

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

**Schrumpfungsverhalten von Kompositen bei Aushärtung mit
unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. –verfahren *in vitro***

Inaugural – Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der

Bayerischen Julius–Maximilians–Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Walter Denner

aus Münnerstadt

Würzburg, Mai 2003

Referent: Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber

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

Dekan: Prof. Dr. med. S. Silbernagl

Tag der mündlichen Prüfung: 08. Juli 2003

Der Promovend ist Zahnarzt.

Meinen lieben Eltern

1 Einleitung und Problemstellung	1
1.1 Ursache und Folgen der Polymerisationsschrumpfung	1
1.1.1 Zusammensetzung von Komposit	1
1.1.2 Polymerisationsreaktion	2
1.1.3 Unerwünschte klinische Folgen	3
1.1.4 Lösungsansätze zur Schrumpfungproblematik	3
1.1.4.1 Soft-Start Polymerisation	3
1.1.4.2 Schrumpfungsfreie Komposite mit neuen Monomeren ?	4
1.2 Methoden zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung	6
1.2.1 Physikalische Methoden	6
1.2.1.1 Messung der Schrumpfung nach dem Archimedischen Prinzip	6
1.2.1.2 Schrumpfungsmessung mit einem wassergefüllten Dilatometer	7
1.2.1.3 Schrumpfungsmessung mit einem Quecksilberdilatometer	9
1.2.2 Elektronische Methoden	10
1.2.2.1 Schrumpfungsmessung mit einem Linometer	10
1.2.2.2 Schrumpfungsmessung mit der Deflecting Disk Methode	11
1.2.3 Optische Methoden	12
1.2.3.1 Schrumpfungsmessung mit einem Auflichtmikroskop	12
1.2.3.2 Lineare Schrumpfungsmessung mit einem Laserscanner	13
1.2.3.3 Volumenschrumpfungsmessung mit einem AcuVol	14
1.2.4 Problemstellung	16
2 Material und Methoden	17
2.1 Deflecting Disk Technique	17
2.1.1 Probenkörperherstellung	17
2.1.2 Versuchsaufbau	15
2.1.3 Versuchsablauf	19
2.2 Härtebestimmung nach Knoop	21
2.2.1 Probenkörperherstellung	21
2.2.2 Messung der Härte nach Knoop	22
2.3 Lichtgeräte und Polymerisationsverfahren	23
2.3.1 Halogenlampen, Standard	24
2.3.1.1 Espe Elipar Trilight 800 mW/cm ²	24

2.3.1.2 Espe Elipar Trilight 400 mW/cm ²	24
2.3.1.3 Espe Elipar Trilight 200 mW/cm ²	24
2.3.2 Halogenlampen, Softstart	25
2.3.2.1 Espe Elipar Trilight Exponentilalhärtung	25
2.3.2.2 Espe Elipar Hilight Stufenhärtung	25
2.3.2.3 Bisco VIP Pulse Härtung	25
2.3.3 Plasmabogenlampen	26
2.3.3.1 DMD Apollo95E 2*3s	26
2.3.3.2 DMD Apollo 95E SC	26
2.3.3.3 ADT PAC	27
2.4 Komposite	28
2.5 Statistische Auswertung	31
3 Ergebnisse	32
3.1 Verlauf der Kontraktionskurven	32
3.2 Statistische Analyse der Kontraktionskurvenverläufe	35
3.2.1 Startverzögerung der Polymerisationsschrumpfung	35
3.2.2 Maximale initiale Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit	36
3.2.3 Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten	39
3.3 Härte nach Knoop	40
4 Diskussion	42
4.1 Kritik der Methode	42
4.1.1 Deflecting Disk Technique Versuch	42
4.1.2 Messung der Knoop Härte	44
4.2 Diskussion der Ergebnisse	45
4.3 Schlussfolgerungen	49
5 Zusammenfassung	51
6 Literaturverzeichnis	53
7 Anhang	62
Danksagung	
Lebenslauf	

1 Einleitung und Problemstellung

Seit Komposite Mitte der sechziger Jahre Einzug in die restaurative Zahnheilkunde gefunden haben, wurden in ihrer Weiterentwicklung beachtliche Erfolge erzielt. Nicht nur im Bereich ihrer chemischen Zusammensetzung in Bezug auf Füllkörper- und -arten, Photoinitiatoren und anderen Inhaltsstoffen, sondern auch bei den zur Härtung benötigten Polymerisationslampen hat die Technik große Fortschritte gemacht. So gibt es neben den konventionellen Halogenlampen, die heute unterschiedliche Polymerisationsprotokolle anbieten, auch Xenon Plasmabogenlampen, Laser- und LED-Polymerisationsgeräte. Jedoch konnte trotz allem technischen Fortschritt das Problem der chemisch bedingten Polymerisationsschrumpfung noch nicht gelöst werden.

1.1 Ursache und Folgen der Polymerisationsschrumpfung

1.1.1 Zusammensetzung von Komposit

Konventionelle Komposite setzen sich aus einem Gemisch organischer Matrix und anorganischer Füllstoffe zusammen, deren Verbund durch eine Silanschicht geschaffen wird (*Lutz et al.* 1983). Die für die Schrumpfung verantwortliche organische Matrix enthält hauptsächlich hochvisköse Monomere mittleren Molekulargewichts auf Basis mehrfunktioneller Methacrylate, wie z.B. Bis-GMA und UDMA. Zur besseren Verarbeitbarkeit werden Verdünnermonomere niedrigen Molekulargewichts (z.B. TEGDMA und EGDMA) zugesetzt, die jedoch eine besonders hohe Schrumpfung aufweisen (*Hickel et al.* 1998). Weitere Bestandteile der Matrix sind die für die Polymerisationsreaktion erforderlichen Photoinitiatoren (z.B. Kampferchinon), Akzeleratoren, Katalysatoren, Stabilisatoren und Inhibitoren (*Janda* 1988). Der nicht der Polymerisationsschrumpfung unterlegene Hauptteil des Komposits besteht aus anorganischen Füllstoffen. Man verwendet neben hochdisperssem

Siliziumdioxid feinstgemahlene Barium- oder Strontiumsilikatgläser, feinstes Quarz, Zirkonium-Dioxid Glaspartikel und Yttrium- bzw. Ytterbium-Trifluorid Füller (*Hickel et al.* 1998). Nach Größe und Zusammensetzung ihrer Füllkörper lassen sich Komposite in Makrofüller-, Mikrofüller- und Hybridkomposite klassifizieren (*Lutz et al.* 1983). *Willems et al.* führten 1992 eine neue Klassifikation von Kompositen ein, die sie anhand von Materialeigenschaften wie Partikelgröße, Füllkörpergehalt, Füllkörpermorphologie, E-Modul, Oberflächenrauigkeit, Oberflächenhärte und Biegefestigkeit kategorisierten. Demnach unterscheiden sie feine und ultrafeine kompakt gefüllte Komposite, feine und ultrafeine mittel gefüllte und mikrofeine Komposite. Für den Seitenzahnbereich eignen sich besonders ultrafeine kompakt gefüllte Komposite, da sie in ihren Eigenschaften denen von Schmelz und Dentin am nächsten kommen. Für den Frontzahnbereich wird der Einsatz von ultrafeinen mittel gefüllten Kompositen empfohlen (*Willems et al.* 1992).

1.1.2 Polymerisationsreaktion

Die chemische Reaktion, die zur Polymerisation von lichthärtenden Kompositen führt, wird durch Bestrahlen des Materials mit einem Photopolymerisationsgerät initiiert. Dabei wird die aufgebrachte Energie in Form von sichtbarem, blauem Licht der Wellenlänge 380 bis 520 nm von einem Photoinitiatormolekül absorbiert. Das Molekül (häufig das Diketon Kampferchinon, dessen Absorptionsmaximum bei 468 nm liegt) geht mit einem Reduktionsagens (tertiäres Amin) eine Reaktion ein, wobei ein angeregter Komplex entsteht, der in ein Radikal und eine inaktive Komponente zerfällt. Dieses reaktive Radikal setzt die Kettenreaktion der Polymerisation der Monomere in Gang (*Stansbury* 2000). Dabei wird bei der Vernetzung der intermolekulare Abstand der Monomermoleküle von etwa $4 \cdot 10^{-10}$ m vor der Reaktion auf nur noch etwa $1,9 \cdot 10^{-10}$ m durch Knüpfung einer kovalenten Kohlenstoff-Kohlenstoffbindung verkürzt (*Roulet* 1987). Abhängig vom untersuchten Material treten als Folge

Volumenschrumpfungen von 4 bis 9 Prozent für ungefüllte Monomere, und von 1 bis 5 Prozent für Komposite auf (*de Gee et al.* 1981; *Feilzer et al.* 1988; *Davidson et al.* 1989).

1.1.3 Unerwünschte klinische Folgen

Durch die Schrumpfungskontraktion entstehen Spannungen im Material, die den adhäsiven Verbund von Zahn und Kompositrestauration beeinträchtigen können. Werden diese Kontraktionsspannungen zu groß, kann sich der Verbund lösen und Randspalten, Randverfärbungen, postoperative Hypersensibilität und letztendlich Sekundärkaries sind die ungewollten Folgen (*Eick & Welch* 1986; *Sidhu & Henderson* 1992; *Soltész & Benkeser* 1989). Bleibt der adhäsive Verbund intakt, werden die Spannungskräfte auf die umgebende Zahnstruktur übertragen (*Bowen et al.* 1982; *Lutz et al.* 1991), was zu Höckerverformung führen kann. Bei Kavitäten mit hohem Konfigurationsfaktor (C-Faktor), d.h. hohem Anteil gebundener zu freien Oberflächen (*Feilzer et al.* 1987) wird von auftretenden Schmelzsprüngen berichtet (*Bowen et al.* 1983; *Kanca & Suh* 1999).

1.1.4 Lösungsansätze zur Schrumpfungproblematik

1.1.4.1 Soft-Start Polymerisation

Um die bei der Polymerisationsreaktion auftretenden Spannungen zu minimieren und damit die negativen Auswirkungen der Schrumpfung zu vermeiden, werden die Lichthärtung von Komposit mit niedrigen Lichtintensitäten oder Soft-Start Verfahren empfohlen (*Koran & Kürschner* 1998; *Sakaguchi & Berge* 1998). Diese ermöglichen es dem Komposit, die Spannungen intern auszugleichen, in dem der Gel-Punkt der Polymerisationsreaktion später erreicht wird (*Burgess et al.* 1999; *Feilzer et al.*

1995; *Mehl et al.* 1997; *Uno & Asmussen* 1991). Durch die niedrige Energie wird die Anzahl der gebildeten Startradikale vermindert, was zu einer geringeren anfänglichen Konversionsrate führt. Die verlängerte Zeit vor dem Einsetzen des Sol-Gel-Übergangs erlaubt es dem Komposit, Material von noch ungebundenen Oberflächen nachfließen zu lassen (*Bouschlicher & Rueggeberg* 2000). Um aber gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Biokompatibilität des Restaurationsmaterials zu gewährleisten, muss bei gleich bleibend niedriger Lichtintensität die Bestrahlungszeit deutlich verlängert werden. Alternativ hierzu kann nach der Startphase bei niedriger Lichtintensität die Ausgangsleistung der Polymerisationslampe kontinuierlich oder in einem Schritt auf den maximalen Ausgangswert angehoben werden (Soft-Start Polymerisation). Dadurch erzielt man eine verbesserte Füllungsrandqualität (*Mehl et al.* 1997; *Unterbrink & Muessner* 1995), eine mit Standardhalogenlampen vergleichbare Konversionsrate und verringerte Spannungen im Füllungsmaterial (*Bouschlicher et al.* 1997). Jedoch wird auch bei der Lichthärtung mit den Soft-Start Verfahren unbedingt eine Schichttechnik mit maximal zwei Millimeter starken Inkrementen gefordert. Sie soll gleichmäßige Materialeigenschaften des Komposits innerhalb der gesamten Restauration sicherstellen (*Rueggeberg et al.* 2000).

1.1.4.2 Schrumpfungsfreie Komposite mit neuen Monomeren ?

Das Problem der Polymerisationsschrumpfung von Kompositen könnte durch eine Veränderung ihrer chemischen Zusammensetzung gelöst oder zumindest verkleinert werden. Der Hauptbestandteil handelsüblicher Komposite sind Füllkörper. Diese unterliegen zwar keiner Kontraktionsschrumpfung, ihr prozentualer Anteil kann aber auch nicht über ein bestimmtes Maß hinaus gesteigert werden. Der maximal erreichbare Füllstoffgehalt wird mit 86 Gewichtsprozent angegeben (*Janda* 1988), wobei dies jedoch die Verarbeitungseigenschaften beeinträchtigt. Die die Füllkörper umgebende

Matrix bestimmt maßgeblich die Materialeigenschaften des Komposits mit. Sie beinhaltet bei den meisten Kompositmaterialien als Hauptmonomer das von *Bowen* (1962) eingeführte Bis-GMA. Dieses gering schrumpfende chemische Molekül (7,5 %, 512 g/mol) erfordert wegen seiner hohen Viskosität den Einsatz von Co-Monomeren (*Labella et al.* 1998). Die häufig verwendeten Co-Monomere TEGDMA und EGDMA zeichnen sich durch ihre niedrige Viskosität und hohe Schrumpfung aus, ermöglichen aber erst die praxisgerechte Verarbeitung von Kompositen. Der Ersatz dieser niedrigviskösen Dimethacrylat-Co-Monomere durch neu synthetisierte Moleküle auf Basis von Monomethacrylaten ist ein viel versprechender Ansatz zur Reduktion der Polymerisationsschrumpfung. Das neue Co-Monomer THFMA (Tetrahydrofurfurylmethacrylat) erzielt deutlich niedrigere Schrumpfungswerte, ermöglicht höhere Füllkörperanteile und eine höhere Konversionsrate (*Labella et al.* 1998).

Ein anderer Weg die Schrumpfung von Kompositmaterialien zu reduzieren besteht darin, Bis-GMA durch andere Monomere zu ersetzen. Ein häufiger Ansatz der Forschung bestand seit langem in der Auswahl von Molekülen mit Ringstrukturen, die sich während der Polymerisationsreaktion öffnen und damit der Schrumpfungsreaktion entgegenwirken. Diese Versuche wurden schon 1938 von DeTrey (Zürich) unternommen, führten aber nicht zur Entwicklung des geplanten dentalen Komposits, sondern zu einem berühmten industriellen Adhäsiv (Araldite®). Eine neue Klasse der Ring öffnenden Moleküle wurde in jüngster Zeit synthetisiert. Ihr Name Silorane setzt sich aus den beiden Hauptmolekülbestandteilen Siloxane und Oxirane zusammen. Sie bieten eine gute Biokompatibilität, sind in Bezug auf Zytotoxizität vergleichbar mit Bis-GMA und haben eine extrem geringe Schrumpfung. Ihre mechanischen Eigenschaften bei Verwendung in experimentellen Kompositen sind viel versprechend. So erreichen sie extrem niedrige Schrumpfungswerte von nur 0,5 bis 0,8 Prozent, sehr hohe Durchhärtungstiefen von bis zu zehn Millimetern und in Bezug auf E-Modul und Biegefestigkeit mit Hybridkompositen

vergleichbare Werte. Diese neuartige Matrix aus Siloranen erfordert aber auch die Entwicklung neuer angepasster Bonding Systeme (*Guggenberger & Weinmann 2000*).

1.2 Methoden zur Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung

In der Literatur werden sehr viele unterschiedliche Methoden zur Messung und Bestimmung der Polymerisationsschrumpfung von Kompositen beschrieben. Die gängigsten Verfahren lassen sich in drei Gruppen aufgliedern, nämlich in physikalische, elektronische und optische Methoden. Im Folgenden werden die wichtigsten Messmethoden beschrieben, sowie Vor- und Nachteile genannt.

1.2.1 Physikalische Methoden

1.2.1.1 Messung der Schrumpfung nach dem Archimedischen Prinzip

Puckett & Smith (1992) beschreiben eine sehr einfache Methode zur Messung der Volumenschrumpfung, die auf dem Archimedischen Prinzip basiert. So erfährt ein ruhender Körper in einer Flüssigkeit statischen Auftrieb, der dem Gewicht der verdrängten Flüssigkeitsmenge entspricht (*Herder 1956*). Wird also das Gewicht einer Kompositprobe vor und nach der Polymerisation in Wasser bestimmt, ergibt sich ein messbarer Unterschied, aus dem sich die Volumenschrumpfung berechnen lässt. Für die Versuchsdurchführung werden Kompositportionen auf einer Anmischplatte zu Scheiben von 1,5 cm Durchmesser und 2 mm Höhe geformt. Ein feiner, rostfreier Draht wird gewogen und mit der noch plastischen Kompositprobe verbunden. Der fertig gestellte Prüfkörper wird dann mit einer Analysenwaage gewogen. Danach wird sie in einem mit destilliertem Wasser (Temperatur 23° C) gefüllten Glas, das

unter der Waage steht, untergetaucht und erneut das Gewicht bestimmt. Dabei ist der Einschluss von Luftblasen auf der Kompositprobe unbedingt zu vermeiden. Nach Lichtpolymerisation des Komposits wird dieses jeweils wieder im Medium Luft und Wasser gewogen. Aus dem spezifischen Gravitationsgewicht (SG) der ungehärteten und gehärteten Probe lässt sich die Volumenschrumpfung nach der Formel

$$S_{\text{Vol}} [\%] = 100 * (1 - (SG_{\text{ungehärtet}} / SG_{\text{gehärtet}}))$$

berechnen. Die spezifischen Gravitationsgewichte ergeben sich aus folgender Formel:

$$SG = A / (A + W - B)$$

mit A = Gewicht der Probe in Luft

B = Gewicht der Probe und des Drahtes in Wasser

W = Gewicht des Drahtes in Wasser.

Diese Methode setzt keinen hohen apparativen Aufwand voraus. Lediglich eine gute Analysenwaage ist notwendig, um mit anderen Methoden vergleichbar genaue Messwerte zu erhalten. Die Schrumpfungswerte korrelieren sehr gut mit dem Fülleranteil der untersuchten Komposite (*Puckett & Smith 1992, Unterbrink & Muessner 1995*). Als Nachteil ist die relativ große erforderliche Materialprobe von etwa einem halben Gramm zu sehen. Diese Menge ist nötig, damit die Gewichtsunterschiede mit der Analysenwaage in der erforderlichen Größenordnung messbar sind. Die Höhe der Probenkörper von 2 mm kann zwar vollständig durchgehärtet werden, der große Durchmesser von 15 mm erfordert allerdings eine abschnittsweise Belichtung. Dies schränkt die Verwendung der Methode zur vergleichenden Untersuchung verschiedener Polymerisationsverfahren ein.

1.2.1.2 Schrumpfungsmessung mit einem wassergefüllten Dilatometer

Bei dieser Art der Schrumpfungsmessung wird der Volumenverlust einer Kompositprobe direkt über den absinkenden Wasserpegel in einem

Kapillarröhrchen angezeigt. Die Methode wird von verschiedenen Autoren beschrieben (*Bandyopadhyay* 1982; *Goldman* 1983; *Rees & Jacobsen* 1989), jedoch machte erst *Lai* (1993) detaillierte Angaben über den Versuchsaufbau und die Konfiguration der Proben im Inneren des Dilatometers. Der beschriebene Versuchsaufbau besteht aus einem Dichtemessglas (Volumen 25 ml), an dem ein 15 cm langes Kapillarröhrchen mit 0,5 mm Innendurchmesser angebracht ist. In den planen Boden des Messglases wurde ein Loch (\varnothing 13 mm) gebohrt, das im Inneren als Aussparung zur Aufnahme eines Stahlrings dient und auf das von außen ein Glasobjektträger aufgeklebt wurde. In den 1,5 mm hohen Stahlring wird die Kompositprobe appliziert und dieser danach in das Messgefäß gelegt. Anschließend wird das mit Wasser gefüllte Gefäß dicht verschlossen und in einem temperierten Wassertank untergetaucht. Am Boden des Tanks befindet sich an entsprechender Stelle ebenso ein gebohrtes und innen mit einem Objektträger verschlossenes Loch. Dies gewährleistet, dass der Lichtleiter des Polymerisationsgeräts exakt über der Probe zentriert werden kann und ein definierter Abstand von 5 mm besteht. Das abgesenkte Dilatometergefäß muss dann für 45 bis 60 Minuten im Wasserbad verbleiben, um eine ausgeglichene Temperatur (23° C) zwischen Wassertank und Dilatometer zu gewährleisten. Die anschließende Photopolymerisation des Komposits hat ein Absinken des Wasserpegels im Kapillarröhrchen von durchschnittlich 20 mm zur Folge. Aus dem Pegelunterschied lässt sich nach der Formel:

$$\Delta V = (\pi / 4) * \Delta h * d^2$$

die Volumenschrumpfung berechnen, wobei d der Innendurchmesser des Kapillarröhrchens von 0,5 mm und Δh der Pegelunterschied in Millimetern ist. Die Volumenschrumpfung in Prozent ergibt sich aus der Formel:

$$S_{\text{Vol}} [\%] = 100 * \Delta V / V ,$$

wobei V das Probenvolumen vor der Schrumpfung ist (0,1909 cm³).

Die beschriebene Methode eignet sich sehr gut zur Bestimmung der Volumenschrumpfung von lighthärtenden Kompositen. Die gemessenen Ergebnisse korrelieren gut mit dem Füllergehalt der untersuchten Komposite und liegen im zu erwartenden Bereich (*Lai & Johnson* 1993). Der Nachteil dieses Verfahrens besteht jedoch darin, dass es sehr zeitaufwendig (45 bis 60 Minuten für die Temperaturäquilibrierung) ist und sehr kritisch auf geringste Temperaturschwankungen ($\pm 0,1^\circ \text{C}$) der Wasserbäder reagiert.

1.2.1.3 Schrumpfungsmessung mit einem Quecksilberdilatometer

Als Standard- oder Vergleichsmethode zur Bestimmung der Volumenschrumpfung wird sehr häufig der Einsatz eines Quecksilberdilatometers genannt (*Aw & Nicholls* 2001; *de Gee et al.* 1993; *Lai & Johnson* 1993). Der auf dem Prinzip der kommunizierenden Röhren basierende Versuchsaufbau besteht aus drei miteinander verbundenen Röhren, die mit Quecksilber gefüllt sind. Die erste Röhre mit einem erweiterten Hals dient der Aufnahme der zu untersuchenden Kompositprobe. Diese wird auf der Unterseite einer Glashülse angebracht und kann somit von Quecksilber umflossen werden. Von der Oberseite des Glasstoppers kann mit dem Lichtleiter des Polymerisationsgeräts der Härtungsvorgang eingeleitet werden. Von den beiden weiteren schmalen Röhren dient eine der Kalibrierung mit einer Messschraube und die andere der eigentlichen Messung. Diese wird über einen kontaktlosen Wegaufnehmer vorgenommen, der die Veränderung des Pegelstandes der Quecksilbersäule kontinuierlich aufzeichnet. Der gesamte Versuchsaufbau befindet sich in einem auf exakt 23°C temperierten Wasserbad. Zur Bestimmung der Volumenschrumpfung benötigt man darüber hinaus noch die Dichte der untersuchten Materialien. Die Volumenschrumpfung ergibt sich aus der Formel:

$$S_{\text{Vol}} [\%] = 100 * \Delta V_t / (V + \Delta V_g)$$

mit ΔV_t und ΔV_9 gleich der Volumenveränderung nach t Minuten, respektive 9 Minuten und V gleich dem pyknometrisch bestimmten Volumen der vollständig gehärteten Materialprobe.

Diese Methode eignet sich besonders gut zur verlässlichen Bestimmung der Volumenschrumpfung von Kompositen, erfordert aber eine penible Einhaltung der Umgebungstemperatur ($\pm 0,1^\circ \text{C}$) und den Umgang mit giftigem Quecksilber (*de Gee et al.* 1981; *Feilzer et al.* 1988).

1.2.2 Elektronische Methoden

1.2.2.1 Schrumpfungsmessung mit einem Linometer

DeGee beschrieb 1993 eine neue Methode um unkompliziert, schnell und unbeeinflusst von Temperaturschwankungen die Schrumpfung von Kompositmaterialien zu messen. Sein als Linometer bezeichneter Versuchsaufbau besteht aus einem kontaktlosen elektronischen Wegaufnehmer, der vertikal im Inneren einer Quarzröhre angebracht ist. Auf die Röhre ist ein dünnes Aluminiumplättchen (0,24 mm Dicke, 12 mm Durchmesser, 75 mg Gewicht) unfixiert aufgelegt. Auf die Mitte des Aluminiumplättchens wird Komposit aufgetragen und mit einem Glasobjektträger abgedeckt, der wiederum fest auf der Oberseite des Versuchsaufbaus aufliegt. Dabei wird das Komposit zu einer Schichtstärke von 1,5 mm ausgepresst. Die Kompositmenge wird so gewählt, dass die Probe einen Durchmesser von 5 mm erreicht. Der Lichtleiter des Polymerisationsgeräts wird oberhalb des Objektträgers zentral über der Kompositprobe angeordnet. Nach dem Start der Lichtpolymerisation zieht das schrumpfende Komposit den Aluminiumträger nach oben. Diese Bewegung wird durch einen kontaktlosen elektronischen Wegaufnehmer aufgezeichnet. In vertikaler Richtung ist die Schrumpfung lediglich durch die geringe Gewichtskraft des Aluminiumträgers behindert. Um dem Komposit auch in

horizontaler Richtung eine freie Schrumpfung zu ermöglichen, werden die Kontaktflächen des Objektträgers und das Aluminiumplättchen mit einem speziellen Isolationsmittel gegen das Komposit isoliert. Die freie lineare Schrumpfung S_{lin} ergibt sich nach der Formel

$$S_{lin} [\%] = 100 * \Delta L / (L + \Delta L),$$

wobei ΔL die gemessene Wegstrecke und L die Dicke der Probe nach Polymerisation ist. Die Volumenschrumpfung S_{vol} lässt sich aus der linearen Schrumpfung nach der Formel

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

berechnen.

Die gemessenen Schrumpfungswerte sind mit denen eines Quecksilberdilatometers vergleichbar, lassen sich aber leichter und ohne Temperatursensitivität bestimmen. Allerdings ist die Messgenauigkeit auch von der Viskosität des verwendeten Isolationsmittels abhängig. In ungünstigen Fällen können hierbei sowohl zu große als auch zu kleine Werte gemessen werden (*de Gee et al.* 1993).

1.2.2.2 Schrumpfungsmessung mit der Deflecting Disk Methode

Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Methode zur Schrumpfungsmessung wird in der Regel von *Watts & Cash* (1991) zugeschrieben. Sie basiert auf einer Idee von *Wilson* (1978) und wurde schon von *Bausch et al.* (1982), *Watts & Cash* (1988) und *Walls et al.* (1988) benutzt. Dabei wird ein 1,5 mm hoher Messingring auf einen Glasobjektträger aufgelegt. In dessen Mitte wird eine Portion Komposit platziert und mit einem Mikroskop-Deckgläschen abgedeckt. Anschließend wird das Komposit unter Zuhilfenahme eines neuen Objektträgers zu einer Schichtstärke von 1,5 mm ausgepresst. Das Deckgläschen liegt dann planparallel dem Messingring auf. Auf das Deckgläschen wird dann von oben ein Wegaufnehmer abgesenkt. Die Kompositprobe kann nun von unten durch

den Objektträger belichtet werden. Das schrumpfende Komposit verbiegt dann das Deckgläschen und zieht dieses in Richtung der Lichtquelle. Die Verformung des Deckgläschens wird vom Wegaufnehmer kontinuierlich aufgezeichnet und an einen angeschlossenen Computer übermittelt. Aus der gemessenen Wegstrecke (ΔL) lässt sich die lineare Schrumpfung nach der Formel

$$S_{lin} [\%] = 100 * \Delta L / L_0$$

mit ΔL = gemessene Wegstrecke der Kontraktion (in μm)

L_0 = Ausgangshöhe (1500 μm)

berechnen. Die proportionale Volumenschrumpfung soll nach Angaben der Autoren näherungsweise der prozentualen linearen Schrumpfung entsprechen:

$$\Delta L / L_0 \approx \Delta V / V_0$$

Der große Vorteil dieser Methode besteht darin, dass die Schrumpfungswerte kontinuierlich über einen längeren Zeitraum ab dem Start der Belichtung gemessen werden können. Damit kann nicht nur der absolute Endwert der Kontraktionsschrumpfung bestimmt werden, sondern auch der zeitliche Verlauf der Polymerisationskontraktion beschrieben werden (*Watts & Cash 1991*).

1.2.3 Optische Methoden

1.2.3.1 Schrumpfungsmessung mit einem Auflichtmikroskop

Aw & Nicholls (1997) beschreiben eine Möglichkeit der linearen Schrumpfungsmessung mit Hilfe eines kalibrierten Auflichtmikroskops. Bei dieser Methode wird eine Kompositprobe in eine Rille (2 mm breit, 6 mm tief) in einem Messingblock eingebracht. Diese Rille dient als Führung für zwei kleine Messingklötze, an deren äußeren Ende ein Dorn und am inneren Ende ein kurzer Flansch angebracht ist. Die Rille und die beiden inneren Enden der Klötze sollen damit der Form einer durchschnittlichen okklusalen Kavität von

sieben Millimetern Länge entsprechen. Vor der Polymerisation wird mittels des Auflichtmikroskops der Abstand der zwei Dornenspitzen gemessen. Nach der Lichthärtung wird der digitale Ablesevorgang wiederholt und die lineare Schrumpfung des Komposits nach der Formel

$$S_{\text{lin}} [\%] = 100 * (D_1 - D_2) / (D_1 - D_0)$$

mit D_0 = Länge der Klötze,

D_1 = Gesamtlänge vor der Polymerisation,

D_2 = Gesamtlänge nachher

berechnet.

Um die Schrumpfung des Komposits nicht zu behindern, muss dieses mit einem Separiermittel gegenüber der umgebenden Rille isoliert werden. Die digitale Messvorrichtung des Auflichtmikroskops erlaubt eine Ablesegenauigkeit von $\pm 2 \mu\text{m}$ (bei einer durchschnittlichen Schrumpfung von $30 \mu\text{m}$). Die ermittelten Daten entsprechen den Schrumpfungswerten anderer Methoden, jedoch geben die Autoren zu Bedenken, dass aufgrund der genauen Passung die Messingteile des Versuchsaufbaus zu einem bestimmten Maße Friktionskräften unterliegen. Dies führt dazu, dass wohl nicht die absolut freie Schrumpfung gemessen wird (*Aw & Nicholls 1997; Aw & Nicholls 2001*).

1.2.3.2 Lineare Schrumpfungsmessung mit einem Laserscanner

Um die Schrumpfung besonders kleiner Materialgrößen exakt zu bestimmen, beschreiben *Fano et al.* (1997) eine kontaktlose Meßmethode mit Laserstrahlen. Dazu wird ein Helium-Neon Laser geringer Ausgangsleistung benutzt, dessen Wellenlänge deutlich außerhalb des Absorptionsbereichs üblicher Photoinitiatoren liegt. Die Materialprobe wird in einer nicht genau beschriebenen Haltevorrichtung in den parallelen Strahlengang eines Lasers eingebracht. Die Laserstrahlen werden nach dem Prüfkörper von einem Photosensor aufgefangen. Dort erzeugen sie eine elektrische Spannung, die sich proportional zur Größe des Schattenwurfs der im Strahlengang

befindlichen Probe ändert. Mit einem geeichten Prüfkörper kann der Versuchsaufbau auf Mikrometer geeicht werden und erreicht eine Genauigkeit von $\pm 1 \mu\text{m}$. Dies entspricht einem Fehler von 0,025 bis 0,05 Volumenprozent. Die Volumenschrumpfung in Prozent kann nach der Formel

$$S_{\text{Vol}} [\%] = 100 * (L_1 - L_2) / L_1$$

berechnet werden, wobei L_1 die Länge vor der Schrumpfung und L_2 danach ist. Zwischen der ersten und der zweiten Messung wird die 2 bis 4 mm hohe Kompositprobe lichtpolymerisiert. Der große Vorteil dieser Laserscannermethode ist in seiner kontaktlosen Messung zu sehen. Ebenso ermöglicht sie die Bestimmung der Volumenschrumpfung von sehr kleinen Proben. Diese entsprechen klinisch angewandten Inkrementportionen von 10 bis 20 mg. Des Weiteren kann auch der Schrumpfungsverlauf nach Ende der Lichtpolymerisation über längere Zeit hinweg genau gemessen und aufgezeichnet werden.

1.2.3.3 Volumenschrumpfungsmessung durch Videovermessung

Eine neue und elegante Methode die Volumenschrumpfung von Komposit mit Hilfe einer digitalen Videokamera zu bestimmen beschreiben *Sharp et al.* (2003). Das AcuVol genannte Gerät berechnet mittels eines Computers aus den digitalisierten Schwarzweißbildern einer Makrovideokamera das Volumen des Probenkörpers. Die halbkugelförmige Kompositprobe (Ausgangsvolumen 12 μl) wird dazu zentral auf einem drehbaren Teflonteller aufgebracht, der sich in 10 cm Abstand von der Videokamera befindet. Von rechts und links wird die Versuchsanordnung von roten Leuchtdioden (655 nm) bestrahlt. Ein Millimeter senkrecht über dem Komposit ist der Lichtleiter der Polymerisationslampe befestigt. Die Kompositprobe soll drei Minuten nach Platzierung ruhen, dann wird nach Lichtpolymerisation die Volumenschrumpfung 10 Minuten lang aufgezeichnet. Die drehbare Versuchsanordnung erlaubt sowohl eine statische Messung, als auch die Aufzeichnung eines rotierenden Prüfkörpers. Die

Resultate dieser zwei Messmethoden unterscheiden sich nicht signifikant, so dass der einfacheren statischen der Vorzug gegeben wird. Die Kalibrierung des Versuchsaufbaus erfolgt durch den Vergleich der Gewichtsdiﬀerenz dreier Standardproben, die in direkter Relation zu der mit dem AcuVol gemessenen Volumendiﬀerenz stehen. Die Volumenschrumpfung in Prozent kann nach der Formel

$$S_{\text{Vol}} [\%] = 100 * (V_1 - V_2) / V_1$$

berechnet werden, wobei V_1 das Ausgangsvolumen vor der Schrumpfung und V_2 das Volumen danach ist. Die angegebene Genauigkeit von 0,1 % der gemessenen Volumenschrumpfungswerte ist mit der eines Quecksilberdilatometers vergleichbar. Die Methode zeichnet sich durch die kontaktlose und kontinuierliche Messung der Schrumpfungswerte aus. Sie ist im Vergleich zur Dilatometrie weniger fehlersensitiv und relativ einfach durchzuführen. Da aber der Rotfilter der Kamera nicht völlig ausreicht, Fremdlicht auszufiltern, muss ein Korrekturfaktor angewandt werden, um dynamische Schrumpfungskurven richtig aufzeichnen zu können (*Sharp et al.* 2003)

1.2.4 Problemstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Überprüfung der Hypothese, dass die Lichtpolymerisation mit niedriger Energie bzw. mit Soft-Start Verfahren die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit reduziert und das Verwenden von Plasmabogenlampen diese erhöht. Dies wurde anhand einer Auswahl von im Handel erhältlicher Komposite und Lichtpolymerisationsgeräten und -verfahren durchgeführt. Insbesondere sollten folgende Fragen näher untersucht werden:

1. Welche Auswirkung hat das Polymerisationsverfahren auf den Zeitpunkt des Kontraktionsbeginns?
2. Wie wird die maximale Kontraktionsgeschwindigkeit durch das Härungsverfahren beeinflusst?
3. Welche Schrumpfung ergibt sich nach 60 Minuten in Abhängigkeit des verwendeten Verfahrens?
4. Hat das Polymerisationsverfahren einen Einfluss auf den Polymerisationsgrad?

Zu diesem Zweck wurde die Kinetik der Polymerisationsschrumpfung mit der von *Watts & Cash* (1991) beschriebenen Deflecting Disk Methode bestimmt und ausgewertet.

Ferner wurde der Polymerisationsgrad der untersuchten Komposite indirekt über die Bestimmung der Knoop Härte gemessen.

2 Material und Methoden

2.1 Deflecting Disk Technique

2.1.1 Probenkörperherstellung

Die Probenkörper wurden mit einem eigens konstruierten Apparat hergestellt, um durchgehend gleiche Probengrößen und Probenvolumina zu gewährleisten. Dazu wurde das noch plastische, auf 37° C vorgewärmte Komposit in eine Mulde (Ø ca. 6 mm, ca. 2,35 mm tief) in einem Aluminiumblöckchen mit einem Heidemannspatel (PFIHS1, #422444, Hu-Friedy) eingebracht. Die Mulde wird durch einen vertikal verschieblichen Aluminiumkolben (Ø 6 mm) gebildet, der sich maximal 2,35 mm unter die Alublockoberfläche absenken lässt. Mittels eines Excenters wurde dieser Kolben nach oben ausgestoßen und die Kompositprobe konnte mit dem Heidemannspatel leicht von der auf Hochglanz polierten Kolbenoberseite abgelöst werden.

2.1.2 Versuchsaufbau

Die zylinderförmige Kompositprobe mit einem Volumen von ca. 0,0664 cm³ wurde auf einem mit Ethylalkohol gereinigten gläsernen Objektträger (75 * 25 * 1 mm) an einer vorher markierten und silanisierten (Monobond-S, Vivadent) Stelle platziert. Konzentrisch um die Probe wurde ein Messingring mit rechteckigem Querschnitt (1,5 mm hoch, 15 mm innerer Durchmesser) gelegt. Dessen Position wurde durch eine auf das Glasplättchen aufgesetzte Schablone aus Messingblech gehalten. Das Glasplättchen wurde dann auf einem horizontal an einem Stativ befestigten Aluminiumträger in eine entsprechend gefräste Aussparung gelegt und mit einer Klemmfeder fixiert. Auf den Ring und die Kompositprobe wurde ein flexibles, mikroskopisches Deckgläschen (21 * 26 * 0,14 mm) unter Zuhilfenahme eines weiteren

Objektträgers aufgespresst. Damit wurde eine gleichmäßige Probendicke von 1,5 mm erreicht und ein ungewolltes Eindringen des Deckgläschens verhindert. Ein zentral über dem Probenkörper am Stativ angebrachter induktiver Wegaufnehmer (HBM W1T3, Hottinger Baldwin Meßtechnik) wurde mittels eines Feintriebs vorsichtig auf Kontakt mit der Oberfläche des Deckgläschens abgesenkt. An der Halterung für den Wegaufnehmer wurde ein handelsüblicher Photosensor befestigt. Die Lichthärtung des Komposits erfolgte von unten durch das Glasplättchen hindurch. Zur Fixierung der Lichtleiter im Versuchsaufbau wurden die Lichtleiterspitzen der einzelnen Polymerisationslampen mit einem Hartsilikon (President Regular Body[®], Coltène) in Aluminiumhülsen (16 mm Außendurchmesser, 10 mm hoch) eingeklebt.

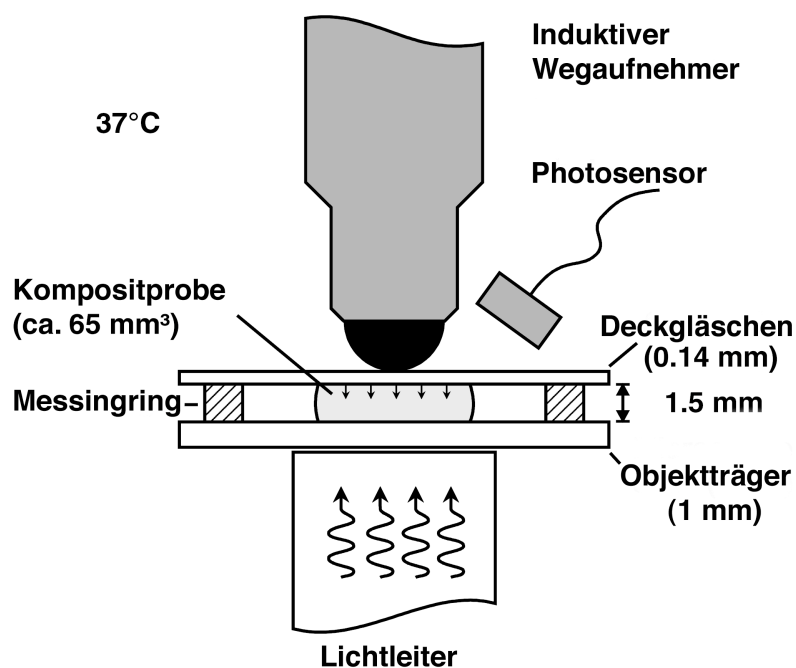


Abb. 1. Experimenteller Aufbau zur Schumpfungsmessung nach der „deflecting disk technique“ (Watts & Cash 1991).

Die Lichtaustrittsöffnung und die Hülsenoberseite schlossen planparallel ab. Die so präparierten Lichtleiter wurden durch eine senkrechte Bohrung (\varnothing 16 mm) im Aluminiumträger von unten an das Glasplättchen heran geschoben und mit einer Schraube fixiert. Die Bohrung ist so ausgerichtet, dass die Mitte des Lichtleiters mit der Probenmitte übereinstimmt. Der ganze Versuchsaufbau befand sich in einem Wärmeschrank (Typ KB 600, Heræus) bei einer konstant gehaltenen Temperatur von 37° C. Um Manipulationen im Inneren des Schrankes ohne Öffnung der Außentür zu ermöglichen, wurde die Originaltür durch eine neue Plexiglastür mit zwei Eingriffen ersetzt.

2.1.3 Versuchsablauf

Die Messung der Schrumpfungskinetik mit der hier verwendeten "deflecting disk technique" beruht auf der zeitlichen Aufzeichnung der Durchbiegung des flexiblen Deckgläschens auf dem Kompositprobenkörper.

Das Signal des auf dem Deckgläschen aufsitzenden induktiven Wegaufnehmers wurde über einen Messverstärker (MGC mit AB 12 und MC 55, Hottinger Baldwin Meßtechnik) an eine AD-Wandlerkarte (Super 14Bit A/D-D/A Karte, Decision Computer International Co. Ltd) übertragen, die in einen Computer eingebaut ist. Das Signal des Photowiderstandes wurde über einen selbst konstruierten Messverstärker in die AD-Wandlerkarte eingespeist. Mit einem Computerprogramm wurden die gemessenen Werte für die Durchbiegung des Plättchens und die Helligkeit der Polymerisationslampe aufgezeichnet und auf der Festplatte zur statistischen Auswertung gespeichert. Nach dem Einbringen der Kompositprobe in die Versuchsanlage und dem Absenken des induktiven Wegaufnehmers auf das Deckglas wurde die Ausgangshöhe L_0 mit einem Nullabgleich am Messverstärker auf Null Mikrometer eingestellt. Unmittelbar danach wurde das Computerprogramm (EASY DAQ Standard V1.0, Decision Computer International Co. Ltd) gestartet, das pro Sekunde jeweils 10 Werte für die Durchbiegung und die Helligkeit

aufzeichnete. Nach einer Pause von fünf Sekunden wurde die jeweilige Polymerisationslampe per Hand- oder Fußschalter ausgelöst. Die anfangs aufgezeichneten Nullwerte wurden zur Berechnung eines gemittelten Nullwerts benötigt. Die Dauer der Belichtung der fünf untersuchten Komposite mit den neun verschiedenen Polymerisationsgeräten bzw. -verfahren wurde entsprechend den Angaben im Kapitel 2.3 Lichtgeräte und Polymerisationsverfahren durchgeführt. Die Aufzeichnung der Daten erfolgte jeweils über den Zeitraum von 60 Minuten. Die Höhe der Probenkörper nach dem Ende der Polymerisation (L_E) wurde anschließend mit einer Mikrometerschraube (#156-105, Mitutoyo) gemessen. Dazu wurde die Höhe der Glasplatte in der Umgebung der Kompositprobe bestimmt und vom Wert der gemessenen Gesamthöhe aus Probenkörper und Objektträger abgezogen. Diese Werte wurden jeweils dreifach bestimmt und gemittelt. Die absoluten Messwerte der Polymerisationsschrumpfung (ΔL in μm) wurden in Bezug auf die Ausgangshöhe (L_0 in μm) nach der Formel

$$S_{\text{in}} [\%] = 100 * \Delta L / L_0 = 100 * \Delta L / (L_E + \Delta L)$$

in Prozent umgerechnet.

Zur Analyse des Deflecting Disk Technique Versuchs wurden die Einzelwerte der Polymerisationsschrumpfung der untersuchten Komposite als Kurve gegen die Zeit aufgetragen. Untersucht wurde eine Zeitspanne von 60 Minuten nach dem Start der Lichtemission der verschiedenen Polymerisationsgeräte. Mit Hilfe des Computerprogramms Origin (Microcal Software Inc.) wurde durch die maximale Steigung der Kurve eine Tangente gelegt. Aus deren Tangentensteigung dy/dx lies sich die maximale initiale Schrumpfungsgeschwindigkeit berechnen. Der Schnittpunkt dieser Gerade mit der Zeitachse konnte zur mathematischen Bestimmung der Startverzögerung der Polymerisationsreaktion genutzt werden. In Abbildung 2 ist die eben beschriebene Kurve mit der berechneten Tangente schematisch dargestellt. Ebenso lässt sich aus der graphischen Darstellung der Endwert der Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten ablesen.

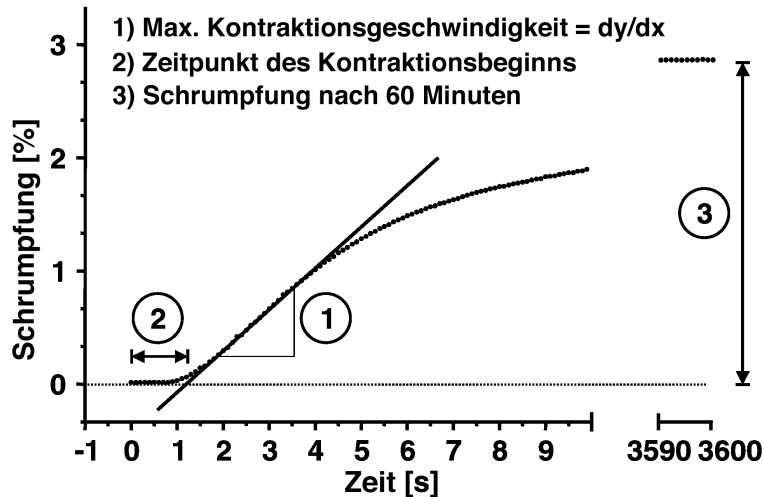


Abb. 2. Analyse der Polymerisationsschrumpfung. Schematische Darstellung der aufgezeichneten Polymerisationskinetik und der daraus analysierten Daten: 1) Maximale Schrumpfungsrates dy/dx 2) initiale Schrumpfungsverzögerung 3) Schrumpfung nach 60 Minuten.

Für die Soft-Start Polymerisationsverfahren Stufenhärtung und Exponentialhärtung wurden je zwei Tangenten berechnet: Eine für die initialen zehn Sekunden der Belichtung und eine weitere für den Rest der Photopolymerisationsdauer. Beim Pulse Härtungsverfahren wurden beide Belichtungen jeweils separat analysiert. In der Statistik wurde dann bezüglich der Polymerisationsgeschwindigkeit der jeweils höhere der beiden Werte berücksichtigt, in Bezug auf die Startverzögerung jedoch immer der erste Wert.

2.2 Härtebestimmung nach Knoop

2.2.1 Probenkörperherstellung

Die Probenkörper wurden mit der in Abschnitt 2.1.1 beschriebenen Apparatur in einheitlicher Größe (\varnothing 6mm, ca. 2,35 mm hoch) hergestellt. Jeweils eine Kompositprobe wurde mit einem Heidemannspatel auf ein 2 cm langes durchsichtiges Kunststoffmatrizenband (No.686, 8 mm, Hawe-Neos Dental)

aufgelegt. Die Matrize lag auf einem Objektträger (75 * 25 * 1 mm), unter dem sich eine entsprechend große schwarze Folie befand. Konzentrisch um die zylinderförmige Kunststoffprobe wurde ein weißer Plastikring (Innendurchmesser 8 mm, Außendurchmesser 16 mm, Höhe 1,60 mm) gelegt. Auf den Probenkörper und den Plastikring wurde dann zuerst ein zweites Stück durchsichtiges Matrizenband und danach ein mit Alkohol gereinigter Objektträger aufpresst. Die Probe wurde dann von oben durch den gläsernen Objektträger hindurch photopolymerisiert und anschließend in einem Wärmeschrank bei 37° C trocken für 24 Stunden unter Lichtausschluss aufbewahrt. Die Belichtung der fünf untersuchten Komposite mit den neun verschiedenen Polymerisationsgeräten bzw. -verfahren wurde entsprechend den Angaben im Kapitel 2.3 Lichtgeräte und Polymerisationsverfahren durchgeführt. Nach der vollständigen Aushärtung im Wärmeschrank wurden jeweils zwei Versuchsgruppen auf einen zuvor mit Alkohol gereinigten Objektträger mit Sekundenkleber (Nr. 1733, Renfert GmbH) in Reihe aufgeklebt und beschriftet. Die Klebeseite entsprach der Seite der Lichthärtung. Danach wurden die jeweils 12 Proben pro Glasträger auf einer Tellerschleifmaschine (TF 250, Jean Wirtz) mit Schleifpapier der Körnung 1000/1200/2400 Grit unter Wasserkühlung auf 1,50 mm Probenhöhe abgeschliffen.

2.2.2 Messung der Härte nach Knoop

Nach der Vorbehandlung der Probenkörper wurde mit einer Kleinhärteprüfmaschine (3212, ZWICK) die Härte nach Knoop bestimmt. Dazu lies man einen Prüfkörper aus Diamant mit einer Prüfkraft von 4,905 N (=0.5 kp) für 30 Sekunden auf die Kompositoberfläche einwirken. Die Länge der langen Diagonalen der Indention des Prüfkörpers wurde unter dem Messmikroskop mit einer 200-fachen Vergrößerung ermittelt. Die Knoop Härte HK lässt sich nach der Formel

$$HK = 0,102 * F / A$$

berechnen. Die Fläche A des Indents ergibt sich aus der Geometrie des Prüfkörpers und errechnet sich aus der Formel

$$A = d^2 * 0,5 (\cot (172^\circ * 30^\circ / 2) * \tan 130^\circ / 2).$$

Damit ergibt sich für die Härte

$$HK = 0,102 * 4,905 \text{ N} / 0,07028 * d^2.$$

Für jeden Probenkörper wurden drei Härtebestimmungen durchgeführt, was insgesamt zu 810 Einzelmessungen führte.

2.3 Lichtgeräte und Polymerisationsverfahren

Die im folgenden Kapitel beschriebenen Lichtgeräte und Polymerisationsverfahren sind in Tabelle 2 darüber hinaus noch als Überblick dargestellt. Den graphischen Verlauf der Emissionsspektren aller in der Arbeit verwendeten Polymerisationsgeräte zeigt Abbildung 3.

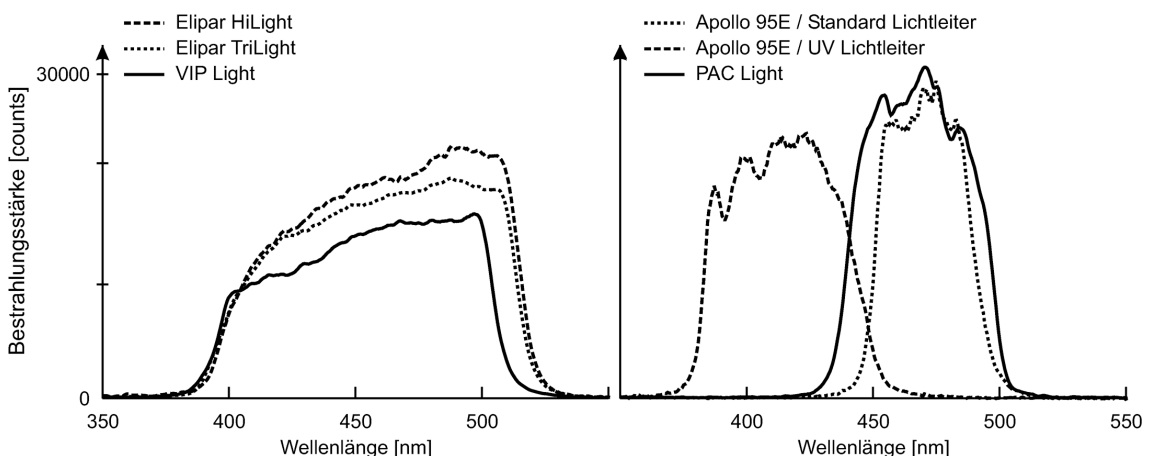


Abb. 3. Emissionsspektren der verwendeten Polymerisationsgeräte. Im linken Teil der Abbildung ist der Spektralkurvenverlauf konventioneller Halogenlampen, im rechten Teil der von Plasmabogenlampen dargestellt (nach Renner 2003).

Tabelle 2. Polymerisationsverfahren

Klassifikation	Härtungsprotokolle	Kode	Polymerisationsgerät	Einstellung	Beschreibung (Dauer und Intensität ⁵)
Halogenlampen	Standard	Std800	Ellipar Trilight ¹	std	40s @ 800 mW/cm ²
	Halogen Standard Härtung / Hohe Intensität				
	Halogen Standard Härtung / Mittlere Intensität	Std400	Ellipar Trilight ¹ + Filter ND 0.3	std	40s @ 400 mW/cm ²
Halogen Standard Härtung / Niedrige Intensität		Std200	Ellipar Trilight ¹ + Filter ND 0.6	std	40s @ 200 mW/cm ²
Halogenlampen	Soft-Start Stufen	Stufen	Ellipar Highlight ¹	2stp	10s @ 150 mW/cm ² , 30s @ 850 mW/cm ²
Plasmabogenlampen	Exponential Härtung	Expo	Ellipar Trilight ¹	exp	5s @ 100 mW/cm ² , exponentialer Anstieg auf 800 mW/cm ² innerhalb von 10s, 25s @ 800 mW/cm ²
	Pulse Härtung	Pulse	VIP ²	-	3-4s @ 100-300 mW/cm ² (s. Tab. 1), 180s Pause, 30s @ 500 mW/cm ²
Plasmabogenlampen	Apollo 95 E SC	ApoSC	Apollo 95 E ³	SC	2s bei halber Intensität, 3.5s bei voller Intensität (Standardlichtleiter: 1760 mW/cm ² ; UV-Lichtleiter: 450 mW/cm ²)
	Apollo 95 E 2 * 3s	Apo2*3	Apollo 95 E ³	3s	2 * 3s bei voller Intensität (Standardlichtleiter: 1760 mW/cm ² ; UV-Lichtleiter: 450 mW/cm ²)
	PAC	PAC	PAC ⁴	-	10s @ 1470 mW/cm ² (mit Abstandshalter)

¹ ESPE AG, Seefeld, Deutschland) ² BISCO Inc., Schaumburg Ill., USA) ³ DMDS, Marburg, Deutschland) ⁴ ADT, Karlsruhe, Deutschland
⁵ Curing Radiometer (Demetron, Danbury CT, USA) und ND Filter wo benötigt

2.3.1 Halogenlampen, Standard

2.3.1.1 Espe Elipar Trilight 800 mW/cm²

Dieses Lichtgerät diente als Standardpolymerisationslampe. Die Ausgangsleistung von 800 mW/cm² wurde an jedem Versuchstag mit Hilfe eines Radiometers (Model 100 Curing Radiometer, Demetron Research Corp) überprüft. Diese Überprüfung fand für jedes einzelne Polymerisationsgerät statt und wird im Folgenden nicht gesondert erwähnt. Die Dauer der Belichtung war für jedes Komposit immer 40 Sekunden.

2.3.1.2 Espe Elipar Trilight 400 mW/cm²

Auf einen zweiten Lichtleiter des als Standardpolymerisationslampe verwendeten Geräts wurde an seinem lampeninternen Ende ein neutraler Graufilter ND 0.3 (#66.0220 / ND 0.3, entspricht 50% Lichtdurchlässigkeit, Rolyn Optics Co.) mit optischem Kitt (UV-N Linsen Kitt, Optik Horn) aufgeklebt. Dieser Filter sollte die ursprüngliche Lichtintensität von 800 mW/cm² auf die Hälfte reduzieren. Die erwarteten 400 mW/cm² konnten mit dem Curing Radiometer gemessen und bestätigt werden. Die Kollimation des emittierten Lichts wurde durch die Filterung nicht geändert. Die Belichtungszeit von 40 Sekunden wurde für jedes Komposit angewandt.

2.3.1.3 Espe Elipar Trilight 200 mW/cm²

Entsprechend der Vorgehensweise bei 2.3.1.2 wurde hier ein neutraler Graufilter ND 0.6 (#66.0235 / ND 0.6, entspricht 25% Lichtdurchlässigkeit, Rolyn Optics Co.) verwendet. Auf dem Curing Radiometer war hierbei eine Lichtintensität von 200 mW/cm² abzulesen. Ebenso wurde auch in diesem Modus 40 Sekunden lang belichtet.

2.3.2 Halogenlampen, Softstart

2.3.2.1 Espe Elipar Trilight Exponentialhärtung

Der Exponentialhärtungsmodus des Elipar Trilight ist durch einen exponentiellen Anstieg der Lichtintensität von ca. 100 mW/cm^2 auf 800 mW/cm^2 charakterisiert. Es erreicht den Maximalwert von 800 mW/cm^2 nach ungefähr 15 Sekunden der Belichtung.

2.3.2.2 Espe Elipar Hilight Stufenhärtung

Der Stufenhärtungsmodus des Elipar Hilight beginnt mit einer etwa 10 Sekunden dauernden Phase gleich bleibend niedriger Lichtintensität von etwa 150 mW/cm^2 und erreicht dann ohne Zwischenschritte die Maximallichtintensität von 850 mW/cm^2 . Die Gesamtbelichtungszeit beträgt auch hier 40 Sekunden.

2.3.2.3 Bisco VIP Pulse Härtung

Das Pulse Härtungssystem von Bisco sieht eine zweizeitige Aushärtung der letzten Kompositschicht einer Kavitätenversorgung vor. Dabei wird abhängig vom verwendeten Komposit eine initiale Belichtung von 3 oder 4 Sekunden mit einer geringen Lichtintensität (zwischen 100 und 300 mW/cm^2) vorgenommen. Nach einer Pause von 3 Minuten, die laut Lampenhersteller zur Ausarbeitung und Politur genutzt werden kann, wird die Kompositfüllung 30 Sekunden lang bei 500 mW/cm^2 endgehärtet. Die genauen Belichtungszeiten der verwendeten Komposite sind der Tabelle 1 zu entnehmen.

Tabelle 1. Pulse Härtung Parameter: Dauer und Energiedichte der Initialhärtung

Material	Dauer [s]	Energiedichte [mW/cm^2]
Definite	3	200
Herculite XRV	3	200
Silux Plus	4	300
Solitaire 2	3	300
Z 250	3	100

2.3.3 Plasmabogenlampen

2.3.3.1 DMD Apollo95E 2*3s

Dieses Lichtgerät nutzt eine Xenon Plasma Lichtbogenlampe zur Erzeugung relativ hoher Lichtintensitäten. Das Curing Radiometer zeigt bei der Belichtung Vollausschlag an, was eine Lichtintensität von mehr als $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ bedeutet. Das Auflegen der neutralen Graufilter ND 0.6 und ND 0.3 (#66.0235 / ND 0.6 und #66.0220 / ND 0.3, Rolyn Optics Co.) auf das Lichteintrittsfenster des Radiometers ermöglichte eine Berechnung der tatsächlichen Leistung. Diese liegt im Mittelwert bei etwa $1750 \text{ mW}/\text{cm}^2$ bei Benutzung des Standardlichtleitersaufsatzes. Der zusätzlich mitgelieferte UV-Lichtleitersaufsatz, erbringt etwa $450 \text{ mW}/\text{cm}^2$. Die Gesamtbelichtungszeit betrug 6 Sekunden und wurde durch zweimaliges Auslösen des 3 Sekunden Belichtungsmodus erzielt.

2.3.3.2 DMD Apollo 95E SC

Der Stufenhärtungsmodus des Apollo95E ist durch eine zwei Sekunden dauernde initiale Härtung mit halber Lichtintensität charakterisiert. Direkt im Anschluss daran erfolgt automatisch eine 3,5 Sekunden dauernde Belichtung mit maximaler Lichtstärke.

2.3.3.3 ADT PAC

Zur Lichterzeugung benutzt dieses Polymerisationsgerät ebenso wie das Apollo95E eine Xenon Plasma Lichtbogenlampe. Die Belichtungszeit von 10 Sekunden wird nach einer Eichung am geräteinternen Radiometer automatisch vorgegeben. Die Lichtintensität überschreitet die Anzeigekapazität des Curing Radiometers. Sie konnte aber mit Hilfe der neutralen Gaufilter bestimmt werden. Der errechnete Mittelwert liegt bei etwa 1470 mW/cm^2 . Der im Vergleich zum anderen Plasmapolymersationsgerät niedrigere Wert erklärt sich durch den vom Hersteller empfohlenen Abstand der Lichtleiterspitze zur Kompositprobe von ca. 7 mm. Dieser wird durch einen flexiblen, roten Kunststofftrichter, der auf die Lichtleiterspitze geschoben wird, gewährleistet. Im Deflecting Disk Technique Versuch wurde der Kunststofftrichter in die senkrechte Bohrung des Aluminiumträgers der Versuchsanordnung mit eingebaut.

2.4 Komposite

Die in dieser Studie verwendeten Komposite Herculite XRV, Solitaire 2 und Z250 sind Feinhybridkomposite. Silux Plus zählt zur Gruppe der Mikrofüllerkomposite und Definite ist ein Ormocer, ein neuartiges Hybridpolymer. Eine detaillierte Übersicht der Hersteller, Farben, Chargen, Füllergehalte und Photoinitiatoren zeigt Tabelle 3.

Bei Herculite XRV handelt es sich um ein Feinhybridkomposit, das in dieser Untersuchung als Standardmaterial zum Einsatz kam. Z250 ist ein Vertreter schnell härtender, gering schrumpfender Feinhybridkomposite mit hohem E-Modul. Solitaire 2 hingegen ist durch sein vergleichsweise geringes E-Modul, seine langsam ablaufende Polymerisation und seine hohe Volumenschrumpfung charakterisiert. Silux Plus gehört zur Gruppe der Mikrofüllerkomposite, die unter anderem durch ihre exzellente Polierbarkeit, erhöhte Polymerisationsschrumpfung und ihr geringes E-Modul gekennzeichnet sind. Definite ist ein Vertreter einer neuen Klasse von plastischen Restaurationsmaterialien, die als organisch modifizierte Keramiken (Ormocere) bezeichnet werden.

Tabelle 3. Komposite

Produkt	Komposittyp	Hersteller	Farbe	Charge	Fillergehalt (Gewichts- prozent)	Fillergehalt (Volumen- prozent)	Enthält Photoinitiatoren mit Adsorptionsmaxima innerhalb folgender Wellenlängen ¹
Definite	Feinhybridkomposit mit Polysiloxanen	Degussa AG, 63403 Hanau, Deutschland	A2	300	75 ¹	62 ¹	ja ⁴ ja ⁵ 450 - 500 nm < 450 nm
Herculite XRV	Feinhybridkomposit	Kerr, Orange Cal, USA	A2 Dentin	902091	87,1 ¹ /75 ¹	59 ¹	ja ⁴ nein
Solitaire 2	Langsam härtendes Hybridkomposit mit niedrigem E-Modul	Hareus Kulzer, 61269 Wehrheim, Deutschland	A20	VP190399/JU	75 ¹	- ³	ja ⁴ ja ⁶
Silux Plus	Mikrofüller Komposit	3M, St.Paul Minn, USA	UO	9BE 19990217	85 ¹ /57 ¹	38 ¹	ja ⁴ nein
Z250	Schnell härtendes Feinhybridkomposit mit hohem E-Modul	3M, St.Paul Minn, USA	A2 Dentin	9AK 19990413	82 ¹	60 ¹	ja ⁴ nein

¹ Herstellerangabe ² Nach Veraschung ³ Keine Herstellerangabe verfügbar ⁴ Kampherchinon ⁵ Maximum zwischen 410 nm und 450 nm
⁶ Maximum unter 410 nm

2.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde unter Verwendung des Computerprogramms SPSS 10.0 durchgeführt.

Für jede Kombination von Komposit und Polymerisationsverfahren wurden sechs Proben untersucht, was zu einer Gesamtzahl von 270 Einzelversuchen führte. Gruppenunterschiede wurden mittels zweifaktorieller Varianzanalyse mit den Parametern Komposit und Polymerisationsverfahren als feste Faktoren auf statistische Signifikanz überprüft. Signifikante Unterschiede zwischen den Kompositen wurden mit dem Tukey Test bei einem Signifikanzniveau von $P < 0,05$ ermittelt. Mit dem gleichen Test wurden auch die Unterschiede zwischen den einzelnen Polymerisationsverfahren, jedoch für jedes Komposit separat, statistisch überprüft.

3 Ergebnisse

3.1 Verlauf der Kontraktionskurven

In Abbildung 4 ist die Polymerisationsschrumpfungskinetik der neun untersuchten Belichtungsprotokolle am Beispiel des Komposits Herculite XRV während der ersten 300 Sekunden der Polymerisationsreaktion dargestellt. In Abbildung 5 wird die Polymerisationsschrumpfungskinetik analog für jedes einzelne der fünf untersuchten Komposite während der ersten 15 Sekunden der Belichtung wiedergegeben.

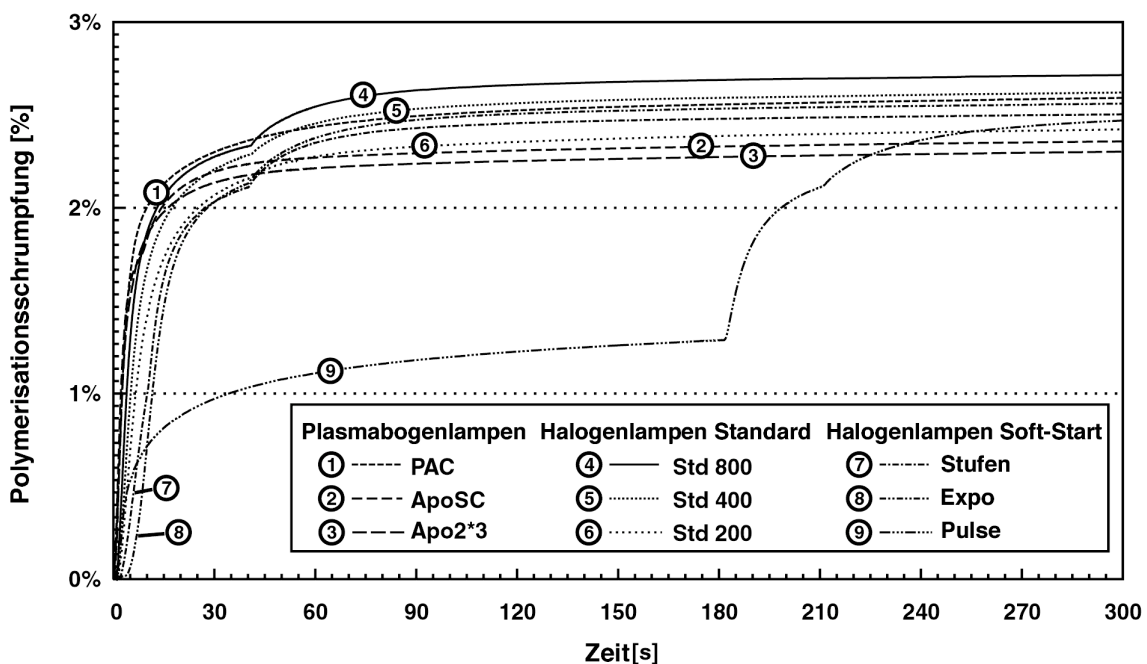


Abb. 4. Polymerisationsschrumpfungskinetik am Beispiel von Herculite XRV. Die Abbildung zeigt die Schrumpfungskinetik innerhalb der ersten 300 Sekunden nach Beginn der Belichtung für alle neun untersuchten Polymerisationsverfahren. Die dargestellten Kurven wurden aus $n=6$ Proben arithmetisch gemittelt.

Die Belichtung mit Plasmabogenlampen führte zu einem unmittelbaren Beginn und zu einem steilen Anstieg der Polymerisationsschrumpfung (Kurven 1 bis 3).

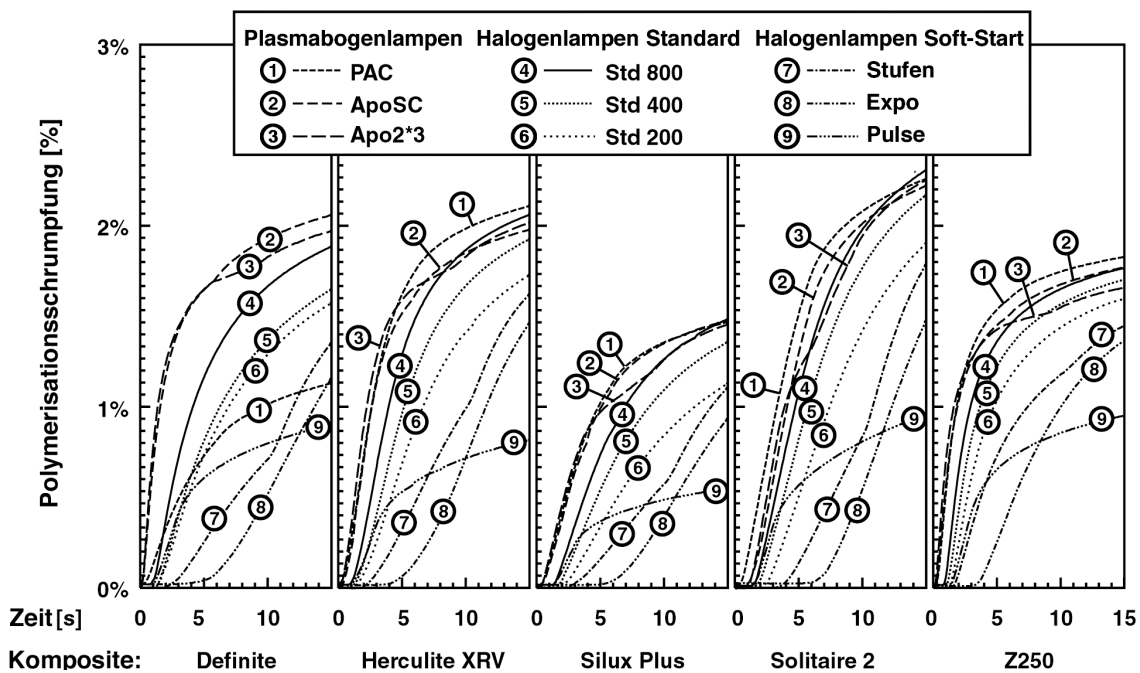


Abb. 5. Polymerisationsschrumpfungskinetik für jede Kombination von Komposit und Polymerisationsprotokoll während der ersten 15 Sekunden nach Start der Belichtung (Die dargestellten Kurven wurden aus n=6 Proben gemittelt.).

Nach der ersten Belichtung mit dem Apollo 95 E für drei Sekunden stieg die Schrumpfungsgeschwindigkeit linear an und beschleunigte während der zweiten drei Sekunden weiter (Kurve 3). Die Polymerisation mit dem Apollo 95 E im SC-Modus und dem PAC-Gerät zeigte einen steilen kontinuierlichen Verlauf (Kurve 1 und 2). Lediglich die Belichtung des Komposits Definite mit dem ADT PAC-Gerät führte zu einem langsamen Schrumpfungsverlauf (Abbildung 5, Kurve 1).

Bei Halogen Standard Belichtung mit hoher Intensität beginnt die Kontraktion des Komposits etwas später und verläuft langsamer als bei Plasmabogenlampen (Kurve 4). Bei Verwendung der mittleren bzw. niedrigen Intensität ist bei prinzipiell ähnlichem Kurvenverlauf eine jeweils niedrigere Schrumpfungsgeschwindigkeit zu beobachten (Kurven 5 und 6)

Bei den Soft-Start Protokollen (Kurven 7 bis 9) lässt sich der deutlich verzögerte Polymerisationsbeginn und die vergleichsweise geringere Steilheit des Kurvenverlaufs feststellen. Bei der Stufenhärtung zeigt sich bei vier von fünf

Kompositen in den ersten zehn Sekunden der Polymerisation ein linearer Verlauf und eine geringere Steilheit als beim Standard Protokoll mit niedriger Intensität. Lediglich bei Z250 tritt nach ungefähr fünf Sekunden eine Sättigung im Kurvenverlauf auf. Nach zehn Sekunden kommt es bei allen Kompositen zu einer erneuten Beschleunigung der Schrumpfungsgeschwindigkeit durch die Umschaltung der Lampe in den Hochenergiemodus (Kurve 7). Bei der Exponentialhärtung zeigt sich nach der längsten Startverzögerung ein gleichmäßiger Kurvenverlauf bis 40 Sekunden nach Beginn der Polymerisation, danach nimmt die Beschleunigung kontinuierlich zu (Kurve 8). Das Pulse-Härtungsprotokoll (Kurve 9) fällt durch seinen zweigeteilten Polymerisationskurvenverlauf besonders auf, der sich durch eine zweizeitige Aushärtung des Komposits mit einer Pause von 180 Sekunden zwischen den Belichtungen ergibt. Der Start und das Ende der zweiten Teilbelichtung resultierten in einem großen und einem kleinen Anstieg der Kontraktionsgeschwindigkeit.

Bei fast allen Polymerisationsprotokollen war nach Beendigung der jeweiligen Belichtungsphase ein unterschiedlich stark ausgeprägter „Knick“ im Kurvenverlauf erkennbar. Diese zusätzliche Beschleunigung der Kontraktionsgeschwindigkeit am Ende der Belichtungszeit fand sich sehr gering am Ende der Apollo 95 E SC Belichtung (nach 5,5 Sekunden), besonders bei Herculite und Z250. Bei der Härtung mit dem PAC-Gerät trat sie in keinem untersuchten Fall auf.

Des Weiteren ist in Abbildung 4 der nahezu parallele Verlauf der einzelnen Polymerisationskurven nach Ablauf der Hauptschrumpfungreaktion zu erkennen.

3.2 Statistische Analyse der Kontraktionskurvenverläufe

Die Unterschiede zwischen den Belichtungsverfahren und zwischen den Kompositen, sowie die Wechselwirkungen zwischen diesen beiden Variablen sind statistisch signifikant (Zweifaktorielle Varianzanalyse, jeweils $p < 0,001$).

3.2.1 Startverzögerung der Polymerisationsschrumpfung

Abbildung 6 zeigt die Verzögerung der Polymerisationsreaktion vom Zeitpunkt der Lichtemission der Lampe bis zum Start der Polymerisationsreaktion des Komposits. Bei der Belichtung mit den Standard Halogenlampen ergab sich eine Startverzögerung von $0,91 \pm 0,06$ (Z250 / Std 800) bis zu $2,60 \pm 0,15$ (Solitaire 2 / Std 200) Sekunden. Dabei korrelierte die verringerte Lichtintensität in den Modi Std 400 und Std 200 signifikant mit einer entsprechend verlängerten Verzögerung ($p < 0,05$).

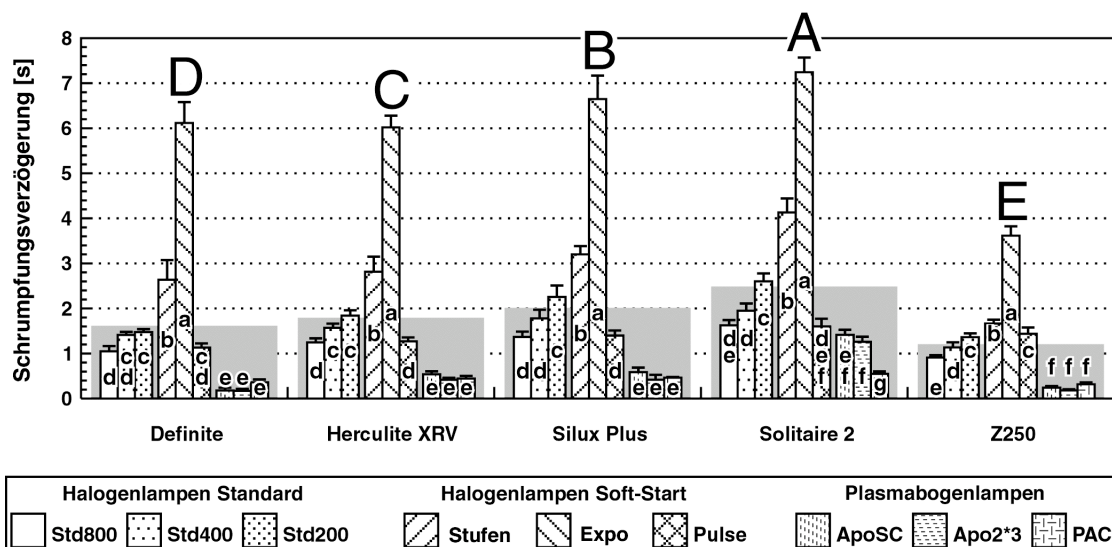


Abb. 6. Schrumpfungsverzögerung in Sekunden. Die grauen Kästen stellen das arithmetische Mittel der Schrumpfungsverzögerung der einzelnen Belichtungsverfahren für jedes Komposit dar. Die Großbuchstaben kennzeichnen Komposite und die Kleinbuchstaben Polymerisationsverfahren, die sich statistisch auf einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ (Tukey Test) nicht voneinander unterscheiden.

Die Verzögerungswerte der Stufenhärtung lagen signifikant ($p < 0,05$) über denen der Standard Belichtung mit niedriger Energie: So startete Z250 nach $1,67 \pm 0,09$ Sekunden und Solitaire 2 erst nach $4,13 \pm 0,31$ Sekunden.

Bei der Exponentialhärtung verzögerte sich die Kontraktionsreaktion auf Werte zwischen $3,62 \pm 0,21$ Sekunden bei Z250 und bis zu $7,24 \pm 0,33$ Sekunden bei Solitaire 2. Damit lagen hier die Verzögerungswerte im Vergleich zu allen anderen Modi signifikant am höchsten.

Die Kontraktionsverzögerung bei der Pulse Härtung war kürzer als für Exponential- oder Stufenhärtung. Sie ist vergleichbar mit Std 200 im Falle von Z250 ($1,44 \pm 0,14$ s) und mit Std 800 bei Solitaire 2 ($1,60 \pm 0,17$ s), Silux Plus ($1,40 \pm 0,11$ s), Definite ($1,13 \pm 0,09$ s) und Herculite XRV ($1,27 \pm 0,09$ s).

Die Startverzögerung bei den mit Plasmabogenlampen gehärteten Proben zeigte bis auf Solitaire 2 ($1,41 \pm 0,11$ s mit Apollo 95 E SC) keine signifikanten Unterschiede und war auch signifikant kürzer als die der Halogenlampen ($p < 0,05$)

Die kürzesten Schrumpfungverzögerungen wurden im Apollo 95 E SC Modus mit dem Komposit Z250 ($0,16 \pm 0,03$ s), gefolgt von Definite ($0,17 \pm 0,04$ s), Herculite ($0,42 \pm 0,04$ s) und Silux Plus ($0,42 \pm 0,11$ s) gemessen. Solitaire 2 hingegen zeigte die längste Verzögerung mit $0,55 \pm 0,05$ Sekunden beim PAC Gerät. Dieses Ergebnis spiegelte sich in der Reihenfolge auch beim Gesamtvergleich der Komposite wieder. So wurden für Z250 die niedrigsten Startverzögerungen und für Solitaire 2 die Höchsten gemessen (Tukey $p < 0,05$).

3.2.2 Maximale initiale Polymerisationsschrumpfungsgeschwindigkeit

Abbildung 7 zeigt die maximale initiale Schrumpfungsgeschwindigkeit bei der Polymerisation der untersuchten Komposite. Bei Verwendung der Standard Halogenlampe mit 800 mW/cm^2 ergab für Silux Plus ($0,21 \text{ %/s} \pm 0,01$) die

niedrigsten und für Z250 ($0,59 \text{ %/s} \pm 0,01$) die höchsten Werte bei den Standardprotokollen. Die Reduktion der Lichtintensität in den Modi Std 400 und Std 200 verlangsamte die Geschwindigkeit bei allen Kompositen fast linear. So lagen auch hier die Ergebnisse für Solitaire 2 im oberen und für Herculite und Definite gleichauf im unteren Mittelfeld. Diese Unterschiede sind für die meisten Vergleiche statistisch signifikant (Tukey Test $p < 0,05$).

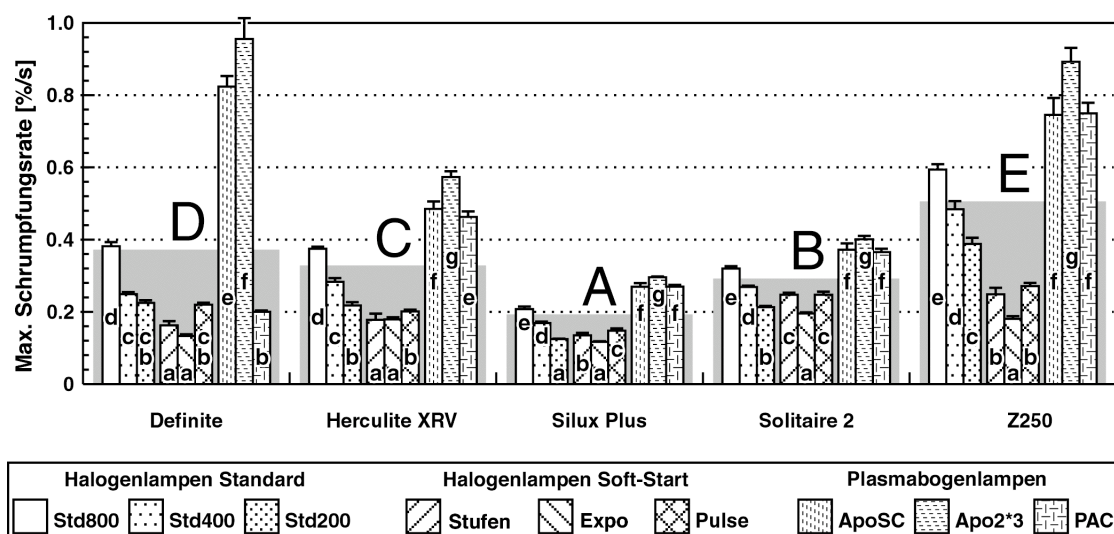


Abb. 7. Maximale initiale Schrumpfungsgeschwindigkeit in %/s. Die grauen Kästen stellen das arithmetische Mittel der Schrumpfungsrage der Komposite dar. (Statistik siehe Abbildung 6)

Bei der Stufenhärtung war die Kontraktionsgeschwindigkeit in den ersten 10 Sekunden im Vergleich zu Standard Halogenlampen mit hoher oder mittlerer Energie bei allen Materialien signifikant niedriger. Für Definite ($0,16 \text{ %/s} \pm 0,01$), Herculite ($0,18 \text{ %/s} \pm 0,02$), und Z250 ($0,25 \text{ %/s} \pm 0,02$) waren sie sogar geringer als im Niedrigenergiemodus.

Im Exponentialhärtungsmodus fielen die Maxima der Kontraktionsgeschwindigkeit geringer aus als bei allen anderen Protokollen ($p < 0,05$). Nur bei der Stufenhärtung von Definite ($0,13 \text{ %/s} \pm 0,01$) und Herculite ($0,18 \text{ %/s} \pm 0,01$) und beim Niedrigenergieprotokoll von Silux Plus ($0,12 \text{ %/s} \pm 0,003$) wurden vergleichbare Ergebnisse erzielt.

Das Pulse-Härtungsprotokoll erbrachte nach der ersten Teilbelichtung eine Schrumpfungsschwindigkeit, die geringer als die Hälfte seiner Gesamtschrumpfung ausfiel. Die maximale Schrumpfungsgeschwindigkeit wurde immer während der ersten Phase der Belichtung erreicht. Sie war im Vergleich zur Standard Polymerisation bei niedriger Energie für Z250 geringer ($0,27 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$) und gleich für Definite ($0,22 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$) und Herculite ($0,20 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$). Bei Silux Plus ($0,15 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$) und Solitaire 2 ($0,25 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$) lag sie zwischen dem Std 400 und Std 200 Protokoll.

Die Plasmabogenlampen führten einen sofortigen Start der Polymerisation und einen sehr schnellen Ablauf der Schrumpfungsschwindigkeit herbei. Dabei machte die Härtung von Definite ($0,20 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,003$) mit dem PAC-Gerät eine Ausnahme. Die Schrumpfungsgeschwindigkeit ist ebenso gering wie bei Niederenergiehalogenhärtung. Im Gegensatz dazu wurde bei Belichtung mit dem Apollo 95 E für zwei mal drei Sekunden eine sehr hohe initiale Schrumpfungsgeschwindigkeit gemessen. Dieser Effekt wurde besonders bei Definite ($0,96 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,06$), Z250 ($0,89 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,04$) und Herculite ($0,57 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,02$) beobachtet.

Unter Berücksichtigung der oben erwähnten Ausnahme wurden die höchsten Schrumpfungsgeschwindigkeiten bei Verwendung der Plasmabogenlampen im Vergleich zu den übrigen Härtungsprotokollen erreicht. Die höchste Kontraktionsgeschwindigkeit wurde im Apollo 95 E 2*3s Modus erzielt, gefolgt vom Apollo 95 E SC Modus und dem PAC-Gerät.

Die charakteristischen Unterschiede zwischen den oben beschriebenen Protokollen waren für jedes untersuchte Komposit zu beobachten. Die absoluten Werte können jedoch in hohem Maße von der individuellen Polymerisationscharakteristik der einzelnen Materialien abhängen. Die im Mittel über alle Polymerisationsverfahren höchste Kontraktionsgeschwindigkeit wurde für Z250 ($0,51 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,02$) errechnet, gefolgt von Definite ($0,37 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,02$), Herculite ($0,33 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$) und Solitaire 2 ($0,29 \text{ \%}/\text{s} \pm 0,01$). Silux Plus

hingegen zeigte die langsamste Kontraktionsrate mit $0,19 \text{ %/s} \pm 0,004$ (Tukey $p < 0,05$).

3.2.3 Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten

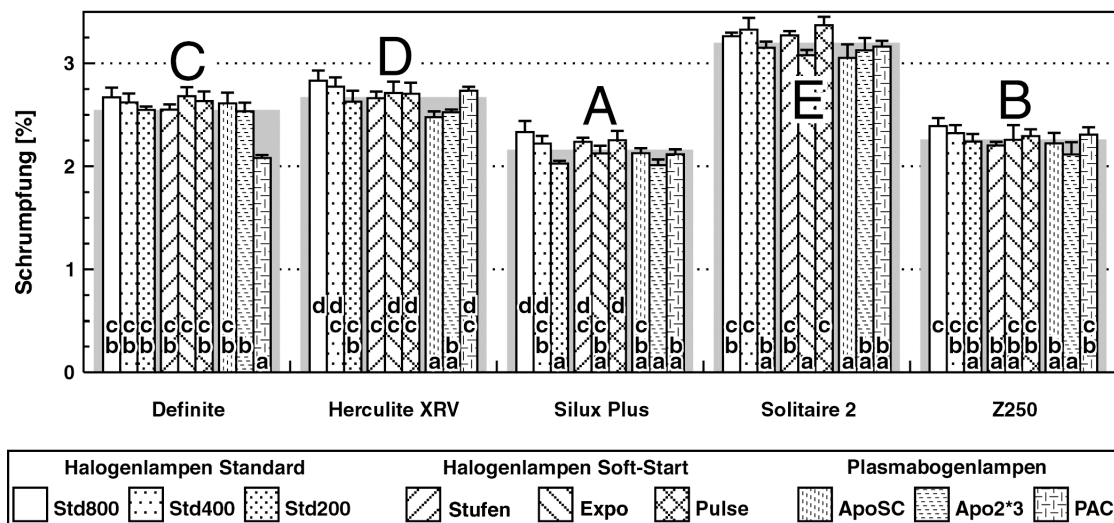


Abb. 8. Polymerisationsschrumpfung nach 60 Minuten in Prozent der Ausgangshöhe. Die grauen Kästen stellen das arithmetische Mittel der Schrumpfung der Komposite dar. (Statistik siehe Abbildung 6)

Eine graphische Übersicht der Polymerisationsschrumpfung der untersuchten Komposite und Härtingsverfahren zeigt Abbildung 8. Die durchschnittliche Schrumpfung nach 60 Minuten war für Silux Plus am geringsten ($2,16\% \pm 0,06$), gefolgt von Z250 ($2,26\% \pm 0,09$), Definite ($2,55\% \pm 0,07$) und Herculite ($2,67\% \pm 0,08$). Für Solitaire 2 wurde hingegen der größte Schrumpfungswert ($3,20\% \pm 0,08$) gemessen.

Bei der Aushärtung nach den drei Standard Halogen Protokollen korrelierte die Abnahme der verwendeten Lichtintensitäten von 800 mW/cm^2 über 400 mW/cm^2 nach 200 mW/cm^2 mit einer jeweiligen Abnahme der Gesamtschrumpfung. Jedoch waren diese Befunde nicht für jedes Material statistisch signifikant. Das Halogen Hochenergie Standardprotokoll erbrachte den geringsten Schrumpfungswert für Silux Plus ($2,33\% \pm 0,11$), dann folgten

Z250 ($2,39\% \pm 0,08$), Definite ($2,67\% \pm 0,09$), Herculite ($2,83\% \pm 0,10$) und mit dem höchsten Schrumpfungswert Solitaire 2 ($3,26\% \pm 0,04$).

Die Soft-Start Protokolle resultierten in Schrumpfung ähnlicher Größenordnung wie die Standardhalogenverfahren mit hoher bzw. mittlerer Intensität.

Die Plasmabogenlampen produzierten geringfügig weniger Schrumpfung als das Hochenergie Standardprotokoll, dieser Unterschied war aber nicht signifikant für alle untersuchten Komposite. Lediglich die Kombination von Definite mit dem PAC-Gerät zeigte einen deutlich erniedrigten Schrumpfungswert ($2,08\% \pm 0,03$).

3.3 Härte nach Knoop

Die Knoop Härten für die verschiedenen Kombinationen von Kompositen und Polymerisationsverfahren sind in Abbildung 9 dargestellt. Für Z250 zeigte sich bei allen untersuchten Verfahren kein signifikanter Unterschied in der Knoop Härte. Das Komposit Z250 erreichte den durchschnittlich höchsten Wert aller untersuchten Materialien (HK $66,85 \pm 1,75$), gefolgt von Definite (HK $56,22 \pm 2,08$), Herculite (HK $52,24 \pm 1,83$) und Solitaire 2 ($42,35 \pm 1,70$). Silux Plus erreichte die geringste Härte (HK $35,20 \pm 1,39$). Bei den zuletzt genannten vier Kompositen korrelierte die Härte jeweils mit der Höhe der verwendeten Energie bei den Standard Halogenlampen. Dies ist aber nicht für alle Komposite statistisch signifikant.

Das Halogen Hochenergie Standardprotokoll erbrachte die größte Endhärte für Z250 (HK $67,55 \pm 2,55$), dann folgten Definite (HK $61,48 \pm 2,42$), Herculite (HK $55,69 \pm 1,88$), Solitaire 2 (HK $51,25 \pm 1,62$) und mit der geringsten Endhärte Silux Plus (HK $38,04 \pm 1,37$).

Die Knoop Härte nach Belichtung mit Softstart Protokollen ist vergleichbar mit denen der Standardhärtung bei mittlerer Energie bzw. hoher Energie. Definite (HK $62,74 \pm 3,19$) und Herculite (HK $56,22 \pm 2,71$) erzielten beim Exponentialhärtungsverfahren ihre absolut größten Härten.

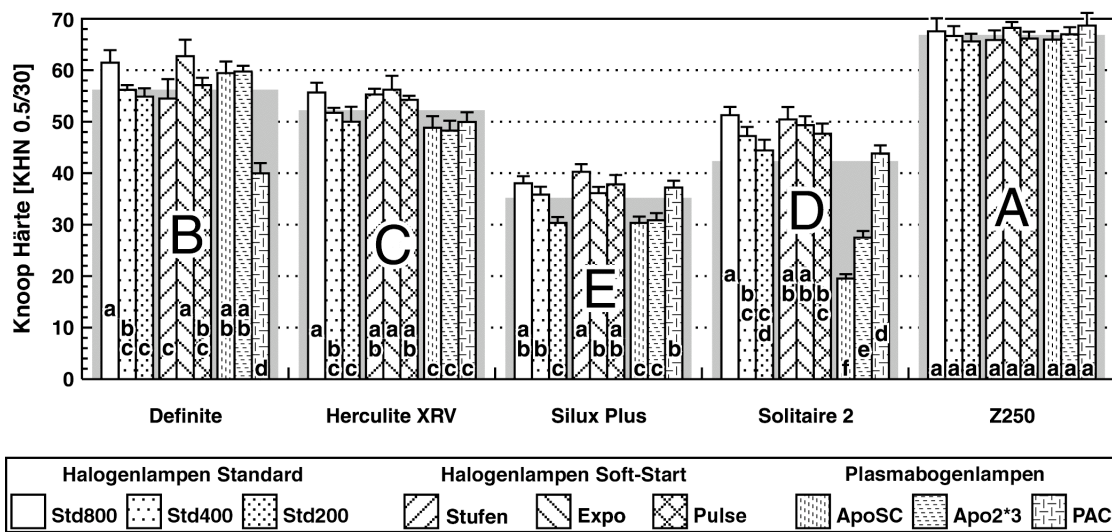


Abb. 9. Härte nach Knoop. Die grauen Kästen stellen das arithmetische Mittel der Knoop Härte der Komposite dar. (Statistik siehe Abbildung 6)

Die Plasmabogenlampen erbrachten im Falle von Definite besonders niedrige Härteresultate bei Benutzung des PAC-Geräts (HK 39,97 ± 2,00) und bei Solitaire 2 mit dem Apollo 95 E (HK 19,52 ± 0,84). In den verbleibenden Kombinationen von Definite / Apollo sowie Silux Plus / PAC wurden Härten vergleichbar mit denen der Standard Halogenlampen bei 800 mW/cm², für Herculite wie bei 400 mW/cm² und für Silux Plus / Apollo und Solitaire 2 / PAC wie bei 200 mW/cm² gemessen.

4 Diskussion

Trotz der Polymerisationskontraktion von Kompositen lässt sich beim Legen von Füllungen mit plastischen Kompositmaterialien ein guter Randschluss erreichen. Dazu sollte man versuchen, Kontraktionsspannungen am Kavitätenrand zu vermeiden oder diese durch den internen Materialfluss zu reduzieren (*Davidson & de Gee* 1984), was jedoch eine gewisse Zeit erfordert. Die Resultate der vorliegenden Arbeit stützen die Hypothese, dass niedrige Lichtintensitäten und die Aushärtung mit Soft-Start Verfahren den Schrumpfungsbeginn verzögern und die Schrumpfungsgeschwindigkeit reduzieren. Somit sollte mehr Zeit für einen Ausgleich der Kontraktionsspannung durch das Nachfließen des Komposits zur Verfügung stehen. Bei Belichtung mit Plasmabogenlampen wurden demgegenüber gegenteilige Effekte beobachtet.

4.1 Kritik der Methode

4.1.1 Deflecting Disk Technique Versuch

Der in dieser Dissertation verwendete experimentelle Aufbau, die so genannte Deflecting Disk Technique, wurde von *Watts & Cash* (1991) beschrieben. Den Messungen dieser Autoren zufolge beträgt der zur Verbiegung des mikroskopischen Deckgläschens erforderliche Druck 0,0133 MPa und liegt somit vernachlässigbar niedriger als die des schrumpfenden Komposits, die im Durchschnitt 5 bis 10 MPa beträgt (*Feilzer et al.* 1987). Die Autoren postulieren des Weiteren, dass mit dem von ihnen beschriebenen Versuchsaufbau in erster Linie die freie lineare Kontraktion des Komposits im Gegensatz zur behinderten Kontraktion gemessen wird. Weiterhin stellten sie in ihren Experimenten fest, dass bei der Polymerisation der zylinderförmigen Kompositproben nur vertikale Schrumpfung auftritt, da sie weder eine Änderung des Probendurchmessers

noch des Probenumfangs feststellen konnten. Sie gehen davon aus, dass eine radiale Schrumpfung nicht stattfindet. Vorversuche zur dieser Arbeit deuten jedoch darauf hin, dass zu einem gewissen Maße von einer horizontalen Schrumpfung der Testmaterialien auszugehen ist. Im Gegensatz zum Hauptversuch wurden Objektträger 60 Sekunden lang mit Flusssäure (Ceramic Etch 5% HF, Vivadent) angeätzt und mit Silanhaftvermittler (Monobond-S, Vivadent) vorbehandelt. Bei der Aushärtung der auf den so präparierten Objektträger aufgebracht Kompositproben kam es immer zur Fraktur des Glases während der Polymerisation. Diese Kohäsivbrüche im Glas wurden bei Verwendung von nicht geätzten, nur silanisierten Objektträgern nicht beobachtet. Dieses Phänomen deutet indirekt daraufhin, dass bei der Aushärtung der Proben horizontale Schrumpfkraften auf der Oberfläche des Objektträgers wirken müssen. Die durch das Ätzmuster mit dem Objektträger fest verzahnte Kompositprobe kann die bei der Polymerisationskontraktion auftretenden Spannungen durch den starren Verbund nicht ausgleichen, was dann den Bruch des schwächeren Glases zur Folge hat. Die nur silanisierte Glasoberfläche hingegen stellt einen reversiblen Haftungsmechanismus dar (Söderholm & Shang 1993), der es dem Komposit erlaubt, auf dem Glas in horizontaler Richtung zu schrumpfen. Dadurch wird das Auftreten derartiger Spannungsbrüche vermieden.

Das zweite Auftreten der Schrumpfungsbeschleunigung nach dem Ende der Photopolymerisation, das bei der Belichtung mit Halogenlampen beobachtet wurde, kann durch das Auftreten von Temperaturänderungen im Komposit erklärt werden. Während der Belichtung werden die Materialproben sowohl durch die Bestrahlung mit der Polymerisationslampe als auch durch die Reaktionswärme des ablaufenden chemischen Härtungsprozesses erhitzt. Die resultierende thermische Expansion wirkt damit der Polymerisationsschrumpfung entgegen und kaschiert teilweise ihr wahres Ausmaß. Nach Ende der Belichtung fällt die Temperatur der Proben sehr schnell wieder ab und die resultierende thermische Kontraktion addiert sich nun

zur reaktionsbedingten Schrumpfung. Die beobachteten Temperaturänderungen wurden exemplarisch für jedes in der Studie verwandte Komposit an Einzelproben nachgewiesen. Ähnliche Beobachtungen des Phänomens wurden in anderen Studien über die Schrumpfung (*Davidson-Kaban et al.* 1997) und die Kontraktionsspannung (*Chen et al.* 2001) von Kompositen gefunden. *Watts & Cash* (1991) und *Watts & al Hindi* (1999) berichten im Gegensatz dazu nicht von einer zweiten Beschleunigung der Schrumpfungsreaktion. Für die letztgenannte Studie lässt sich der Sachverhalt vermutlich durch die Benutzung eines drei Millimeter dicken Objektträgers erklären. Durch das dickere Glas und durch die damit verbundene höhere Wärmekapazität kann die Strahlungswärme und die entstehende Reaktionswärme der Kompositproben besser aufgenommen werden. Dadurch wurden wahrscheinlich die auftretenden Temperaturänderung und die damit verbundene Expansion und Kontraktion vermieden.

4.1.2 Messung der Knoop Härte

Die mechanischen Eigenschaften der Komposite werden maßgeblich von den während der Polymerisationsreaktion umgesetzten Kohlenstoff-Doppelbindungen bestimmt. Diese als Konversionsrate bezeichnete chemische Reaktion kann experimentell zum einen mit direkten Verfahren, wie zum Beispiel der Infrarotspektroskopie mit ATR - Technik (Attenuated Total Reflectance) (*Rueggeberg et al.* 1999) und zum anderen indirekt gemessen werden. In der Literatur werden als indirekte Methode zur Bestimmung der Konversionsrate von den meisten Autoren vor allem die Härtemessung nach Vickers (*Rueggeberg & Craig* 1988; *Unterbrink & Muessner* 1995; *Wassell et al.* 1992), nach Knoop (*Ernst et al.* 1997; *Rueggeberg et al.* 2000) und Barcol (*Wassell et al.* 1992) genannt.

Ein großer Nachteil bei der indirekten Methode über die Härtemessung ist, dass dabei nur die Oberfläche der Proben analysiert werden kann (*Ruyter &*

Svendson 1978). Um auch in der Tiefe messen zu können, muss aber von der Probe Material abgetragen werden. Durch die dabei entstehende Wärme können die Messergebnisse aber verändert werden (*Vankerckhoven et al.* 1982). Eine Untersuchung von *Reinhart et al.* (1991) widerlegt diese Theorie jedoch und zeigt, dass die Wärme beim Kompositabtrag keinen signifikanten Einfluss auf die zu messenden Härtewerte hat. Trotzdem bleibt der Vorteil der apparativ aufwendigeren direkten Konversionsratenbestimmung mittels ATR Infrarotspektroskopie bestehen, da hierbei die Messung ohne destruktiven Eingriff in der Tiefe der Probe erfolgen kann (*Rueggeberg et al.* 1999).

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Der auftretende Geschwindigkeitsunterschied bei der Polymerisation, der durch verschieden hohe Lichtintensitäten hervorgerufen wurde, lässt sich leicht erklären. Je höher die zur Verfügung stehende Lichtenergie ist, desto mehr Initiator-moleküle werden pro Zeiteinheit angeregt und produzieren dementsprechend mehr freie Radikale. Dadurch kann die Öffnung von Kohlenstoff-Doppelbindungen, die die eigentliche Ursache der Schrumpfung sind, an mehreren Stellen gleichzeitig stattfinden. Diese Ergebnisse werden bezüglich der auftretenden Polymerisationsschrumpfung (*Davidson-Kaban et al.* 1997; *Feilzer et al.* 1995) und der Spannungskinetik (*Bouschlicher et al.* 1997; *Chen et al.* 2001) auch von anderen Autoren bestätigt. Bei In-vitro-Untersuchungen haben die meisten Autoren herausgefunden, dass die Anwendung geringerer Lichtintensitäten zu einer besseren Füllungsrandqualität führt (*Davidson-Kaban et al.* 1997; *Feilzer et al.* 1995; *Uno & Asmussen* 1991; *Unterbrink & Muessner* 1995). Im Gegensatz dazu vertreten andere Autoren die Ansicht, dass die Verwendung von Polymerisationslampen niedriger Lichtintensität keinen signifikanten Einfluss auf die Füllungsrandqualität hat (*Christensen et al.* 1999). Des Weiteren kann sich bei unvollständiger Aushärtung aufgrund zu geringer Energieeinwirkung die Löslichkeit und die

Zytotoxizität der Komposite erhöhen (*Caughman et al.* 1991; *Pearson & Longman* 1989). Diese Nachteile der Niedrigenergiebelichtung spiegeln sich durch eine signifikant verminderte Härte und damit verminderte Konversionsrate der Proben im Vergleich zu den anderen untersuchten Polymerisationsverfahren wieder. Daneben findet sich auch eine erhöhte Löslichkeit und eine verstärkte Lösungsmittelaufnahme der weniger polymerisierten Komposite (*Renner* 2003). Lediglich beim Komposit Z250 besitzt das Härungsverfahren keinen signifikanten Einfluss auf die Endhärte der Proben. Vermutlich ist der besonders hohe Gehalt an Photoinitiatormolekülen für die gute Durchhärtung auch bei niedriger Lichtintensität verantwortlich. Zudem gibt der Hersteller 3M eine nötige Mindestbelichtungsdauer von nur 20 Sekunden an.

Die Soft-Start Protokolle, insbesondere der Exponential Härungsmodus des ESPE Elipar Trilight, verzögern den Start der Polymerisationsreaktion sehr effektiv (bis zu sieben Sekunden bei Solitaire 2) und erzielen eine signifikante Reduktion der Polymerisationsgeschwindigkeit. So wird die Schrumpfrate im Vergleich zur Standard Halogenhärtung bei 800mW/cm^2 im Mittelwert um mehr als 50 Prozent reduziert. Für die Stufenhärtung (*Koran & Kürschner* 1998; *Watts & al Hindi* 1999), die Exponentialhärtung (*Bouschlicher & Rueggeberg* 2000) und die Pulse Härtung (*Kanca & Suh* 1999) stimmen die Ergebnisse dieser Studie mit anderen Untersuchungen überein. Trotz dieser günstigen Schrumpfungskinetik im Soft-Start Modus ist die gemessene Knoop Härte (*Koran & Kürschner* 1998; *Mehl et al.* 1997; *Sakaguchi & Berge* 1998; *Unterbrink & Muessner* 1995) und die Lösungsmittelaufnahme (*Renner* 2003) vergleichbar mit den Ergebnissen bei Standard Halogenlampen hoher Lichtintensität. Deswegen scheint die vorteilhafte Randqualität von Füllungen, die nach den Soft-Start Verfahren gehärtet wurden, nicht auf Kosten reduzierter mechanischer Eigenschaften oder ihrer Biokompatibilität zu gehen (*Burgess et al.* 1999; *Kanca & Suh* 1999; *Mehl et al.* 1997; *Yoshikawa et al.* 2001). Von den meisten Autoren wird die Vermutung geäußert, dass das bei der Soft-Start

Polymerisation verminderte Auftreten von Randspalten mit der verlängerten Gel-Phase und der damit verbundenen Möglichkeit, Kontraktionsspannungen durch das Nachfließen von Komposit abzubauen, zusammenhängt (Kanca & Suh 1999; Koran & Kürschner 1998; Manhart et al. 2001; Uno & Asmussen 1991).

Das frühe Einsetzen und der schnelle Ablauf des Schrumpfungsprozesses bei der Polymerisation mit den Plasmabogenlampen war bei der im Vergleich zu Standard Halogenlampen von 800 mW/cm^2 fast doppelt so hohen Ausgangsleistung der Bestrahlungsenergie (1750 mW/cm^2 beim Apollo 95 E und 1470 mW/cm^2 beim PAC) vorhersehbar. Ausnahmen von dieser Annahme lassen sich nur durch eine Inkompatibilität des relativ schmalen erzeugten Wellenlängenspektrums der Plasmabogenlampen mit den Absorptionsbereichen der Photoinitiatoren der untersuchten Komposite erklären. Im Falle von Definite aktiviert das Plasma Arc Gerät, dessen Ausgangsspektrum den Bereich von 434-503 Nanometern abdeckt, nur das Kampferchinonmolekül im Komposit. Der zusätzlich vom Hersteller verwendete Photoinitiator, dessen Maximum unter 440 nm liegt, wird dabei nicht oder nur schwach angeregt. Dies machen die sich ergebende geringe Polymerisationsschrumpfung ($2,08 \% \pm 0,03$), die langsame Kontraktionsrate ($0,20 \%/\text{s} \pm 0,003$) und die niedrige Endhärte ($\text{HK } 39,97 \pm 2,00$), die vergleichbar mit der Polymerisation bei niedriger Intensität mit Halogenlampen sind, deutlich. Gleichzeitig wird auch ein erhöhtes Löslichkeitsverhalten beobachtet (Renner 2003). Von einem klinischen Gebrauch der Kombination Definite / PAC ist somit im Sinne der Qualitätssicherung abzuraten. Im Gegensatz dazu kann das Apollo 95 E Gerät bei der Verwendung eines speziellen UV-Lichtleiteraufsatzes, dessen Ausgangsspektrum bei 379-455 nm liegt, den neben dem Kampferchinon verwendeten Photoinitiator von Definite besonders effektiv anregen. Bei dessen Härtung erzielt folglich das Apollo 95 E (mit UV-Aufsatz) sehr gute Werte. Das deutet darauf hin, dass der zusätzliche Photoinitiator entweder eine entscheidende Rolle bei der Polymerisation dieses

Komposits spielt oder dass das Kampferchinonmolekül zu einem gewissen Maß vom emittierten Spektrum (379-455 nm) angeregt wird, obwohl sein Maximum bei 468 nm liegt (*Cook et al.* 1985). Bei Solitaire 2 hingegen erbringt selbst der UV-Lichtleiteraufsatz des Apollo 95 E keine nennenswerten Vorteile bei der Polymerisation mit den Plasmabogenlampen. So wird vermutlich weder das Kampferchinon noch der andere Photoinitiator, dessen Absorptionsmaximum unter 400 nm liegt in ausreichendem Maße aktiviert. Dies führt in den Modi Apollo 95 E 2*3s und Apollo 95 E SC zu den geringsten Härtewerten der Studie (HK $19,52 \pm 0,84$ und HK $27,48 \pm 1,26$). Das PAC Gerät erreicht zwar bei Solitaire 2 bessere Werte (HK $43,83 \pm 1,58$), im Vergleich sind aber die Materialeigenschaften nur so gut wie bei Standard Halogenlampen bei geringer Lichtintensität. Auch das Löslichkeitsverhalten kommt zu ähnlich schlechten Werten (*Renner* 2003).

Große Unterschiede werden auch zwischen den einzelnen untersuchten Kompositen gefunden. Die vergleichsweise langsamen Polymerisationscharakteristiken von Silux Plus und Solitaire 2 stimmen mit den Ergebnissen anderer Studien überein (*Bouschlicher et al.* 1997; *Davidson-Kaban et al.* 1997; *Watts & al Hindi* 1999). Im Fall von Solitaire 2 kommt sein Gehalt an porösen Füllerbestandteilen, die mit Matrix gefüllt sind, als Erklärung in Frage. Die Autoren sprechen sogar von einem eingebauten Soft-Start System des Komposits (*Watts & al Hindi* 1999).

Die in dieser Arbeit nicht untersuchten chemisch härtenden Komposite zeigen eine besonders langsame Polymerisationskinetik und produzieren im Vergleich zu Mikrofüller- und Hybridkompositen eine sehr geringe Polymerisationsspannung (*Bouschlicher et al.* 1997; *Feilzer et al.* 1993; *Kinomoto et al.* 1999). Aufgrund ihrer unkomfortablen Verarbeitungseigenschaften werden sie heutzutage nur noch sehr selten für direkte Kompositrestaurationen benutzt. Die Hauptunterschiede der lichthärtenden Komposite werden durch ihren Gehalt an Photoinitiatoren, Co-Initiatoren und Inhibitoren bestimmt (*Venhoven et al.* 1996). Diese charakteristischen

Materialeigenschaften werden allerdings nicht oder nur unzureichend von den Herstellern angegeben. Deshalb führt die Aushärtung von manchen Kompositen mit bestimmten Polymerisationsverfahren oder Lampen nicht immer zum erwünschten Ergebnis, wie weiter oben schon beschrieben wurde.

Manche Autoren sehen hingegen die Schrumpfungproblematik vor allem durch die chemische Zusammensetzung des Komposits und nicht so entscheidend durch die Art der Polymerisationslampe und des verwendeten Verfahrens bedingt (*Christensen et al.* 1999). Die Unterschiede der untersuchten Komposite werden am Beispiel von Z250 und Silux Plus sehr deutlich.

So polymerisiert das schnellste Material der Studie (Z250) bei der Härtung mit Standard Halogenlampen bei 200mW/cm^2 schneller als das langsamste Material (Silux Plus) bei 800 mW/cm^2 . Vergleichbare Schrumpfungsraten werden nur erzielt, wenn die Soft-Start Protokolle individuell an die Komposite angepasst werden. So fordert die Pulse Härtungstechnik spezifische Lichtintensitäten und Belichtungszeiten für die erste Teilbelichtung der jeweiligen Komposite.

4.3 Schlussfolgerungen

Die Polymerisation von lichthärtenden Kompositen bei reduzierter Lichtintensität verlangsamt die Kontraktionsgeschwindigkeit und verzögert den Schrumpfungsstart, so dass mehr Zeit für die Kompensation der Kontraktionsspannungen bleibt. Die geringe Lichtintensität führt jedoch bei fast allen Kompositen zu einer ungenügenden Aushärtung.

Die Soft-Start Polymerisationsprotokolle erreichen eine Reduktion der Polymerisationsgeschwindigkeit bei vergleichbar guter Durchhärtung. Plasmabogenlampen bewirken einen sofortigen Start und einen schnellen Verlauf der Polymerisationsreaktion.

Das Emissionsspektrum der Polymerisationslampe sollte auf das spektrale Absorptionsverhalten der im Komposit enthaltenen Photoinitiatoren abgestimmt werden.

Die Hersteller von Lichtpolymerisationsgeräten sollten für die verschiedenen Komposite individuell angepasste Härtungsprotokolle angeben, um so die Variabilität zwischen den Materialien zu reduzieren.

5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Bestimmung der Polymerisationskinetik und des Konversionsgrades von fünf verschiedenen lichthärtenden Kompositen nach der Polymerisation mit Plasmabogenlampen im Vergleich zu Standard Halogenlampen und Soft-Start Verfahren.

Zu diesem Zweck wurde die Polymerisationsschrumpfung mit der von *Watts & Cash* (1991) beschriebenen Deflecting Disk Technique gemessen. Die Konversionsrate wurde indirekt über die Härtemessung nach Knoop bestimmt, die nach 24 Stunden Lagerung bei 37° C auf der Unterseite der 1,5 mm hohen Proben gemessen wurde. Es wurden vier Feinhybridkomposite (Definite, Herculite XRV, Solitaire 2 und Z250) und ein Mikrofüllerkomposit (Silux Plus) untersucht. Die verwendeten Polymerisationsverfahren beinhalten Standard Halogenlampen mit drei verschiedenen Lichtintensitäten (Elipar Trilight, ESPE), Exponentialhärtung (dito), Stufenhärtung (Elipar Hilight, ESPE), Pulse Härtung (VIP, Bisco) und zwei Xenon Plasmabogenlampen (Apollo95E, DMDS; PAC, ADT).

Die Standard Halogenlampen mit geringer Lichtintensität verzögern den Startpunkt und verlangsamen den Ablauf der Polymerisationsreaktion. Sie erreichen aber für fast alle Komposite geringere Härtewerte. Lediglich bei Z250 ergeben sich keine signifikanten Unterschiede bei der Konversionsrate.

Die Soft-Start Verfahren erzielen hingegen dieselben günstigen Schrumpfungskinetikwerte der Niedrigenergie Polymerisation und vergleichbar hohe Konversionsraten wie mit den Standard Härtungsverfahren. Die Härtung mit den Plasmabogenlampen führt zu einem sofortigen Start und raschen Ablauf der Polymerisationsreaktion. Sie kann aber die Komposite Definite und Solitaire 2 nicht ausreichend polymerisieren. Die Härtungseigenschaften der untersuchten Komposite unterscheiden sich untereinander sehr stark und beeinflussen den Erfolg der verschiedenen Polymerisationsprotokolle.

Schlussfolgernd lässt sich sagen, dass die Verwendung von Soft-Start Verfahren ein großes Potential bietet, die auftretenden Kontraktionsspannungen während der Polymerisation durch das Nachfließen von Komposit zu kompensieren. Dieser Effekt führt nicht zu Einbußen der Konversionsrate und kann zu einer besseren Randqualität der Kompositrestauration beitragen. Bei der klinischen Anwendung von Kompositmaterialien sollte die Wahl der Polymerisationslampe und des Polymerisationsverfahrens individuell auf das benutzte Komposit abgestimmt werden. Nur so lässt sich dann das bestmögliche Ergebnis in Bezug auf gute Materialeigenschaften erzielen.

6 Literaturverzeichnis

Aw, T.C., Nicholls, J.I.: Polymerization shrinkage of restorative resins using laser and visible light curing. *J Clin Laser Med Surg* 15(3), 137-41 (1997).

Aw, T.C., Nicholls, J.I.: Polymerization shrinkage of densely-filled resin composites. *Oper Dent* 26(5), 498-504 (2001).

Bandyopadhyay, S.: A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J Biomed Mater Res* 16(2), 135-44 (1982).

Bausch, J.R., de Lange, K., Davidson, C.L., Peters, A., de Gee, A.J.: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 48(1), 59-67 (1982).

Bouschlicher, M.R., Vargas, M.A., Boyer, D.B.: Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent* 10(2), 88-96 (1997).

Bouschlicher, M.R., Rueggeberg, F.A.: Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 12(6), 328-339 (2000).

Bowen, R.L., Rapson, J.E., Dickson, G.: Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resins. *J Dent Res* 61(5), 654-8 (1982).

Bowen, R.L., Nemoto, K., Rapson, J.E.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 106(4), 475-7 (1983).

Burgess, J.O., DeGoes, M., Walker, R., Ripps, A.H.: An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11(1), 125-32 (1999).

Caughman, W.F., Caughman, G.B., Shiflett, R.A., Rueggeberg, F., Schuster, G.S.: Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 12(8), 737-40 (1991).

Cook, W. D.: Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 61(12), 1436-8 (1982).

Chen, H.Y., Manhart, J., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 17(3), 253-9 (2001).

Christensen, R.P., Palmer, T.M., Ploeger, B.J., Yost, M.P.: Resin polymerization problems - are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend Contin Educ Dent Suppl* 25, 42-54 (1999).

Davidson, C.L., de Gee, A.J.: Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63(2), 146-8 (1984).

Davidson-Kaban, S.S., Davidson, C.L., Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Erdilek, N.: The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater* 13(6), 344-52 (1997).

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* 9(1), 11-4 (1993).

de Gee, A.J., Davidson, C.L., Smith, A.: A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *J Dent* 9(1), 36-42 (1981).

Eick, J.D., Welch, F.H.: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17(2), 103-111 (1986).

Ernst, C.-P., Kürschner, R., Willerhausen, B.: Polymerisationsspannung in Kompositmaterialien bei Verwendung eines zweistufigen Lichtpolymerisationsgerätes. *Acta Med Dent Helv* 2(8), (1997).

Fano, V., Ortalli, I., Pizzi, S., Bonanini, M.: Polymerization shrinkage of microfilled composites determined by laser beam scanning. *Biomaterials* 18(6), 467-70 (1997).

Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66(11), 1636-9 (1987).

Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 59(3), 297-300 (1988).

Feilzer, A.J., De Gee, A.J., Davidson, C.L.: Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68(1), 48-50 (1989).

Feilzer, A.J., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater* 9(1), 2-5 (1993).

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(5), 322-6 (1995).

Goldman, M.: Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J* 28(3), 156-61 (1983).

Guggenberger, R., Weinmann, W.: Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent* 13(Spec No), 82D-84D (2000).

Herder: Der Große Herder, 5. Aufl. Herder Verlag Freiburg 1956.

Hickel, R., Dasch, W., Janda, R., Tyas, M., Anusavice, K.: New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 48(1), 3-16 (1998).

Hofmann, N., Renner, J., Hugo, B., Klaiber, B.: Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs. standard or soft-start halogen light irradiation. *J Dent* 30(5-6), 223-32 (2002).

Janda, R.: Konditionierung der Zahnhartsubstanzen mit Säuren und Komplexbildnern - Teil 1: Der Zahnschmelz. *Phillip J Restaur Zahnmed* 5(4), 210-20 (1988).

Kanca, J., 3rd, Suh, B.I.: Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 12(3), 107-12 (1999).

Klaiber, B., Haller, B.: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit. *Dtsch Zahnärztl Z* 43(8), 893-9 (1988).

Kinomoto, Y., Torii, M., Takeshige, F., Ebisu, S.: Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent* 27(5), 383-9 (1999).

Koran, P., Kürschner, R.: Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent* 11(1), 17-22 (1998).

Labella, R., Davy, K.W., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Vanherle, G.: Monomethacrylate co-monomers for dental resins. *Eur J Oral Sci* 106(3), 816-24 (1998).

Lai, J.H., Johnson, A.E.: Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 9(2), 139-43 (1993).

Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Imfeld, T.: Komposits - Klassifikation und Wertung. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 93(10), 914-29 (1983).

Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.: Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater* 7(2), 107-13 (1991).

Manhart, J., Schmidt, M., Chen, H.Y., Kunzelmann, K.H., Hickel, R.: Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent* 26(4), 357-66 (2001).

Mehl, A., Hickel, R., Kunzelmann, K.H.: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25(3-4), 321-30 (1997).

Pearson, G.J., Longman, C.M.: Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by a visible-light curing system. *J Oral Rehabil* 16(1), 57-61 (1989).

Puckett, A.D., Smith, R.: Method to measure the polymerization shrinkage of light-cured composites. *J Prosthet Dent* 68(1), 56-8 (1992).

Rees, J.S., Jacobsen, P.H.: The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 5(1), 41-4 (1989).

Reinhardt, K.J.: Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 46(3), 204-8 (1991).

Renner, J.: Restmonomergehalt von Kompositen bei Aushärtung mit unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. -verfahren in vitro. *Med Diss*, Würzburg 2003.

Roulet, J.F.: *Degradation of dental polymers*. Karger Verlag München 1987.

Rueggeberg, F.A., Craig, R.G.: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res* 67(6), 932-7 (1988).

Rueggeberg, F.A., Caughman, W.F., Chan, D.C.: Novel approach to measure composite conversion kinetics during exposure with stepped or continuous light-curing. *J Esthet Dent* 11(4), 197-205 (1999).

Rueggeberg, F.A., Ergle, J.W., Mettenberg, D.J.: Polymerization depth of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent* 12(6), 340-349 (2000).

Ruyter, I.E., Svendsen, S.A.: Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. *Acta Odontol Scand* 36(2), 75-82 (1978).

Sakaguchi, R.L., Berge, H.X.: Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 26(8), 695-700 (1998).

Sharp, L.J., Choi, I.B., Lee, T.E., Sy, A., Suh, B.I.: Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *J Dent* 31(2), 97-103 (2003).

Sidhu, S.K., Henderson, L.J.: Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. *Am J Dent* 5(5), 240-4 (1992).

Söderholm, K.J., Shang, S.W.: Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 72(6), 1050-4 (1993).

Soltész, U., Benkeser, G. (1989). Fatigue behaviour of filling materials. In: *Oral Implantology and biomaterials*. Kawahara, H. editor. The Netherlands: Elsevier Science Publishers, pp. 281-286.

Stansbury, J.W.: Curing dental resins and composites by photopolymerisation. *J Esthet Dent* 12(6), 300-308 (2000).

Uno, S., Asmussen, E.: Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99(5), 440-4 (1991).

Unterbrink, G.L., Muessner, R.: Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 23(3), 183-9 (1995).

Vankerckhoven, H., Lambrechts, P., van Beylen, M., Davidson, C.L., Vanherle, G.: Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res* 61(6), 791-5 (1982).

Venhoven, B.A., de Gee, A.J., Davidson, C.L.: Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials* 17(24), 2313-8 (1996).

Walls, A.W., McCabe, J.F., Murray, J.J.: The polymerization contraction of visible-light activated composite resins. *J Dent* 16(4), 177-81 (1988).

Wassell, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.: Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater* 8(4), 218-23 (1992).

Watts, D.C., Cash, A.J.: Kinetics of rigid polymerisation contraction in visible-light-activated restoratives. *J Dent Res* 67(Abstr. No. 895), 224 (1988).

Watts, D.C., Cash, A.J.: Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 7(4), 281-7 (1991).

Watts, D.C., al Hindi, A.: Intrinsic 'soft-start' polymerisation shrinkage-kinetics in an acrylate-based resin-composite. *Dent Mater* 15(1), 39-45 (1999).

Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Celis, J.P., Vanherle, G.: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8(5), 310-9 (1992).

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

Yoshikawa, T., Burrow, M.F., Tagami, J.: The effects of bonding system and light curing method on reducing stress of different C-factor cavities. *J Adhes Dent* 3(2), 177-83 (2001).

7 Anhang

7.1 Herstellerverzeichnis

Messverstärker:	MGC mit AB 12 und MC 55, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt
Photosensor:	Eigenkonstruktion
Wegaufnehmer:	HBM W1T3, F.Nr. 30486, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt
AD/DA Wandlerkarte:	Super 14Bit A/D-D/A Karte, Decision Computer International Co.,Ltd., Deutschland
Computerprogramme:	EASY DAQ Standard V1.0, Decision Computer International Co.,Ltd., Deutschland Microsoft Excel, Microsoft, Redmont WA, USA SPSS for Windows 10.0, SPSS Inc., Chicago Ill, USA Origin / The ultimate Solution, V 4.1, Microcal Software Inc., Northhampton MA, USA
Digital-Stoppuhr:	Conrad, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
Härteprüfgerät:	3212, Zwick, Materialprüfung, D-89079 Ulm-Eisingen
Applikationspistole:	Dentsply, De Trey GmbH, D-78467 Konstanz
Hartsilikon:	President Regular Body [®] , Coltène AG, CH-9450 Altstätten, Schweiz
Objektträger:	Knittel Gläser, ca. 76*26*1 mm, geschnitten, Hartenstein
Deckgläser:	Knittel Gläser, ca. 21*26*0,14 mm, Hartenstein
Silanhaftvermittler:	Monobond-S, Vivadent, Schaan, Lichtenstein; Ch#906891

Radiometer:	Model 100 Curing Radiometer, Demetron Research Corp., Danbury CT, USA, SN#105697
Kunststoffmatrizen:	No.686, 8mm, Hawe-Neos Dental, CH-6934 Bioggio, Schweiz
Sekundenkleber:	Nr. 1733, Renfert GmbH, D-78247 Hilzingen
Wärmeschrank:	Typ: KB 600, Haraeus, Hanau
Heidemannspatel:	PFHHS1, #422444, Hu-Friedy, D-69181 Leimen
Mikrometerschraube:	#156-105, Mitutoyo, 41469 Neuss
Digitalthermometer:	Digitemp D 2000 / 20, TfA Dostmann, D-97877 Reichholzheim
Polymerisationslampen:	The Plasma Arc Curing System, American Dental Technologies, Inc., Corpus Christi, USA; SN#1631 Elipar [®] Trilight, Espe Dental AG, Seefeld; SN#3900248 Elipar [®] Highlight, Espe Dental AG, Seefeld; SN#3814343 VIP [™] , Bisco Inc., Schaumburg Ill., USA; SN#000000144 Apollo95E, Dental Medical Diagnostics System, Fleury d'Aude, Frankreich; SN#A905.2397
Komposite:	Definite [®] A2, Degussa-Hüls AG, Hanau; Ch# 300 Filltec [™] Z250 A2, 3M Dental Products, St.Paul Minn, USA; Ch# 9AK 19990413 XRV [™] Herculite [®] <i>Dentin</i> A2 Unidose [™] , Kerr Corp., Orange, USA; Ch#902091 Solitaire [®] A2, Haraeus Kulzer, Dormagen; Ch# VP190399/Ju Silux Plus [™] <i>Universal opak</i> , 3M Dental Products, St.Paul Minn, USA; Ch# 9BE19990217

7.2 Ergebnistabellen

7.2.1 Halogenlampen Standard

Mittelwerte ± Stabw	Komposit	Halogenlampen Standard		
		Tri800	Tri400	Tri200
T ₀ [s]	Definite	1,05 ± 0,12	1,41 ± 0,07	1,48 ± 0,06
	Herculite	1,24 ± 0,09	1,57 ± 0,09	1,84 ± 0,12
	Silux Plus	1,37 ± 0,12	1,78 ± 0,20	2,26 ± 0,25
	Solitaire 2	1,62 ± 0,12	1,95 ± 0,16	2,60 ± 0,17
	Z250	0,91 ± 0,06	1,14 ± 0,11	1,36 ± 0,08
dc/dt [%/s]	Definite	0,38 ± 0,01	0,25 ± 0,01	0,22 ± 0,01
	Herculite	0,37 ± 0,01	0,28 ± 0,01	0,22 ± 0,01
	Silux Plus	0,21 ± 0,01	0,17 ± 0,003	0,12 ± 0,003
	Solitaire 2	0,32 ± 0,01	0,27 ± 0,002	0,21 ± 0,004
	Z250	0,59 ± 0,01	0,48 ± 0,02	0,39 ± 0,02
c60 [%]	Definite	2,67 ± 0,09	2,62 ± 0,09	2,55 ± 0,03
	Herculite	2,83 ± 0,10	2,77 ± 0,09	2,63 ± 0,11
	Silux Plus	2,33 ± 0,11	2,22 ± 0,07	2,03 ± 0,03
	Solitaire 2	3,26 ± 0,04	3,33 ± 0,11	3,15 ± 0,06
	Z250	2,39 ± 0,08	2,32 ± 0,08	2,24 ± 0,07
Härte [HK]	Definite	61,48 ± 2,42	56,19 ± 0,93	54,88 ± 1,60
	Herculite	55,69 ± 1,88	51,73 ± 0,96	50,00 ± 2,91
	Silux Plus	38,04 ± 1,37	35,83 ± 1,52	30,33 ± 1,14
	Solitaire 2	51,25 ± 1,62	47,21 ± 1,77	44,40 ± 2,10
	Z250	67,55 ± 2,55	66,66 ± 1,90	65,58 ± 1,50

Tabelle 4. Mittelwerte und Standardabweichung nach Härtung mit Standardhalogenlampen unterschiedlicher Lichtintensität. T₀ beschreibt die Startverzögerung in Sekunden, dc/dt die Kontraktionsgeschwindigkeit in Prozent pro Sekunde, c60 die Kontraktionsschrumpfung nach 60 Minuten in Volumenprozent und Härte die Knoop Härte nach 24 Stunden.

7.2.2 Halogenlampen Soft-Start

Mittelwerte ± Stabw	Komposit	Halogenlampen Softstart		
		Stufen	Expo	Pulse
T₀ [s]	Definite	2,64 ± 0,43	6,12 ± 0,46	1,13 ± 0,09
	Herculite	2,81 ± 0,34	6,02 ± 0,26	1,27 ± 0,09
	Silux Plus	3,2 ± 0,18	6,65 ± 0,52	1,4 ± 0,11
	Solitaire 2	4,13 ± 0,31	7,24 ± 0,33	1,6 ± 0,17
	Z250	1,67 ± 0,09	3,62 ± 0,21	1,44 ± 0,14
dc/dt [%/s]	Definite	0,16 ± 0,01	0,13 ± 0,004	0,22 ± 0,01
	Herculite	0,18 ± 0,02	0,18 ± 0,01	0,2 ± 0,01
	Silux Plus	0,13 ± 0,01	0,12 ± 0,003	0,15 ± 0,01
	Solitaire 2	0,25 ± 0,01	0,2 ± 0,002	0,25 ± 0,01
	Z250	0,25 ± 0,02	0,18 ± 0,01	0,27 ± 0,01
c60 [%]	Definite	2,55 ± 0,05	2,68 ± 0,09	2,63 ± 0,09
	Herculite	2,66 ± 0,06	2,71 ± 0,11	2,7 ± 0,11
	Silux Plus	2,24 ± 0,04	2,13 ± 0,07	2,25 ± 0,09
	Solitaire 2	3,27 ± 0,04	3,08 ± 0,05	3,37 ± 0,08
	Z250	2,2 ± 0,04	2,26 ± 0,14	2,29 ± 0,07
Härte [HK]	Definite	54,48 ± 3,79	62,74 ± 3,19	57,09 ± 1,43
	Herculite	55,28 ± 1,13	56,22 ± 2,71	54,24 ± 0,79
	Silux Plus	40,26 ± 1,48	36,13 ± 1,20	37,83 ± 1,81
	Solitaire 2	50,44 ± 2,41	49,32 ± 1,75	47,67 ± 1,96
	Z250	65,88 ± 1,84	68,23 ± 1,12	66,15 ± 1,32

Tabelle 5. Mittelwerte und Standardabweichung nach Härtung mit unterschiedlichen Soft-Start Verfahren mit Standardhalogenlampen. T₀ beschreibt die Startverzögerung in Sekunden, dc/dt die Kontraktionsgeschwindigkeit in Prozent pro Sekunde, c60 die Kontraktionsschrumpfung nach 60 Minuten in Volumenprozent und Härte die Knoop Härte nach 24 Stunden.

7.2.3 Plasmabogenlampen

Mittelwerte ± Stabw	Komposit	Plasmabogenlampen		
		ApoSC	Apo2x3	PAC
T₀ [s]	Definite	0,18 ± 0,06	0,17 ± 0,04	0,36 ± 0,06
	Herculite	0,54 ± 0,07	0,42 ± 0,04	0,44 ± 0,06
	Silux Plus	0,59 ± 0,10	0,42 ± 0,11	0,46 ± 0,02
	Solitaire 2	1,41 ± 0,11	1,26 ± 0,11	0,55 ± 0,05
	Z250	0,24 ± 0,04	0,18 ± 0,03	0,32 ± 0,04
dc/dt [%/s]	Definite	0,82 ± 0,03	0,96 ± 0,06	0,2 ± 0,002
	Herculite	0,48 ± 0,02	0,57 ± 0,02	0,46 ± 0,02
	Silux Plus	0,27 ± 0,01	0,3 ± 0,003	0,27 ± 0,004
	Solitaire 2	0,37 ± 0,02	0,4 ± 0,01	0,37 ± 0,01
	Z250	0,75 ± 0,05	0,89 ± 0,04	0,75 ± 0,03
c60 [%]	Definite	2,61 ± 0,10	2,53 ± 0,08	2,08 ± 0,03
	Herculite	2,48 ± 0,06	2,52 ± 0,03	2,73 ± 0,04
	Silux Plus	2,13 ± 0,05	2,01 ± 0,06	2,12 ± 0,05
	Solitaire 2	3,05 ± 0,13	3,13 ± 0,12	3,16 ± 0,06
	Z250	2,22 ± 0,10	2,11 ± 0,12	2,31 ± 0,07
Härte [HK]	Definite	59,42 ± 2,27	59,75 ± 1,10	39,97 ± 2,00
	Herculite	48,82 ± 2,24	48,25 ± 1,96	49,93 ± 1,89
	Silux Plus	30,32 ± 1,22	30,84 ± 1,41	37,21 ± 1,33
	Solitaire 2	19,52 ± 0,84	27,48 ± 1,26	43,83 ± 1,58
	Z250	65,96 ± 1,64	66,98 ± 1,38	68,67 ± 2,46

Tabelle 6. Mittelwerte und Standardabweichung nach Härtung mit unterschiedlichen Plasmabogenlampen. T₀ beschreibt die Startverzögerung in Sekunden, dc/dt die Kontraktionsgeschwindigkeit in Prozent pro Sekunde, c60 die Kontraktionsschrumpfung nach 60 Minuten in Volumenprozent und Härte die Knoop Härte nach 24 Stunden.

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Klaiber danke ich für die freundliche Überlassung des Themas und die fachkundige Beratung.

Herrn Prof. Dr. med. dent. Alfred Renk danke ich für die Übernahme des Koreferats.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Oberarzt Dr. med. dent. Norbert Hofmann für seine vorbildliche und konstruktive Betreuung der gesamten Arbeit. Ohne seine Fachkenntnis und sein Engagement wäre die Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.

Ich bedanke mich weiter bei den Mitarbeitern der Abteilung für Funktionswerkstoffe der Medizin und der Zahnheilkunde für ihre freundliche Unterstützung.

Lebenslauf

Name	Walter Denner
Eltern	Waldemar und Melda Denner
Geburtsdatum	19.02.1974
Geburtsort	Bad Neustadt an der Saale
Familienstand	ledig
Konfession	römisch - katholisch
1980-1984	Grundschule Großwenkheim
1984-1993	Johann-Phillip von Schönborn Gymnasium Münnerstadt
1993-1994	Wehrdienst 1. Panzergrenadierbataillon 352 Mellrichstadt
1994-1996	Studium der Luft- und Raumfahrttechnik an der Universität Stuttgart
Mai 1996	Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg
April 1997	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
Oktober 1998	Zahnärztliche Vorprüfung
Juni 2001	Staatsexamen
Juli 2001	Approbation als Zahnarzt
seit Oktober 2001	wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Würzburg (Direktor Prof. Dr. med. dent. B. Klaißer).

Würzburg, im Mai 2003

