dental, Ängelholm (Schweden)
7. <i>Synergy D6</i>	Coltène/Whaledent, Langenau
8. <i>Tetric Evo Ceram</i>	Ivoclar Vivadent, Ellwangen

Als klassisches Nanohybridkomposit wurde Tetric Evo Ceram als Nachfolgeprodukt des Feinpatikelhybridkomposits Tetric Ceram ausgewählt. Ivoclar Vivadent verspricht bei diesem Komposit einen geringen Polymerisationsschrumpf und einen geringen Schrumpfungsstress. Durch den Zusatz von Ytterbiumtrifluorid, aber auch durch die enthaltenen Bariumglasfüller wird eine hohe Röntgenopazität gewährleistet. Das Mikrohybridkomposit Gradia direct Posterior der Firma GC wird als hochästhetisches Kompositmaterial für die direkte Anwendung im Mund vorgestellt und zeichnet sich durch vorpolymerisierte Kunststofffüllkörper aus. Diese tragen zur erhöhten Festigkeit des Materials bei, da sie vereinzelt C=C-Gruppen aufweisen und somit an der Polymerisationsreaktion teilnehmen und den Vernetzungsgrad steigern. Der Zusatz von silanisiertem Fluoroaluminiumsilikatglas ermöglicht Röntgensichtbarkeit und hohe Abriebfestigkeit.

Weiterhin sei angemerkt, dass Bis-GMA aufgrund anhaltender Diskussionen um mögliche Nebenwirkungen bewusst vom Hersteller nicht als Matrixmonomer verwendet wird. Als Material mit sphärischen Füllkörpern wurde Estelite Sigma Quick ausgewählt. Bei diesem Produkt verspricht der Hersteller (Tokuyama) hohen Glanz und gute Verschleißfestigkeit. Die Nanohybridkomposite Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental), Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent), Grandio (Voco), Nanosit (Nordiska Dental) und Synergy D6 (Coltène/Whaledent) enthalten Füllkörper im nanoskaligen Bereich (5 bis 100 nm). Als Nanohybrid bezeichnet man die Kombination der Füller mit konventionellen Hybridfüllpartikeln. Als signifikante Vorteile von Nanohybridkompositen werden die höhere Ästhetik, verbesserte Polierbarkeit, klinischer langfristiger Glanz und bessere mechanische Eigenschaften angegeben. Die hochgefüllten Produkte Grandio (Voco) und Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental) enthalten zusätzlich zu den Nanomeren größere Füllstoffpartikel aus gemahlener Glaskeramik. Ein nanokeramisches Komposit ist Ceram X (Dentsply DeTrey). Es enthält neben bis zu 10 nm großen Nanofüllern etwa 1 µm große Glasfüller und kann somit auch zu den Nanohybridkompositen gezählt werden.

Einen Überblick über die der Studie zu Grunde liegenden Komposite verschafft die nachfolgende Tabelle (Tab. 5.1). Die Angaben zur Zusammensetzung sind Herstellerangaben.

Tab. 5.1 Charakterisierung der untersuchten Komposite

	Komposit (Hersteller)	Materialart	Zusammensetzung Matrix / Füllkörper und Additive	
1	Ceram X (Dentsply DeTrey)	Nano- keramisches Füllungs- material	Methacrylat- modifiziertes Polysiloxan; Dimethacrylat -Harz	Methacrylat-funktionalisierter Siliziumdioxid-Nanofüllstoff; Ba-Al-Silikatglas; Ethyl-4- (dimethylamino)benzoat; Kampherquinon; UV- Stabilisator; Farbpigmente; Fluoreszenzpigment;
2	Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental)	Nanohybrid- komposit	Bis-GMA; TEGDMA; hydrophobes, aromatisches Dimethacrylat	Oberflächenbehandelter Aluminiumoxid- Mikrofüllstoff; silanisierte Glaskeramik; Kampherquinon
3	Estelite Sigma Quick (Tokuyama)	Sub- Mikrofüller- komposit	Bis-GMA; TEGDMA	Silika-Zirkonoxid- und Kompositfüllmasse; Kampherquinon; Besonderheit: sphärische, anorgan. Füller (0,1 - 0,3 µm)
4	Gradia Direct Posterior (GC)	Microhybrid- komposit	23 Gew.% Methacrylat- monomere: UDMA; weitere Dimethacrylat -Comonomere	38 Gew.% Fluoro- aluminiumsilikatglas (0,85 µm mittlere Partikelgröße); 20 Gew.% vorpolymerisierte Füller; 19 Gew.% Siliziumdioxid (0,85 µm mittlere Partikelgröße); Pigmente und Katalysatoren in Spuren; Kampherquinon- Amin-Katalysator
5	Grandio (Voco)	Nanohybrid- komposit	Bis-GMA; TEGDMA	87 Gew.% anorganische Füllstoffe (Nanofüller)
6	Nanosit (Nordiska Dental)	Nanohybrid- komposit	Bis-GMA; HEMA	74 Gew.% anorganische Füller (0,2 - 2 µm)
7	Synergy D6 (Coltène/ Whaledent)	Nanohybrid- komposit	Methacrylate	80 Gew.% Füller (0,02 - 2,5 µm); amorphe, hydro- phobierte Kieselsäure; silanisiertes Bariumglas
8	Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent)	Nanohybrid- komposit	16,8 Gew.% Matrixmono- mere: Bis-GMA; ethoxyliertes Bis-EMA; UDMA	48,5 Gew.% Barium- glasfüller, Ytterbiumtri- fluorid, Mischoxid; 34 Gew.% Präpolymere; 0,7 Gew.% Additive, Katalysatoren und Stabilisatoren; < 0,1 Gew.% Pigmente

5.4 Graphische Darstellung und Diagrammauswertung

Die Darstellung und Analyse der Messwerte aus den Versuchen zur Polymerisationsspannung erfolgt computergestützt durch das Programm Origin 8. Für jeden Versuchsdurchgang kann die Polymerisationsspannung in einem Diagramm über der Zeit aufgetragen werden. Anhand des nachfolgenden Beispiels wird ein typischer Kurvenverlauf erläutert.

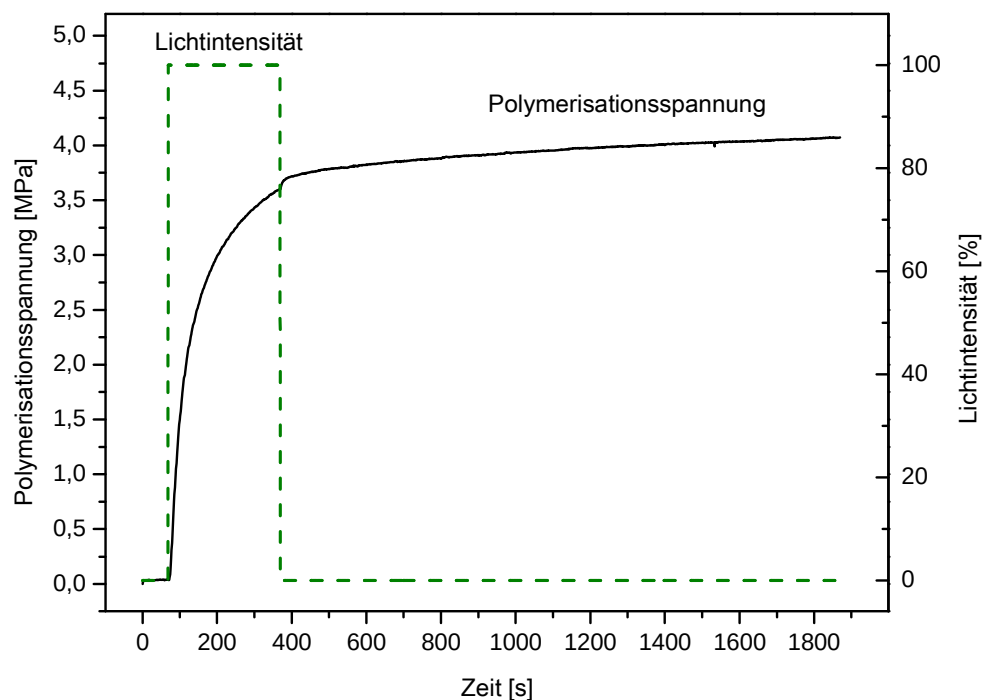


Abb. 5.4 Clearfil Majesty Posterior – P1

Abb. 5.4 zeigt den Mittelwertgraphen der Messreihe des Komposits Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental). Zugrunde liegt das Messprogramm P1, wonach das Probenmaterial initial mit einer Polymerisationlampe fünf Minuten lang mit 100 % Lichtintensität belichtet wird, bei gleichzeitiger Aufzeichnung der Polymerisationsspannung über einen Messzeitraum von 30 Minuten (1800 Sekunden). Die Werte der Lichtintensität in Prozent [%] sind der rechten Skala zu entnehmen. 100 % Lichtintensität entspricht etwa 350 mW/cm². Auf der linken y-Achse sind die aus den Messwerten des Dehnungsmessstreifens berechneten Werte für die Polymerisationsspannung

in der Einheit Megapascal [MPa] ablesbar. Die x-Achse zeigt den Zeitverlauf in der Einheit Sekunden [s]. Die Spannung beginnt ca. fünf Sekunden nach Belichtungsstart nach einer polymerisationsfreien Vorlaufzeit und beschreibt in ihrem Verlauf eine zunächst steil ansteigende Kurve. Zum Zeitpunkt des Belichtungsendes, bevor die Spannungskurve in den flachen Verlauf übergeht, ist nochmals ein sprunghafter Anstieg zu sehen. Diese verstärkte Werkstoffkontraktion kann durch das Erkalten bzw. den Wärmeentzug beim Ausschalten der Polymerisationslampe erklärt werden [47]. Nach etwa fünf Minuten (d. h. 300 Sekunden Belichtung) bis zum Ende der Messwertaufzeichnung bei 1870 Sekunden nimmt die Polymerisationsspannung nur noch geringfügig zu.

Die einheitlich skalierten Mittelwertgraphen aller Versuchsreihen aus P1 und P2 sind mit Fehlerbalken im Anhang aufgeführt.

6 Ergebnisse

6.1 Polymerisationsspannung

6.1.1 Ergebnisübersicht P1 und P2

Bei allen acht Kompositen ist der Maximalwert der Polymerisationsspannung am Ende der Messzeit von P1, also nach 30 Minuten, niedriger als das zugehörige Spannungsmaximum aus P2 nach 12 Stunden. In Abb. 6.1 sind die Spannungsmaxima aller Messreihen und untersuchten Komposite mit dem dazugehörigen Fehler dargestellt. Die genauen Werte für das Balkendiagramm ergeben sich aus Tab. 6.1. Die Messungenauigkeit aller Versuche liegt zwischen 0,3 % und 9,2 %.

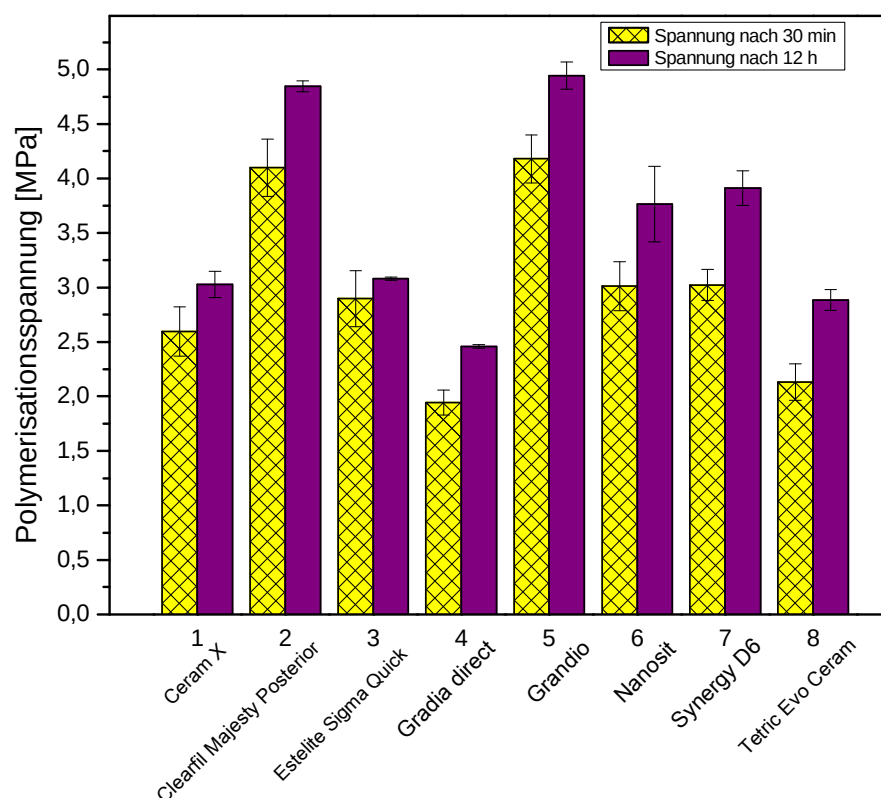


Abb. 6.1 Spannungsmaxima aller Versuchsreihen

Tab. 6.1 Abschlussspannungen aller Versuchsreihen mit Standardabweichung.

Komposit	Spannung P1: 30 min [MPa] (Fehler %)	Spannung P2: 12 h [MPa] (Fehler %)
1 Ceram X	2,6 ± 0,23 (± 8,7 %)	3,0 ± 0,12 (± 4,0 %)
2 Clearfil Majesty Posterior	4,1 ± 0,26 (± 6,5 %)	4,8 ± 0,05 (± 1,0 %)
3 Estelite Sigma Quick	2,9 ± 0,26 (± 8,9%)	3,1 ± 0,01 (± 0,3 %)
4 Gradia direct Posterior	1,9 ± 0,11 (± 5,9 %)	2,5 ± 0,02 (± 0,8 %)
5 Grandio	4,2 ± 0,22 (± 5,3 %)	4,9 ± 0,12 (± 2,4 %)
6 Nanosit	3,0 ± 0,23 (± 7,5 %)	3,8 ± 0,35 (± 9,2 %)
7 Synergy D6	3,0 ± 0,14 (± 4,7%)	3,9 ± 0,16 (± 4,1 %)
8 Tetric Evo Ceram	2,1 ± 0,17 (± 7,9 %)	2,9 ± 0,10 (± 3,4 %)

Die Auswertung der Spannungswerte der Messprogramme P1 und P2 ergab, dass zum Zeitpunkt 371 s (Belichtungsende) im Durchschnitt 83 % der nach 30 Minuten gemessenen Polymerisationsspannung erreicht sind. Gemäß der Messergebnisse aus P2 nimmt die Polymerisationsspannung nach 30 Minuten weiterhin bis zum Ende der Messung nach 12 h um durchschnittlich 0,7 MPa zu. Genaue Werte zu den untersuchten Kompositen sind tabellarisch im Anhang aufgeführt (s. 10.3; 10.4).

6.1.2 Grad der Polymerisationsspannung

Betrachtet man die zum Vergleich von Polymerisationsspannung und Polymerisationsschrumpf (vgl. Kap. 6.3) herangezogenen Messwerte des Messprogrammes P1 (nach 30 Minuten), so liegen diese im Bereich von 1,9 bis 4,2 MPa. Dieser Messbereich lässt sich wie folgt nach dem Grad der Polymerisationsspannung einteilen:

Grad I - geringgradige Polymerisationsspannung: 1,9 – 2,6 MPa

Grad II - mittelgradige Polymerisationsspannung: 2,7 – 3,4 MPa

Grad III - hohe Polymerisationsspannung: 3,5 – 4,2 MPa

Nach obiger Definition sind die untersuchten Komposite folgendermaßen einzuordnen (vgl. Tab. 6.2):

Tab. 6.2 Einteilung der Komposite nach Grad der Polymerisationsspannung

Grad I	Gradia direct (1,9 MPa), Tetric Evo Ceram (2,1 MPa), Ceram X (2,6 MPa)
Grad II	Estelite (2,9 MPa), Nanosit (3,0 MPa), Synergy D6 (3,0 MPa)
Grad III	Clearfil Majesty Posterior (4,1 MPa), Grandio (4,2 MPa)

6.1.3 Initiale Steigung und Anfangsgeschwindigkeit

Definitionsgemäß versteht man unter der Steigung eines Graphen in einem Punkt P (x/y) die Steigung der Tangente an den Graphen in diesem Punkt. Bildet man die erste Ableitung zur Berechnung der Steigung zum Zeitpunkt x, so ist für jeden der Mittelwertgraphen ein frühes Steigungsmaximum wenige Sekunden nach Belichtungsstart (x = 71 s) erkennbar. Die untersuchten Komposite erreichen dieses initiale Steigungsmaximum wie folgt:

1. Clearfil Majesty Posterior (x = 82 s)
2. Grandio (x = 84 s)
3. Estelite Sigma Quick; Tetric Evo Ceram (x = 89 s)
4. Ceram X (x = 92 s)
5. Gradia direct Posterior; Synergy D6 (x = 94 s)
6. Nanosit (x = 112 s)

Um beurteilen zu können, ob es bei einem der untersuchten Materialien vergleichsweise schnell zur Entwicklung von Polymerisationsspannungen kommt, wurden die relativen Anfangsgeschwindigkeiten untereinander verglichen. Die Geschwindigkeit der Polymerisationsspannung kann durch Abgreifen der Tangentensteigung im definierten Zeitpunkt x_t ermittelt werden. Da die Steigungsmaxima im Belichtungszeitraum im Mittel bei $x = 90$ s liegen, sei dies der festgelegte Referenzzeitpunkt x_t . Demnach ergeben sich für die relativen Anfangsgeschwindigkeiten die folgenden gereihten Werte [RE]:

1. Tetric Evo Ceram	0,010
2. Nanosit	0,015
3. Synergy D6	0,016
4. Ceram X	0,017
5. Gradia direct Posterior	0,018
6. Estelite Sigma Quick	0,029
7. Grandio	0,048
8. Clearfil Majesty Posterior	0,054

Während für die fünf erstgenannten Komposite vergleichbar niedrige Werte vorliegen, zeigen die Materialien Grandio und Clearfil Majesty Posterior vier bis fünf mal höhere Anfangsgeschwindigkeiten. Estelite Sigma Quick ist als durchschnittlich (Gesamtdurchschnitt 0,026) einzustufen. Der Vergleich von Anfangsgeschwindigkeit und initialem Steigungsmaximum ergibt folgende Korrelation: Grandio und Clearfil Majesty Posterior sind Komposite mit schneller Spannungsentwicklung bei einem frühen Kurvenanstieg. Unter diesem Aspekt ist Estelite Sigma Quick durchschnittlich. Die Materialien Ceram X, Gradia direct Posterior, Synergy D6 sowie Nanosit zeigen eine langsame initiale Spannungsentwicklung bei gleichzeitig verzögertem Steigungsmaximum. Lediglich bei Tetric Evo Ceram besteht keine Proportionalität zwischen Anfangsgeschwindigkeit und anfänglichem Steigungsmaximum.

6.1.4 Statistische Auswertung

6.1.4.1 t-Test

Mit Hilfe eines statistischen Prüfverfahrens (t-Test) werden die Ergebnisse auf Signifikanz überprüft. In dieser Studie werden die Mittelwerte aller Versuchsreihen einem gepaarten und zweiseitigen t-Test unterzogen. Dieser Test ermöglicht eine Aussage über die Wahrscheinlichkeit, dass zwei Stichproben aus zwei Grundgesamtheiten stammen, die denselben Mittelwert haben. Für die Spezifizierung der Signifikanz wird ein 5%-Fehlerniveau ($p < 0.05$) angesetzt. Dies bedeutet, dass nur dann ein signifikanter Unterschied angenommen werden kann, wenn der errechnete Wert kleiner dem Fehlerniveau ist. Die Ergebnisse aus dem t-Test zu den Messreihen P1 und P2 sind im Folgenden tabellarisch dargestellt (Tab. 6.3; Tab. 6.4). Dabei zeigen die gelb hinterlegten Felder einen signifikanten Unterschied an.

Tab. 6.3 p-Werte des t-Tests (P1)

Gradia direct Posterior	Tetric Evo Ceram	Ceram X	Estelite Sigma Quick	Nanosit	Synergy D6	Clearfil Majesty Posterior	Grandio
0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,001	0,495	↙
0,000	0,000	0,000	0,001	0,001	0,000	↙	
0,000	0,002	0,060	0,605	0,644	↙		
0,000	0,000	0,034	0,552	↙			
0,000	0,004	0,011	↙				
0,001	0,018	↙					
0,153	↙						

Zum Verständnis der Tafel rückt man von der Spalte des einen zu vergleichenden Materials nach unten bis zum abgewinkelten Pfeil und dann weiter nach links bis in die Spalte des zweiten. Beispielsweise liegt in Tab. 6.3 zwischen den Kompositen Grandio und Nanosit ein signifikanter Unterschied vor ($p = 0,001$). Die Komposite Grandio und Clearfil Majesty Posterior unterscheiden sich dagegen nicht signifikant ($p = 0,495$).

Tab. 6.4 p-Werte des t-Tests (P2)

Gradia direct Posterior	Tetric Evo Ceram	Ceram X	Estelite Sigma Quick	Nanosit	Synergy D6	Clearfil Majesty Posterior	Grandio
0,020	0,048	0,001	0,026	0,085	0,015	0,578	↙
0,013	0,010	0,042	0,017	0,162	0,100	↙	
0,044	0,111	0,019	0,078	0,469	↙		
0,113	0,217	0,136	0,211	↙			
0,001	0,241	0,611	↙				
0,083	0,519	↙					
0,117	↙						

6.1.4.2 Regressionsanalyse

Um die Schlüsselfrage, ob die untersuchten Parameter Polymerisations-
spannung und –schrumpf in dieser Studie korrelieren, statistisch zu
hinterlegen, soll im Folgenden eine Regressionsanalyse durchgeführt werden.
Ziel dieses statistischen Analyseverfahrens ist es, eine Funktion $f(x)$ zu finden,
deren Graph im Durchschnitt sehr nah an allen Punkten $P(x/y)$ liegt. Die
hierfür zu Grunde liegenden Wertepaare (x/y) sind nachfolgend tabellarisch
aufgeführt, wobei gilt: x = Spannung, y = Schrumpf.

Tab. 6.5 Wertepaare (x/y) der Regressionsanalyse

Komposite	x = Spannung [MPa]	y = Schrumpf [Vol.%]
1 Gradia direct Posterior	1,9	1,4
2 Tetric Evo Ceram	2,1	1,2
3 Ceram X	2,6	1,7
4 Estelite Sigma Quick	2,9	1,5
5 Nanosit	3,0	2,8
6 Synergy D6	3,0	1,5
7 Clearfil Majesty Posterior	4,1	1,1
8 Grandio	4,2	1,3

Zunächst wird untersucht, ob eine lineare Abhängigkeit zwischen den
Variablen Spannung (x) und Schrumpf (y) besteht. Der
Korrelationskoeffizient r ist die Maßzahl für die Stärke und Richtung dieses
linearen Zusammenhangs zwischen x und y und kann mit Hilfe folgender
Formel (aus [52]) berechnet werden.

$$r = \frac{\sum xy - \frac{1}{n}(\sum x)(\sum y)}{\sqrt{\left[\sum x^2 - \frac{1}{n}(\sum x)^2\right]\left[\sum y^2 - \frac{1}{n}(\sum y)^2\right]}} \quad (\text{Formel 2})$$

r = Korrelationskoeffizient

x = Spannungswert

y = Schrumpfwert

$n = 8$

Nach obiger Formel ergibt sich folgender Korrelationskoeffizient:

$$r = -0,1182$$

Ist $r = 1$ oder $r = -1$, liegt ein funktionaler linearer Zusammenhang vor; bei $r = 0$ besteht keine Korrelation. In vorliegendem Fall erreicht r annähernd den Wert 0, was darauf hindeutet, dass eine lineare Abhängigkeit zwischen Spannung (x) und Schrumpfung (y) nicht wahrscheinlich ist. Die Annahme wird durch die Berechnung des Bestimmtheitsmaßes r^2 bestätigt. Dieses ist definiert als das Quadrat des multiplen Korrelationskoeffizienten. Je näher r^2 an 1 liegt, desto höher ist die Wahrscheinlichkeit des linearen Zusammenhangs zwischen x und y . Die Berechnung des Bestimmtheitsmaßes ergibt folgenden Wert:

$$r^2 = 0,014$$

Für die Funktion $f(x)$ des Regressionsgraphen müssen noch geeignete Koeffizienten a und b gefunden werden. Diese lassen sich durch die Formeln 3 und 4 (aus [52]) berechnen.

$$b = \frac{\sum xy - \frac{(\sum x)(\sum y)}{n}}{\sum x^2 - \frac{(\sum x)^2}{n}} \quad (\text{Formel 3})$$

$$a = \frac{\sum y - b \cdot \sum x}{n} \quad (\text{Formel 4})$$

Die Funktion $y = a + bx$ des Regressionsgraphen lautet:

$$y = 1,79 - 0,08 \cdot x$$

Abb. 6.2 zeigt den Graphen der Funktion. Die Funktionswerte (Ziffern 1 bis 8) verteilen sich um die Regressionsgerade.

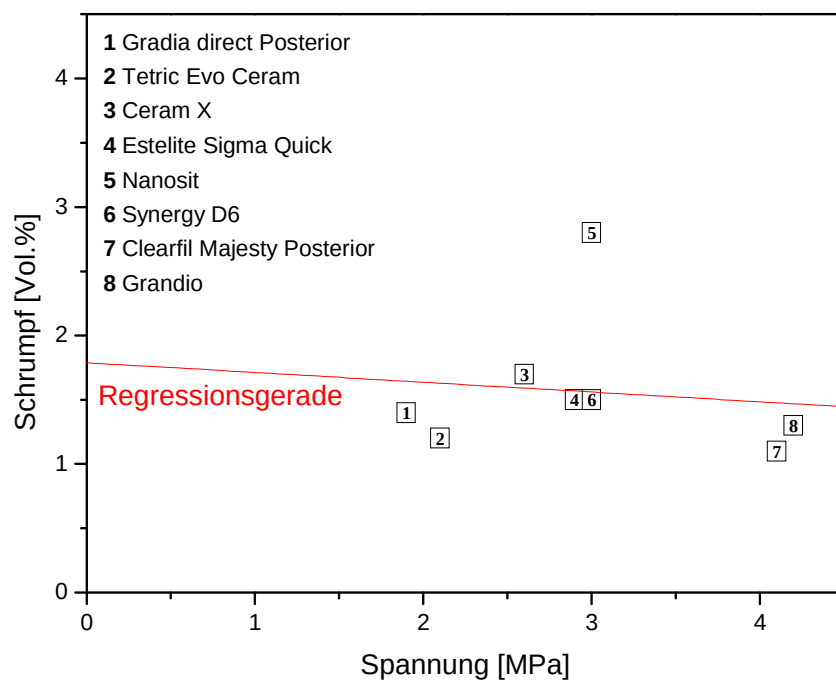


Abb. 6.2 Graphische Darstellung der Regressionsanalyse

6.2 Polymerisationsschrumpf

Die Ergebnisse aus den Versuchen zur lichtoptischen Bestimmung des linearen und des Volumenschrumpfes sind in Tab. 6.6 zusammenfassend dargestellt.

Tab. 6.6 Messergebnisse des linearen und Volumenschrumpfs. Vergleich mit den Herstellerangaben.

Komposite	Linearer Schrumpf [Lin.%]	Volumen-Schrumpf [Vol.%]	Volumenschrumpf lt. Hersteller [Vol.%]
Ceram X	0,549	1,7	2,3
Clearfil Majesty Posterior	0,362	1,1	1,5
Estelite Sigma Quick	0,497	1,5	1,3
Gradia direct Posterior	0,476	1,4	1,6
Grandio	0,425	1,3	1,6
Nanosit	0,699	2,8	keine Angabe
Synergy D6	0,502	1,5	2,1
Tetric Evo Ceram	0,396	1,2	1,49

Die von den unterschiedlichen Herstellern für das jeweilige Produkt angegebenen Schrumpfwerte sind ergänzend aufgeführt. Im Mittel schrumpften die untersuchten Komposite um 0,5 Lin.% entsprechend 1,6 Vol.%. Im Vergleich zu den Literaturwerten von 1,5 - 3 Vol.% Polymerisationsschrumpf für plastische Füllungskomposite [34] liegen die der Studie zu Grunde liegenden Messwerte zwischen 1,1 und 2,8 Vol.%. Zur Einschätzung des Schrumpfungsgrades wird dieser Messbereich wie folgt kategorisiert:

Grad I - geringgradiger Polymerisationsschrumpf: 1,1 – 1,6 Vol.%

Grad II - mittelgradiger Polymerisationsschrumpf: 1,7 – 2,2 Vol.%

Grad III - hoher Polymerisationsschrumpf: 2,3 – 2,8 Vol.%

Folglich ergibt sich die in Tab. 6.7 dargestellte schrumpfbbezogene Einteilung der Komposite.

Tab. 6.7 Einteilung der Komposite nach Grad des Polymerisationsschrumpfes

Grad I	Clearfil Majesty Posterior (1,1 Vol.%), Tetric Evo Ceram 1,2 Vol.%, Grandio (1,3 Vol.%), Gradia direct (1,4 Vol.%), Synergy D6 (1,5 Vol.%), Estelite Σ Quick (1,5 Vol.%)
Grad II	Ceram X (1,7 Vol.%)
Grad III	Nanosit (2,8 Vol.%)

So kann der Volumenschrumpfung von drei Viertel der Komposite (Clearfil Majesty Posterior 1,1 Vol.%, Tetric Evo Ceram 1,2 Vol.%, Grandio 1,3 Vol.%, Gradia direct 1,4 Vol.%, Estelite Sigma Quick 1,5 Vol.%, Synergy D6 1,5 Vol.%) als geringgradig eingestuft werden. Lediglich das nanokeramische Füllungsmaterial Ceram X (1,7 Vol.% Schrumpfung) ist hinsichtlich des Schrumpfungsverhaltens als mittelgradig und das Nanohybridkomposit Nanosit (2,8 Vol.% Schrumpfung) als hochgradig einzustufen. Ungeachtet der den Herstellerangaben zu Grunde liegenden unterschiedlichen Messmethoden weichen bei einer Zuordnung auf der Basis der Herstellerangaben die Materialien Synergy D6 (hier Grad II) und Ceram X (hier Grad III) ab.

6.3 Vergleich von Polymerisationsschrumpfung und -spannung

Im Folgenden wird versucht, eine Relation zwischen der Polymerisationsspannung und dem Polymerisationsschrumpfung der acht getesteten Materialien herzustellen. Die zu Grunde liegenden Werte sind in Abb. 6.3 zusammengefasst.

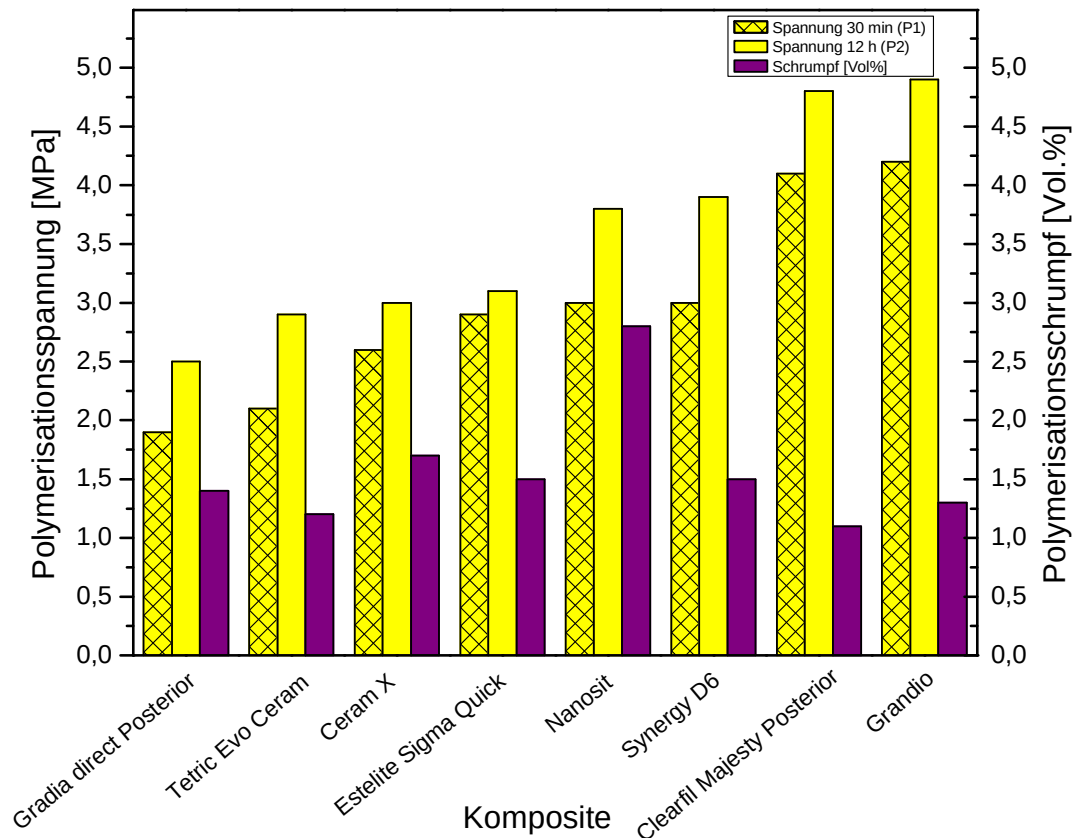


Abb. 6.3 Polymerisationsschumpf und Polymerisationsspannung

Die Komposite lassen sich einem niedrigen, mittleren oder hohen Grad an Polymerisationsschumpf bzw. Polymerisationsspannung zuordnen (siehe „Neunfeldertafel“, Abb. 6.4). Es ist ersichtlich, dass Materialien mit hohen bzw. niedrigen Spannungswerten nicht zwingend hohe bzw. niedrige Schumpfwerte aufweisen. Zusammenfassend ergibt sich aus dem Vergleich der Ergebnisse für die acht untersuchten Komposite keine eindeutige Korrelation zwischen Polymerisationsschumpf und Polymerisationsspannung. Bei den Materialien Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent) und Gradia direct (GC) kann eine Proportionalität zwischen Schumpf und Spannung vermutet werden.

Schrumpf Spannung	gering	mittel	hoch
	gering	mittel	hoch
gering	Tetric Evo Ceram Gradia direct	Ceram X	
mittel	Estelite Sigma Quick Synergy D6		Nanosit
hoch	Clearfil Majesty Posterior Grandio		

Abb. 6.4 Neunfeldertafel zur Einstufung von Polymerisationsspannung und –schrumpf der untersuchten Komposite

Die im Folgenden tabellarisch aufgeführte Zusammenfassung der Ergebnisse stellt eine numerische Reihung mit zunehmenden Spannungs- (s. Tab. 6.8) bzw. -Schrumpfwerten dar. Zur Vervollständigung sind in Tab. 6.9 auch die Herstellerangaben zum Polymerisationsschrumpf aufgeführt, wobei es sich hierbei aufgrund unterschiedlicher zu Grunde liegender Messmethoden nicht um wissenschaftlich untereinander vergleichbare Werte handelt.

Tab. 6.8 Spannungswerte in Reihung

	Komposite	Spannung [MPa]	
		P1	P2
1	Gradia direct Posterior	1,9	2,5
2	Tetric Evo Ceram	2,1	2,9
3	Ceram X	2,6	3,0
4	Estelite Sigma Quick	2,9	3,1
5	Nanosit	3,0	3,8
6	Synergy D6	3,0	3,9
7	Clearfil Majesty Posterior	4,1	4,8
8	Grandio	4,2	4,9

Tab. 6.9 Schrumpfwerte in Reihung

	Komposite	Schrumpf [Vol.%] <i>Messwerte</i>
1	Clearfil Majesty Posterior	1,1
2	Tetric Evo Ceram	1,2
3	Grandio	1,3
4	Gradia direct Posterior	1,4
5	Estelite Sigma Quick	1,5
6	Synergy D6	1,5
7	Ceram X	1,7
8	Nanosit	2,8
	Komposite	Schrumpf [Vol.%] <i>Herstellerangaben</i>
1	Estelite Sigma Quick	1,3
2	Tetric Evo Ceram	1,49
3	Clearfil Majesty Posterior	1,5
4	Gradia direct Posterior	1,6
4	Grandio	1,6
5	Synergy D6	2,1
6	Ceram X	2,3
--	Nanosit	keine Angabe

7 Diskussion

Nach dem Prinzip, dass Komposite mit hohem Fülleranteil wenig schrumpfen und umgekehrt, kann das Schrumpfungsverhalten des Nanohybridkomposites Nanosit (Nordiska Dental) erklärt werden. Dieses Material weist bezüglich aller in Tab. 5.1 gelisteten Materialien den geringsten Füllstoffanteil (74 Gew.%) und zugleich die größten Schrumpfwerte auf. Das nanokeramische Komposit Ceram X (Dentsply De Trey), welches 1 µm große Glasfüller enthält, kann ebenso wie die Materialien Clearfil Majesty Posterior (Kuraray Dental) und Estelite Sigma Quick (Tokuyama) aufgrund fehlender Herstellerangaben nicht hinsichtlich eines Zusammenhanges von Fülleranteil und Polymerisationsschrumpf beurteilt werden. Die Komposite Gradia direct Posterior (GC), Grandio (Voco), Synergy D6 (Coltène / Whaledent) sowie Tetric Evo Ceram (Ivoclar Vivadent) weisen einen Fülleranteil von mindestens 80 Gew.% und zugleich einen geringen Polymerisationsschrumpf auf. Bei letztgenanntem Material, mit 83,2 Gew.% Füllstoffanteil, findet das vom Hersteller beworbene niedrige Schrumpfungs- und Spannungsverhalten Bestätigung.

Die Idee, Splitterpolymerisate als anorganische Füllerkomponente beizumengen, um eine geringe polymerisationsbedingte Materialkontraktion zu erzielen, findet bei Gradia Direct Posterior und Tetric Evo Ceram Anwendung und bestätigt die These. Folglich scheint das Schrumpfverhalten der Komposite wie in der Literatur beschrieben maßgeblich über den Fülleranteil steuerbar zu sein. Die unvollständigen Angaben über das Verhältnis hochmolekularer Methacrylate in der Matrix (z. B. UDMA, Bis-GMA) zu niedermolekularen Comonomeren (z. B. TEGDMA, HEMA) lassen keine Schlussfolgerungen über das Schrumpfungsverhalten zu. Schließlich bleibt die Frage, warum die Polymerisationsspannung bei den Nanohybridkompositen Clearfil Majesty Posterior und Grandio signifikant höher ist als bei den anderen Kompositen. Unabhängig von der genauen Zusammensetzung ist diesen beiden Materialien in Bezug auf das Polymerisationsverhalten vermutlich ein erhöhter Monomerumsatz (Konversionsrate) zuzuschreiben. Gestützt wird diese Überlegung durch die

zugehörigen Ergebnisdiagramme, welche den initial vergleichsweise rapiden Anstieg der Polymerisationsspannung veranschaulichen. Ein derart früher Kurvenanstieg mit schneller Spannungsentwicklung drückt eine hohe Anfangsgeschwindigkeit aus. Diese Geschwindigkeit ist bei den Materialien Ceram X, Gradia direct Posterior, Nanosit, Synergy D6 und Tetric Evo Ceram um ein vielfaches geringer. Auch der Grad der Polymerisationsspannung liegt bei letztgenannten fünf Kompositen im Bereich gering und mittel, sodass es sich hier eindeutig um spannungsarme Füllungskunststoffe handelt. Bei Estelite Sigma Quick korrelieren Anfangsgeschwindigkeit und Polymerisationsspannung ebenfalls und sind als durchschnittlich (mittel) einzustufen.

Weiterhin sei angemerkt, dass die in letztgenanntem Submikrofüllerkomposit enthaltenen sphärischen Füllkörper nicht als Beurteilungskriterium für hohe oder niedrige Spannungs- und Schrumpfwerte herangezogen werden können. Die bei Estelite Sigma Quick vom Hersteller beworbene stark verkürzte Polymerisationszeit von ca. 10 Sekunden mit Halogen- oder LED-Lampen korreliert mit den vorliegenden Ergebnissen zur Polymerisationsspannung. Dabei zeigt dieses Material nach der fünfminütigen Belichtungszeit im Vergleich zu den anderen Kompositen prozentual gemessen am Endwert die höchste Polymerisationsspannung (90 % bei einem Durchschnitt von 83 % bezogen auf P1, vgl. 10.3), was auf einen initial hohen Monomerumsatz hinweist. Entsprechend liegt bei Estelite Sigma Quick mit 0,2 MPa auch der geringste Spannungszuwachs zwischen P1 (2,9 MPa) und P2 (3,1 MPa) vor (vgl. 10.4).

Bezogen auf alle Komposite beträgt der Zuwachs der Polymerisationsspannung in dieser Nachschrumpfphase durchschnittlich 0,7 MPa. Bei Synergy D6 liegt eine niedrige Anfangsgeschwindigkeit und eine hohe „Nachspannung“ vor (0,9 MPa), was insgesamt zu einer moderaten Spannungsentwicklung führt. Diese Korrelation gilt jedoch nicht für Grandio: der große Zuwachswert (0,9 MPa) und die zugleich rasche initiale Spannungszunahme verdeutlichen, dass Polymerisationsspannungen bei diesem Komposit früh beginnen und lang andauern. Die Bestätigung dafür

spiegelt sich in den Messergebnissen wieder: Grandio zeigt die höchsten Spannungswerte.

Clearfil Majesty Posterior unterscheidet sich mit ähnlichen Werten nicht signifikant von Grandio. Aus dem gepaarten, zweiseitigen t-Test zu P1 (vgl. Tab. 6.3) geht deutlich hervor, dass sich das Spannungsverhalten dieser zwei Komposite im Vergleich zu den anderen sechs untersuchten signifikant unterscheidet. Weiterhin fällt auf, dass sich die Werte immer ähnlicher werden, je länger die Messung dauert (vgl. Tab. 6.4 vs. Tab. 6.3). Es stellt sich die Frage, ob die Plateauphase der Polymerisationsspannung nur genügend lange gemessen werden müsste, um keinen signifikanten Unterschied zwischen den acht Materialien feststellen zu können. Schließlich bleibt noch offen, wie lange Polymerisationsspannungen in Ruhe eigentlich gemessen werden können und ob sich dann auch das Ranking (vgl. Tab. 6.8) ändern würde.

Die von den Herstellern angegebenen Schrumpfwerte unterliegen unterschiedlichen Messmethoden und können daher keinem wissenschaftlichen Vergleich unterzogen werden. Somit lässt sich erklären, dass das Ranking (Tab. 6.9) in dieser Studie anders ausfällt.

Schließlich gibt die Regressionsanalyse (vgl. Kapitel 6.1.4.2) Aufschluss über die Frage nach der Korrelation von Polymerisationsschrumpf und –spannung. Es wurde eine Funktion $f(x)$ gefunden, um deren Graphen die Punkte $P_n (x_n/y_n)$ in möglichst engem Abstand liegen. Die Punktwolke verteilt sich so im vorliegenden Streudiagramm (Abb. 6.2), dass sich eine Regressionsgerade mit negativer Steigung ($b = - 0,08$) abzeichnet. Da der zugehörige Korrelationskoeffizient ($r = - 0,1182$) vom Betrag her kleiner 0,3 ist, bezeichnet man die Beziehung zwischen den untersuchten Parametern Spannung (x) und Schrumpf (y) als praktisch unkorreliert. Wäre das Verhältnis zwischen Schrumpf und Spannung bei allen untersuchten Materialien ähnlich oder - wie bei Nanosit - etwa 1:1, würden die untersuchten Parameter x und y eine positive Korrelation im Sinne eines linearen Zusammenhangs aufweisen.

So jedoch findet die Aussage, dass hohe Polymerisationsspannungen zugleich einen großen Schrumpfung bewirken, statistisch keine Bestätigung.

Aus vorliegender Studie kann abgeleitet werden, dass bei dentalen Füllungskompositen nicht von einer Korrelation zwischen Polymerisationsschrumpfung und Polymerisationsspannung auszugehen ist. Vielmehr stellt sich die Materialzusammensetzung als entscheidend für das Schrumpfungsverhalten heraus. So konnten PUCKETT & SMITH [42] belegen, dass die Schrumpfungswerte mit dem Fülleranteil korrelieren. Ergänzend ist in der Literatur der Einfluss auf die Polymerisationsspannung und auf die Materialkontraktion durch Modifikation von materialunabhängigen Parametern wie Lichtintensität und Insertionstechnik beschrieben [12, 13, 14, 15, 32, 53].

Schlussfolgernd kann das Qualitätsargument „geringer Schrumpfung“ nicht herangezogen werden, um Komposite hinreichend qualitativ zu bewerten. Nur durch individuell auf das Komposit abgestimmte optimierte Verarbeitungsmaßnahmen bei der klinischen Anwendung von Füllungskompositen lassen sich bestmögliche Ergebnisse in Bezug auf die Materialeigenschaften erzielen.

Am Ende schließlich interessiert der klinische Bezug der experimentell nachgewiesenen schrumpfbedingten Polymerisationsspannung. In dieser In-vitro-Studie sind Parameter wie C-Faktor, Belichtungszeit, Lichtintensität und Fülltechnik feste Größen. Die klinische Praxis zeigt jedoch, dass der Erfolg von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich maßgeblich von der richtigen Auswahl der zu restaurierenden Zähne, dem geeigneten Füllungsmaterial und vor allem von der richtigen Anwendung anerkannter Verfahren abhängt. Gerade bei der Verwendung von Kompositen ist die Handhabung techniksensitiv und heikel. Optimal sind trockene, konditionierte Kavitäten für die Adhäsivtechnik. Das Füllen in Inkrementtechnik und die Softstart-Polymerisation stellen die klinische Anwendung dar, um effektiv die in dieser Studie untersuchten Faktoren Polymerisationsschrumpfung und -spannung zu reduzieren.

Letztlich ist der Patient selbst eine wichtige Variable, denn hier sind unterschiedliche Kaukräfte, parafunktionelle Habits, Unterschiede in der Speichel- und Plaquezusammensetzung sowie in den Ernährungsgewohnheiten entscheidend für die Langlebigkeit einer technisch gelungenen Füllung.

8 Literaturverzeichnis

- 1 Abbas G, Fleming G J P, Harrington E, Shortall A C C, Burke F J T: Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or increments. J Dent 31, 437-444 (2003).
- 2 Ahlers M O: Intraorale Reparatur zahnfarbener Restaurationen aus Composite-Füllungswerkstoffen. Schlütersche Verlagsgesellschaft. Hannover 2006, S. 12 ff.
- 3 Aw T C, Nicholls J I: Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. J Clin Laser Med Surg 15, 137-141 (1997).
- 4 Aw T C, Nicholls J I: Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. Oper Dent 26, 498-504 (2001).
- 5 Bausch J R, de Lange K, Davidson C L, Peters A, de Gee A J: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J Prost Dent 48, 59-67 (1982).
- 6 Braga R R, Ferracane J L: Alternatives in polymerization contraction stress management. Crit Rev Oral Biol Med 15, 176-184 (2004).
- 7 Chen H Y, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann K-H: Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. Dent Mater 17, 253-259 (2001).
- 8 Craig R G, Powers J M, Wataha J C: Zahnärztliche Werkstoffe – Eigenschaften und Verarbeitung. Urban und Fischer. München 2006, S. 64 ff.

- 9 Davidson C L, De Gee A J, Feilzer A: The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res 63, 1396-1399 (1984).
- 10 Davidson C L, Feilzer A J: Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent 25, 435-440 (1997).
- 11 de Gee A F, Feilzer A J, Davidson C L: True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater, 11-14 (1993).
- 12 Deliperi S, Bardwell D N: An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc 133, 1387-1398 (2002).
- 13 Denner W: Schrumpfungsverhalten von Kompositen bei Aushärtung mit unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. -verfahren in vitro. Zahnmed. Diss. Würzburg (2003).
- 14 Feilzer A J, Davidson C L: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res 66, 1636-1639 (1987).
- 15 Feilzer A J, Dooren L H, de Gee A J, Davidson C L: Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. Eur J Oral Sci 103, 322-326 (1995).
- 16 Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel. Spitta. Balingen 2008.
- 17 Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2. Aufl., Thieme. Stuttgart 2005, S. 177 ff.

- 18 Giachetti L, Russo D S, Bambi C, Grandini R: A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. J Contemp Dent Pract. Sept 4, 79-88 (2006).
- 19 Gonçalves F, Pfeifer C S, Ferrance J L, Braga R R: Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. J Dent Res 87, 367-371 (2008).
- 20 Gonçalves F, Kawano Y, Braga R R: Contraction stress related to composite inorganic content. Dent Mater 26, 704-709 (2010).
- 21 Heidemann D, Becker J: Kariologie und Füllungstherapie. 4. Aufl., Urban und Fischer. München 1999, S. 179-181.
- 22 Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl., Urban und Fischer. München 2007, S. 141 ff.
- 23 Hickel R, Kunzelmann K-H, Lambrechts P, Frankenberger R: Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M ESPE (2001).
- 24 Hiebsch M: Statische Kontraktionsspannung und Härtebestimmung bei unterschiedlichen Polymerisationskonzepten. Med. Diss. München 2006.
- 25 Hoang T A: Polymerisationsspannung von Kompomer in Klasse-II-Kavitäten bei konventioneller und Softstart-Polymerisation. Med. Diss. Erlangen 2002.
- 26 Hösl M: Neues optisches Verfahren zur Bestimmung des linearen Polymerisationsschrumpfes von zahnärztlichen Füllungskunststoffen. Med. Diss. Erlangen 2010, in Druck.
- 27 Kemp-Scholte C M, Davidson C L: Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. J Prost Dent 64, 658-664 (1990).

- 28 Klingler K: Entwicklung und erste Anwendung einer spannungsoptischen Messeinrichtung zur Beobachtung von Polymerisationsbedingten Spannungen. Med. Diss. Marburg (2004).
- 29 Kim S: Randqualität von mittleren und großen Klasse-II-Kompositfüllungen in standardisierten Kavitäten mit unterschiedlichem Randwinkel und Restaurationsmaterial. Med. Diss. Würzburg (2002).
- 30 Kleverlaan C J, Feilzer A J: Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. Dent Mater 21, 1150-1157 (2005).
- 31 Kullmann W: Atlas der Zahnerhaltung. Hanser. München 1990, S. 19 ff.
- 32 Lim B-S, Ferracane J L, Sakaguchi R L, Condon J R: Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. Dent Mater 18, 436-444 (2002).
- 33 Lee I B, Cho B H, Son H H: A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. J Oral Rehab 32, 304-314 (2005).
- 34 Lohbauer U: Werkstoffkundliche Grundlagen zu Inlaymaterialien. Skript der Zahnklinik 1 der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen (2009).
- 35 Lösche A C, Lösche G M, Roulet J F: Die Auswirkung erhöhter Lichtintensität auf das Randverhalten von Klasse II - Kompositfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 49, 590-594 (1994).

- 36 Lu H, Trujillo-Lemon M, Ge J, Stansbury J W: Dental resins based on dimer acid dimethacrylates: a route to high conversion with low polymerization shrinkage. *Compend Contin Educ Dent* 2, 1-4 (2010).
- 37 McCulloch A J, Smith B G N: In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J* 161, 405-409 (1986).
- 38 Mehl A, Hickel R, Kunzelmann K-H: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". *J Dent* 25, 321-330 (1997).
- 39 Meredith N, Setchell D J: In vitro measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* 25, 331-337 (1997).
- 40 Min S H, Ferracane J, Lee I B: Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. *Dent Mater* 26, 1024-1033 (2010).
- 41 Pearson G J, Hegarty S M: Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified MOD cavities. *Br Dent J* 166, 162-165 (1989).
- 42 Puckett A D, Smith R: Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prost Dent* 68, 56-58 (1992).
- 43 Richter B: *Werkstoffkunde. Skript der Fachgruppe Zahnmedizin der Phillips-Universität Marburg*. 2. Aufl. 2004.
- 44 Roeters J, de Kloet H: *Kosmetische Zahnheilkunde mit Hilfe von Komposit*. Quintessenz. Berlin 1992. S. 37-47.

- 45 Roulet J F: Degradation of dental polymers. Karger Verlag.
München 1987.
- 46 Roulet J F: Zahnfarbene Restaurationen als Amalgamalternativen.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 859-866 (1994).
- 47 Sakaguchi R L, Peters M C R B, Nelson S R, Douglas W H, Poort
H W: Effects of polymerization contraction in composite
restorations. J Dent 20, 178-182 (1992).
- 48 Schmalz G, Arenholt-Binslev D: Biokompatibilität zahnärztlicher
Werkstoffe. Urban und Fischer. München 2005.
- 49 Sharp L J, Choi I B, Lee T E, Sy A, Suh B I: Volumetric shrinkage
of composites using video-imaging. J Dent 31, 97-103 (2003).
- 50 Small, B W: Direct resin composites for 2002 and beyond. Gen
Dent 50, 30-33 (2002).
- 51 Tantvirojn D, Versluis A, Pintado M R, DeLong R, Douglas W H:
Tooth deformation patterns in molars after composite restoration.
Dent Mater 20, 535-542 (2004).
- 52 Urban D, Mayerl J: Regressionsanalyse: Theorie, Technik und
Anwendung. 3. Aufl., VS Verlag. Wiesbaden 2008, S 25 ff.
- 53 Versluis A, Douglas W H, Cross M, Sakaguchi R L: Does an
incremental filling technique reduce polymerization shrinkage
stresses? J Dent Res 75, 871-878 (1996).
- 54 Watts D C, Cash A J: Determination of polymerization shrinkage
kinetics in visible-light-cured materials: methods development.
Dent Mater 7, 281-287 (1991).
- 55 Watts D C, Marouf A S, Al-Hindi A M: Photo-polymerization
shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods
development. Dent Mater 19, 1-11 (2003).

- 56 Zantner C, Kielbassa A M, Martus P, Kunzelmann K-H: Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. Dent Mat 20, 277-285 (2004).

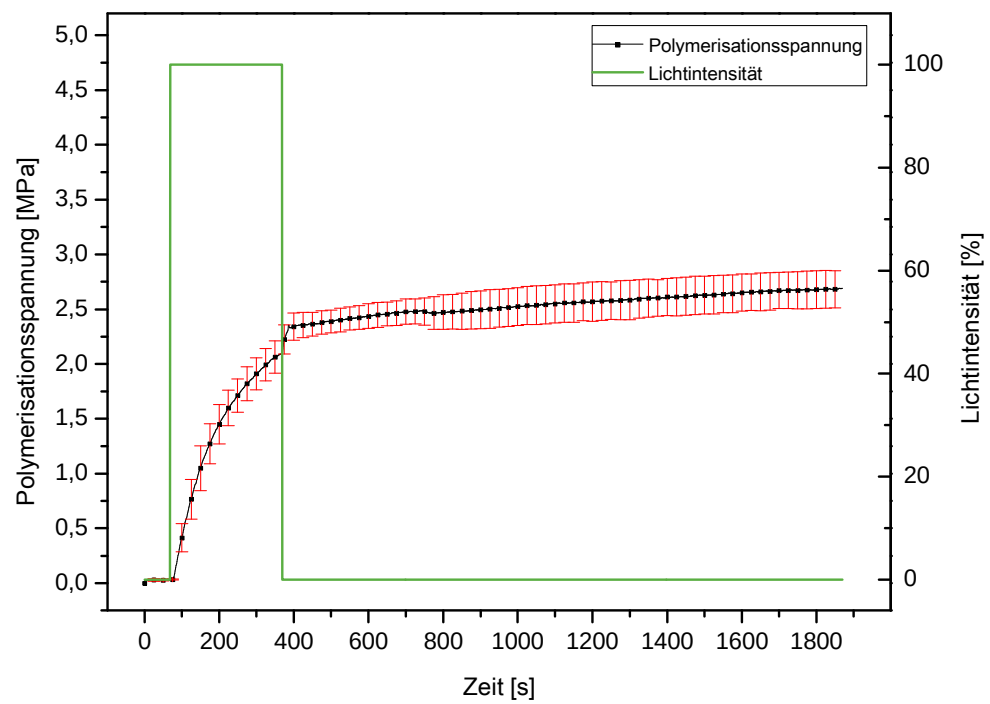
9 Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bowen-Monomer)
DADMA	dimer acid-derived dimethacrylate
DEGDMA	Diethylenglycoldimethacrylat
DMS	Dehnungsmessstreifen
EGDMA	Ethylenglycoldimethacrylat
Gew.%	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
Lin.%	Linearer Schrumpf
RE	Relative Einheit
TEDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TEGDMA	Tetraethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
Vol.%	Volumenschrumpf

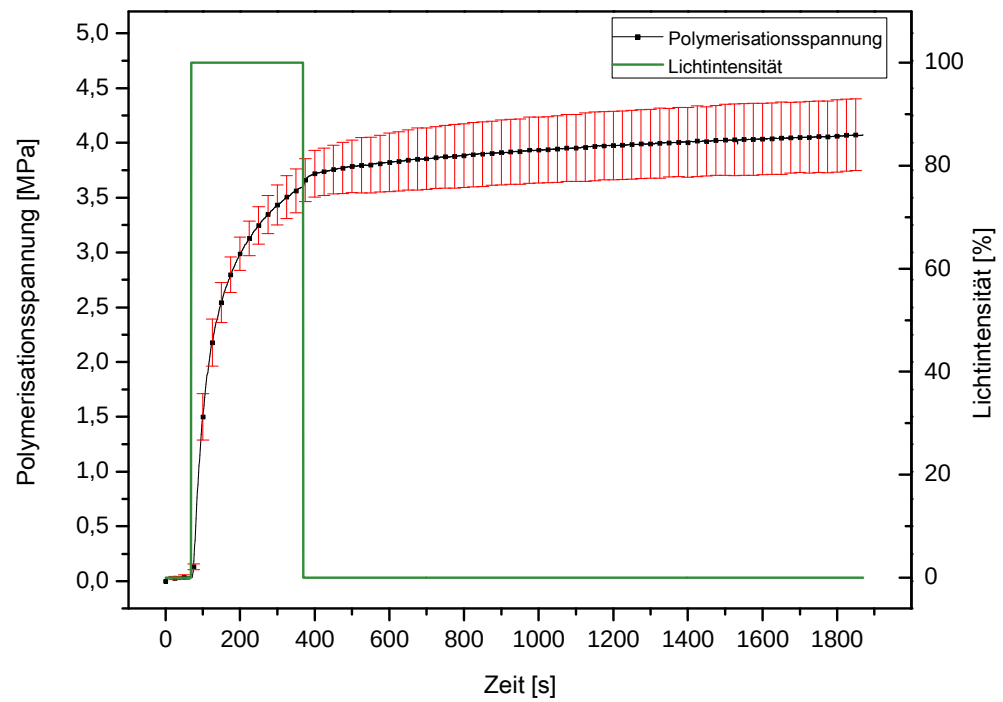
10 Anhang

10.1 Graphen zur Messung der Polymerisationsspannung über 30 min (P1)

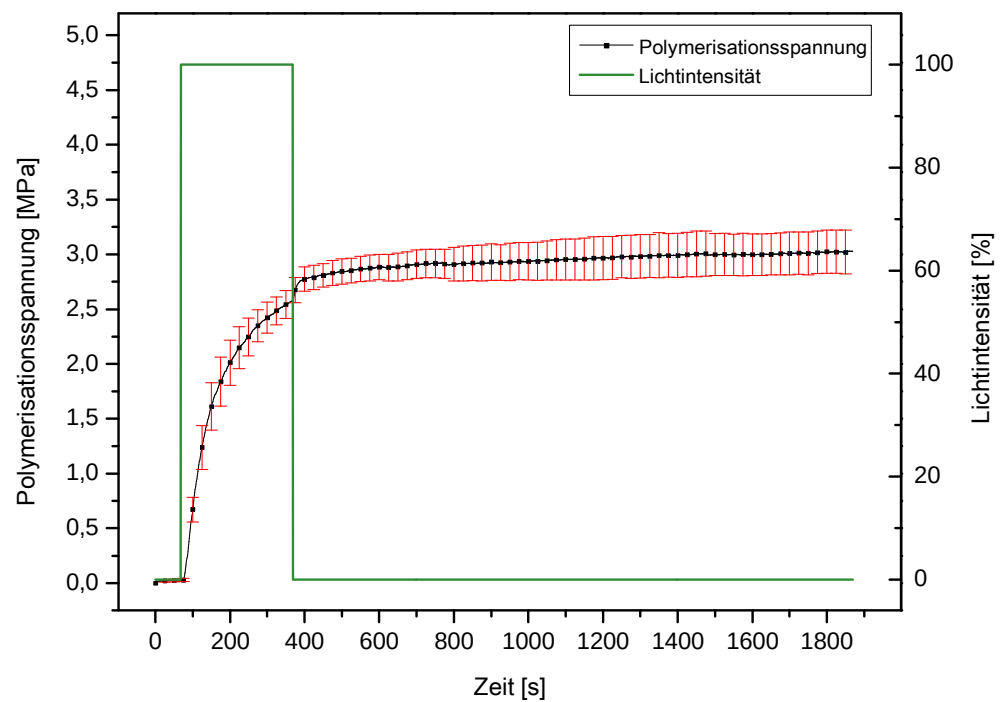
Ceram X - P1



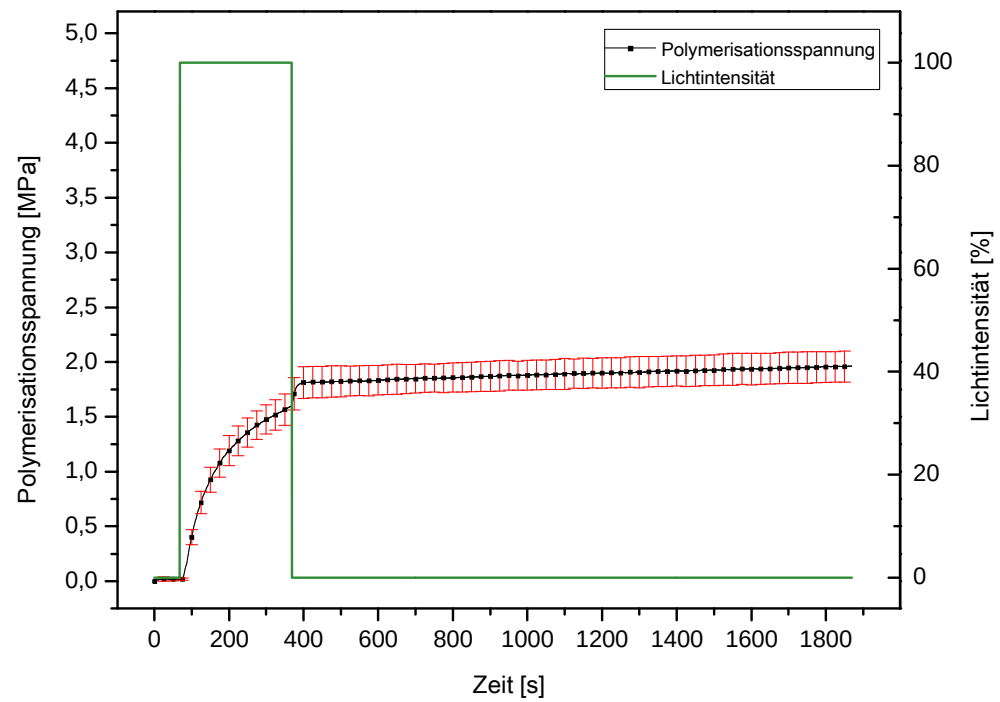
Clearfil Majesty Posterior - P1



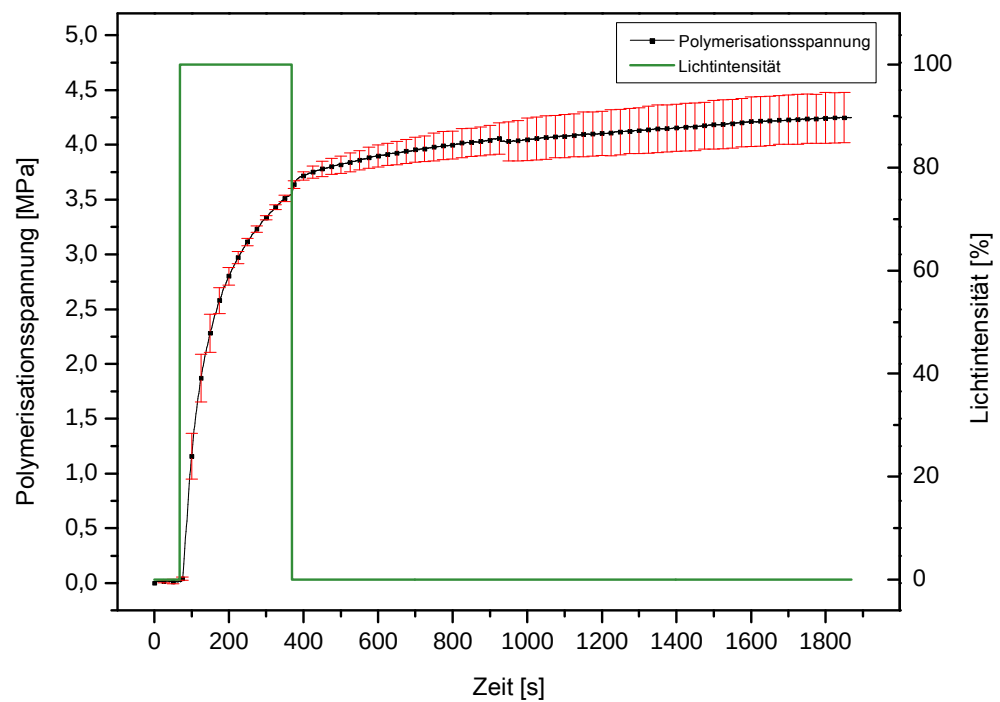
Estelite Σ Quick - P1



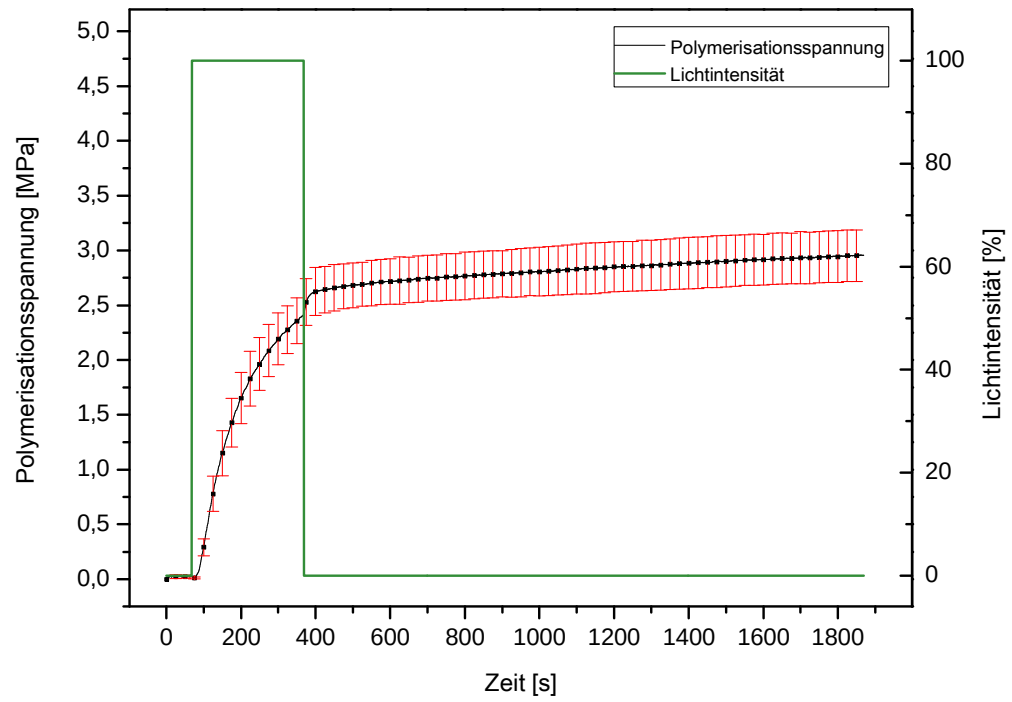
GC Gradia direct - P1



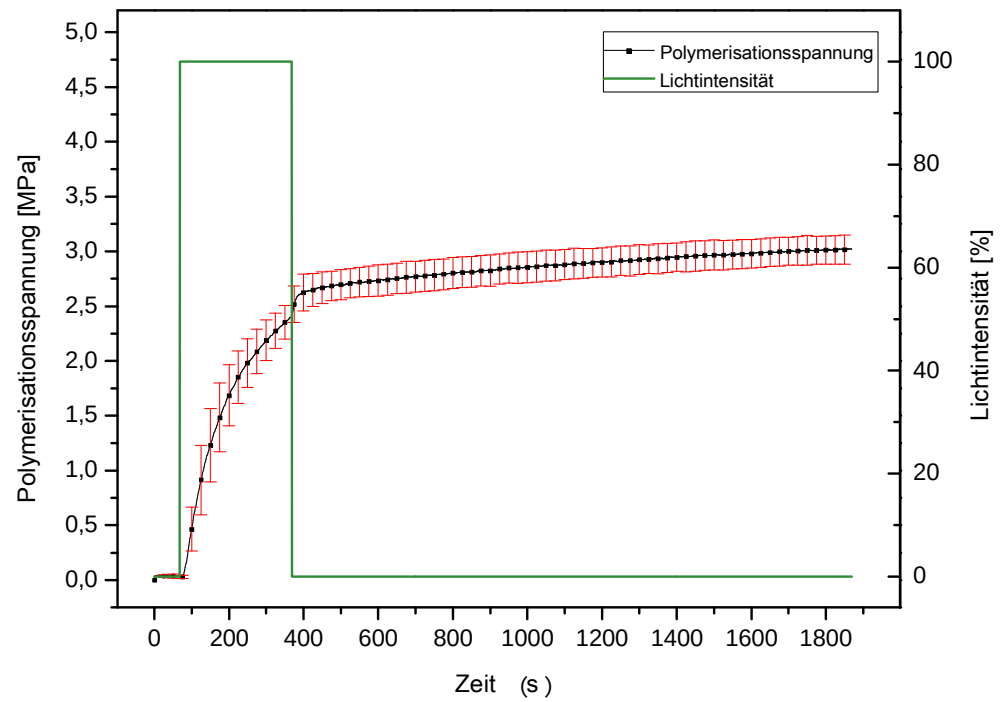
Grandio - P1



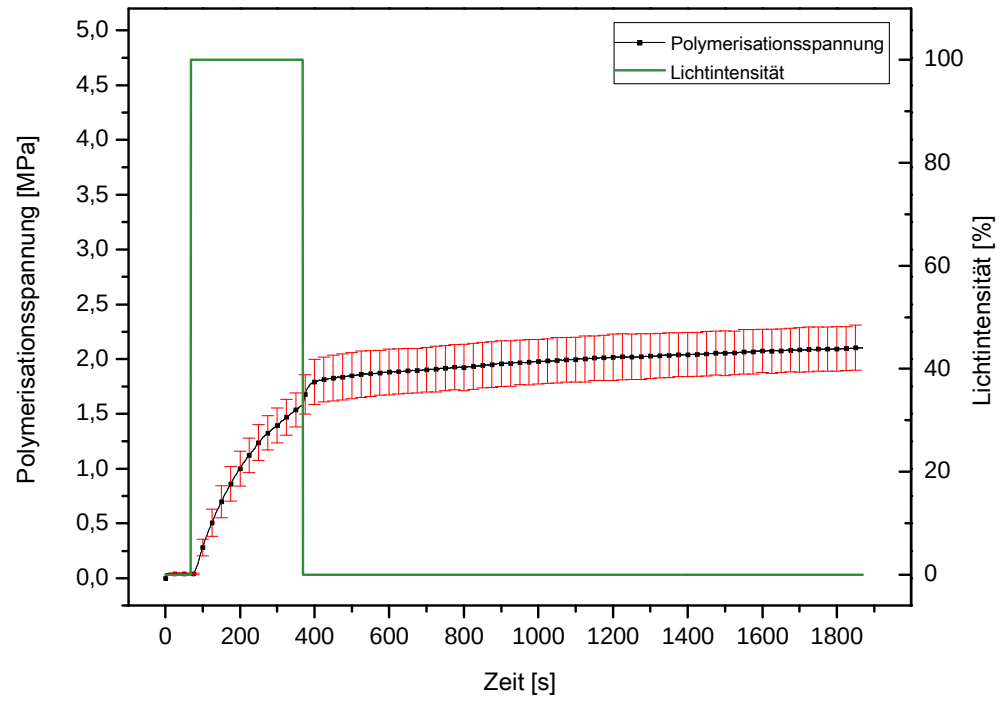
Nanosit - P1



Synergy D6 - P1

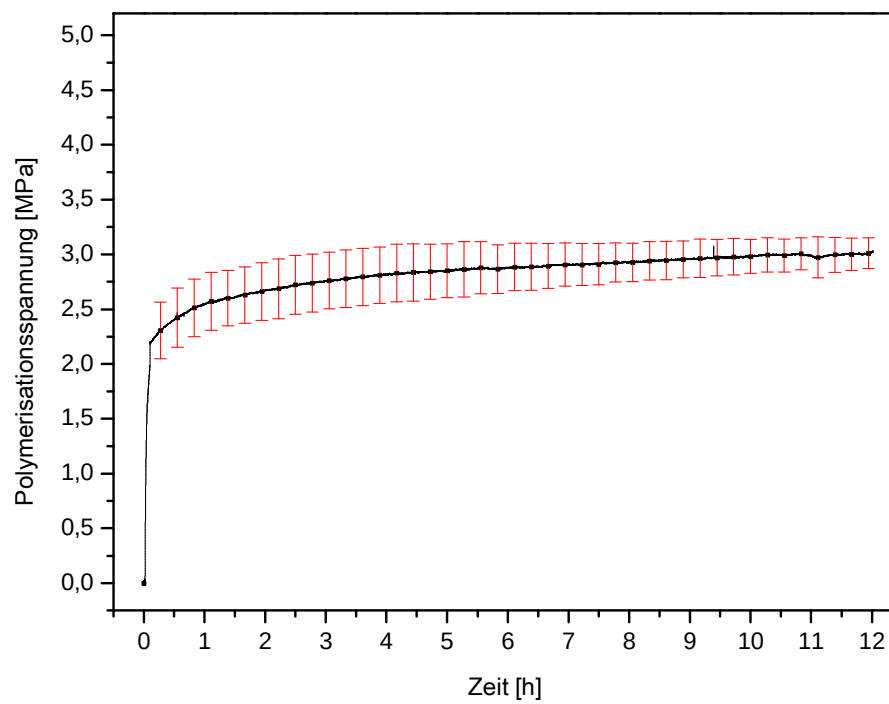


Tetric Evo Ceram - P1

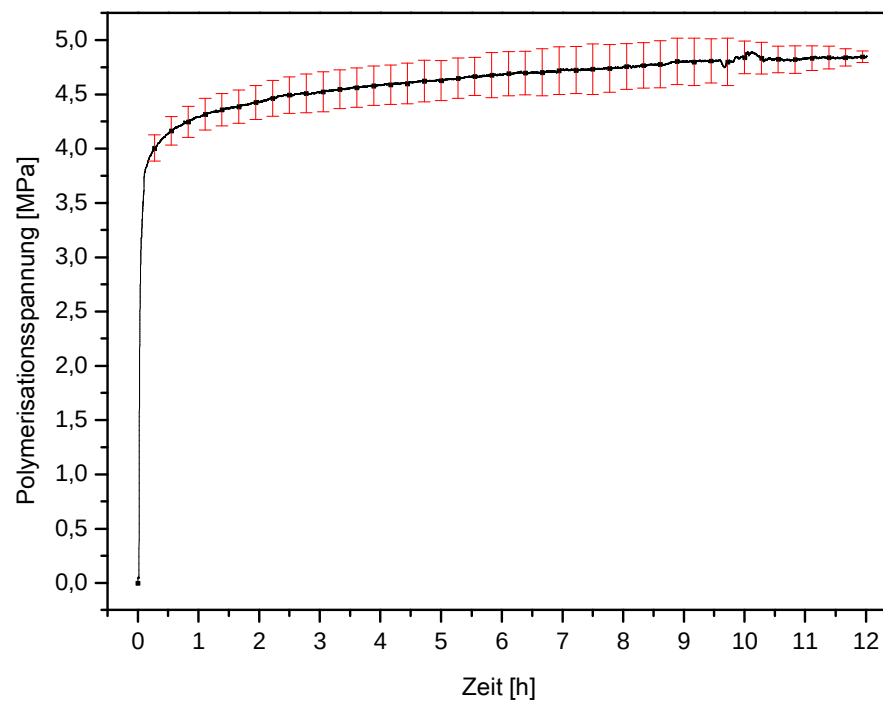


10.2 Graphen zur Messung der Polymerisationsspannung über 12 h (P2)

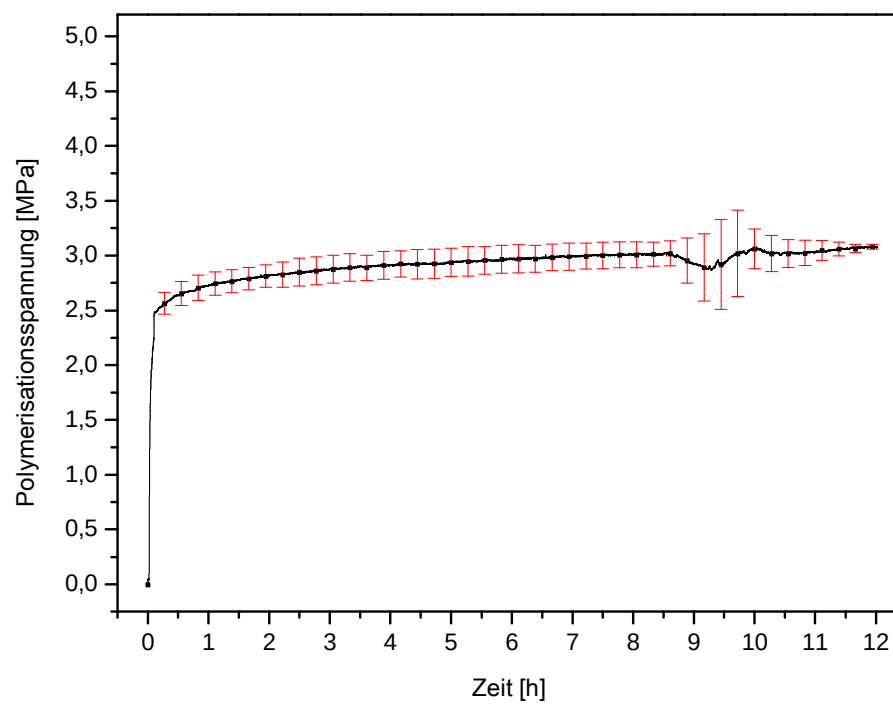
Ceram X - P2



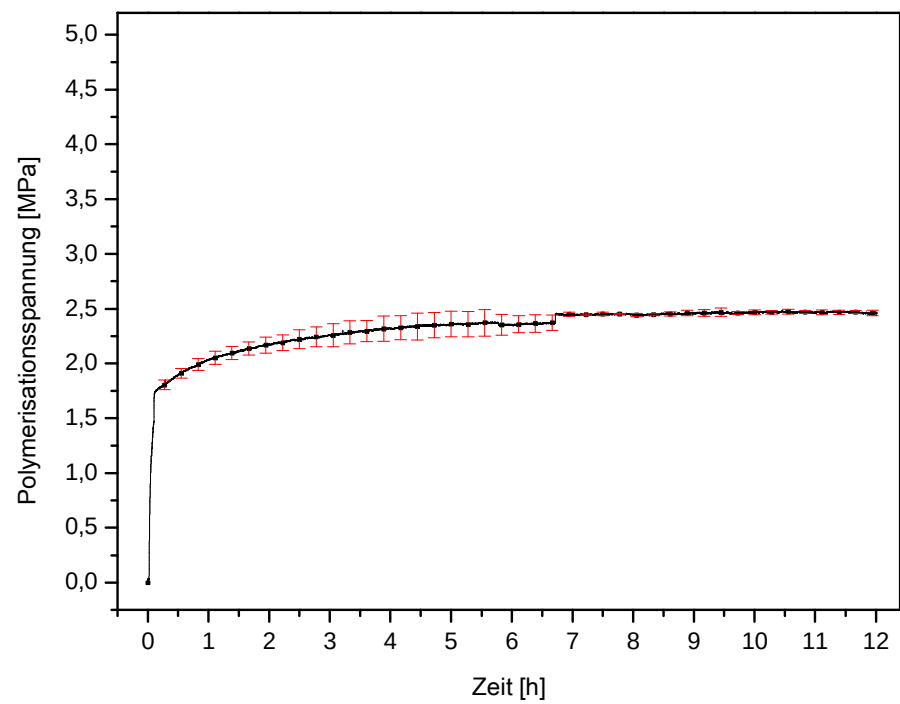
Clearfil Majesty Posterior - P2



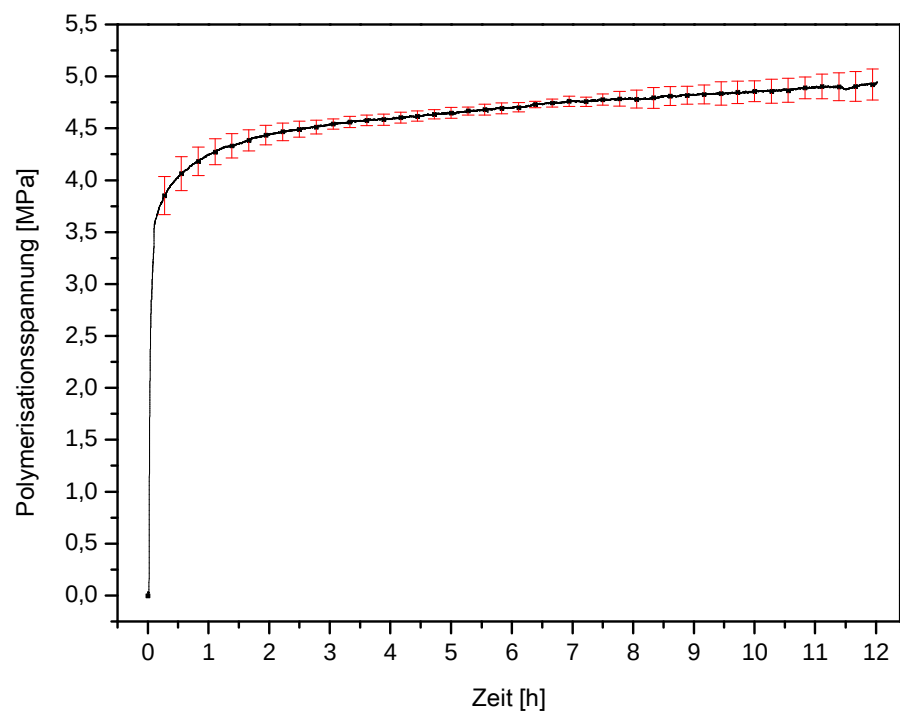
Estelite Σ Quick P2



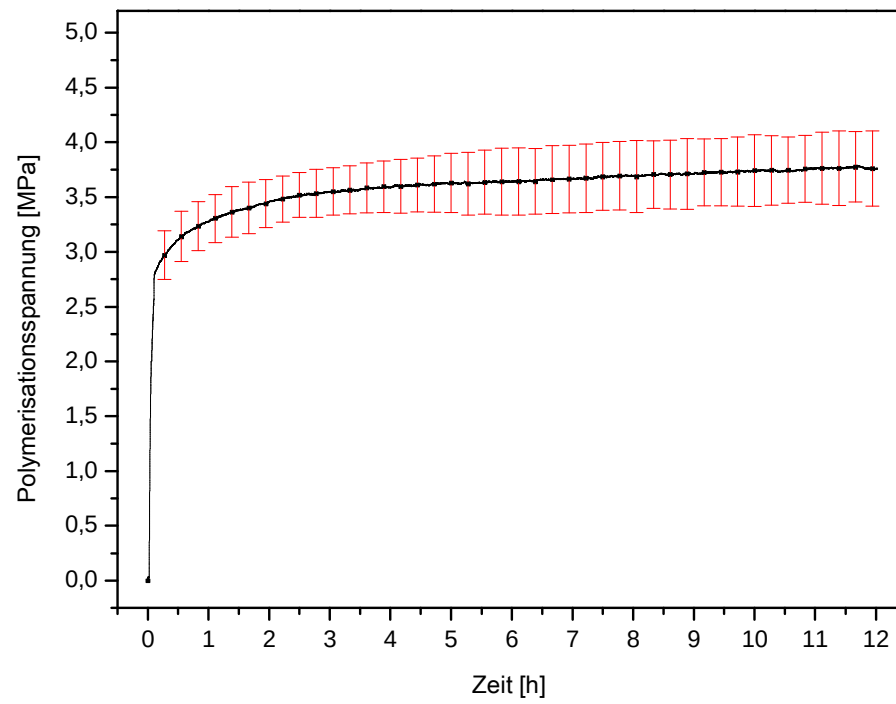
GC Gradia direct - P2



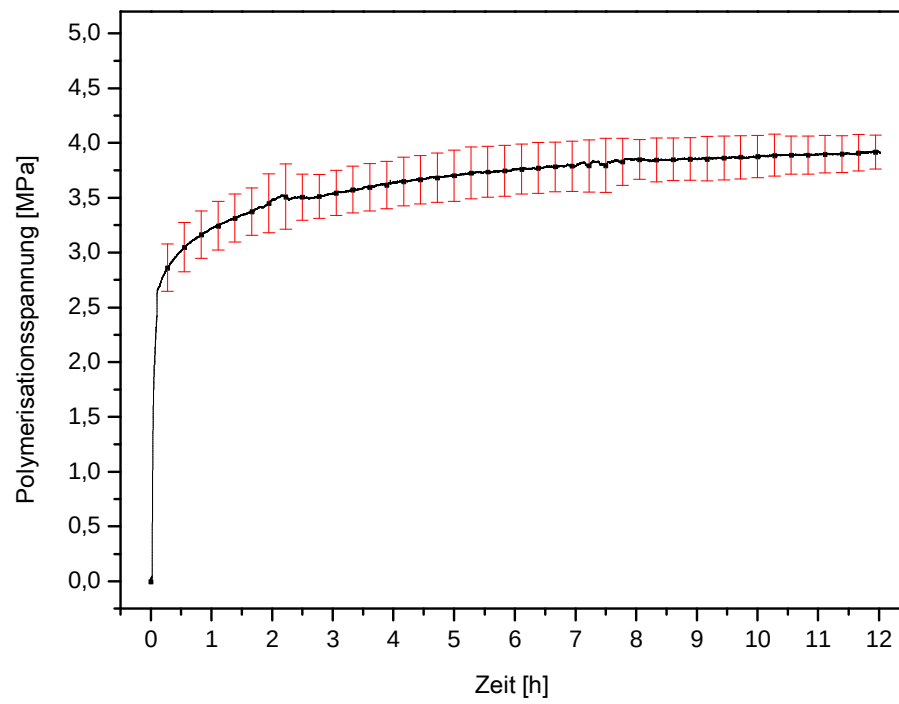
Grandio - P2



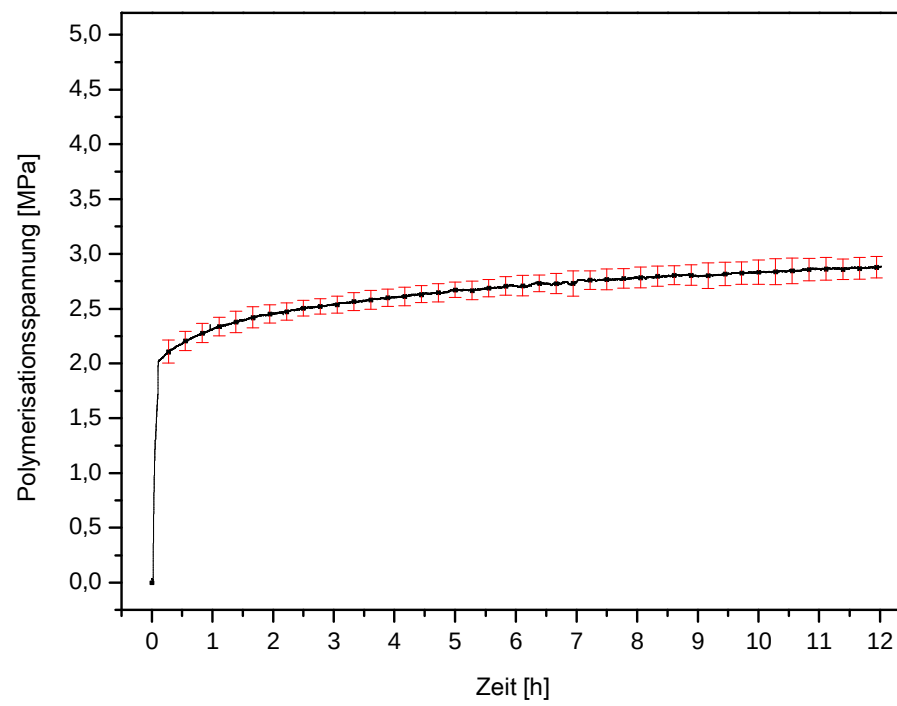
Nanosit - P2



Synergy D6 - P2



Tetric Evo Ceram - P2



10.3 Vergleich der Polymerisationsspannung nach 371 s und 30 Minuten

Komposite		Polymerisations- spannung nach 371 s		Polymerisations- spannung nach 30 Minuten (100%)
		[MPa]	[%]	[MPa]
1 Ceram X	P1	2,1	81	2,6
	P2	2,0	83	2,4
2 Clearfil Majesty Posterior	P1	3,6	88	4,1
	P2	3,6	88	4,1
3 Estelite Sigma Quick	P1	2,6	90	2,9
	P2	2,2	85	2,6
4 Gradia direct Posterior	P1	1,6	84	1,9
	P2	1,5	79	1,9
5 Grandio	P1	3,6	86	4,2
	P2	3,4	85	4,0
6 Nanosit	P1	2,4	80	3,0
	P2	2,6	84	3,1
7 Synergy D6	P1	2,4	80	3,0
	P2	2,4	80	3,0
8 Tetric Evo Ceram	P1	1,6	76	2,1
	P2	1,7	77	2,2

10.4 Spannungsanstieg zwischen 30 min und 12 h

Komposit	Spannung P2: 30 min	Spannung P2: 12 h	Spannungs- zuwachs [MPa]
1 Estelite Sigma Quick	2,6	3,1	+ 0,4
2a Gradia direct Posterior	1,9	2,5	+ 0,6
2b Ceram X	2,4	3,0	+ 0,6
3a Tetric Evo Ceram	2,2	2,9	+ 0,7
3b Nanosit	3,1	3,8	+ 0,7
3c Clearfil Majesty Posterior	4,1	4,8	+ 0,7
4a Synergy D6	3,0	3,9	+ 0,9
4b Grandio	4,0	4,9	+ 0,9

11 Danksagung

An dieser Stelle danke ich Herrn Prof. Dr. A. Voß für die Überlassung des interessanten Dissertationsthemas, die persönliche Betreuung, stetige Diskussionsbereitschaft sowie die Anregungen bei der Durchführung der Studie und der Abfassung dieser Arbeit.

Bedanken möchte ich mich auch bei den Firmen Coltène/Whaledent, Dentsply DeTrey, GC, Ivoclar Vivadent, Kuraray Dental, Nordiska Dental, Tokuyama und Voco für die Bereitstellung der Kompositmaterialien.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen lieben Eltern, Freunden und meinem Freund Thomas. Danke für alles!